

# **Techniques d'échographie cardiaque**

Classiques, nouvelles, futures

## Chez le même éditeur

### *Du même auteur :*

- Échocardiographie clinique**, par C. Klimczak. Cardiologie pratique. 2010, 6<sup>e</sup> édition, 262 pages.  
**120 pièges en échocardiographie**, par C. Klimczak. Cardiologie pratique. 2009, 2<sup>e</sup> édition, 264 pages.  
**Échographie cardiaque transoesophagienne**, par C. Klimczak. Cardiologie pratique. 2002, 2<sup>e</sup> édition, 176 pages.

### *Dans la même collection :*

- Stress, dépression et pathologie cardiovasculaire**, par J.-P. Bounhoure. 2010, 240 pages.  
**ECG pathologique. De la théorie à la pratique**, 140 tracés, par L. de Roy, C. Brohet, M. Renard. 2005, 272 pages.  
**Échocardiographie pédiatrique et foetale**, par P. Acar. 2008, 2<sup>e</sup> édition, 232 pages.  
**Cardiologie clinique**, par W. Rutishauser, J. Sztajzel. 2004, 312 pages.  
**Coronarographie et angioplastie coronaire**, par F. Philippe. 2002, 144 pages.

### *Autres ouvrages :*

- Imagerie cardiaque : scanner et IRM**, par O. Vignaux. Imagerie médicale : diagnostic. 2011, 2<sup>e</sup> édition, 344 pages.  
**Urgences cardiovasculaires et situation critique en cardiologie**, par A. Cohen, E. Berthelot-Garcias, F. Douna. 2010, 344 pages.  
**Atlas d'IRM cardiaque**, par L. Monnier-Cholley, S. Ederhy, L. Arrivé. Imagerie médicale : atlas. 2008, 136 pages.  
**Scanner et IRM cardiaques pédiatriques**, par P. Ou, D. Sidi, D. Bonnet. Imagerie médicale : pratique. 2008, 288 pages.  
**Cardiologie et maladies vasculaires**, par la Société française de cardiologie. 2007, 1680 pages.  
**Les troubles du rythme cardiaque dans la pratique médicale courante**, par L. De Roy, D. El Allaf, M. Renard. 2006, 4<sup>e</sup> édition, 224 pages.  
**Urgences cardiovasculaires**, par G. Pochmalicki, F. Jan. 2005, 576 pages.  
**Imagerie du coeur et des artères coronaires**, par la Société française de cardiologie et la Société française de radiologie. 2005, 128 pages.  
**Thérapeutiques en cardiologie**, par F. Jan. 2004, 592 pages.

# Techniques d'échographie cardiaque

**Classiques, nouvelles, futures**

Christophe Klimczak

Cardiologue, Praticien Hospitalier,  
Hôpitaux Universitaires de l'Assistance  
Publique de Paris,  
HU Charles Foix (Ivry-sur-Seine),  
HU Émile Roux (Limeil-Brevannes).



ELSEVIER  
MASSON



Ce logo a pour objet d'alerter le lecteur sur la menace que représente pour l'avenir de l'écrit, tout particulièrement dans le domaine universitaire, le développement massif du « photo-copillage ». Cette pratique qui s'est généralisée, notamment dans les établissements d'enseignement, provoque une baisse brutale des achats de livres, au point que la possibilité même pour les auteurs de créer des œuvres nouvelles et de les faire éditer correctement est aujourd'hui menacée.

Nous rappelons donc que la reproduction et la vente sans autorisation, ainsi que le recel, sont passibles de poursuites. Les demandes d'autorisation de photocopier doivent être adressées à l'éditeur ou au Centre français d'exploitation du droit de copie : 20, rue des Grands-Augustins, 75006 Paris. Tél. 01 44 07 47 70.

Tous droits de traduction, d'adaptation et de reproduction par tous procédés, réservés pour tous pays.

Toute reproduction ou représentation intégrale ou partielle, par quelque procédé que ce soit, des pages publiées dans le présent ouvrage, faite sans l'autorisation de l'éditeur est illicite et constitue une contrefaçon. Seules sont autorisées, d'une part, les reproductions strictement réservées à l'usage privé du copiste et non destinées à une utilisation collective et, d'autre part, les courtes citations justifiées par le caractère scientifique ou d'information de l'œuvre dans laquelle elles sont incorporées (art. L. 122-4, L. 122-5 et L. 335-2 du Code de la propriété intellectuelle).

© 2013, Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés  
ISBN : 978-2-294-70606-6

Elsevier Masson SAS, 62, rue Camille-Desmoulins, 92442 Issy-les-Moulineaux cedex  
[www.elsevier-masson.fr](http://www.elsevier-masson.fr)

# Dédicace

Je dédie ce livre à mes parents Kazimierz et Cyclopedia, ma femme Maria, mes enfants Christian et Caroline et ma sœur Elisabeth.

# Remerciements

Le Docteur Christophe KLIMCZAK remercie les Sociétés d'Imagerie médicale :

- Aloka Hitachi (Color Kinetic Imaging, Vector Flow Mapping)
  - BEM/Kontron Medical (Strain 2D)
  - Bracco Imaging France (échographie de contraste)
  - CAE Vimedix™ (échographie de stimulation)
  - Fukuda Denshi (échographie portable)
  - Kesson/Trimed (archivage numérique)
  - Philips (échographie 3D ETT/ETO)
  - Toshiba (échographie 4D, Strain 3D)
  - Zonare/Trimed (échographie portable, imagerie d'harmonique)
- Ainsi que ses Confrères pour leur contribution efficace et aimable à la réalisation de l'iconographie de cet ouvrage.

Je remercie particulièrement le Docteur Colette Veyrat, Chercheur honoraire au Centre National de la Recherche Scientifique, Post-présidente d'International Cardiac Doppler Society et le Docteur Dominique Guedj-Meynier, présidente de l'Amicale des Cardiologues de Paris et Post-présidente du Collège National des Cardiologues Français.

Les remerciements sont également adressés à Madame Josiane ROUX, Secrétaire médicale, qui a accepté de dactylographier le texte de l'ouvrage.

Le Docteur Christophe Klimczak ne déclare aucun conflit d'intérêt pour le présent ouvrage.

# Préface

Voici donc le nouvel ouvrage de Christophe Klimczak, dernier d'une longue série à succès consacrée à l'échographie cardiaque.

Il réussit une nouvelle fois l'exploit de mettre à la portée de l'échocardiographe débutant comme plus expérimenté la compréhension des bases des nouvelles techniques ultrasonores apparues ces dernières années, comme de celles qui vont probablement émerger dans le futur proche.

Privilégiant comme toujours les données didactiques et le raisonnement clinique basé sur les données numériques, cet ouvrage intègre parfaitement ces nouvelles techniques dans la démarche clinique cardiologique, diagnostique comme pronostique.

Alors oui, si l'on comprend vite que les bases physiques de ces techniques sont souvent complexes, leur mise en œuvre peut être simplifiée et leur interprétation devient accessible aux moins chevronnés.

Bravo et bonne lecture !

**Professeur Albert Hagège**

Chef du Département de Cardiologie,

Hôpital Européen Georges Pompidou, Paris,

Président de la Société Française de Cardiologie.

# Avant-propos

La première application d'imagerie médicale date de 1895 avec l'utilisation des rayons X grâce aux travaux de Wilhelm Conrad Röntgen (1845–1923) (fig. avant-propos). C'est le début de la radiographie. Puis, les techniques s'améliorent et se diversifient tout au long du xx<sup>e</sup> siècle avec l'arrivée de la scintigraphie, du scanner, de l'échographie puis de la résonance magnétique.

En effet, l'imagerie médicale et ses industriels ont profondément bouleversé la médecine moderne en lui apportant de nouveaux champs d'exploration.

L'utilisation des ultrasons en cardiologie a pris au fil des années un essor prodigieux en raison du caractère non invasif et répétitif de cette exploration accessible en routine, de la qualité des renseignements fournis et des progrès technologiques qui se sont succédés à un rythme accéléré.

Pour toutes ces raisons, l'imagerie cardiaque ultrasonore, dite échocardiographie, occupe aujourd'hui une place de tout premier ordre en cardiologie. En effet, cette technique ultrasonore visualise en temps

réel les structures cardiaques dans leur ensemble et en mouvement. L'adjonction de l'effet Doppler rend possible la mesure des flux intracardiaques et même celle des vitesses intramyocardiques. L'analyse simultanée des données anatomiques et dynamiques que l'échocardiographie peut recueillir lors d'un même examen constitue un moyen d'exploration du cœur incomparable.

Progressivement l'échocardiographie Doppler a conforté sa place centrale aussi bien dans la démarche diagnostique que dans l'évaluation pronostique et la décision thérapeutique. Domaine particulièrement dynamique, l'échographie cardiaque devient un examen de routine et continue d'évoluer rapidement avec l'émergence de nouvelles modalités et de nouvelles applications.

L'avènement successif de nouvelles techniques (3D, contraste, Speckle Tracking, ...) témoigne de la vitalité de l'échocardiographie qui a déjà révolutionné notre approche du malade en pratique clinique cardiologique.

Cependant, la maîtrise de la quantité grandissante des informations fournies par ces nouvelles techniques devient de plus en plus complexe et difficile en pratique médicale quotidienne. Pour ces raisons, cet ouvrage a pour but de synthétiser des informations concernant les nouvelles techniques afin de familiariser des utilisateurs et des lecteurs avec la méthodologie de chaque technique échographique exposée et leurs applications cliniques confirmées ou potentielles.

Une bonne connaissance des nouvelles techniques échographiques est indispensable dans la pratique cardiologique moderne, efficace et surtout utile pour les patients.

La preuve est que les nouvelles techniques d'échocardiographie en développement ne cessent de confirmer leur caractère très prometteur pour les années à venir.



Figure 1a] Professeur Röntgen at work. [Philippe X. Bologan]

Docteur Christophe KLIMCZAK

# Abréviations

<b>Ao</b>	Aorte	<b>MVG</b>	Masse ventriculaire gauche
<b>ASE</b>	<i>American Society of Echocardiography</i>	<b>OD</b>	Oreillette droite
<b>CKI</b>	<i>Color Kinetic Imaging</i>	<b>OG</b>	Oreillette gauche
<b>CMH</b>	Cardiomyopathie hypertensive	<b>PAP</b>	Pression artérielle pulmonaire
<b>CMO</b>	Cardiomyopathie obstructive	<b>PHT</b>	<i>Pressure Half-Time</i>
<b>DC</b>	Débit cardiaque	<b>PISA</b>	<i>Proximal Isovelocity Surface Area</i>
<b>DICOM</b>	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>	<b>PTDVG</b>	Pression télédiastolique du ventricule gauche
<b>DTI</b>	Doppler tissulaire myocardique	<b>PVM</b>	Prolapsus valvulaire mitral
<b>ECG</b>	Électrocardiogramme	<b>RA</b>	Rétrécissement aortique
<b>ECM</b>	Échographie de contraste myocardique	<b>RM</b>	Rétrécissement mitral
<b>EDS</b>	Échocardiographie de stress	<b>SM</b>	Surface mitrale
<b>EIC</b>	Échographie intracardiaque	<b>SAo</b>	Surface aortique
<b>ETO</b>	Échocardiographie transœsophagienne	<b>TM</b>	Échographie monodimensionnelle (temps-mouvement)
<b>ETT</b>	Échocardiographie transthoracique	<b>2D</b>	Échographie bidimensionnelle
<b>FC</b>	Fréquence cardiaque	<b>2D Strain</b>	<i>Strain bidimensionnel</i>
<b>FE</b>	Fraction d'éjection	<b>3D</b>	Échographie tridimensionnelle
<b>FM</b>	Flux mitral	<b>3D Strain</b>	Strain tridimensionnel
<b>FR</b>	Fraction de raccourcissement	<b>4D</b>	Échographie en quatre dimensions
<b>FVP</b>	Flux veineux pulmonaire	<b>TAPSE</b>	<i>Tricuspid Annular Plane Systolic Excursion</i>
<b>FVSH</b>	Flux veineux sus-hépatique	<b>TCIV</b>	Temps de construction isovolumétrique
<b>HTA</b>	Hypertension artérielle	<b>TD</b>	Temps de décélération
<b>HTAP</b>	Hypertension artérielle pulmonaire	<b>TRIV</b>	Temps de relaxation isovolumétrique
<b>HVG</b>	Hypertrophie ventriculaire gauche	<b>VCI</b>	Veine cave inférieure
<b>IA</b>	Insuffisance aortique	<b>VD</b>	Ventricule droit
<b>IM</b>	Insuffisance mitrale	<b>VG</b>	Ventricule gauche
<b>IP</b>	Insuffisance pulmonaire	<b>Vp</b>	Vitesse de propagation
<b>IMP (Tei)</b>	Index de performance myocardique	<b>VTD</b>	Volume télédiastolique
<b>IRM</b>	Imagerie par résonance magnétique	<b>VTS</b>	Volume télésystolique
<b>IT</b>	Insuffisance tricuspidiennne	<b>VTI</b>	Vitesse temps intégral
<b>ITV</b>	Intégrale temps-vitesse		
<b>MAPSE</b>	<i>Mitral Annular Plane Systolic Excursion</i>		

# Échocardiographie transthoracique (ETT)

## Introduction

L'échocardiographie réalisée par la voie transthoracique (ETT) est une technique classique dite de référence utilisée aussi bien en ambulatoire qu'en milieu hospitalier. Elle s'impose actuellement comme un examen complémentaire fondamental en cardiologie.

Les avantages de l'ETT classique sont nombreux :

- le caractère non sanglant, indolore et répétitif de l'examen;
- la facilité d'utilisation de la technique au quotidien;
- l'accès large au matériel échographique performant;
- la durée courte de l'examen dit basal en routine cardiologique;
- la formation structurée, accessible et continue des médecins pratiquant l'échocardiographie assurant la fiabilité de l'examen.

En fait, l'échocardiographie transthoracique couplée au Doppler est devenue non seulement l'examen d'imagerie mais aussi l'examen hémodynamique.

Grâce à ses divers modes d'exploitation (imagerie de coupes en temps réel, mode Doppler), l'ETT permet de visualiser de façon dynamique les structures cardiaques et les flux intracardiaques quantifiables.

En pratique cardiologique, l'échographie Doppler apporte de nombreux renseignements sur les plans diagnostique, thérapeutique et pronostique. Grâce aux progrès technologiques et informatiques successifs, l'échocardiographie Doppler permet actuellement une approche diagnostique

encore plus précise et plus fiable de l'anatomie et de la fonction cardiaque.

## Méthodologie

La réalisation de l'examen échographique nécessite un plateau technique adapté et un personnel qualifié.

### Plateau technique

L'équipement du laboratoire d'échographie cardiaque comprend :

- l'appareil d'échocardiographie dit l'échocardiographe équipé :
  - d'une sonde ultrasonore possédant les propriétés prézoélectriques permettant une émission des ultrasons selon la fréquence comprise entre 2 et 5 MHz, en général;
  - des modules du Doppler classique (pulsé, continu et couleur) et du Doppler tissulaire (de préférence);
  - d'un logiciel approprié permettant d'effectuer certaines mesures et calculs et de rédiger un rapport d'examen (facultatif);
  - d'un système informatique de stockage et d'impression des résultats.
- des accessoires : gel hydrosoluble facilitant la transmission des ultrasons entre la sonde et le patient, gaines préservatrices pour enrober la sonde en cas de patient infecté, le matériel de perfusion intraveineuse en cas d'épreuve de contraste;
- le lit d'examen (modulable en hauteur et en inclinaison de préférence) permettant d'installer le patient de façon optimale.

## Personnel

L'examen d'ETT doit être pratiqué par un médecin spécialisé en échographie cardiaque dit l'échocardiographe. Ce médecin ayant eu une formation adéquate est le plus apte à réaliser correctement et à interpréter fiablement l'échocardiogramme.

## Technique d'examen

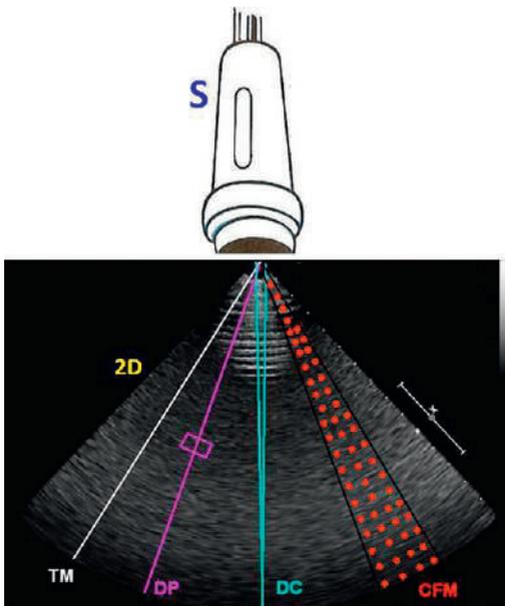
L'examen d'ETT est réalisé chez un patient installé sur le lit en décubitus dorsal ou latéral gauche. La sonde ultrasonore est appliquée sur le thorax du patient examiné et dirigée vers son cœur selon des règles bien définies.

## Modalités d'exploration

Classiquement, l'échocardiographie est utilisée selon deux modalités, le plus souvent couplées donc complémentaires : l'imagerie et le Doppler (figure 1.1).

### Imagerie échographique

Elle peut être réalisée en trois modes : monodimensionnel (TM), bidimensionnel (2D) et tridimensionnel (3D) (figure 1.2). Les modes TM et 2D



**Figure 1.1.** Représentation schématique d'une sonde ultrasonore (S) classique susceptible d'engendrer une imagerie TM, Doppler pulsé (DP), continu (DC) et couleur (CFM) simultanée à l'imagerie bidimensionnelle (2D).

sont utilisés systématiquement en routine cardiologique. L'échographie 3D est une technique plus récente, disponible sur les échographes de « haute gamme ». Son utilisation en pratique quotidienne reste encore limitée.

### Mode monodimensionnel

Dans ce mode, les structures cardiaques sont explorées dans l'axe unique du faisceau ultrasonore sélectionné sur l'imagerie bidimensionnelle. Ce procédé permet d'enregistrer des structures cardiaques en fonction du temps (mode temps-mouvement dit TM).

### Mode bidimensionnel

Ce mode permet d'explorer le cœur simultanément dans deux dimensions (2D) et en temps réel. Le faisceau ultrasonore balaye les structures cardiaques dans un secteur anatomique choisi entre 30 et 110°, ce qui permet d'obtenir une coupe anatomique et dynamique du cœur.

### Doppler cardiaque

Il existe deux techniques du Doppler cardiaque : Doppler des flux et Doppler tissulaire.

#### Doppler des flux

Cette technique du Doppler conventionnel utilisée en routine permet l'exploration des flux sanguins intracardiaques en mesurant leurs vitesses. Elle est fondée sur un phénomène physique des ultrasons connu comme l'effet Doppler.

Il existe deux procédés Doppler utilisés en cardiologie : Doppler pulsé et Doppler continu.

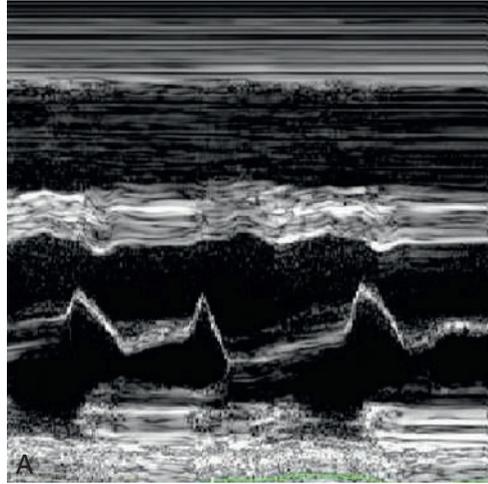
Le Doppler couleur constitue une modalité particulière du Doppler pulsé : Doppler pulsé codé en couleurs. Tous ces modes Doppler sont complémentaires et interdépendants.

#### Doppler pulsé

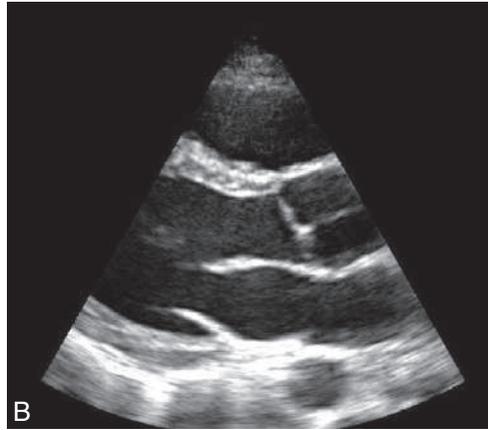
Dans ce procédé, l'émission des ultrasons est discontinue (figure 1.3). Les vitesses sanguines sont mesurées dans un volume d'échantillonnage dit « porte Doppler ». Cette porte est sélectionnée par l'opérateur sur l'image bidimensionnelle par rapport aux structures cardiaques.

Du fait du phénomène d'ambiguïté en vitesse, consécutif à la fréquence de répétition de l'émission pulsée des ultrasons, le Doppler pulsé classique ne permet pas de mesurer les vitesses sanguines supérieures à 1–1,5 m/s. Cette limitation

→ Monodimensionnelle (TM)



→ Bidimensionnelle (2D)



→ Tridimensionnelle (3D)

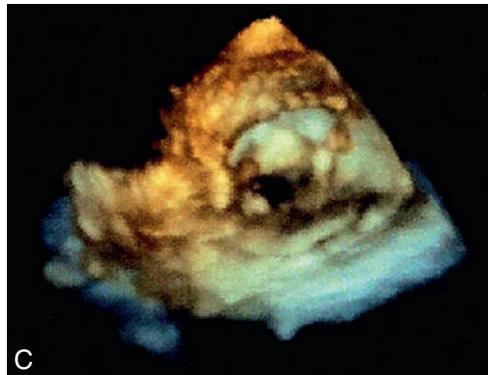


Figure 1.2. Modalités de l'imagerie échocardiographique et du Doppler cardiaque.

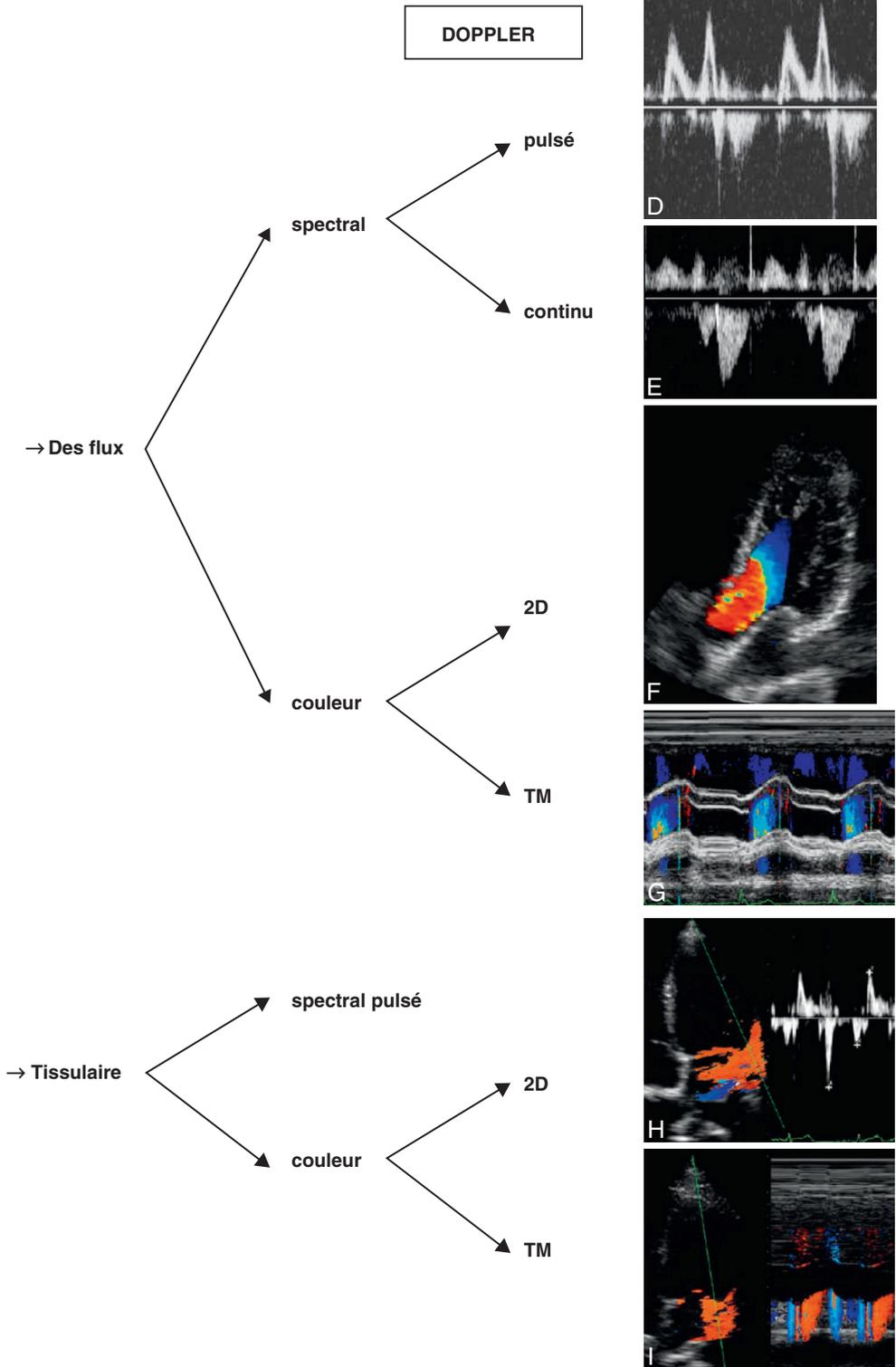
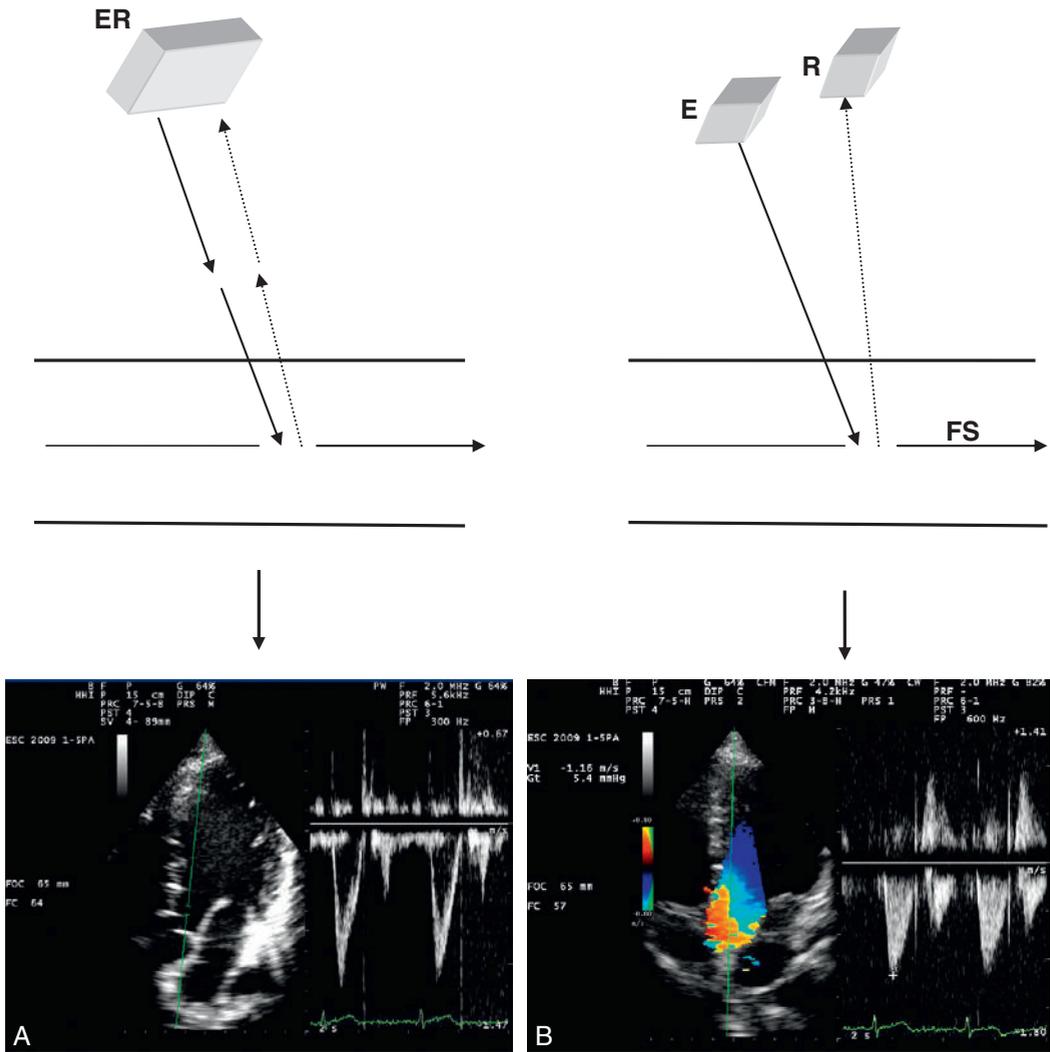


Figure 1.2. Suite.



### Doppler pulsé

### Doppler continu

**Figure 1.3. Deux procédés du Doppler du flux sanguin (FS) :**

- émission pulsée : un seul cristal piézoélectrique fonctionnant alternativement comme émetteur (E) et récepteur (R) ;
- émission continue : des cristaux différents : émetteur (E) et récepteur (R).

En bas : courbes spectrales du flux cardiaque enregistré en Doppler pulsé et continu à partir du Doppler couleur 2D.

de vitesse est responsable d'un phénomène de repliement spectral dit *aliasing*.

### Doppler continu

Dans ce procédé, l'émission et la réception des ultrasons se font de façon continue dans l'axe du faisceau ultrasonore (figure 1.3). Du fait de l'absence du phénomène de répétition, le Doppler continu permet de mesurer les vitesses sanguines les plus élevées sans aucune limitation (sans aliasing).

Les vitesses sanguines mesurées en Doppler pulsé ou continu sont enregistrées en temps réel, sous forme d'une courbe spectrale en fonction de :

- leur valeur absolue exprimée en mètres par seconde ;
- leur direction, soit au-dessus de la ligne du zéro (flux s'approchant de la sonde) soit au-dessous de la ligne du zéro (flux s'éloignant de la sonde).

### Doppler couleur

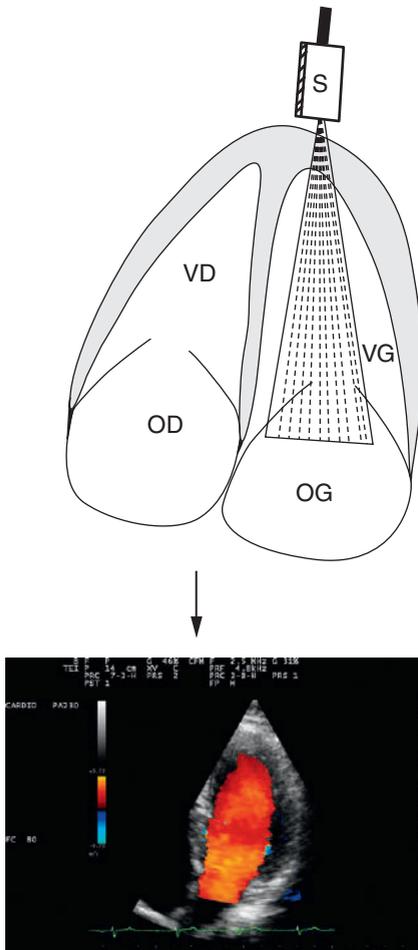
Le Doppler couleur est fondé sur une analyse simultanée de multiples volumes d'échantillonnage du Doppler pulsé, dans un secteur anatomique de 30° de préférence (figure 1.4).

Ce procédé permet de reconstruire les flux sanguins intracardiaques et de les visualiser grâce au système de codage en couleurs (Doppler couleur bidimensionnel).

Par convention, le flux :

- s'approchant de la sonde est codé en rouge-jaune;
- s'éloignant de la sonde est codé en bleu.

Les turbulences sont codées en vert.



**Figure 1.4.** Procédé de Doppler couleur bidimensionnel : émissions multilignes, multiportes à codage couleur (en haut). Flux mitral enregistré en Doppler couleur 2D (en bas).

Le phénomène d'aliasing dû au Doppler pulsé s'exprime par l'inversion des couleurs.

Le Doppler couleur peut être également réalisé en mode TM.

### Doppler tissulaire

Cette technique nécessite un module spécifique intégré à l'échocardiographe. Elle permet de mesurer les vitesses pariétales intramyocardiques liées à l'activité mécanique du cœur.

En pratique, le Doppler tissulaire est réalisé au cours d'un examen échocardiographique conventionnel.

### Échocardiogramme normal

Quatre voies d'abord sont utilisées classiquement lors de l'examen d'ETT (figure 1.5) :

- para-sternale gauche pratiquée systématiquement;
- apicale, au niveau du choc de pointe;
- sous-costale réalisée dans certains cas;
- sus-sternale pour l'étude de la crosse de l'aorte.

### Mode TM

Dans ce mode, les structures cardiaques peuvent être étudiées selon trois incidences classiques à partir de la coupe 2D para-sternale gauche (figure 1.6) :

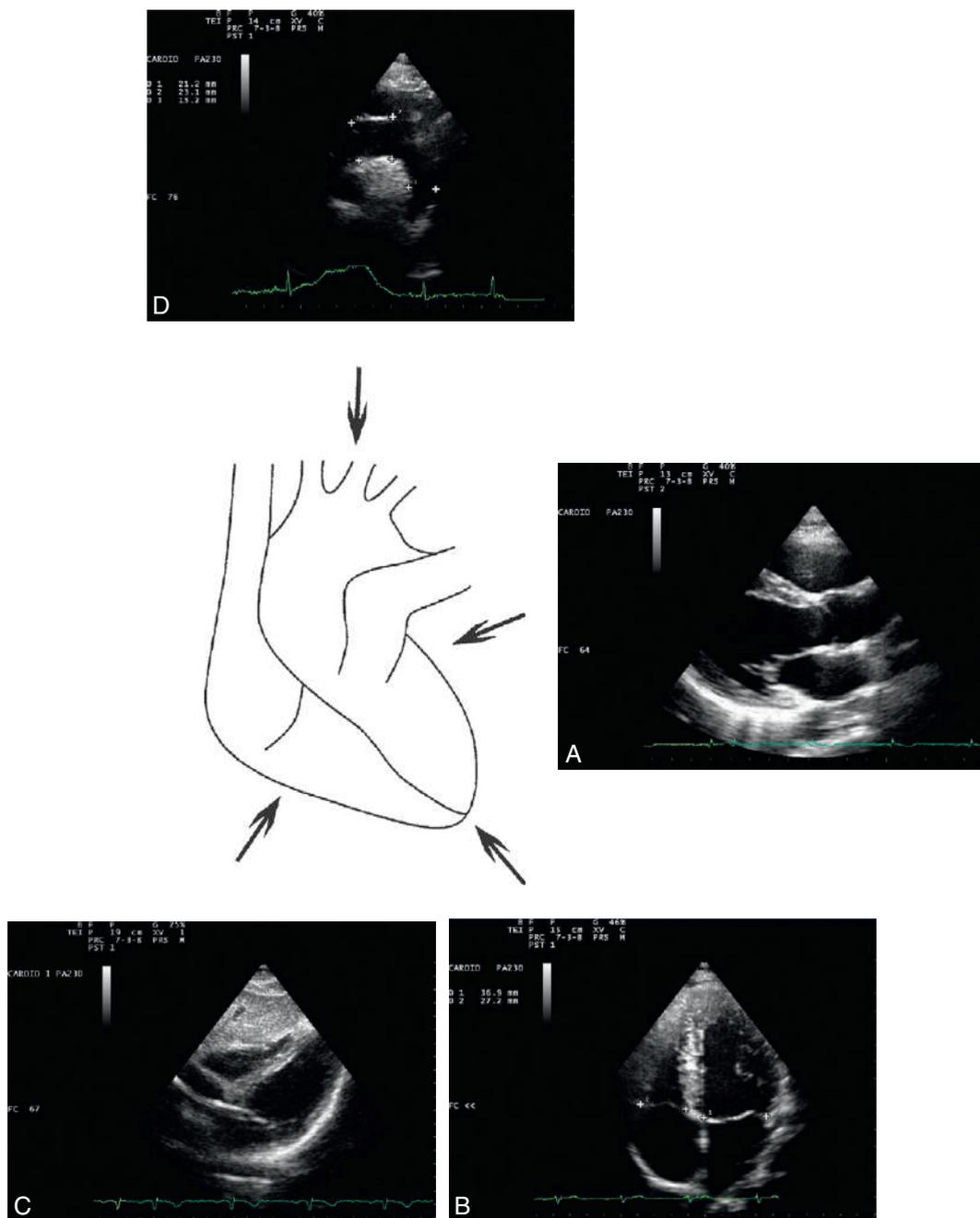
- transaortique;
- transmitrale;
- transventriculaire.

Les mesures classiques réalisées en mode TM sont :

- le diamètre télédiastolique de l'aorte initiale;
- l'ouverture protosystolique des sigmoïdes aortiques;
- le diamètre téléstolique de l'oreillette gauche;
- les épaisseurs télédiastoliques : du septum interventriculaire (EDsiv) et de la paroi postérieure (EDpp) du ventricule gauche;
- le diamètre télédiastolique et téléstolique du ventricule gauche.

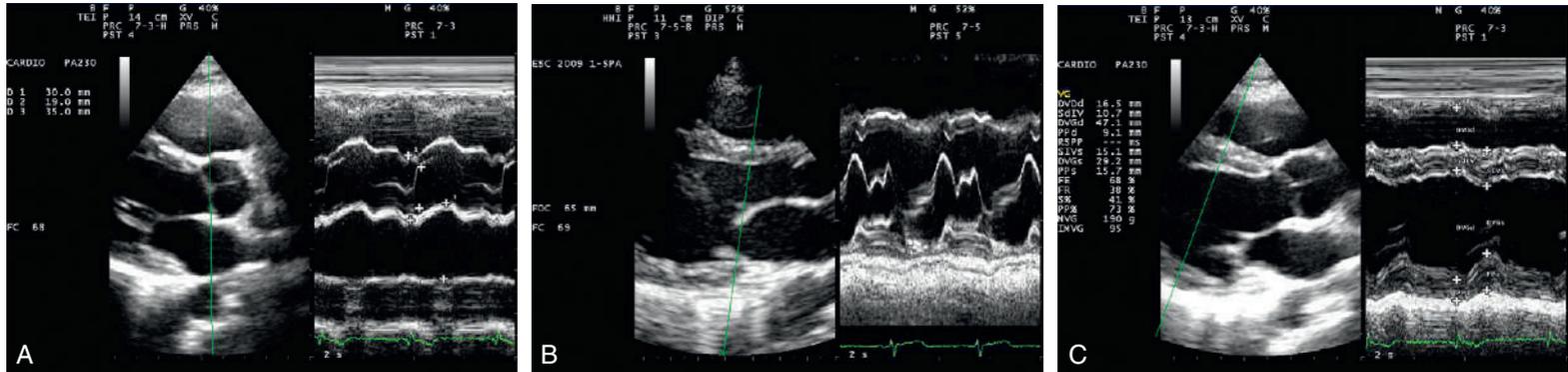
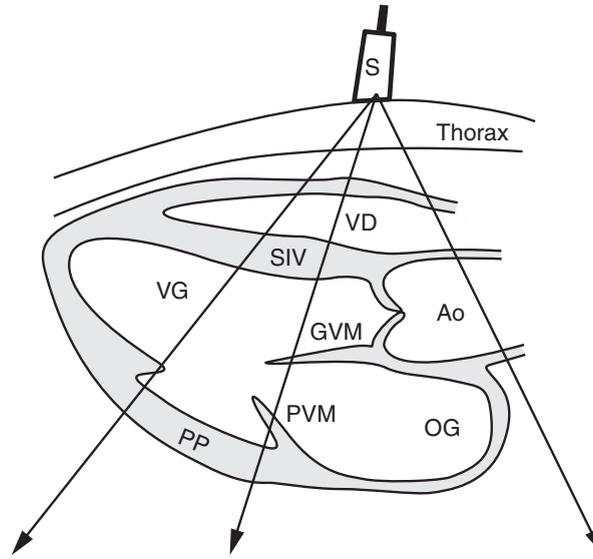
Les calculs suivants sont possibles à partir de l'incidence transventriculaire :

- la fraction de raccourcissement du ventricule gauche (FR). Elle est calculée à partir des diamètres : télédiastolique (DTD) et téléstolique (DTS) du ventricule gauche comme suit :



**Figure 1.5.**

Quatre voies d'exploration du cœur en échographie 2D : parasternale gauche (a. coupe parasternale longitudinale); apicale (b. coupe des quatre acvités); sous-sternale (c. coupe des quatre cavités); sus-sternale (d. coupe de la crosse aortique).



**Figure 1.6.** Trois incidences en échographie TM.

a. Transaortique (diamètres : Ao = 30 mm, OG = 35 mm, ouverture aortique = 19 mm).

b. Transmitrale

c. Transventriculaire (VG : DTD = 47 mm, DTS = 29 mm, EDsiv = 10 mm, EDpp = 9 mm, FR = 38 %, FE = 68 %, MVG = 190 g, EPR = 0,40).

$$FR = \frac{DTD - DTS}{DTD} \times 100$$

(Normale comprise entre 28 et 42 %)

La FR permet d'évaluer la fonction systolique globale du VG à condition que sa cinétique pariétale soit homogène.

- La fraction d'éjection du ventricule gauche (FE). Elle est calculée à partir des volumes télédiastolique (VTD) et télésystolique (VTS) du ventricule gauche de façon suivante :

$$FE = \frac{VTD - VTS}{VTD} \times 100$$

(Normale comprise entre 52 et 78 %)

Les volumes ventriculaires (V) sont calculés habituellement selon la formule de Teicholz en utilisant les valeurs des diamètres (D) ventriculaires gauches : télédiastolique et télésystolique.

$$V = \frac{7 D^3}{2,4 + D}$$

Cette formule est utilisable en cas de VG non déformé, mais dilaté. Elle est inadaptée en cas de trouble de cinétique segmentaire.

- La masse myocardique ventriculaire gauche (MVG).

Elle est calculée le plus souvent à partir de la formule de l'*American Society of Echocardiography* (ASE).

$$MVG = 0,8 [1,04 \times (DTD + ED_{SIV} + ED_{PP})^3 - DTD^3] + 0,6$$

Classiquement, la MVG est corrigée par la surface corporelle du patient, avec des valeurs normales seuils de 134 g/m<sup>2</sup> pour l'homme, et de 110 g/m<sup>2</sup> pour la femme.

- L'épaisseur pariétale relative (EPR).

$$EPR = ED_{SIV} + ED_{PP} / DTD \quad (n < 0,45)$$

En pratique, un logiciel intégré à l'échocardiographe permet un calcul automatique de tous ces paramètres à partir des mesures TM du VG.

### Mode 2D

Plusieurs coupes échographiques 2D peuvent être réalisées à partir de quatre voies d'abord (cf. fig. 1.5) :

- para-sternales : longitudinale et transversales (transaortique, transmitrale, transventriculaires) (figure 1.7);

- apicales : quatre cavités, deux cavités gauches ;
- sous-costales : quatre cavités, transversales ;
- sus-sternales : longitudinale, transversale.

En pratique, les coupes 2D para-sternales gauches et apicales sont le plus souvent utilisées.

Elles permettent de calculer :

- la surface dite anatomique de l'orifice mitral selon la méthode de planimétrie à partir de la coupe para-sternale transversale transmitrale (n : 4–6 cm<sup>2</sup>);
- la fraction d'éjection du ventricule gauche (FE) à partir des volumes télédiastolique (VTD) et télésystolique (VTS) du VG.

$$FE = \frac{VTD - VTS}{VTD} \quad (n : 63 \pm 6 \%)$$

Les volumes ventriculaires peuvent être calculés selon différents modèles mathématiques grâce au logiciel intégré dans l'échographe. Le modèle de Simpson monoplan (coupe apicale des quatre cavités) ou biplan de préférence (coupes apicales des 4 et des deux cavités) est le plus souvent utilisé.

- La surface télésystolique de l'oreillette gauche (n : < 15 cm<sup>2</sup>) et son volume (n : 15–40 ml/m<sup>2</sup>).

### Mode Doppler

Les flux sanguins suivants peuvent être explorés en Doppler transthoracique :

- flux valvulaires : mitral, aortique, tricuspide et pulmonaire ;
- flux veineux pulmonaire ;
- flux veineux sus-hépatique ;
- flux coronaire.

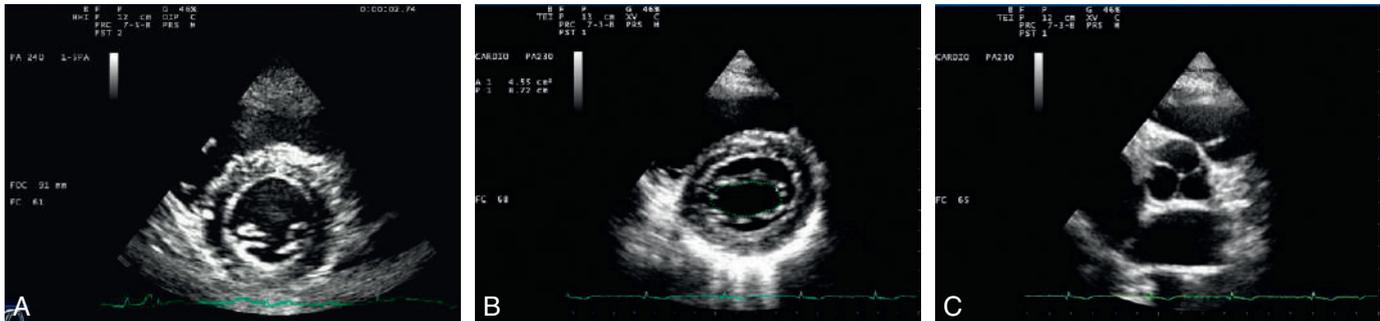
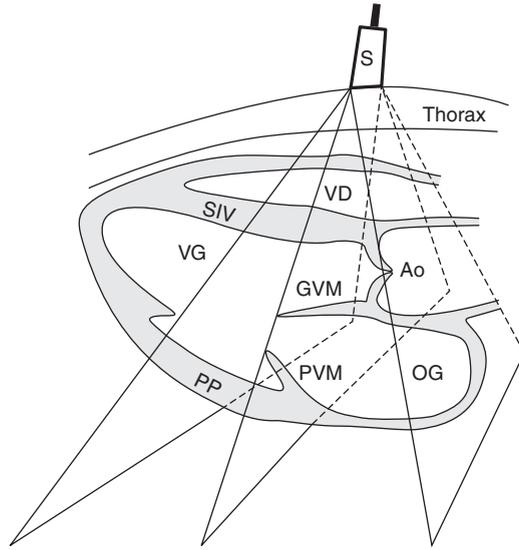
Le Doppler (pulsé, continu) permet d'étudier l'aspect morphologique et vélocimétrique des flux intracardiaques (courbes spectrales) à partir des incidences appropriées (figure 1.8).

### Flux mitral (fig. 1.8 a)

Ce flux est enregistré au mieux par la voie apicale des quatre cavités.

Chez un sujet normal, il est biphasique, composé de :

- l'onde E de remplissage rapide protodiastolique du VG ;
- l'onde A de remplissage ventriculaire télédiastolique due à la contraction auriculaire.



**Figure 1.7.** Trois coupes 2D parasternales transversale : a. transventriculaire. b. transmitrale (surface de l'orifice mitral planimétrée = 4,5 cm<sup>2</sup>). c. transaortique.

Normalement :

- la vélocité maximale de l'onde E est supérieure à celle de l'onde A (rapport :  $E/A > 1$ ). Le rapport E/A diminue avec l'âge;
- le temps de décélération de l'onde E (TD) est de  $193 \pm 20$  ms. Sa mesure demande de prolonger la pente de l'onde E jusqu'à la ligne du zéro;
- le temps de relaxation isovolumétrique du VG (TRIV) est de  $70 \pm 15$  ms. Il est mesuré en Doppler pulsé ou continu selon la coupe apicale entre le clic de fermeture aortique et le début du flux mitral.

### Flux tricuspïdien

La courbe du flux tricuspïdien est positive et de même morphologie que le flux mitral.

### Flux aortique et pulmonaire (fig. 1.8 b)

Ces flux éjectionnels ont un aspect monophasique en systole avec une montée et une descente rapides.

### Flux veineux pulmonaire (FVP) (fig. 1.8 c)

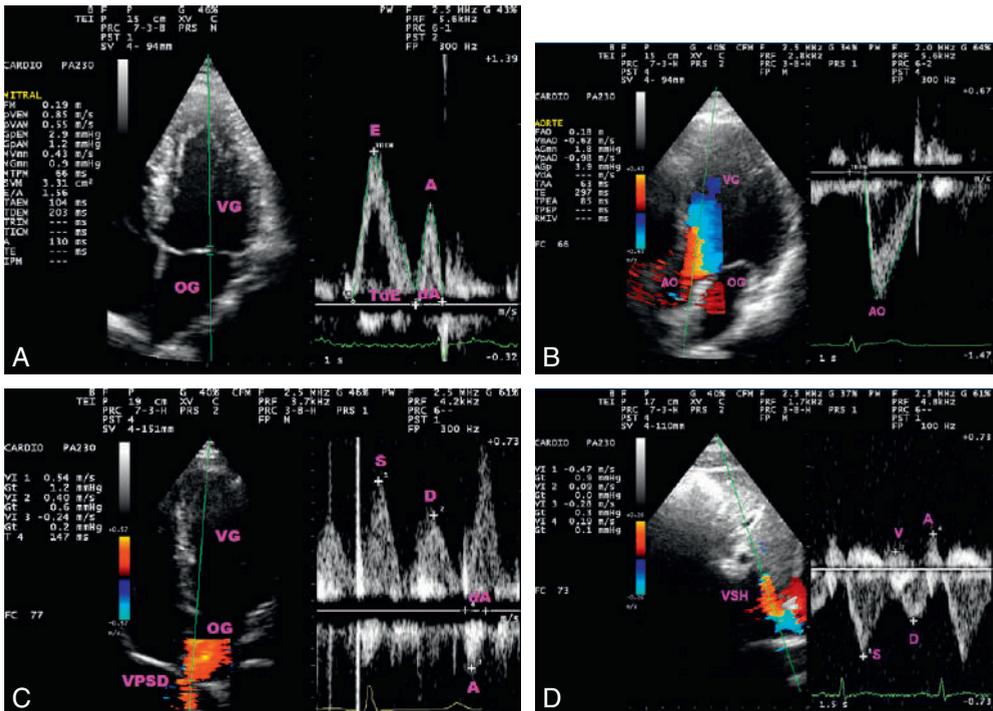
Il peut être enregistré en Doppler pulsé dans la veine pulmonaire supérieure droite selon la coupe apicale quatre cavités.

Le FVP normal est triphasique comportant :

- deux ondes positives, une systolique (S) due à la relaxation de l'OG et à la contraction ventriculaire, l'autre diastolique (D) correspondant à la vidange auriculaire;
- une onde négative télédiastolique (A) contemporaine de la systole auriculaire;

Normalement :

- l'onde S est plus ample que l'onde D (rapport  $S/D > 1$ );
- la durée de l'onde A du FVP (dAp) est inférieure à celle de l'onde A du flux mitral (dAm) ( $dAp < dAm$ ).



**Figure 1.8.** Enregistrements des flux sanguins en Doppler pulsé.

- a. Flux mitral :  $E/A = 1,5$ ,  $TdE = 203$  ms,  $dAm = 130$  ms. b. Flux aortique :  $V \text{ max.} = 98$  cm/s,  $VTI = 18$  cm,  $TE = 297$  ms. c. Flux veineux pulmonaire : ondes  $S = 54$  cm/s,  $D = 40$  cm/s,  $A = 24$  cm/s,  $dAp = 147$  ms. d. Flux veineux sus-hépatique : ondes  $S = 47$  cm/s,  $D = 28$  cm/s,  $V = 9$  cm/s,  $A = 19$  cm/s.

### Flux veineux sus-hépatique (FVSH) (fig. 1.8 d)

Ce flux enregistré en Doppler pulsé dans une veine sus-hépatique (coupe sous-costale) reflète la pression auriculaire droite.

Chez un sujet normal, le FVSH est continu tout au long du cycle cardiaque; il est quadriphasique, composé de :

- deux ondes négatives (flux antérogrades) : une systolique (S), l'autre diastolique (D);
- deux ondes positives (flux rétrogrades) : une ventriculaire (V), l'autre auriculaire (A).

Normalement, la vitesse de l'onde S est supérieure à celle de l'onde D (rapport S/D > 1).

Le Doppler couleurs permet de visualiser en temps réel les flux intracardiaques codés en couleurs qui apparaissent superposés sur l'image bidimensionnelle.

La multiplication des plans de coupe donne une vision spatiale des flux. Elle permet d'étudier :

- l'aspect du flux (laminaire ou turbulent);
- le « volume » visuel du flux;
- la direction du flux;
- l'extension du flux.

Le Doppler tissulaire donne l'accès aux vitesses intramyocardiques en complétant les renseignements apportés par l'ETT classique.

## Interêt clinique

L'échocardiographie Doppler transthoracique apporte au clinicien de nombreuses informations, sur le cœur examiné, d'ordre morphologique et dynamique.

### Apports de l'imagerie d'ETT

L'échocardiographie réalisée en mode TM et 2D permet d'étudier :

- la morphologie et la cinétique des valves cardiaques;
- la taille des cavités cardiaques, de l'aorte initiale, des artères pulmonaires, etc...;
- l'épaisseur, l'échostructure et la cinétique des parois ventriculaires;
- la fonction systolique globale du VG (FR, FE);

- les volumes ventriculaires (VTD, VTS);
- la masse myocardique du VG (MVG);
- la surface de l'orifice mitral sténosé d'après la planimétrie;
- la continuité de certaines structures cardiaques (septum interventriculaire, septum interauriculaire...);
- le complexe épiculo-péricardique;
- l'asynchronisme cardiaque.

### Apports du Doppler transthoracique

L'examen Doppler complète les informations apportées par l'échographie TM et 2D. Il permet :

- L'évaluation de la sévérité des sténoses valvulaires (tableau 1.1) :
  - en mesurant le gradient des pressions ( $\Delta P$ ) transvalvulaire maximal et moyen déduit des vitesses du jet sténotique enregistré en Doppler continu.

Le  $\Delta P$  maximal est calculé selon l'équation de Bernoulli à partir de la vitesse maximale ( $V_{max}$ ) du jet sténotique ( $\Delta P_{max} = 4 V_{max}^2$ ).

Le  $\Delta P$  moyen est calculé automatiquement par la planimétrie du jet de la sténose.

Tout gradient doit être interprété en fonction du débit sanguin à travers l'orifice sténosé.

**Tableau 1.1. Critères de sévérité des sténoses valvulaires : rétrécissement mitral (RM); rétrécissement aortique (RA).**

SÉVÉRITÉ	RM	RA
Peu serré	S > 1,5 cm <sup>2</sup> G < 5 mmHg	S > 1,5 cm <sup>2</sup> G < 25 mmHg V max < 3 m/s
Moyen	S : 1-1,5 cm <sup>2</sup> G : 5-10 mmHg	S : 1-1,5 cm <sup>2</sup> G : 25-40 mmHg V max. : 3-4 m/s
Serré	S < 1,0 cm <sup>2</sup> G > 10 mmHg	S < 1,0 cm <sup>2</sup> G > 40 mmHg V max > 4 m/s

(S : surface de l'orifice sténosé; G : gradient de pression transténotique moyen; V max. : vitesse maximale du jet de RA en Doppler continu).

– en calculant la surface fonctionnelle de l'orifice sténosé selon :

- la méthode de Hatle en cas de rétrécissement mitral.
  - Cette méthode est basée sur la mesure du temps de demi-décroissance en pression ( $T_{1/2} p$ ) du jet sténotique (figure 1.9).

$$\text{Surface mitrale (SM)} = \frac{220}{T_{1/2} p}$$

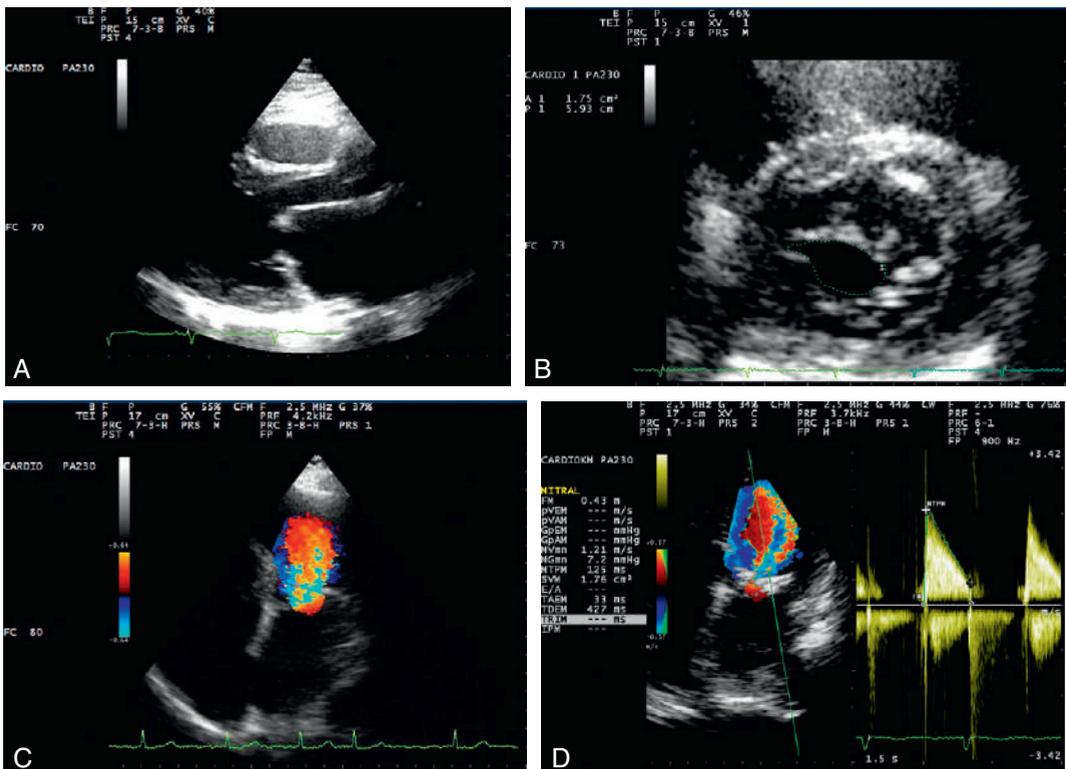
Le  $T_{1/2} p$  reflète le temps nécessaire à la pression auriculaire gauche pour diminuer et s'équilibrer avec la pression diastolique du VG.

- L'équation de continuité en cas de rétrécissement aortique ou mitral. Cette méthode est fondée sur l'égalité des débits : le débit en amont d'une valve est équivalent au débit à travers la valve sténosée (figure 1.10).
- La détection et la quantification des insuffisances valvulaires (tableau 1.2) (figure 1.11).

Le Doppler couleur 2D permet de détecter directement le jet régurgité et d'étudier son extension dans la cavité d'amont.

Plusieurs indices Doppler sont proposés pour la quantification des régurgitations valvulaires :

- l'intensité acoustique et la densité graphique du signal Doppler ;
- l'extension spatiale du jet régurgitant ;
- la surface de la fuite évaluée en Doppler couleur 2D par planimétrie ;
- la largeur du jet régurgité à son origine appréciée en Doppler couleur 2D (vena contracta) ;
- la surface de l'orifice régurgitant (SOR) et le volume régurgité (VR) calculés par la méthode de PISA (*Proximal Isovelocity Surface Area*) ; le rayon de PISA (R).
- la fraction de régurgitation évaluée selon plusieurs méthodes ;



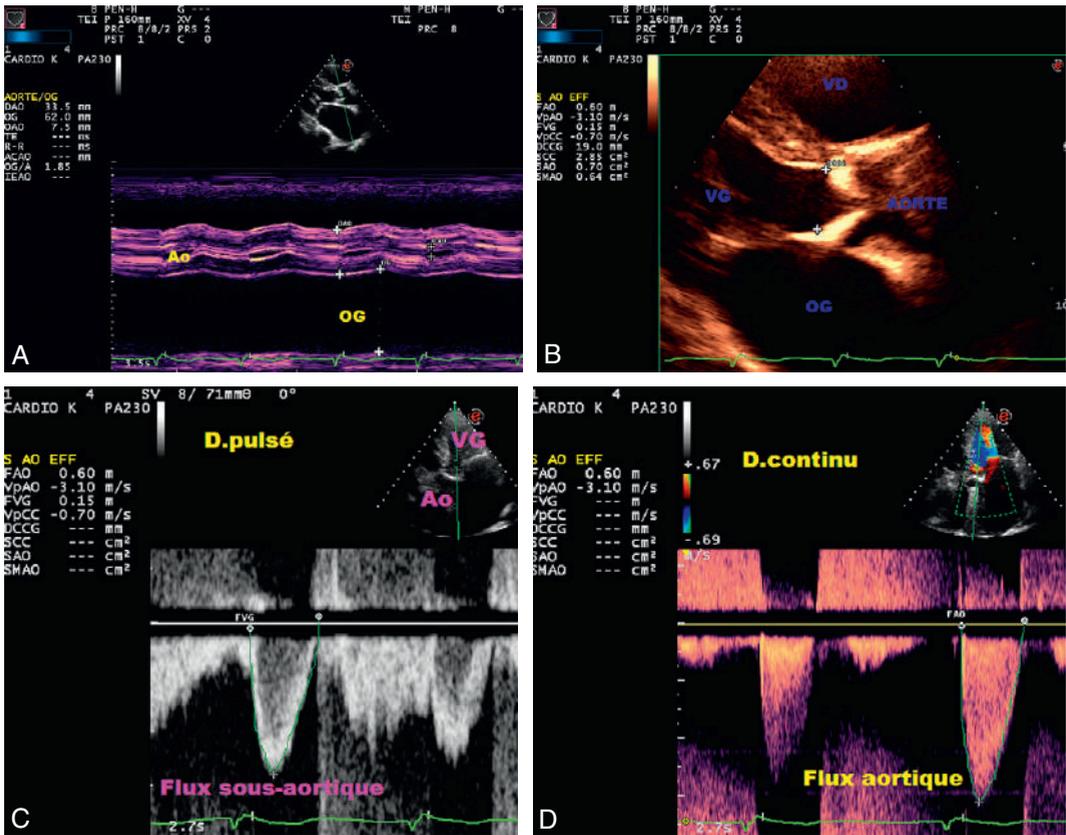
**Figure 1.9.** Rétrécissement mitral (RM) peu serré.

a. Aspect de RM « à valves souples » au 2D.

b. Planimétrie de l'orifice mitral : SM = 1,75 cm<sup>2</sup>.

c. Jet de RM en Doppler couleur 2D.

d. RM en Doppler continu : gradient diastolique moyen = 7,2 mmHg,  $T_{1/2} p$  = 125 ms, SM = 1,76 cm<sup>2</sup>.



**Figure 1.10. Rétroissement aortique (RA) serré.**

a. Aspect de RA au TM.

b. Mesure du diamètre sous-aortique au 2D (D = 19 mm)

c. Mesure de la vitesse sous-aortique en Doppler pulsé (VTI = 15 cm)

d. Mesure de la vitesse du jet sténotique en Doppler continu (VTI = 60 cm)

Surface de l'orifice aortique sténosé calculée par l'équation de continuité = 0,70 cm<sup>2</sup>.

- le temps de demi-décroissance en pression ( $T_{1/2} p$ ) et la vitesse télédiastolique (Vtd) dans l'isthme aortique en cas de fuite aortique;
- l'aspect du flux veineux pulmonaire en présence d'une fuite mitrale.

Ces indices permettent de quantifier l'importance de la régurgitation valvulaire et de la classer selon quatre grades : minime, modérée, moyenne, importante. Une classification des fuites valvulaires en trois grades est actuellement recommandée (modérée, moyenne, sévère).

Cependant, la quantification des insuffisances valvulaires reste toujours assez imparfaite en raison de la multiplicité des facteurs pouvant influencer les différents indices utilisés.

- L'évaluation des pressions artérielles pulmonaires (figure 1.12).

En pratique, c'est la pression artérielle pulmonaire systolique (PAPs) qui est la plus évaluée au Doppler. Elle est déduite de la vélocité maximale (Vmax) du flux systolique d'insuffisance tricuspiddienne (IT) enregistrée en Doppler continu comme suit :

$$PAPs = 4 (V_{max} IT)^2 + POD$$

La pression de l'oreillette droite (POD) est estimée empiriquement à 10 mmHg chez le sujet normal adulte. En cas de signes cliniques d'insuffisance cardiaque droite, on ajoute une valeur fixe de 15 à 20 mmHg. Le seuil de normalité de la PAPs chez le sujet de plus de 60 ans est proche de 40 mmHg.

**Tableau 1.2. Critères de sévérité des fuites valvulaires : insuffisance mitrale (IM), organique (Org), ischémique (Isch) et insuffisance aortique (IA).**

SÉVÉRITÉ	IM		IA
Modérée	Org.	Isch	
	SOR < 20 mm <sup>2</sup>	< 10	SOR < 10 mm <sup>2</sup>
	VR < 30 ml	< 20	VR < 30 ml
	R < 4 mm		
	VC < 3 mm		VC < 3 mm
	FR < 30 %		FR < 30 %
Moyenne	SOR : 20–39 mm <sup>2</sup>	10–29	SOR : 10–29 mm <sup>2</sup>
	VR : 30–59 ml	20–44	VR : 30–59 ml
	R : 4–9 mm		
	VC : 3–7 mm		VC : 3–6 mm
	FR : 30–50 %		FR : 30–50 %
Sévère	SOR : ≥ 40 mm <sup>2</sup>	≥ 30	SOR : ≥ 30 mm <sup>2</sup>
	VR : ≥ 60 ml	≥ 45	VR : ≥ 60 ml
	R : 9 mm		
	VC : > 7 mm		VC : > 6 mm
	FR > 50 %		FR > 50 %
	Rs (FVP)		T½ p < 250 ms Vtd > 20 cm/s

(SOR : surface de l'orifice régurgitant; VR : volume regurgité; R : rayon de PISA; VC : vena contracta; FR : fraction de régurgitation; T½ p : temps de demi-pression; Vtd : vitesse télédiastolique; Rs : reflux systolique – inversion systolique du flux veineux pulmonaire FVP).

La pression artérielle pulmonaire diastolique (PAPd) est calculée à partir de la vitesse télédiastolique de l'insuffisance pulmonaire (VtdIP) enregistrée en Doppler continu :

$$PAPs = 4 (Vtd IP)^2 + POD$$

La pression artérielle pulmonaire moyenne (PAPm) peut être déduite au Doppler de la vitesse maximale de l'insuffisance pulmonaire en proto-diastole (Vpd IP).

La fiabilité de la mesure des pressions pulmonaires au Doppler, en particulier la PAPs, est largement admise. Une PAPs supérieure à 60 mmHg témoigne d'une hypertension artérielle pulmonaire (HTAP) sévère.

- La mesure du débit cardiaque (figure 1.13).

C'est le débit aortique (QAo) qui est le plus souvent calculé en écho-Doppler. Il est le produit du volume d'éjection systolique (VES) et de la fréquence cardiaque (FC) :

$$QAo = VES \times FC \text{ (normale 4–7 l/mn)}$$

Le volume d'éjection systolique est calculé selon la formule :  $VES = VTI \times S$

Le QAo s'écrit donc :

$$QAo = VTI \times S \times FC$$

**VTI** : intégrale de la vitesse aortique mesurée au Doppler pulsé par planimétrie de la courbe du flux sous-aortique.

**S** : surface de l'orifice aortique calculée automatiquement à partir du diamètre sous-aortique mesuré en coupe 2D parasternale longitudinale.

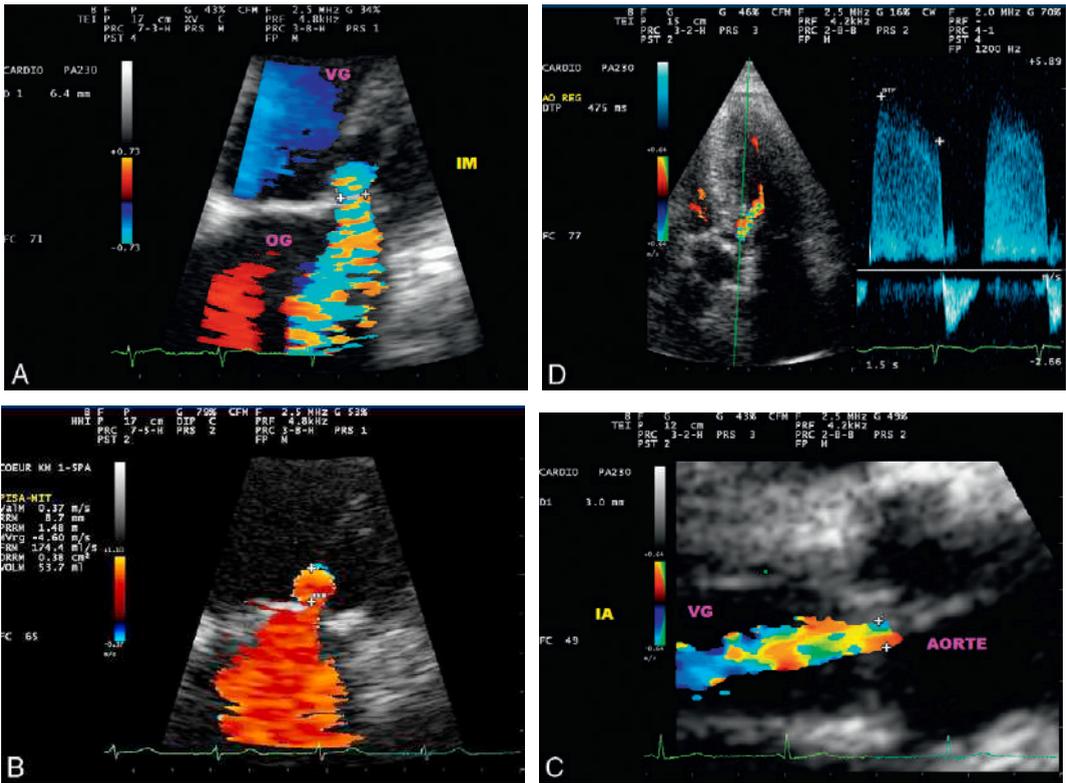
**FC** : fréquence cardiaque calculée à partir du tracé d'ECG simultané.

La mesure du débit aortique est le plus souvent utilisée dans :

- l'évaluation de la fonction systolique du VG;
- la quantification des insuffisances valvulaires (calcul de la fraction de régurgitation);
- la mesure de la surface fonctionnelle des orifices valvulaires sténosés (par le biais de l'équation de continuité);
- l'étude de shunts intracardiaques.
- L'évaluation de la fonction systolique du ventricule gauche (figure 1.13) (tableau 1.3) (figure 1.14).

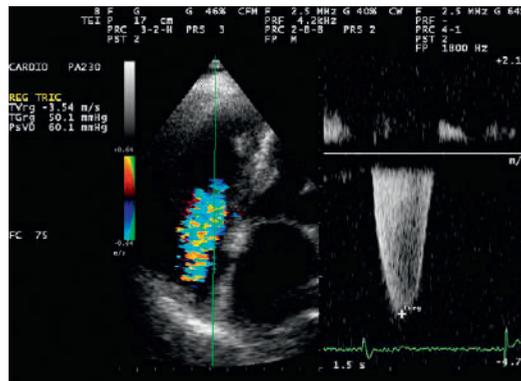
La mesure du débit cardiaque reflétant la fonction systolique globale du VG peut être complétée par d'autres paramètres Doppler dits systoliques :

- la dérivée de pression du VG (dP/dt) correspondant au temps que met le flux d'insuffisance mitrale enregistré en Doppler continu pour passer de 1 m/s à 3 m/s de vitesse (n. > 1 200 mmHg/s);
- l'index de performance myocardique de VG (indice de tei) égal à la somme des temps de contraction et de relaxation isovolumentrique rapportée au temps d'éjection du VG. Sa mesure est réalisée en routine en Doppler pulsé (n. 0,39 ± 0,05).
- L'évaluation de la fonction diastolique du ventricule gauche (figures 1.15 et 1.16).



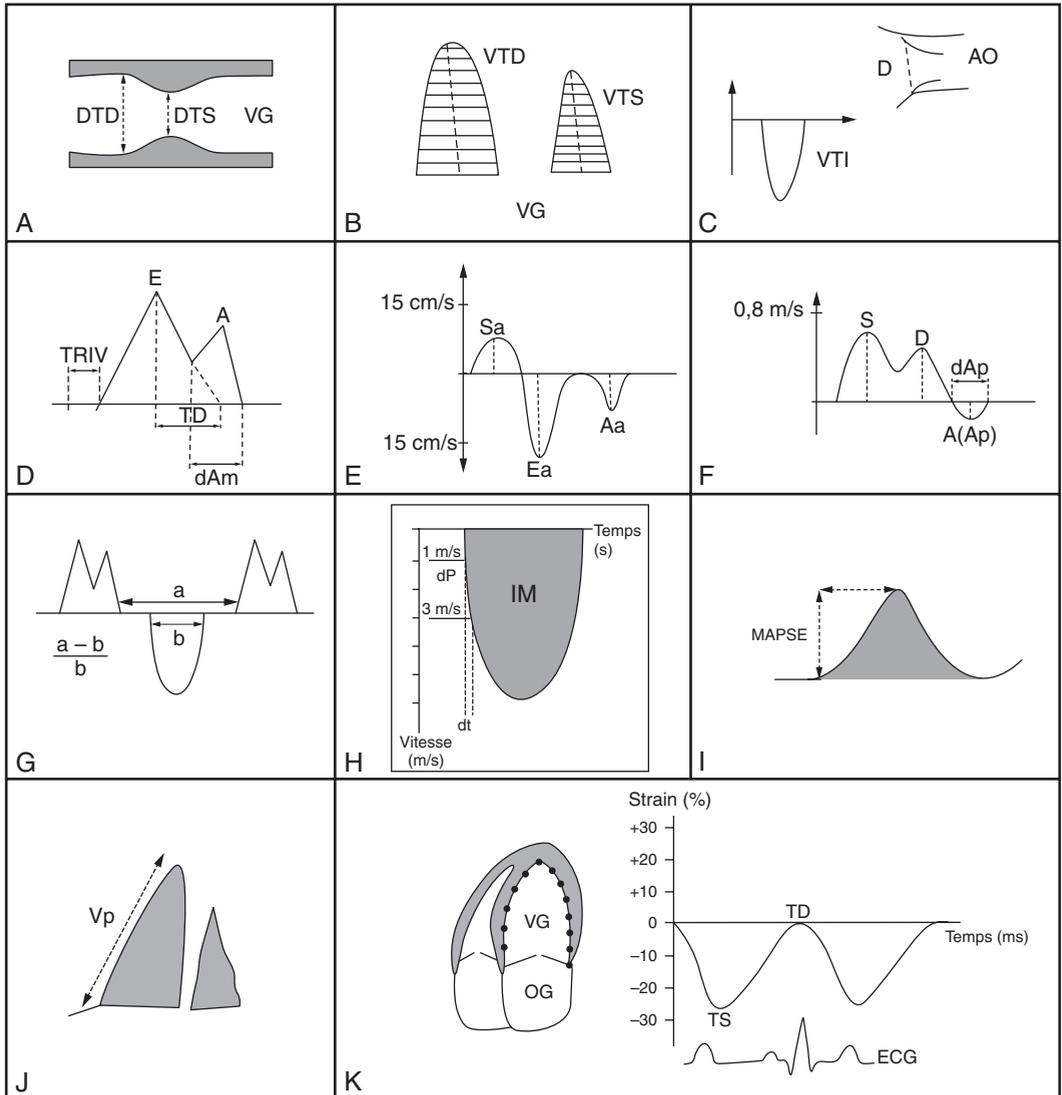
**Figure 1.11.** Étude des fuites valvulaires en échographie Doppler.

- a. Mesure de la vena contracta de l'insuffisance mitrale (IM) en Doppler couleur 2D = 6,4 mm.
- b. Mesure de PISA de l'IM : SOR = 0,38 cm<sup>2</sup>, VR = 54 ml.
- c. Mesure de la vena contracta de l'insuffisance aortique (IA) en Doppler couleur 2D = 3 mm.
- d. Mesure du T<sup>1</sup>/<sub>2</sub> p d'IA en Doppler continu = 475 ms.



**Figure 1.12.** Mesure de la pression artérielle pulmonaire systolique (PAPs) en Doppler continu couplé ou couleur.

PAPs = 50 + 10 (POD) = 60 mmHg.



**Figure 1.13. Paramètres systoliques et diastoliques du ventricule gauche étudiés en échocardiographie.**

- a. FR et FE calculées au TM à partir des diamètres VG (DTD, DTS).
- b. FE calculée en 2D à partir des volumes VG (VTD, VTS).
- c. Débit aortique calculé en écho-Doppler (diamètre D; VTI – ao).
- d. Profil du flux mitral en Doppler classique.
- e. Vitesses annulaires mitrales mesurées en Doppler classique.
- f. Profil du flux veineux pulmonaire au Doppler classique.
- g. Indice de Tei mesuré en Doppler classique.
- h. Dérivée de pression :  $dP/dt$  mesurée sur le flux d'insuffisance mitrale (IM).
- i. Excursion systolique maximale de l'anneau mitral (MAPSE).
- j. Vitesse de propagation du flux mitral mesurée au TM couleur ( $V_p$ ).
- k. Imagerie de strain myocardique (2D Strain).

**Tableau 1.3. Évaluation écho-Doppler de la dysfonction systolique du ventricule gauche et du ventricule droit.**

Paramètres	Ventricule gauche	Ventricule droit
FR	< 28 %	
FRS	< 50 %	< 50 %
FE	< 50 %	< 48 %
Débit	< 2,6 L/min/m <sup>2</sup>	< 3,0 L/min/m <sup>2</sup>
Sa	< 8 cm/s	< 11 cm/s
dP/dt	< 600 mmHg/s	< 400 mmHg/s
Tei	> 0,47	> 0,35
Ex.ann	MAPSE < 10 mm	TAPSE < 12 mm
Strain	↓ strain systolique régional/global Asynchronisme pariétal	

D'après Ch. Klimczak, *Échocardiographie clinique*. Elsevier Masson 2010.

Cette évaluation est fondée en pratique quotidienne sur l'analyse :

- du profil du flux mitral en Doppler pulsé (rapport E/A, TD, dAm, TRIV) ;
- de la propagation protodiastolique du flux mitral en Doppler couleurs TM (vitesse de propagation) ;
- de l'aspect du flux veineux pulmonaire en Doppler pulsé (rapport S/D, dAp).

L'analyse de ces flux sanguins complétée par les mesures effectuées en Doppler tissulaire permet de distinguer trois types d'anomalies du remplissage du ventricule gauche : (fig. 1.16)

- trouble de la relaxation ;
- aspect pseudo-normal ;
- trouble de la compliance (profil restrictif).

Ces trois types correspondent à des stades de gravité croissante, qui peuvent se succéder au cours de l'évolution d'une cardiopathie. Ils sont observés dans la dysfonction diastolique du VG. L'utilisation des indices Doppler dits diastoliques est également intéressante pour l'estimation des pressions de remplissage du VG reflétant la sévérité de la dysfonction ventriculaire diastolique.

- L'évaluation de la fonction systolo-diastolique du ventricule droit.

Cette évaluation Doppler est fondée sur la même méthodologie que celle utilisée pour l'étude du VG.

- L'étude de l'asynchronisme cardiaque.

La technique Doppler est utile dans la détection d'un asynchronisme cardiaque en trois niveaux successifs : auriculo-ventriculaire, interventriculaire et intraventriculaire.

- L'étude du fonctionnement des prothèses valvulaires.

L'étude Doppler des prothèses valvulaires permet :

- la détection et la quantification d'une fuite intra ou para-prothétique ;
- l'évaluation du gradient de pression transprothétique ;
- la mesure de la surface fonctionnelle de la prothèse.

- Le diagnostic des shunts intracardiaques (communication interauriculaire et/ou interventriculaire...)

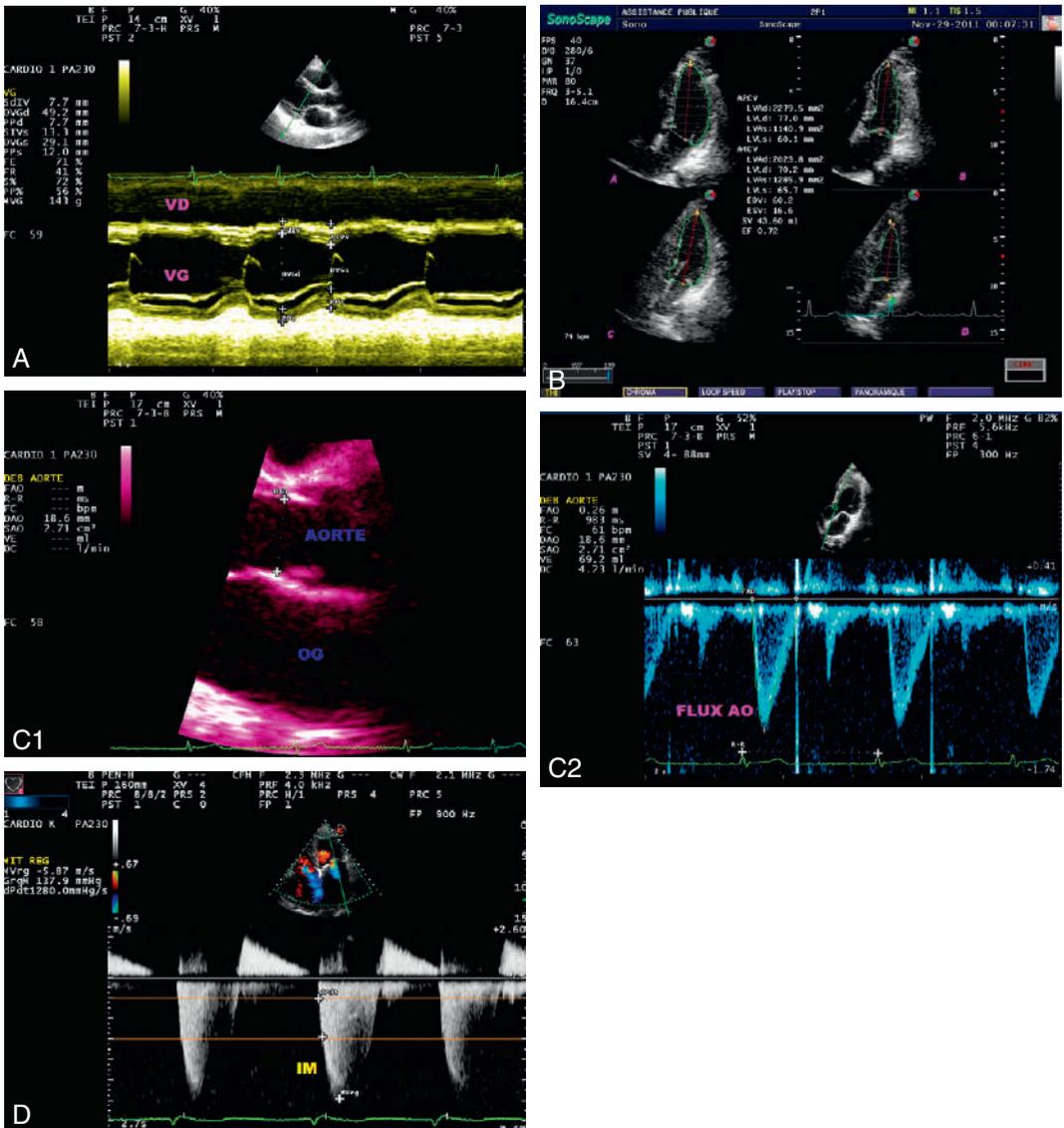
L'intérêt clinique du Doppler tissulaire est discuté dans le chapitre 2.

## Conclusion

L'échocardiographie Doppler transthoracique est une technique d'exploration utilisée couramment en pratique clinique cardiologique. Cette technique atraumatique et facilement reproductible trouve son intérêt clinique majeur dans de nombreuses affections cardiaques. Cependant, l'examen échographique doit être pratiqué de façon rigoureuse par un médecin compétent spécialisé en échographie cardiaque. La connaissance des limites techniques et des pièges diagnostiques de cette technique sont également indispensables.

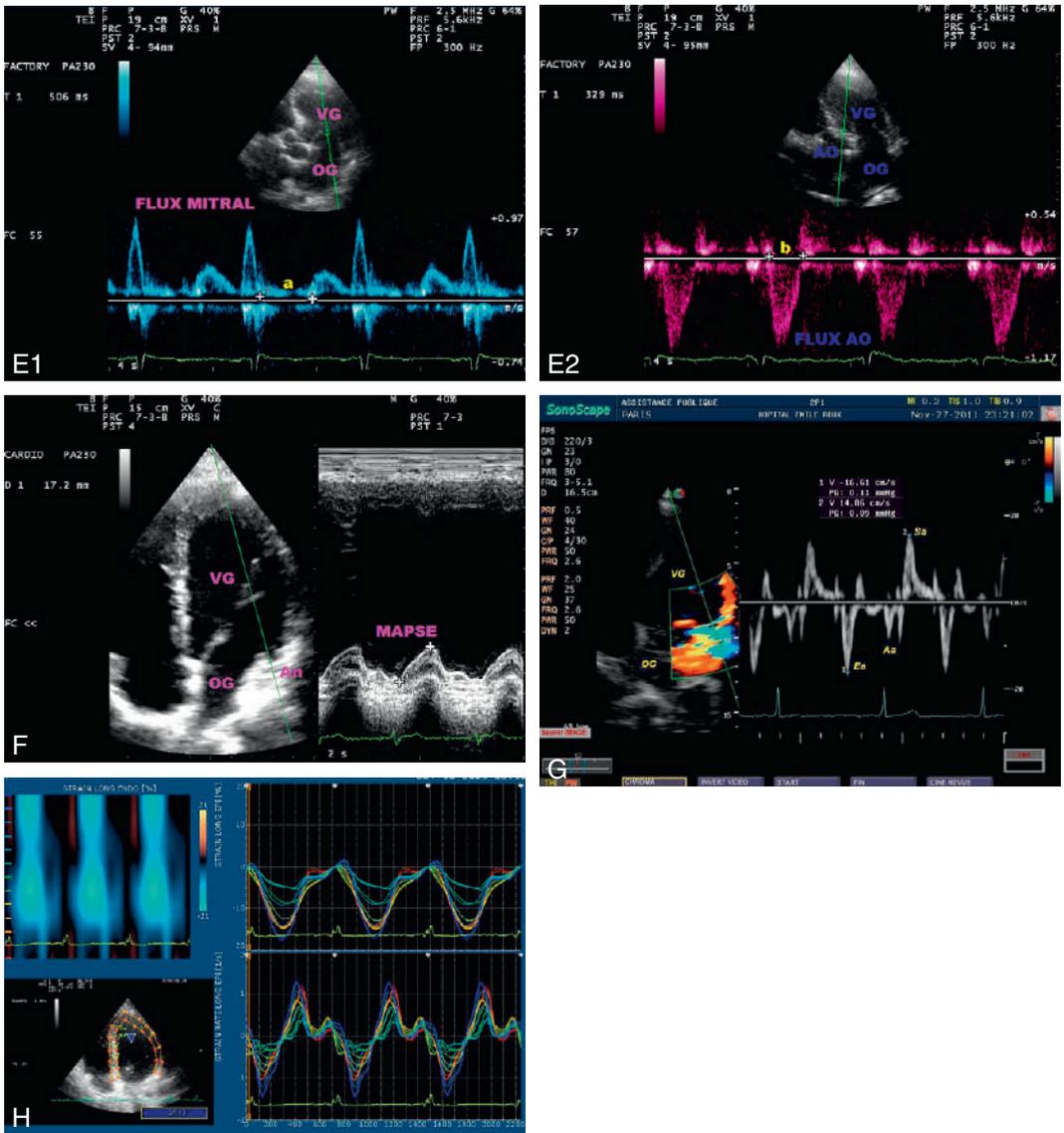
Ce chapitre présente une synthèse des informations essentielles concernant l'échocardiographie transthoracique qui demande d'être largement complétée et approfondie.

Les ouvrages du Docteur Klimczak édités chez Elsevier Masson (*Échocardiographie clinique, 120 Pièges en échocardiographie*) sont susceptibles de rendre un service utile à tous ceux qui désirent élargir leurs connaissances pratiques en échographie cardiaque transthoracique.



**Figure 1.14.** Évaluation de la fonction systolique du VG en échographie.

- a. En mode TM : FR = 41 % ; FE = 71 % . b. En mode 2D (méthode de Simpson biplan) FE = 72 % (image de SonoScape).  
 c. Mesure du débit aortique = 4,2 l/mn. C1 : diamètre du diamètre sous-aortique = 18,6mm. C2 = vitesse sous-aortique = 26 cm, FC = 61 batt/min.  
 d. Calcul de dp/dt = 1280 mmHg/s.



**Figure 1.14. Suite.**

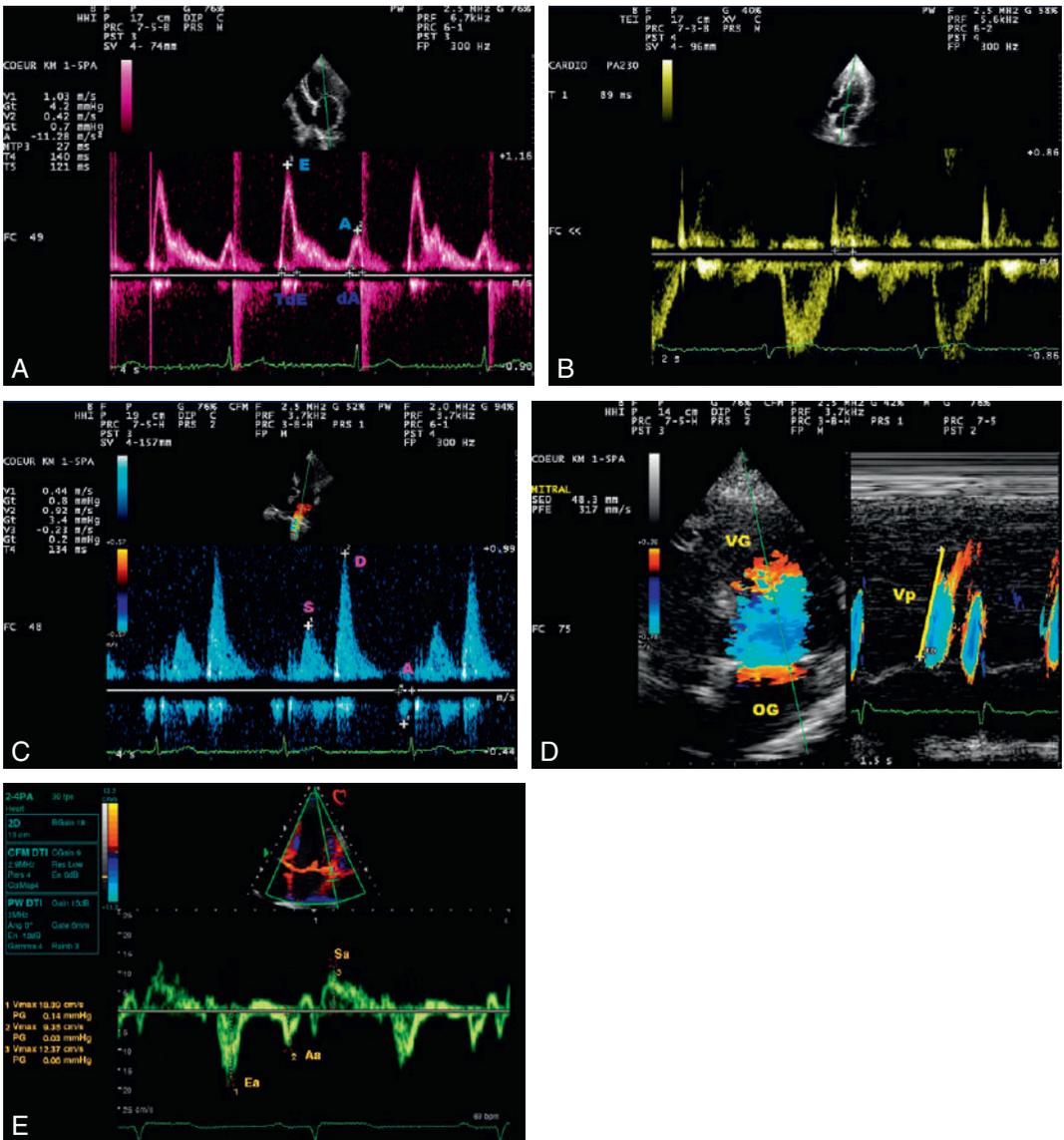
**e.** Calcul de l'index de Tei =

**E1** : mesure du temps de fermeture mitrale (a = 506 ms).

**E2** = mesure du temps d'éjection (b = 329 ms)

$$\text{Tei} = a - b/b = 506 - 329/329 = 0,53$$

**f.** Mesure de MAPSE au TM = 17 mm. **g.** Mesure de l'onde systolique S de l'anneau mitral latéral en Doppler tissulaire = 14,8 cm/s. **h.** Étude du strain longitudinal en imagerie 2D Strain.



**Figure 1.15.** Évaluation de la fonction diastolique du VG en échographie.

- a. Étude du flux mitral en Doppler pulsé classique.  
E/A = 2,4; Td E = 140 ms; dA = 121 ms.
- b. Mesure du TRIV en Doppler pulsé = 89 ms.
- c. Étude du flux veineux pulmonaire en Doppler pulsé.  
S/D = 0,47; A = 23 cm/s; dA = 134 ms
- d. Mesure de la vitesse de propagation du flux mitral en TM couleur = 32 cm/s.
- e. Étude des vitesses annulaires mitrales en Doppler tissulaire; Ea = 18 cm/s.

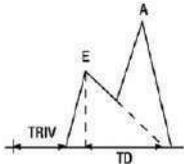
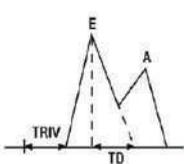
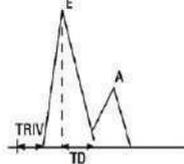
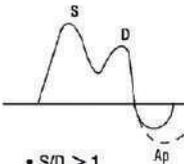
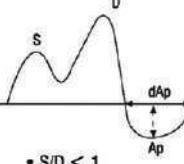
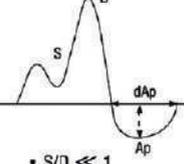
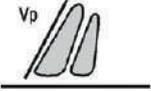
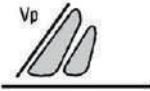
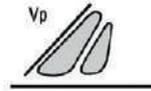
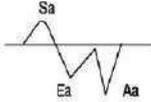
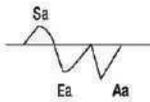
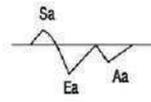
	PROFIL I (troubles de la relaxation)	PROFIL II (pseudonormal)	PROFIL III (restrictif)
Flux mitral	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>E/A &lt; 1</math></li> <li>• <math>TD &gt; 220</math> ms</li> <li>• <math>TRIV &gt; 100</math> ms</li> </ul>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• E/A</li> <li>• TD</li> <li>• TRIV</li> </ul> <p>normaux</p>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>E/A &gt; 2</math></li> <li>• <math>TD &lt; 150</math> ms</li> <li>• <math>TRIV &lt; 60</math> ms</li> </ul>
Flux veineux pulmonaire	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>S/D &gt; 1</math></li> <li>• PTDBG normal  <math>Ap &lt; 35</math> cm/s  <math>dAp &lt; dAm</math></li> <li>• PTDBG élevée  <math>Ap &gt; 35</math> cm/s  <math>dAp &gt; dAm</math></li> </ul>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>S/D &lt; 1</math></li> <li>• <math>Ap &gt; 35</math> cm/s</li> <li>• <math>dAp &gt; dAm</math></li> </ul>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>S/D \ll 1</math></li> <li>• <math>Ap &gt; 35</math> cm/s</li> <li>• <math>dAp &gt; dAm</math></li> </ul>
TM couleur	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>Vp &lt; 45</math> cm/s</li> </ul>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>Vp &lt; 45</math> cm/s</li> </ul>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>Vp \ll 45</math> cm/s</li> </ul>
DTI mitral	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>Ea &lt; 8</math> cm/s</li> <li>• <math>Ea/Aa &lt; 1</math></li> </ul>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>Ea &lt; 8</math> cm/s</li> <li>• <math>Ea/Aa &lt; 1</math></li> </ul>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>Ea \ll 8</math> cm/s</li> <li>• <math>Ea/Aa &gt; 1</math></li> </ul>

Figure 1.16. Caractéristiques des trois profils de dysfonction diastolique du VG.

## Bibliographie

- Abergel E, Cohen A, Gueret P, Roudaut R. Échocardiographie clinique chez l'adulte. ESTEM - De Boeck; 2003.
- Anderson B. Echocardiography : the normal examination and echocardiographic measurements. Wiley-Blackwel; 2002.
- Armstrong WF, Ryan Th.. Feigenbaum's echocardiography. Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
- Bulwer BE, Rivero JM. Echocardiography pocket Guide : The Transthoracic Examination. Jones and Bartlett Publishers; 2011.
- Farcot JC. Comprendre l'échocardiographie. Ed. MSD Médicales; 1986.
- Hoffman P, Kasprzak JD. Echokardiografia. Via Medica; 2005.
- Hutchison SJ. Principles of echocardiography. Ed. Elsevier; 2011.
- Klimczak Ch. Échographie cardiaque du sujet âgé. Acanthe/Masson; 2000.
- Klimczak Ch. 120 Pièges en échocardiographie. Ed. Elsevier Masson; 2009.
- Klimczak Ch. Échocardiographie clinique. Elsevier Masson; 2010.
- Laurenceau JL, Malergue MC. L'essentiel sur l'échocardiographie. Ed. Tardieu/Maloine; 1981.
- Leeson P, Mitchell A, Becher H. Echocardiography. Oxford University Press; 2007.
- Nihoyannopoulos P, Kisslo J. Echocardiography. Springer; 2009.
- Nihoyannopoulos P, et al. European Association of Echocardiography (EAE) laboratory standards and accreditation. Eur J Echocardiogr 2007; 8 (1) : 80–7.
- Otto CM. The Practice of Clinical Echocardiography. Elsevier Saunders; 2007.
- Otto CM. Textbook of Clinical Echocardiography. Elsevier Saunders; 2009.
- Otto CM, Schwaegler RC, Freeman MD. Echocardiography Review Guide : companion of the textbook of clinical echocardiography. Elsevier Saunders; 2011.
- Popescu BA, et al. European Association of Echocardiography recommendations for training, competence and quality improvement in echocardiography. Eur J Echocardiogr 2008; 10 (8) : 893–905.
- Ryding A. Essential Echocardiography. Churchill Livingstone. Elsevier; 2008.
- Scott D. Salomon. Essential echocardiography. Houmana Press; 2007.
- Sun JP, Felner JM, Merlino JD. Pratical Handbook of Echocardiography, 101 Cases Studies. Wiley-Blackwell; 2010.

## Introduction

Le Doppler tissulaire myocardique ou « Doppler Tissue Imaging » (DTI) est une modalité de l'imagerie fonctionnelle échographique permettant d'exploiter le signal ultrasonore en provenance des tissus (effet Doppler appliqué au myocarde) par opposition au Doppler classique « hémodynamique » qui explore les flux sanguins (Doppler des flux). Le Doppler tissulaire donne accès aux vitesses pariétales intramyocardiques liées à l'activité mécanique du cœur, au cours du cycle cardiaque. Il permet l'appréciation de la fonction myocardique par de « nouveaux » indices associant :

- la mesure des vitesses de déplacement myocardique;
- la mesure des gradients de vitesse entre l'épicaarde et l'endocarde;
- l'analyse de raccourcissement longitudinal au sein d'une même paroi.

## Méthodologie

### Principe de DTI

Le Doppler conventionnel analyse des flux sanguins dont les vitesses sont élevées (20 à 150 cm/s) et le signal de faible intensité. Les parois ventriculaires en mouvement génèrent aussi un effet Doppler, les signaux étant hautement énergétiques et de faible vitesse (10 à 30 cm/s).

Il y a déjà 20 ans environ, on décrivait la possibilité d'enregistrer et d'analyser ces signaux pariétaux lors de l'examen Doppler pulsé classique en diminuant le gain et le filtre de paroi au mini-

mum. La technique du Doppler tissulaire permet l'étude exclusive des signaux de basse vitesse qui existent au niveau du myocarde en mouvement. Ceci nécessite la suppression des signaux correspondant au flux intracavitaire (figure 2.1).

En fait, le DTI utilise de façon modifiée le Doppler pulsé classique par :

- l'élimination des signaux de hautes vitesses provenant des flux sanguins intracardiaques (suppression des filtres dits « passe-haut »);
- l'extraction de basses vitesses de déplacement des parois myocardiques (activation des filtres dits « passe-bas »).

### Technique de DTI

L'imagerie Doppler tissulaire est réalisée au cours d'un examen échocardiographique conventionnel. Elle complète l'imagerie TM/2D et le Doppler des

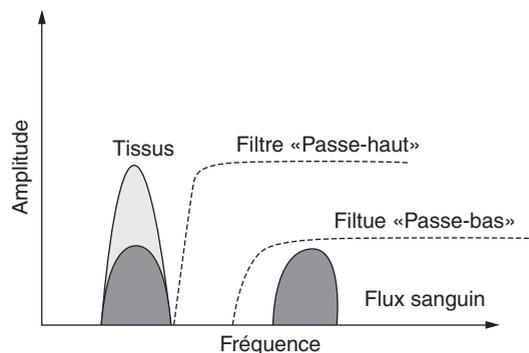


Figure 2.1.

Deux modalités de Doppler :

- Doppler de flux : extraction du signal Doppler provenant du flux sanguin par un filtre « passe-haut ».
- Doppler tissulaire : extraction du signal provenant des mouvements pariétaux par un filtre « passe-bas ».

flux intracavitaires. Le DTI peut être couplé à l'imagerie 2D d'harmonique permettant d'obtenir une meilleure définition de l'endocarde et du myocarde.

## Modes de DTI

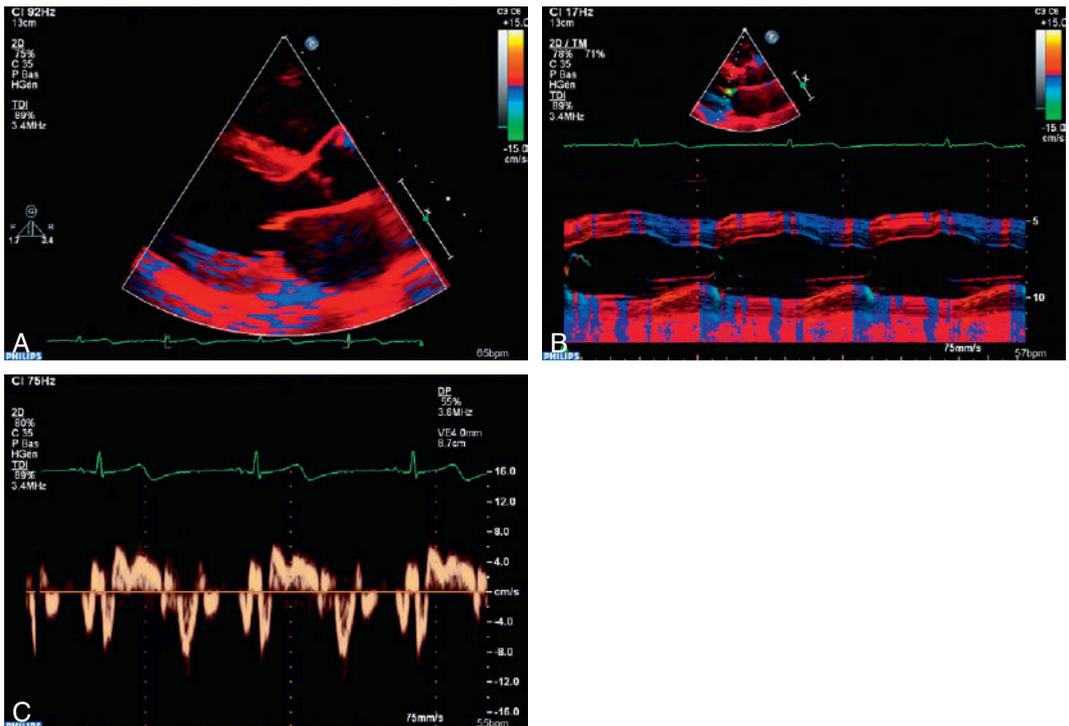
Il existe plusieurs modes de présentation de l'imagerie Doppler tissulaire : le mode pulsé spectral, le mode bidimensionnel couleur et le mode TM couleur (figure 2.2). Quel que soit le mode utilisé, il faut garder en mémoire le fait qu'on utilise la technique Doppler et donc que les résultats obtenus seront dépendants de l'angle entre la cible étudiée (paroi myocardique, zone annulaire) et le faisceau ultrasonore. Cette limite du Doppler tissulaire est donc inhérente à la technique Doppler en général.

## Mode Doppler pulsé

C'est la première technique qui est à l'origine du concept de DTI. Elle est effectuée en positionnant une ligne de tir, avec un échantillon Doppler (porte

Doppler) dans la région d'intérêt du myocarde selon la coupe apicale la plus adaptée. Cette modalité spectrale (par analyse des composantes fréquentielles d'un signal) permet d'obtenir un tracé de vitesse intramyocardique (« spectre » du signal Doppler myocardique) et d'estimer les pics de vitesse instantanée représentée en ordonnée par rapport à l'échelle de vitesse réglée habituellement entre + 25 et - 25 cm/s et à la direction du déplacement myocardique. Le déplacement antérograde s'inscrit positivement (au-dessus de la ligne de zéro) et le déplacement rétrograde négativement au-dessous de la ligne zéro, prise comme référence. Grâce à la résolution temporelle excellente de DTI (< 4 ms) les vitesses dites longitudinales myocardiques peuvent être calculées tout au long du cycle cardiaque depuis la base jusqu'à l'apex. De même, les différents intervalles mécaniques du cycle cardiaque peuvent être également mesurés.

Cependant, la précision de l'estimation des vitesses myocardiques dépend beaucoup du rapport signal sur bruit.



**Figure 2.2.** Modalités du Doppler tissulaire myocardique. **a.** Mode 2D couleur. **b.** Mode TM couleur. **c.** Mode spectral pulsé monoporte.

L'avantage principal de DTI en mode spectral est l'accès rapide et instantané aux mesures « vitesses et temps » permettant une quantification de la fonction myocardique. En fait, il est possible de réaliser une cartographie des différents segments ventriculaires en déplaçant simplement la porte Doppler afin d'étudier la mécanique myocardique régionale.

Les inconvénients principaux de ce mode spectral de DTI en version classique sont :

- la dépendance des mesures vélocimétriques de l'angle de tir Doppler ;
- la position fixe de la porte Doppler par rapport aux mouvements du myocarde ;
- l'estimation exclusive des vitesses et non des paramètres de déformation myocardiques (dans le mode habituel) ;
- l'enregistrement simultané impossible de différents segments myocardiques (dans le mode monoporte).

En pratique, la porte Doppler est placée habituellement sur une des parois basales du ventricule gauche dans l'incidence apicale des quatre cavités.

Classiquement, la courbe du Doppler tissulaire spectral appliqué au myocarde est triphasique. Elle est composée au long du cycle cardiaque :

- d'une onde positive systolique S de l'ordre de 4–6 cm/s en moyenne et de durée de 100–300 ms en fonction de l'intervalle RR du QRS, puis ;
- de deux ondes négatives correspondant à la phase diastolique avec une onde E (10–20 cm/s) contemporaine du remplissage ventriculaire rapide et une onde A (3–7 cm/s) reflétant la contraction atriale.

Normalement, on observe également une petite déflexion positive d'amplitude de l'ordre de 5 cm/s et de courte durée (30 à 50 ms) après le pied du QRS, correspondant à l'onde d'ébranlement cardiaque contemporaine de la contraction ventriculaire isovolémique (CIV). Grâce aux marqueurs échographiques, il est possible de mesurer sur la courbe de DTI spectral l'amplitude de ondes et leur durée au cours du cycle cardiaque (intervalles de temps). En revanche, ce mode d'acquisition classique ne permet pas de calculer le gradient transversal des vitesses car il n'est pas possible d'apprécier séparément les vitesses endocardiques et épicaudiques.

Physiologiquement, chez le sujet normal, il existe :

- une décroissance régulière des vitesses myocardiques entre la base du cœur et l'apex (gradient de vitesse base/apex), (figure 2.3) ;
- une décroissance des vitesses entre l'endocarde et l'épicarde avec un aspect en « marche d'escalier » (gradient de vitesse endocarde/épicarde).

L'existence de ces gradients de vitesse (base/apex et endocarde/épicarde) est liée à la déformation longitudinale et radiale du myocarde respectivement. Il faut également noter que les vitesses sont plus élevées dans la paroi postérieure que dans le septum sauf pour la phase prééjectionnelle.

Les principales applications cliniques du DTI spectral myocardique sont :

- l'étude des anomalies segmentaires de la contraction myocardique ;
- l'analyse de l'asynchronisme cardiaque.

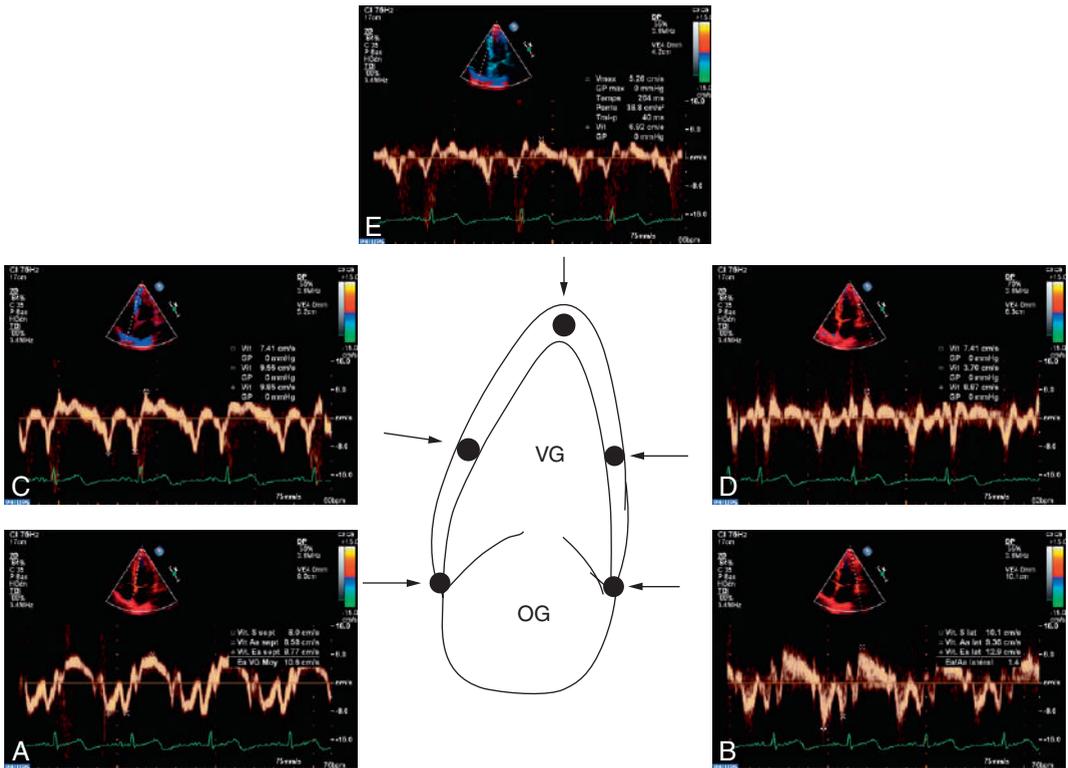
Le DTI spectral appliqué à l'anneau mitral est classiquement utilisé pour l'étude de la fonction systolique et diastolique du ventricule gauche.

## Mode Doppler couleur bidimensionnelle (2D)

Le mode DTI en mode 2D couleur donne une vision globale des changements de vitesses au sein de l'ensemble des parois. Les vitesses myocardiques sont codées en couleur en fonction de leur direction et de leur amplitude. Le codage couleur utilisé en DTI est le même qu'en Doppler couleur conventionnel : couleur rouge lorsque le mouvement pariétal se rapproche du capteur (vitesses positives), couleur bleue lorsque le mouvement s'en éloigne (vitesses négatives). Les couleurs sont plus claires vers l'endocarde que vers l'épicarde. L'image échographique mode tissulaire couleur 2D se superpose à l'image 2D en niveaux de gris.

Le mode 2D couleur de DTI fournit en post-traitement une cartographie bidimensionnelle des vitesses myocardiques et des paramètres dérivés. Les vitesses intramyocardiques peuvent être quantifiées en des points isolés à l'aide de calipers, mais aussi, au sein des régions d'intérêt de surface limitée.

Le logiciel spécifique intégré sur l'échographe permet de positionner plusieurs zones d'intérêt



**Figure 2.3.** Profil normal des vitesses myocardiques en DTI spectral de la base vers l'apex du VG (décroissance base/apex).

sur la « couronne myocardique » avec affichage des vélocités au cours du temps sous forme de courbes multiples (DTI numérique ou paramétrique). Ces courbes « reconstruites » sont l'équivalent des spectres Doppler tissulaire avec les mêmes ondes systoliques et diastoliques mais avec une résolution temporelle réduite. Le mode de DTI numérique à partir d'enregistrement DTI couleur 2D offre la possibilité de comparer des zones myocardiques sélectionnées (figure 2.4). Cette quantification peut également être réalisée à l'aide de tables de conversion des couleurs en vitesse.

L'autre intérêt de la mesure des vitesses intramyocardiques, sur les images 2D couleur est de pouvoir :

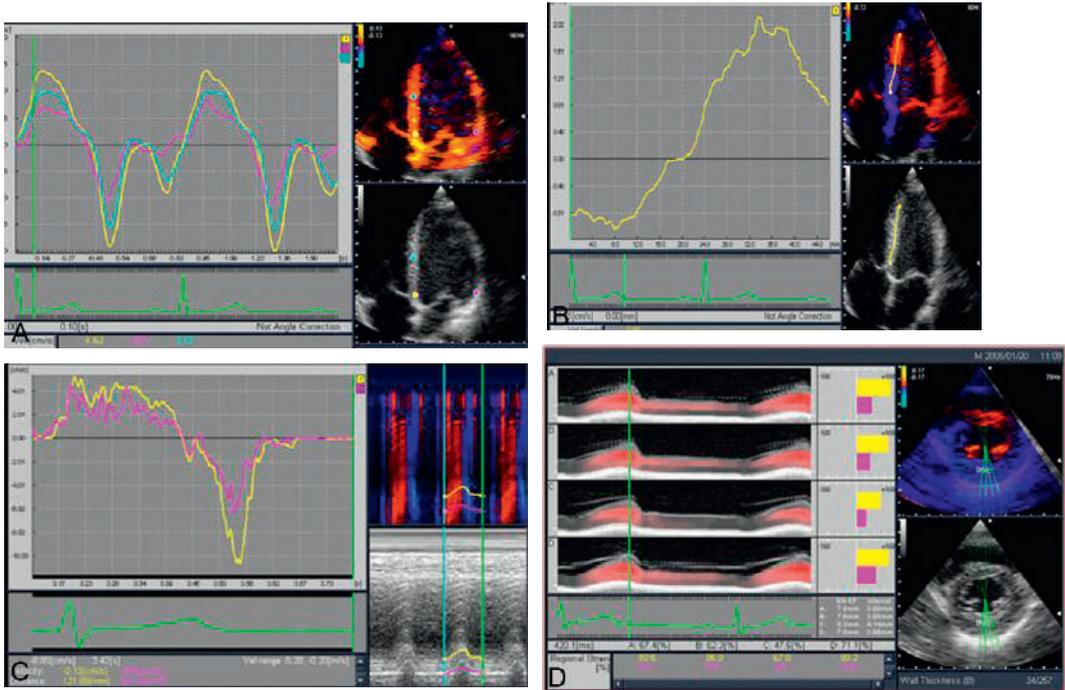
- étudier les vitesses sur l'ensemble des segments du myocarde, en les exprimant en valeurs relatives;
- mesurer le gradient transmural des vitesses qui constitue la pente de la droite de régression entre

les vitesses intramyocardiques et l'épaisseur de la paroi. Ce gradient de vitesses est peu dépendant de la translation du cœur dans le thorax et de la post-charge et indépendant de la précharge. L'âge diminue significativement le gradient de vitesses uniquement en protodiastole. En revanche, il augmente de façon significative à la fois les vitesses et leur gradient, en télédiastole. Plusieurs algorithmes de calculs des gradients de vitesses intramyocardiques ont été proposés, fondés sur l'analyse des images digitalisées en mode 2D.

Toutes ces informations obtenues en DTI couleur bidimensionnel permettent une exploration de la fonction ventriculaire globale et régionale. Elles complètent l'analyse Doppler pulsé en confortant les différentes mesures réalisées.

Les limites du DTI couleur 2D sont :

- la faible résolution temporelle liée à la faible cadence d'imagerie;



**Figure 2.4. Modalités du Doppler tissulaire en mode DTI reconstruit.**

**a.** Profil des vitesses temporelles dans trois sites myocardiques choisis (DTI multisites simultanés). **b.** Profil régional des vitesses dans une zone myocardique choisie. **c.** Profil des vitesses à partir du mode TM. **d.** Profil d'épaississement pariétal en mode DTI - Myocardial Thickness.

Source : Imagerie d'Aloka- Hitachi.

- la présence des zones d'encodage couleur inhomogènes ou « trous » d'encodage chez les sujets peu échogènes;
- la nécessité d'utiliser un logiciel de quantification automatique différée pour la mesure des vitesses intramyocardiques.

Ces limites techniques du DTI sont maîtrisables grâce aux progrès technologiques de l'échographie Doppler cardiaque.

Les principales applications cliniques du DTI couleur 2D sont :

- l'évaluation des cardiopathies ischémiques (quantification des anomalies segmentaires de contraction, étude de la viabilité myocardique);
- l'étude de l'asynchronisme cardiaque (comparaison directe entre les profils de vitesses des deux zones myocardiques opposées).

Enfin, parmi les nouveaux outils développés grâce au Doppler tissulaire c'est le « Speckle Tracking » qui

est réalisable sous la terminologie de DTI Strain. Cette technique demandant un logiciel spécifique permet l'estimation de paramètres de déformation myocardique (Strain) et de vitesse de déformation (Strain Rate). L'inconvénient principal de l'imagerie de Strain par DTI est la dépendance des mesures vis-à-vis de l'angle de tir des ultrasons.

### Mode Doppler couleur unidimensionnelle (TM)

Ce mode de DTI offre une visualisation en TM couleur des modifications des vitesses dans l'épaisseur pariétale tout au long du cycle cardiaque. Il utilise les mêmes conventions de couleur que le mode 2D couleur. Ainsi, selon le principe Doppler, les vitesses qui s'approchent ou s'éloignent du capteur sont respectivement positives (encodage rouge) et négatives (encodage bleu).

En effet, le DTI en mode TM affiche sur le tracé les zones de transition couleur en début de la

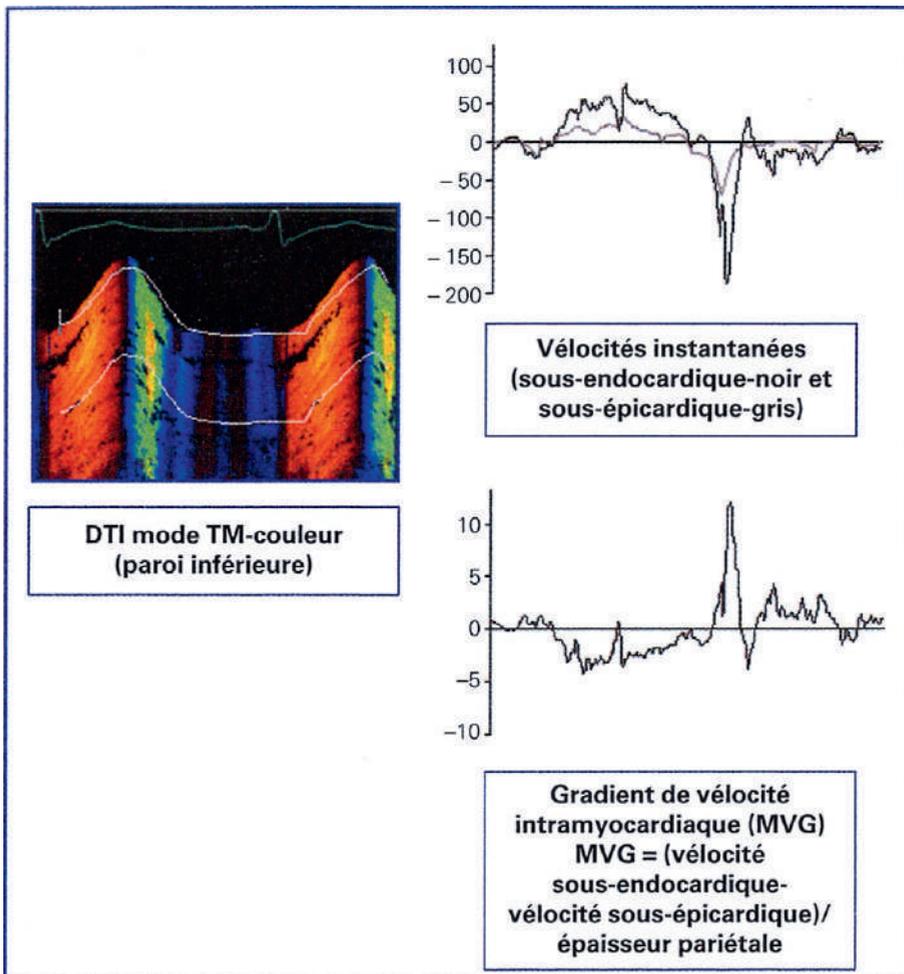
contraction, au pic et en fin de relaxation. Son avantage principal est sa haute résolution temporelle permettant de suivre les variations par rapport au temps des différentes vitesses étagées sur la ligne TM coupant l'épaisseur de la paroi myocardique (figure 2.5).

En effet, ce mode de DTI permet une analyse fine des vitesses codées en couleur des différentes couches de la paroi myocardique au cours du cycle cardiaque (couche par couche) et donc une meilleure approche de la chronologie des événements physiopathologiques. Ainsi, l'incidence TM

enregistrée à partir de la coupe 2D para-sternale longitudinale ou transversale donne l'accès aux vitesses pariéto-antéro-septaux et postéro-inférieurs avec couleurs «en miroir» dans les parois vis-à-vis.

La mesure des vitesses intramyocardiques sur les images TM couleur permet également de calculer leur gradient transmural entre l'endocarde et l'épicarde, un indice précis de la fonction myocardique.

Ce gradient transpariétal correspond à la différence des vitesses endocardiques et épiscopiques rapportées aux vitesses épiscopiques.



**Figure 2.5.** DTI en mode TM couleur : détermination des vitesses (sous-endocardiques et sous-épiscopiques) et du gradient de vitesse intra-myocardique (MVG) au niveau de la paroi postérieure du ventricule gauche.

Source : C. Meune, *Cardiologie Pratique*, n° 671, 2004.

Le gradient transmural offre le double avantage sur la mesure des vitesses myocardiques absolues :

- de mimiser l'effet angle entre la paroi et le faisceau ultrasonore, puisque cet angle est identique pour l'endocarde et l'épicarde;
- de réduire l'effet de translation du cœur dans le thorax au cours de la révolution cardiaque.

Le gradient de vitesses peut être mesuré automatiquement ou en post-traitement (sur ordinateur personnel) à l'aide des logiciels de calcul en dessinant classiquement deux lignes (une dans le sous-endocarde et l'autre dans le sous-épicarde) permettant d'extraire des vitesses maximales systoliques et diastoliques le long de ces lignes afin de calculer le gradient transpariétal (figure 2.6).

Les principales limites du mode couleur TM en DTI sont :

- l'exploration exclusive des vitesses des points situés sur la ligne TM;
- les défauts d'encodage;
- le nombre limité de segments étudiés.

Les principales applications de DTI en mode couleur TM sont :

- l'étude de la fonction ventriculaire systolique globale (MAPSE, TAPSE) et régionale;
- l'étude de l'asynchronisme cardiaque (mesure des délais séparant les zones de transition couleur).

## Interêt clinique de DTI

Le Doppler tissulaire myocardique s'impose en routine clinique comme un puissant outil non invasif de quantification de la fonction myocardique et de la compréhension des événements physiopathologiques au cours du cycle cardiaque.

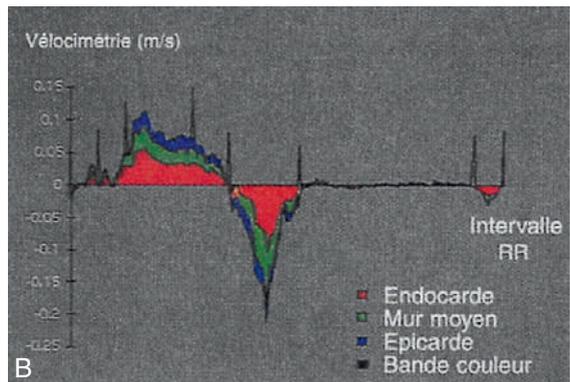
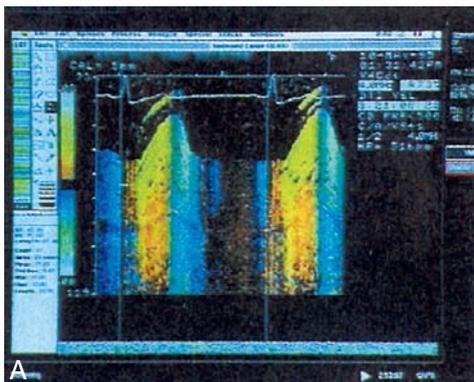
De nombreuses études de validation expérimentales et cliniques ont permis de définir les applications dites « utiles » de DTI en pratique cardiologique.

Ces applications concernent :

- la fonction systolo-diastolique des ventricules;
- la fonction atriale;
- l'ischémie myocardique;
- l'hypertrophie myocardique;
- la cardiomyopathie dilatée;
- la myocardiopathie restrictive;
- la péricardite constrictive;
- l'asynchronisme cardiaque;
- le rejet cardiaque.

## Étude de la fonction systolo-diastolique des ventricules

Le Doppler tissulaire, en apportant une analyse précise des mouvements des parois ventriculaires au cours du cycle cardiaque, permet d'accéder à une évaluation de la fonction systolique et diastolique des ventricules.



**Figure 2.6.** Mesure automatique et continue des vitesses myocardiques en Doppler tissulaire sur les images TM couleur au cours du cycle cardiaque permettant le calcul du gradient des vitesses entre l'endocarde et l'épicarde (sujet normal).

Source : C. Veyrat, *Imagerie Médicale-Cœur*.

En DTI, cette évaluation est fondée en routine sur l'analyse en mode Doppler pulsé tissulaire des vitesses de déplacement de l'anneau mitral (pour le VG) et de l'anneau tricuspïdien (pour le VD).

Normalement, sur la courbe de Doppler spectral appliqué à l'anneau valvulaire, il existe trois ondes au cours du cycle cardiaque (figure 2.7) :

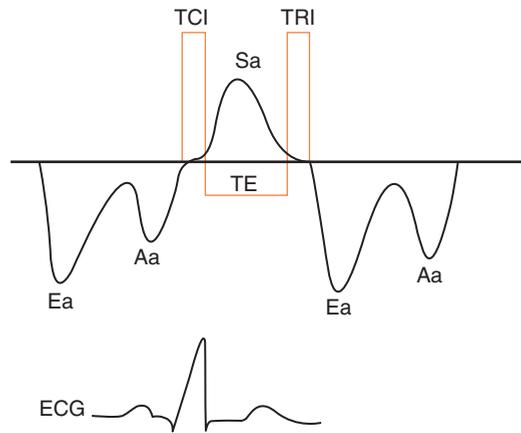
- une onde positive systolique Sa correspondant au déplacement de l'anneau valvulaire vers l'apex du cœur, en systole ;
- des ondes négatives diastoliques, les ondes Ea et Aa dues au déplacement annulaire vers la base du cœur, en diastole.

En pratique, l'onde Sa est mesurée pour étudier la fonction systolique des ventricules (gauche et droit), l'onde Ea sert pour évaluer la fonction ventriculaire diastolique (figure 2.8).

### Étude de la fonction ventriculaire systolique

Le Doppler tissulaire est utile pour l'évaluation quantitative de la fonction systolique du ventricule gauche et du ventricule droit.

Les paramètres ventriculaires dits « systoliques » étudiés le plus souvent en DTI sont (tableau 2.1) :

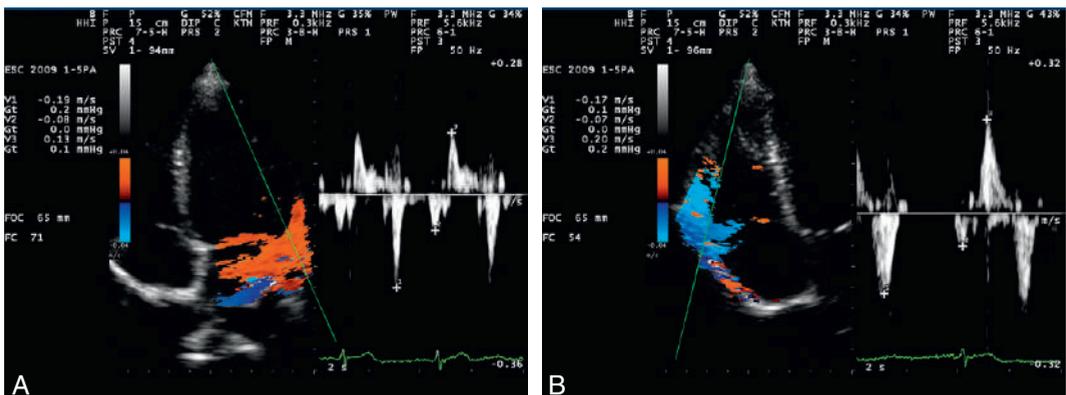


**Figure 2.7.**

Courbe spectrale de vitesses annulaires mitrales enregistrée en Doppler tissulaire :

- ondes : diastoliques Ea et Aa, systolique Sa ;
  - intervalles : temps de contraction isovolumique (TCI), temps de relaxation isovolumique (TRI), temps d'éjection (TE).
- ECG : électrocardiogramme.

D'après Ch. Klimczak, 120 pièges en échocardiographie.



**Figure 2.8.**

Enregistrement en DTI de la courbe des vitesses annulaires latérales (ondes Ea, Aa, Sa) du ventricule gauche (A) et du ventricule droit (B).

**Tableau 2.1.** Paramètres de la fonction systolique et diastolique du ventricule gauche (VG) étudiés en Doppler tissulaire.

Fonction VG	Paramètres
Systolique	Onde systolique Sa MAPSE Index de Tei Strain par DTI
Diastolique	Onde diastolique Ea, Em/Ea TRIV VOG indexé/Aa TRIV/TEm-Ea Em/Strain diastolique

- la vitesse maximale de l'onde systolique Sa enregistrée au niveau de l'anneau mitral (pour le VG) et de l'anneau tricuspideen (pour le VD) ;
- l'amplitude maximale du déplacement systolique de l'anneau mitral dit MAPSE (pour le VG) et de l'anneau tricuspideen dit TAPSE (pour le VD) ;
- l'index de performance myocardique (indice de Tei) appliqué au VG et au VD ;
- les valeurs de Strain (Strain Rate ventriculaires gauche et droit issus de DTI).

### Onde systolique annulaire (Sa)

L'onde tissulaire Sa correspond à la vitesse de déplacement de l'anneau mitral/tricuspideen vers la pointe du cœur, en systole. Elle reflète la contraction ventriculaire longitudinale entraînant un raccourcissement de ventricule dans son grand axe (fonction systolique dite « longitudinale »).

Classiquement, l'onde Sa est mesurée en Doppler tissulaire pulsé au niveau de la partie latérale de l'anneau mitral/tricuspideen selon la coupe apicale des quatre cavités. La valeur normale de la vitesse pic de l'onde Sa mitrale est de  $9,7 \pm 1,9$  cm/s et celle de l'onde Sa tricuspideenne est de  $15,5 \pm 6$  cm/s. La vitesse de l'onde Sa mesurée en DTI dépend surtout de l'angle de tir Doppler et du site annulaire d'enregistrement (tableau 2.2). Il est donc recommandé en pratique de multiplier des sites annulaires d'exploration (quatre sites de préférence) et de moyenner les mesures de Sa sur l'ensemble des sites exploités.

Enfin, l'onde Sa est influencée par de nombreux facteurs physiopathologiques (encadré 2.1) non négligeables dans l'interprétation des résultats.

**Tableau 2.2.** Valeurs normales des vitesses annulaires systoliques (onde Sa) sur quatre sites pariétaux du ventricule gauche.

Pariet	Vitesse de l'onde Sa (cm/s)
Septale	$9,5 \pm 1,4$
Latérale	$11 \pm 1,9$
Antérieure	$10,2 \pm 2,0$
Inférieure	$10,5 \pm 1,4$

#### ENCADRÉ 2.1

### Limitations de la mesure de l'onde Sa tissulaire mitrale

- Dépendance de l'angle de tir Doppler
- Reflet du déplacement de la base du cœur dans une seule direction (contraction longitudinale)
- Négligence de la contraction radiale du VG
- Sensibilité aux variations de la post-charge
- Influencée par : l'âge, hypertrophie/dilatation VG, dyskinésie régionale, calcifications annulaires, arythmie, BGG, stimulation cardiaque
- Valeur seuil variable de 6 à 8 cm/s en raison des différences méthodologiques
- Confusion possible avec un pic protosystolique de la contraction isovolumique du VG

Néanmoins, l'onde tissulaire Sa est étroitement corrélée à la fraction d'éjection (FE) ventriculaire, paramètre de référence dans l'évaluation de la fonction ventriculaire systolique. Une valeur moyennée de l'onde Sa mitrale  $< 8$  cm/s recueillie sur quatre sites correspond à une FE  $< 50$  % (dysfonction systolique globale du VG). Une valeur de l'onde Sa tricuspideenne  $< 11$  cm/s est en faveur d'une dysfonction systolique globale du VD (FE  $< 50$  %).

### Amplitude systolique annulaire

L'amplitude maximale du déplacement systolique vers la pointe du cœur de l'anneau mitral dit MAPSE (*Mitral Annular Plane Systolic Excursion*) et de l'anneau tricuspideen dit TAPSE (*Tricuspid Annular Plane Systolic Excursion*) constitue un indice de la fonction systolique globale du ventricule gauche (MAPSE) et du ventricule droit (TAPSE). Cette excursion annulaire systolique antérieure équivalant à l'onde Sa peut être enregistrée en mode TM classique ou tissulaire couleur selon la coupe apicale des quatre cavités. Un

alignement maximal en mode TM sur la partie latérale de l'anneau mitral/tricuspidien est indispensable pour éviter la sous-estimation de l'amplitude de l'excursion annulaire. Le mode TM couleur tissulaire offre une meilleure approche de la chronologie du déplacement annulaire, c'est-à-dire le repérage du début et du pic de déplacement exprimés par la transition des « bandes colorées » verticales successives, présentes sur l'image TM couleur. Pour optimiser l'image TM couleur en DTI, il faut réduire les niveaux de gris et régler les gains couleur afin d'obtenir un « remplissage » couleur complet (figure 2.9).

En pratique :

- la valeur normale de MAPSE est > 12 mm. Une valeur < 10 mm correspond à une FE < 50 % (dysfonction systolique);
- la valeur normale de TAPSE est > 15 mm. Une valeur < 12 mm reflète une dysfonction systolique du VD (FE < 50 %).

Il est conseillé de moyenner les valeurs de MAPSE/TAPSE sur deux ou quatre sites annulaires.

Les facteurs pouvant modifier la mesure de MAPSE/TAPSE sont analogues à ceux de l'onde Sa.

### Index de performance myocardique

L'index de performance myocardique (IPM) soit index de Tei est égal à la somme des temps de contraction et de relaxation isovolumiques (CIV, RIV) rapportée au temps d'éjection ventriculaire (TE). Sa mesure est réalisée en Doppler pulsé classique ou tissulaire appliqué à l'anneau mitral/tricuspidien respectivement. Le mode Doppler pulsé tissulaire donne l'accès direct aux mesures des

intervalles (CIV, RIV, TE) sur la courbe spectrale, au cours du cycle cardiaque.

L'index de Tei constitue un paramètre de performance globale du myocarde. Il témoigne à la fois de la fonction systolique et diastolique du ventricule gauche/ventricule droit.

En effet, en cas d'insuffisance cardiaque : le TE se raccourcit et les temps CIV et RIV s'allongent. Enfin, l'index de Tei est indépendant de la fréquence cardiaque et de la géométrie ventriculaire.

En pratique :

- la valeur normale de l'IMP appliqué au VG est de  $0,39 \pm 0,05$ ; une valeur > 0,47 signifie une dysfonction globale du VG;
- la valeur normale de l'IMP appliqué au VD est de  $0,28 \pm 0,04$ ; une valeur > 0,35 évoque une dysfonction globale du VD.

### Strain/Strain Rate myocardique (S/SR)

La technique de Strain fondée sur le DTI permet la détection d'une dysfonction systolique globale (S/SR global) et régionale (S/SR segmentaire) du ventricule gauche ou droit. Les limites de l'imagerie de Strain par DTI sont connues.

La technique de Strain fondée sur l'image 2D brute (2D Strain) surmonte les limites Doppler en permettant une meilleure approche de la déformation myocardique.

### Étude de la fonction ventriculaire diastolique

Le Doppler tissulaire permet une analyse de la fonction diastolique ventriculaire. Classiquement,

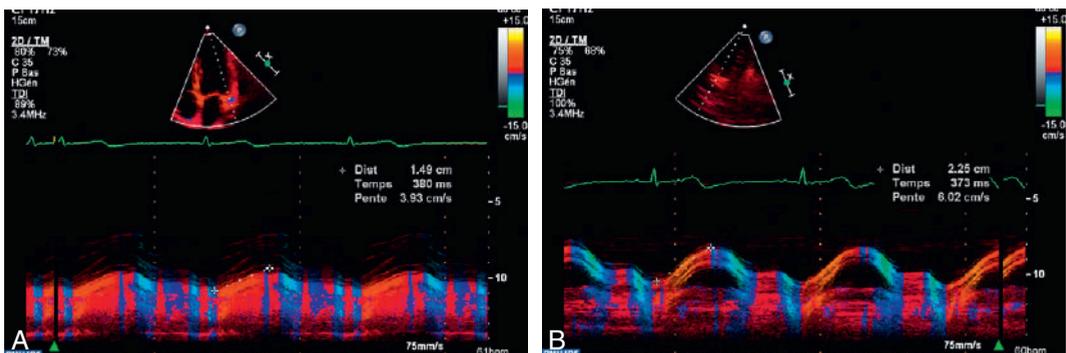


Figure 2.9. Enregistrement en TM couleur tissulaire de l'excursion systolique maximale de l'anneau mitral latéral - MAPSE (A) et de l'anneau tricuspidien latéral - TAPSE (B).

deux paramètres dits « diastoliques » peuvent être mesurés en Doppler tissulaire pulsé :

- des vitesses de déplacement diastolique de l'anneau mitral (pour le VG) et de l'anneau tricuspïdien (pour le VD) : ondes Ea et Aa ;
- le temps de relaxation isovolumique (TRIV).

La dysfonction diastolique ventriculaire étudiée en DTI entraîne :

- une diminution de la vitesse protodiastolique de l'onde Ea ;
- un allongement du temps de relaxation isovolumique (trouble de la relaxation) ou son raccourcissement (trouble de la compliance).

L'éventuelle élévation des pressions de remplissage ventriculaire est une conséquence hémodynamique de la dysfonction diastolique pouvant être diagnostiquée par DTI.

### Analyse de l'onde diastolique Ea

La mesure de la vitesse annulaire protodiastolique (Ea) est le plus souvent pratiquée en routine clinique.

Normalement, la vitesse de :

- l'onde Ea mitrale est de  $16,3 \pm 3,7$  cm/s ;
- l'onde Ea tricuspïdienne est de  $15 \pm 3,4$  cm/s.

Le rapport des vitesses annulaires Ea/Aa est supérieur à 1,0 mais il diminue progressivement avec l'âge.

La dysfonction diastolique ventriculaire s'exprime en DTI par :

- l'onde Ea mitrale < 8 cm/s (dysfonction diastolique du ventricule gauche) ;
- l'onde Ea tricuspïdienne < 9 cm/s (dysfonction diastolique du ventricule droit).

Le ratio Ea/Aa aide aussi à apprécier le degré de l'altération de la fonction ventriculaire diastolique. De plus, le Doppler tissulaire permet la différenciation entre un profil du flux transmitral normal (Ea > 8 cm/s) et pseudonormal (Ea < 8 cm/s) témoignant d'une dysfonction diastolique du ventricule gauche (cf. figure 1.16).

Cependant, il faut souligner que la vitesse de l'onde tissulaire diastolique Ea est :

- influencée par l'âge, une ischémie ou une nécrose myocardique touchant la zone annulaire, ainsi que par une hypertrophie pariétale,

- une valve prothétique ou un anneau de plastique ;
- peu influencée par les conditions de charge (précharge en particulier).

Il semble que les vitesses de la partie latérale sont moins dépendantes des conditions de charge que celles de sa partie septale.

### Évaluation des pressions de remplissage

L'altération du remplissage diastolique dépend de l'ampleur et de l'étendue de la dysfonction ventriculaire diastolique. Les pressions de remplissage ventriculaire gauche (PRVG) reflètent l'état de remplissage diastolique auriculo-ventriculaire. Leur estimation est possible à partir des mesures Doppler :

- du flux mitral (rapport E/A, temps de décélération de l'onde E, vitesse de propagation du flux mitral) ;
- du flux veineux pulmonaire (différence  $dAP - dAm$ ) ;
- des vitesses annulaires mitrales en DTI (Ea, rapport Em/Ea).

### Rapport Em/Ea

Le rapport Em/Ea appelé « index combiné » (Em : vitesse de l'onde E du flux mitral en Doppler pulsé classique ; Ea : vitesse de l'onde E de l'anneau mitral en Doppler pulsé tissulaire) permet une estimation fiable et valide des PRVG. Il est corrélé à la pression télédiastolique ventriculaire gauche (PTDVG) et à la pression capillaire pulmonaire.

Classiquement, le rapport Em/Ea :

- > 15 confirme l'élévation des PRVG ;
- < 8 élimine l'élévation des PRVG.

Les valeurs de Em/Ea entre 8 et 15 constituent une zone intermédiaire d'ambiguïté (« zone grise ») ne permettant pas de conclure formellement l'élévation des PRVG (tableau 2.3).

Dans ces cas difficiles, il faut :

- utiliser les autres arguments cliniques et échographiques (encadré 2.2) ;
- recourir éventuellement à l'échocardiographie d'effort pour « démasquer » une élévation des PRVG à l'effort (Em/Ea > 13).

En pratique, le rapport Em/Ea peut être intégré dans un algorithme diagnostique permettant de prédire l'élévation des PRVG (figure 2.10).

**Tableau 2.3.** Indices « combinés » d'écho-Doppler utilisés dans l'évaluation des pressions de remplissage du ventricule gauche.

Indices	Valeurs normales	Zones grises	Valeurs pathologiques
Em/Ea	< 8	8–15	> 15
Em/Vp	< 1,5	1,5–2,5	> 2,5
dAp-dAm	< 0	0-30 ms	> 30 ms

ENCADRÉ 2.2

**Éléments diagnostiques complémentaires utilisés dans l'interprétation des indices diastoliques situés dans la « zone grise » (Em/Ea : 8–15, Em/Vp : 1,5–2,5).**

- ▶ Contexte clinique
- ▶ Cardiopathie sous-jacente
- ▶ Fonction systolique du VG (FE, dP/dt, Tei...)
- ▶ Masse myocardique du VG
- ▶ Taille et fonction de l'oreillette gauche
- ▶ Taille et fonction du ventricule droit
- ▶ Pressions artérielles pulmonaires
- ▶ Dosage de BNP
- ▶ Échocardiographie d'effort

tolique. Cependant, la valeur seuil Em/Ea de 15 est controversée dans l'IC à FE préservée (> 50 %). Les études récentes ont montré qu'une valeur seuil de 12 paraît plus adaptée en cas de FE normale. En revanche, une valeur seuil Em/Ea < 8 permet d'écarter le diagnostic d'IC à FE préservée;

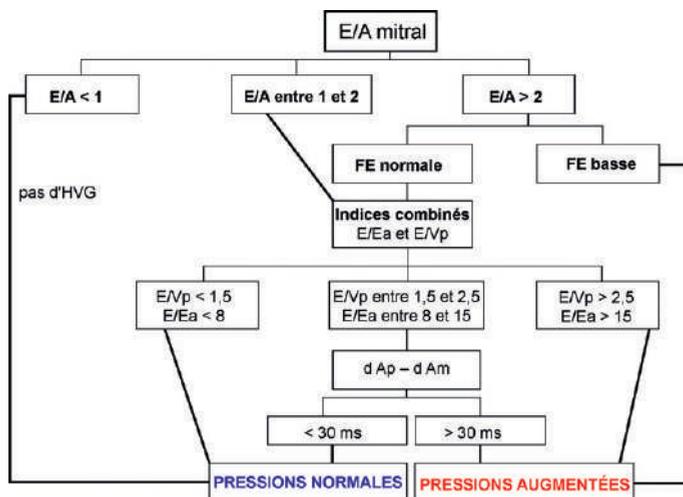
- applicable en cas d'arythmie complète par fibrillation auriculaire et de tachycardie sinusale;
- peu fiable en cas de cardiomyopathie hypertrophique;
- non utilisable en cas d'insuffisance mitrale organique importante et de péricardite constrictive.

Néanmoins, il faut souligner que le rapport Em/Ea est :

- indépendant de la fonction systolique du VG (FE normale ou diminuée) donc valable en cas d'insuffisance cardiaque (IC) systolique et/ou dias-

Enfin, il faut souligner, que l'onde Ea septale est généralement plus basse que l'onde Ea latérale, et le rapport Em/Ea septal est donc habituellement plus élevé que le rapport Em/Ea latéral.

En pratique, il est recommandé d'utiliser un rapport Em/Ea moyen en adoptant la valeur seuil < 8 pour les PRVG normales, et celle > 13 pour les PRVG élevées (si on moyenne les ondes Ea en septal et latéral).



**Figure 2.10.** Algorithme d'évaluation des pressions de remplissage du ventricule gauche par échocardiographie cardiaque.

D'après Ch. Klimczak, Échocardiographie clinique. Elsevier Masson 2010.

Récemment, de nouveaux indices dits « combinés » d'évaluation des PRVG sont proposés comme (tableau 2.1) :

- le rapport : volume de l'OG indexé/vélocité de l'onde A annulaire en Doppler tissulaire. Le rapport  $VOGi/Aa > 4$  témoigne d'une élévation des PRVG ;
- le rapport : temps de relaxation isovolémique (TRIV)/temps compris entre le début de l'onde Em (flux mitral en Doppler pulsé classique) et le début de l'onde Ea (vitesse de l'onde E annulaire mitrale en Doppler pulsé tissulaire (TEM-Ea)).

Le délai TEM-Ea est un indice de relaxation du VG qui augmenterait lorsque la relaxation diminue. Le rapport  $TRIV/TEM-Ea < 2$  serait en faveur d'une élévation des PRVG.

L'inconvénient principal de cet indice est sa grande complexité de calcul, et donc son intérêt pratique limité.

- le rapport : vitesse de l'onde E du flux mitral (Em)/Strain longitudinal diastolique global du VG (St diast).

Le rapport  $Em/St \text{ diast.} > 8,5$  évoque une élévation des PRVG (PTDVG  $> 15 \text{ mmHg}$ ).

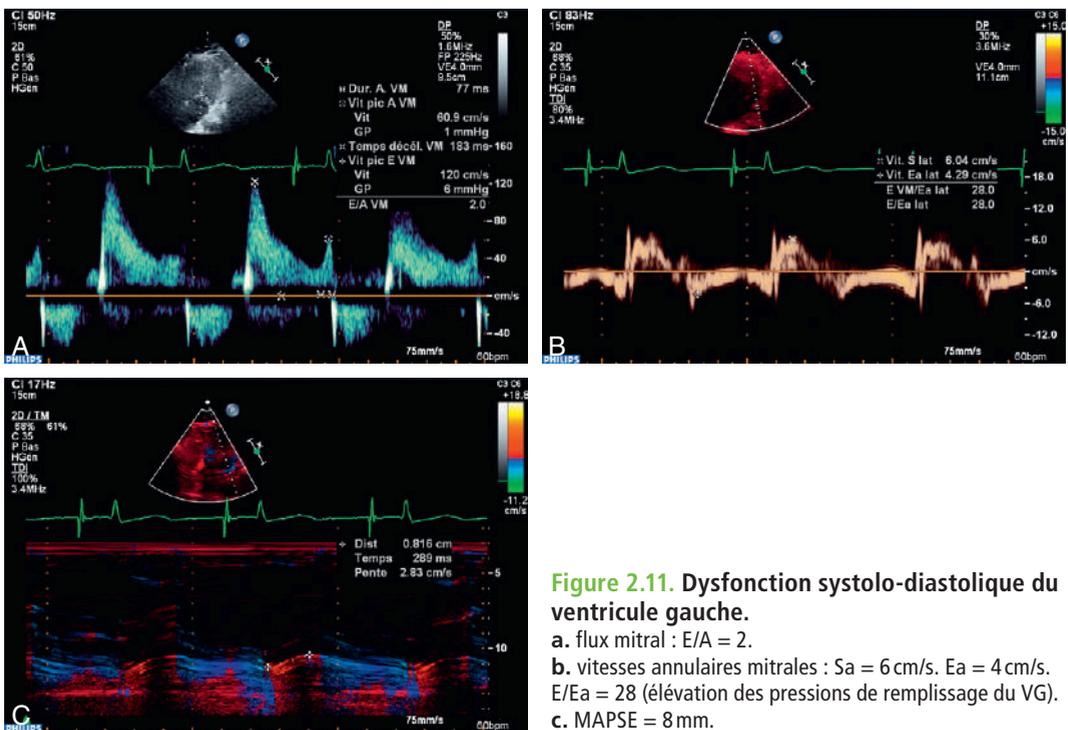
Cet indice réclame une mesure sophistiquée de la déformation ventriculaire diastolique (Strain diastolique).

Enfin, le rapport Em/Ea peut être intégré dans des modèles mathématiques permettant l'estimation quantitative des PRVG en calculant la pression capillaire pulmonaire (PCP) comme suit :

- $PCP = 1,24 (Em/Ea) + 1,91$  ;
- $PCP = 1,47 (Em/Ea) + 1,55$  (si fusion des ondes E et A).

Cette quantification « chiffrée » des PRVG doit être validée cliniquement.

En résumé, le Doppler tissulaire apporte de nombreuses informations précises concernant la dysfonction ventriculaire systolique et diastolique (figure 2.11). Il est également utile dans le suivi de l'effet des thérapeutiques.



**Figure 2.11.** Dysfonction systolo-diastolique du ventricule gauche.  
 a. flux mitral : E/A = 2.  
 b. vitesses annulaires mitrales : Sa = 6 cm/s. Ea = 4 cm/s. E/Ea = 28 (élévation des pressions de remplissage du VG).  
 c. MAPSE = 8 mm.

## Étude de la fonction atriale

Le Doppler tissulaire apporte un intérêt diagnostique dans :

- l'analyse de la fonction systolo-diastolique des oreillettes ;
- l'évaluation des pressions de l'oreillette droite.

### Analyse de la fonction auriculaire systolo-diastolique

L'analyse auriculaire utilisant les paramètres échographiques classiques (diamètres, surfaces, volumes, aspect du flux veineux pulmonaire) peut être complétée par l'étude (encadré 2.3) :

- de l'onde diastolique A annulaire mitrale enregistrée en Doppler tissulaire pulsé (Ao).

L'onde tissulaire Aa reflète la contraction auriculaire responsable du remplissage ventriculaire télédiastolique. Elle est corrélée à la fonction dite « pompe » de l'oreillette gauche.

En pratique, la valeur normale de l'onde Aa moyennée sur quatre versants de l'anneau mitral est de l'ordre de  $10 \pm 2$  cm/s.

- des vitesses de déplacement des parois de l'OG en DTI.

En effet, il existe un gradient de vitesse entre les segments proches de l'anneau mitral où les vitesses sont les plus élevées, et le toit de l'OG où les vitesses sont les plus basses du fait de la faible mobilité du toit auriculaire. Ce gradient intra-atrial, difficilement mesurable en pratique, est donc peu utilisé dans l'analyse de la fonction atriale.

- de la déformation atriale en mode Strain.

Cependant, cette approche est nettement meilleure avec la technique de 2D Strain qu'en Strain Doppler.

ENCADRÉ 2.3

### Paramètres écho-Doppler permettant l'étude de l'oreillette gauche (OG).

- ▶ Diamètres, surfaces de l'OG (TM/2D)
- ▶ Volumes de l'OG (2D)
- ▶ Onde A du flux mitral (Doppler pulsé)
- ▶ Onde A du flux veineux pulmonaire (Doppler pulsé)
- ▶ Onde diastolique annulaire mitrale Aa (Doppler tissulaire)
- ▶ Vitesse de déplacement pariétal de l'OG (Doppler tissulaire)
- ▶ Strain atrial (par DTI ou Speckle Tracking)

## Évaluation des pressions de l'oreillette droite

La mesure de la pression auriculaire droite (POD) est indispensable pour calculer correctement la pression artérielle pulmonaire systolique au Doppler.

Pour évaluer cette pression atriale, différentes approches écho-Doppler ont été proposées. Le Doppler tissulaire permet de compléter cette évaluation en utilisant (encadré 2.4) :

- le rapport tricuspide Et/Eat (vitesse de l'onde E du flux tricuspide en Doppler pulsé classique rapportée à la vitesse de l'onde Ea annulaire tricuspide en Doppler tissulaire).

En effet, l'onde Et est le reflet à la fois de la POD et de la relaxation du VD. L'onde Eat est surtout le reflet de la relaxation du VD. Finalement, il existe une corrélation satisfaisante entre la POD et le rapport Et/Eat.

Le rapport Ea/Eat  $> 6$  prédit une POD égale ou supérieure à 10 mmHg avec une sensibilité de 79 % et une spécificité de 73 %. Cependant, il faut rester prudent quant à l'application de ce paramètre pour les patients porteurs d'un stimulateur cardiaque ou sous ventilation mécanique.

Enfin, notons une franche variabilité de mesure du flux tricuspide avec la respiration (augmentation de Et à l'inspiration de + 9 % en moyenne).

- le pic de contraction isovolumétrique (CIV) mesuré en DTI au segment basal du VD.

La corrélation entre ce pic de CIV et la POD a été établie. En effet, une valeur  $< 6$  cm/s indiquait une POD  $> 10$  mmHg.

Cependant, cette mesure est non fiable en cas de bloc de branche droit, en arythmie et chez les porteurs de pacemaker.

ENCADRÉ 2.4

### Paramètres écho-Doppler tissulaire en faveur d'une élévation des pressions de l'oreillette droite (POD).

- ▶ Rapport tricuspide Et/Eat  $> 6$
- ▶ Pic de contraction isovolumétrique du ventricule droit  $< 6$  cm/s
- ▶ Temps de relaxation isovolumétrique du ventricule droit  $> 59$  ms
- ▶ L'équation :  $POD = 1,76 (Et/Eat) - 3,7$

- le temps de relaxation isovolumétrique du ventricule droit (TRIV) mesuré en DTI à l'anneau tricuspide de la fin de l'onde S au début de l'onde E. Un TRIV du VD > 59 ms serait en faveur d'une POD > 8 mmHg.
- l'équation de régression linéaire :  $POD = 1,76 (Et/Ea) - 3,7$ .

Cette équation utilisant le rapport Et/Ea a été proposée pour la quantification chiffrée de la POD. Elle est peu validée en pratique clinique.

En conclusion, la mesure de la POD en échocardiographie est délicate et plutôt semi-quantitative, en routine. L'évaluation quantitative précise et objective reste toujours problématique.

## Étude de l'ischémie myocardique

L'évaluation de l'ischémie myocardique en échocardiographie conventionnelle est subjective, opérateur-dépendante, reposant surtout sur une étude de l'épaississement pariétal myocardique. Le Doppler tissulaire fournit des informations sur les vitesses de déplacement myocardique permettant une quantification de la fonction myocardique régionale au sein du segment d'une paroi.

Dans un modèle expérimental d'ischémie-reperfusion les anomalies myocardiques suivantes ont été observées en Doppler tissulaire :

- une diminution précoce, constante et progressive des vitesses myocardiques systoliques (S) ;
- une diminution des vitesses myocardiques protodiastoliques (E) avec une élévation des vitesses télédiastoliques (A), responsables d'une inversion du rapport E/A myocardique ;
- une diminution du gradient transmural des vitesses ;
- un allongement du temps de relaxation isovolumétrique (TRIV) avec une inversion de l'onde en phase isovolumétrique témoignant d'une tardokinésie.

En reperfusion, les vitesses endocardiques augmentent plus rapidement que les vitesses épicaudiques aboutissant ainsi à la restauration d'un gradient endocardec/épicaudique en période de sidération myocardique.

Ces études expérimentales ont permis de prouver cliniquement la capacité du Doppler tissulaire de :

- dépister de façon précoce et fiable des anomalies transmurales myocardiques liées à l'ischémie ;
- évaluer la topographie et l'extension intramurale de l'ischémie myocardique ;
- différencier les anomalies liées à l'occlusion coronaire de celles liées à la reperfusion myocardique.

En effet, le Doppler tissulaire en couplant les différents modes appliqués (Doppler : pulsé, TM/2D couleur) permet une quantification précise de la contractilité myocardique régionale chez les porteurs d'une cardiopathie ischémique.

Chez les patients présentant un infarctus du myocarde à la phase aiguë, le DTI montre :

- une diminution importante des vitesses systoliques dans la paroi myocardique nécrosée ;
- une diminution du gradient de vitesse transmural au sein de la paroi nécrosée avec une augmentation compensatrice du gradient myocardique sur la paroi opposée à la nécrose ;
- une disparition du gradient de vitesse entre la base et l'apex du cœur ;
- l'existence d'un pic de vitesse tardif en phase de relaxation isovolumétrique témoignant d'une contraction paradoxale retardée du segment myocardique ischémié.

En plus, le Doppler tissulaire permet de distinguer la nécrose transmurale de la nécrose non transmurale grâce à l'étude du profil de vitesses transpariétales à savoir :

- en cas de nécrose transmurale : les vitesses myocardiques ont des valeurs plus basses (proches de zéro) de l'épicarde vers l'endocardec, ce qui entraîne une annulation du gradient transpariétal tout au long du cycle cardiaque ;
- en cas de nécrose sous-endocardique, les vitesses augmentent progressivement dans l'épaisseur de l'épicarde pour s'annuler brutalement dans l'endocardec.

Le Doppler tissulaire, en mesurant les vitesses de déplacement myocardique encodées en couleur, est particulièrement utile pour discriminer l'hypokinésie modérée de l'hypokinésie sévère, de l'akinésie et de la dyskinésie. Les zones hypokinétiques ont leur encodage couleur plus faible que celui des régions adjacentes. Les zones akinétiques sont immédiatement identifiables par absence de tout encodage remplacé par des « zones noires ». Le

diagnostic de l'asynergie contractile devient donc plus précis et plus objectif en DTI. De plus, le DTI détecte les modifications des vitesses myocardiques précocement, avant la survenue des troubles de cinétique pariétale, de modifications d'ECG et d'apparition d'une douleur angineuse.

Le DTI permet également de différencier les anomalies liées à l'occlusion de l'artère coronaire versus la reperfusion. Ainsi, le gradient de vitesse myocardique disparaît lors de l'occlusion coronaire pour apparaître à nouveau durant la reperfusion myocardique efficace. Cette notion est très intéressante dans l'appréciation du succès de la reperfusion à court et long termes.

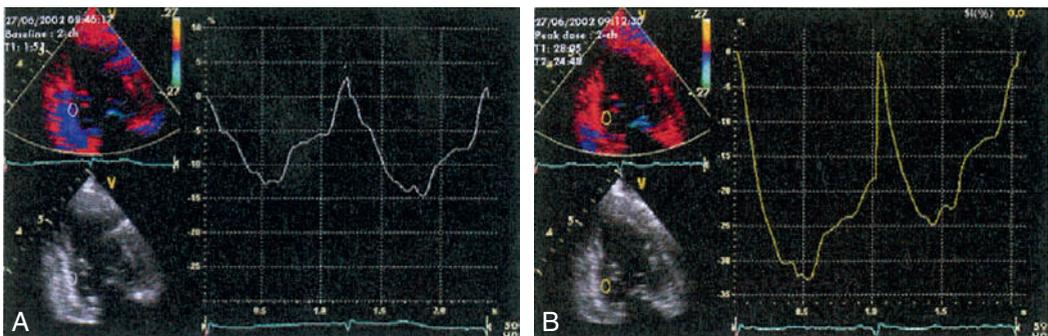
Enfin, de nombreuses études ont démontré l'intérêt du Doppler tissulaire couplé à l'échocardiographie de stress (EDS), tant pour la recherche de viabilité que pour l'ischémie myocardique (figure 2.12). Le DTI associé au stress (pharmacologique ou d'effort) permet la quantification des mouvements et des modifications pariétales au repos et durant le stress. L'augmentation des gradients de vitesses au sein d'une paroi ischémisée peut aider à l'identification du myocarde viable lors d'une perfusion de dobutamine. Des valeurs de vitesses systoliques (onde S) de 5 à 7 cm/s sur les segments médians et basaux sont généralement retenues pour le diagnostic d'ischémie au pic de stress.

Enfin, le DTI couplé à l'EDS permet de mieux séparer le myocarde sidéré du myocarde hibernant.

## Étude de l'hypertrophie myocardique

Chez les patients présentant une hypertrophie myocardique, le Doppler tissulaire permet la différenciation de l'hypertrophie pathologique (myocardiopathie hypertrophique) de l'hypertrophie physiologique du sportif ou de l'hypertrophie de la cardiopathie hypertensive. En fait, chez un sportif entraîné (athlète par exemple), il est difficile de faire la distinction entre un cœur d'athlète et une myocardiopathie hypertrophique (MCH). Cette différenciation est réalisable en DTI en mesurant les vitesses intramyocardiques à partir desquelles on peut déduire un gradient transpariétal de vitesses entre l'épicarde et l'endocarde. En comparant des patients avec une hypertrophie myocardique relevant d'étiologies différentes (sportifs, hypertendus, myocardiopathie), le Doppler tissulaire a permis de mettre en évidence un profil caractéristique de l'évolution des gradients des vitesses intramyocardiques (figure 2.13).

Ainsi, en protodiastole, au cours du remplissage ventriculaire rapide, les gradients sont plus

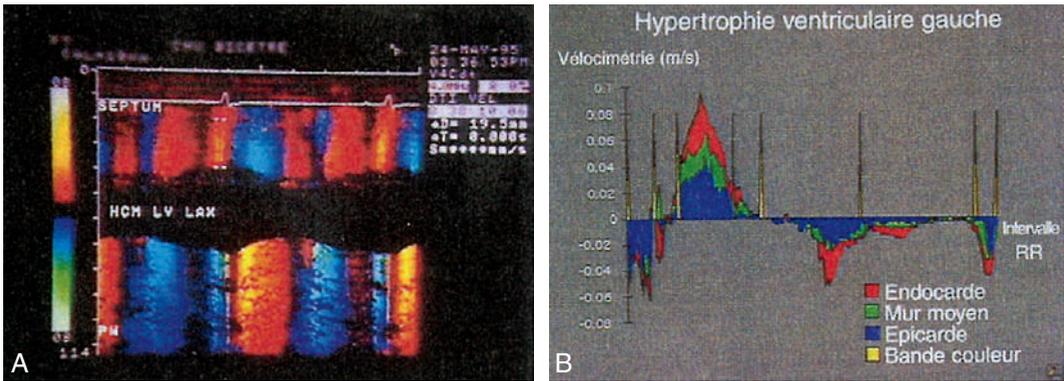


**Figure 2.12.** Enregistrement des vitesses myocardiques en Doppler tissulaire au repos et sous dobutamine chez le patient présentant un infarctus récent de la paroi inférieure du VG (coupe apicale des deux cavités).

Au repos (A) : zone d'infarctus codée en bleu reflétant les vitesses myocardiques effondrées (autour de 12 % sur la courbe à droite) ce qui témoigne la diminution du raccourcissement longitudinal.

Sous dobutamine (B) : normalisation du raccourcissement myocardique longitudinal objectivant la présence du myocarde viable.

Source : J. Garet, *Abstract cardiologie*, n° 386, 2003.



**Figure 2.13. Étude de la cardiomyopathie hypertrophique en Doppler tissulaire.**

On note :

En mode TM couleur (A) : aspect coloré des parois hypertrophiées évoquant des altérations vélocimétriques

Sur la courbe vélocimétrique (B) : une diminution modérée des vitesses de l'endocarde vers l'épicarde et du gradient transmural protodiastolique, une reprise de l'onde A et une prolongation du temps de relaxation isovolumétrique.

Source : C. Veyrat, *Imagerie Médicale-Cœur*.

faibles chez les patients ayant une MCH que chez les sportifs, et sont également plus faibles en télé-diastole, au cours de la contraction auriculaire que ceux mesurés chez les hypertendus. Une valeur de gradient protodiastolique transmyocardique  $\leq 7$  cm/s serait très prédictive d'une hypertrophie ventriculaire gauche pathologique.

De même, des mesures des ondes S et Ea moyennées sur quatre sites annulaires  $< 9$  cm/s seront en faveur d'une hypertrophie pathologique.

Ces anomalies vélocimétriques témoignent d'une désorganisation complexe des vitesses systoliques et diastoliques dans la MCH.

La mesure du gradient transpariétal peut être utile pour différencier la MCH d'un cœur sportif quand l'épaisseur de la paroi myocardique étudiée atteint des valeurs limites. C'est précisément chez ce type de patients présentant une hypertrophie ventriculaire gauche marginale et/ou peu caractéristique que la mesure du gradient transpariétal trouve son plus grand intérêt diagnostique.

La diminution du gradient transmural décelée par DTI serait le témoin d'une désorganisation architecturale myocardique et permettrait le dépistage des formes infracliniques de MCH. En effet, cette désorganisation des fibres myocardiques existe dans tout le ventricule gauche et est indépendante du degré d'hypertrophie. Enfin, la valeur de l'onde Sa  $< 12$  cm/s et de l'onde Ea

$< 13$  cm/s serait un élément prédictif d'apparition d'une MCH chez les patients porteurs d'anomalies de leur patrimoine génétique.

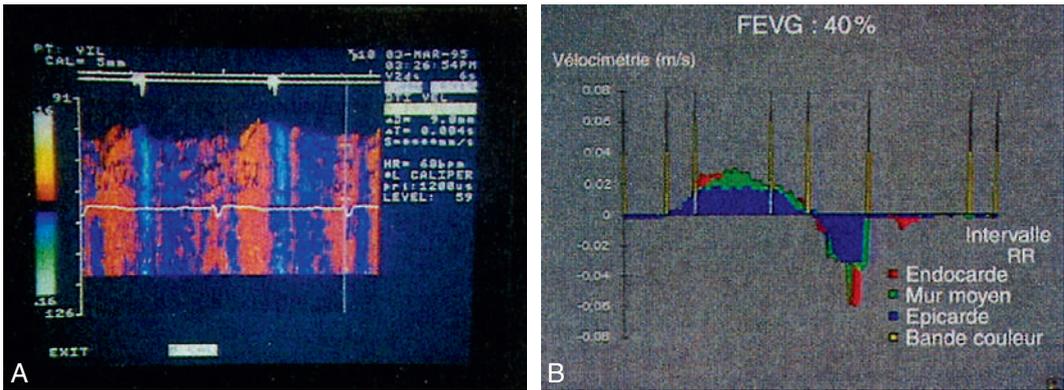
## Étude de la cardiomyopathie dilatée

Chez les porteurs de cardiomyopathie dilatée, le Doppler tissulaire permet de mettre en évidence à la fois :

- une forte diminution des vitesses systoliques et diastoliques de déplacement myocardique sur l'ensemble des parois ventriculaires;
- une baisse du gradient intramyocardique de vélocité par diminution préférentielle des vitesses endocardiques tout au long du cycle cardiaque (figure 2.14).

Ces anomalies décelées par DTI reflètent l'altération sévère de la fonction contractile du myocarde. La disparition du gradient de vélocité intramyocardique est un indice plus sensible de détérioration myocardique que la fraction d'éjection. Elle apparaît comme un facteur pronostique performant prédictif d'événements cardiovasculaires (insuffisance cardiaque réfractaire, transplantation cardiaque, décès...).

Enfin, une diminution des vitesses/gradients intramyocardiques a été observée dès les stades



**Figure 2.14.** Étude de la cardiomyopathie dilatée en Doppler tissulaire.

On note :

- a. En mode TM couleur une image colorée « monotone » de la paroi postérieure du VG hypokinétique tout au long du cycle cardiaque.
- b. sur la courbe vélocimétrique une diminution significative des vitesses myocardiques et une diminution du gradient transmural des vitesses en raison de l'effondrement préférentiel des vitesses sous-endocardiques.

Source : C. Veyrat, *Imagerie Médicale-Cœur*.

précoces de la cardiomyopathie dilatée et permet donc de dépister une atteinte myocardique à un stade préclinique.

### Étude : myocardiopathie restrictive versus péricardite constrictive

Les tableaux cliniques, hémodynamique et échographique de la pathologie constrictive et restrictive présentent beaucoup de similitudes. Le profil du flux transmitral est restrictif ou pseudonormal mais il ne permet pas de différencier ces deux pathologies.

Pour le diagnostic différentiel myocardiopathie restrictive/péricardite constrictive, le Doppler tissulaire est très discriminant.

En effet :

- la myocardiopathie restrictive présente un trouble de la relaxation du VG qui se manifeste par :
  - une nette diminution des ondes annulaires mitrales  $E_a$  ( $< 8$  cm/s) et  $S_a$  ( $< 8$  cm/s) ;
  - une majoration du rapport E mitral/E annulaire :  $E_m/E_a > 15$ .

De plus, un retard de l'onde  $E_a$  par rapport à l'onde E mitrale serait en faveur d'une myocardiopathie restrictive.

- La péricardite restrictive se caractérise en DTI par les vitesses  $E_a$ ,  $S_a$  normales et le rapport  $E_m/E_a < 15$ . En effet, chez les patients ayant une péricardite constrictive pure avec fonction systolique conservée, la relaxation ventriculaire gauche est normale, mais la compliance est réduite. Le pic de vitesse protodiastolique ( $E_a$ ) est donc normal ou augmenté.

Évidemment, d'autres signes écho-Doppler orientent vers le diagnostic de la cardiopathie de type soit restrictif soit constrictif.

### Étude de l'asynchronisme cardiaque

Le diagnostic de l'asynchronisme cardiaque constitue une application validée et intéressante du Doppler tissulaire.

En effet, le DTI permet :

- le dépistage de l'asynchronisme cardiaque (interventriculaire et intraventriculaire) ;
- l'évaluation de la dysfonction ventriculaire systolo-diastolique liée à l'asynchronisme.

### Asynchronisme interventriculaire

L'asynchronisme entre le ventricule droit (VD) et le ventricule gauche (VG) entraîne un décalage entre l'éjection aortique et pulmonaire (retard à

l'éjection du VG par rapport au VD). Cet asynchronisme interventriculaire s'exprime en Doppler tissulaire pulsé par une différence des délais électromécaniques (DEM) droit et gauche. Ces délais sont mesurés entre le pied du QRS de l'ECG et le début de l'onde systolique S annulaire (Sa) repérée sur la courbe de vitesses enregistrée au niveau de l'anneau tricuspide et mitral respectivement. Une différence : DEM gauche – DEM droit > 60 ms reflète l'asynchronisme interventriculaire (tableau 2.5).

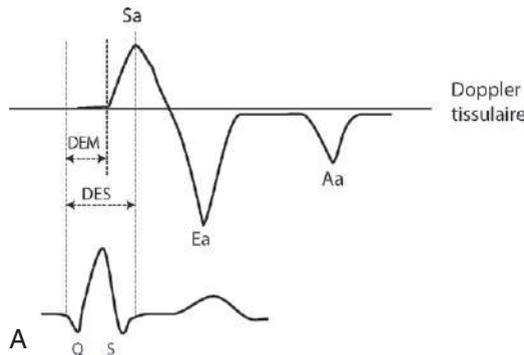
### Asynchronisme intraventriculaire

L'asynchronisme intraventriculaire est dû à l'activation tardive d'une portion du muscle du ventricule gauche par rapport au reste du myocarde. Cet asynchronisme de contraction entre les différentes parois ventriculaires gauches peut être étudié en Doppler tissulaire pulsé, TM et 2D couleur (tableau 2.5).

#### Mode DTI pulsé

Dans ce mode, on mesure classiquement deux types de délais sur la courbe spectrale de vitesses enregistrée au niveau des segments basaux des quatre parois ventriculaires (septale, antérieure, inférieure et latérale) :

- le délai électromécanique (DEM) entre le pied du QRS et le début de l'onde systolique S ;
- le délai électrosystolique (DES) entre le pied du QRS et le pic de l'onde S.



**Tableau 2.5. Évaluation de l'asynchronisme cardiaque en Doppler tissulaire.**

<b>Asynchronisme interventriculaire</b>
DEM gauche-DEM droit > 60 ms (DTI pulsé)
<b>Asynchronisme intraventriculaire</b>
– Écarts DEM segmentaires > 65 ms (DTI pulsé)
– Écart des pics de contraction > 130ms (DTI TM couleur)
– Délai de pré-contraction > 70 ms (DTI TM couleur)
– Approches potentielles : mode TM reconstruit en DTI, imagerie de Strain par DTI

DEM : délai électromécanique.

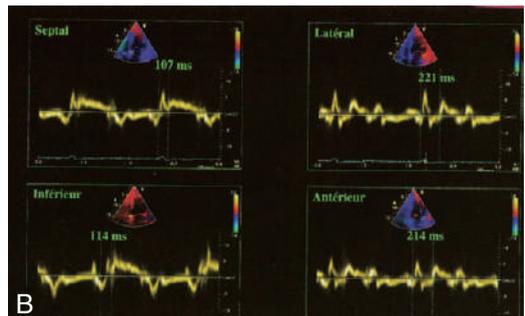
La mesure de DEM est plus précise.

Les différences entre ces deux délais permettent d'apprécier les parois les plus asynchrones. On parle d'asynchronisme intraventriculaire quand l'écart entre les DEM de deux segments ventriculaires est supérieur à 65 ms (figure 2.15).

L'asynchronisme intra-VG peut être également étudié en mode DTI spectral « reconstruit » (figure 2.16).

#### Mode DTI TM couleur

Le Doppler tissulaire en mode TM couleur permet de visualiser les changements séquentiels du codage couleur des parois myocardiques en fonction du cycle cardiaque. Cette présentation facilite la mesure de la durée des différentes phases du cycle cardiaque (intervalles de temps chronologiques). Elle trouve son intérêt dans l'étude de



**Figure 2.15. Étude de l'asynchronisme intraventriculaire gauche en Doppler pulsé tissulaire.**

A : mesure du délai électromagnétique (DEM) et électrosystolique (DES).

B : asynchronisme de contraction entre la paroi septale et la paroi latérale du VG évoqué par un écart maximal du DEM de 114 ms.

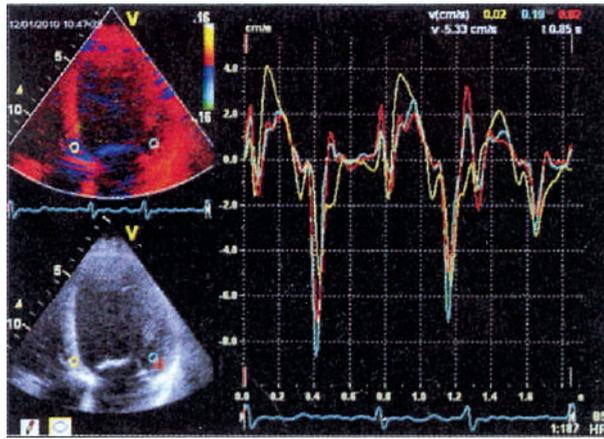
l'asynchronisme intraventriculaire en mesurant deux types de délais en incidence TM transventriculaire :

- le délai entre les pics de contraction de deux parois ventriculaires (septale et postérieure). Un écart de pics > 130 ms reflète l'asynchronisme (figure 2.17).
- le délai de précontraction pariétale entre les débuts de la contraction des parois septale et

postérieure. Un écart de ces débuts > 70 ms reflète l'asynchronisme.

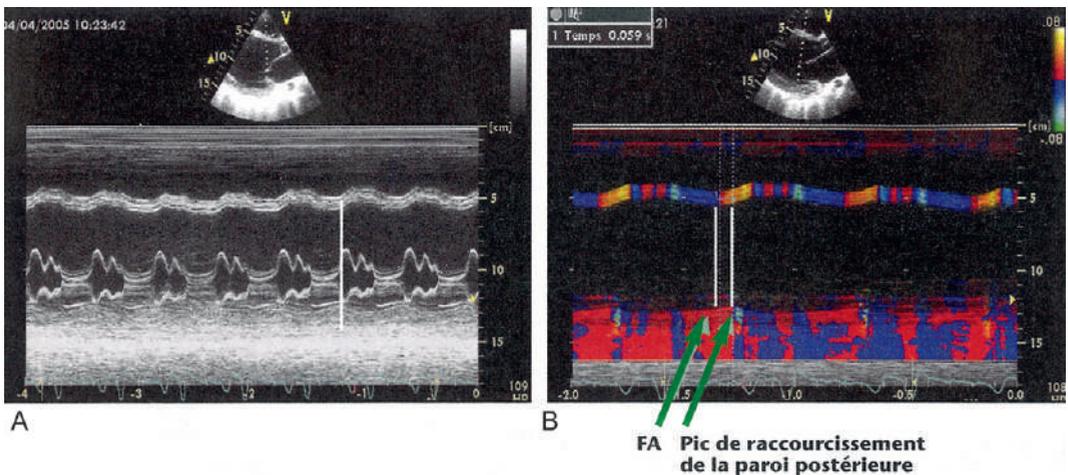
### Mode DTI 2D couleur

Dans ce mode, l'existence de l'asynchronisme intraventriculaire se traduit par une contraction retardée d'une paroi au cours du cycle cardiaque (asynergie contractile indentifiable en couleur «à l'œil»).



**Figure 2.16.** Reconstruction des courbes de vélocités myocardiques en DTI couleur 2D sur la zone basale de la paroi septale et latérale du ventricule gauche (coupe apicale quatre cavités) permettant d'étudier l'asynchronisme intra-VG.

Source : E. Abergel, *Cardiologie Pratique*, n° 947, 2010.



**Figure 2.17.** Asynchronisme intraventriculaire gauche radiale identifié en mode TM couleur de DTI. Le pic de contraction retardée de la paroi postérieure du VG survenant après la fermeture aortique (FA) alors que l'ouverture mitrale débute, gêne le remplissage ventriculaire gauche.

Source : G. Derumeaux, *Cardiologie Pratique*, n° 885, 2009.

Cette appréciation visuelle réalisée en temps réel reste cependant assez subjective et peu précise. Elle est limitée par une faible résolution temporelle et les défauts d'encodage chez les sujets peu échogènes.

La reconstruction informatique en mode TM des différents segments du VG à partir de l'image 2D couleur en DTI (mode TM reconstruit) donne accès aux différents paramètres myocardiques (vélocité, amplitude, accélération, etc.) pouvant être exploités dans l'étude de l'asynchronisme intraventriculaire (figure 2.18).

En pratique, il s'agit de mesurer le même intervalle de temps séparant le début du QRS au début de l'onde S (DEM) sur des courbes de vitesses reconstruites.

Enfin, une autre approche de l'asynchronisme cardiaque est possible à partir de l'imagerie de déformation (Strain/Strain Rate).

## Étude du rejet cardiaque

Le rejet du greffon cardiaque est associé à une infiltration lymphocytaire avec œdème induisant une augmentation de la rigidité myocardique et des anomalies de relaxation.

Chez les sujets transplantés cardiaques, le diagnostic de rejet myocardique par mesure des vitesses et des gradients transmyocardiques est effectué avec une sensibilité et une spécificité nettement supérieure aux méthodes échographiques conventionnelles.

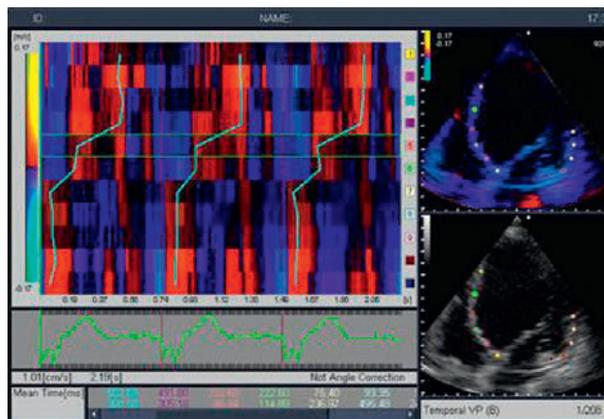
De plus, le Doppler tissulaire permet une évaluation de la sévérité du rejet cardiaque en ne montrant une diminution ou une disparition du gradient transpariétal que dans les formes de rejets sub-sévères ou sévères. C'est principalement l'effondrement du gradient de vitesses protodiastoliques qui serait le marqueur privilégié et sensible du rejet après transplantation cardiaque. Il permet même de réduire le nombre de biopsies chez ces patients. Toutefois, il faut effectuer précocement les mesures du gradient myocardique du greffon en post-transplantation et comparer les valeurs obtenues de façon répétée chez le même patient.

L'intérêt de l'imagerie de Strain par DTI dans le diagnostic précoce du rejet aigu du greffon cardiaque reste à préciser.

## Conclusions

Le Doppler tissulaire myocardique (DTI) est une technique d'imagerie non invasive et évolutive qui apporte de nouvelles informations sur la fonction myocardique et la physiologie du myocarde.

Pratiquement, trois modes d'imagerie DTI sont accessibles : le mode pulsé spectral, le mode 2D couleur et le mode TM couleur. Chaque mode de DTI apporte des informations diagnostiques complémentaires et cliniquement utiles. Actuellement, la technique de DTI est disponible en routine sur



**Figure 2.18.** Étude de l'asynchronisme intra-ventriculaire gauche en mode DTI TM couleur reconstruit.

Imagerie d'Aloka-Hitachi.

la plupart des échographes. Elle est devenue un outil réellement incontournable en pratique cardiologique. Les applications cliniques du Doppler tissulaire sont nombreuses et s'élargissent grâce aux progrès technologiques et informatiques constants. En effet, toute situation clinique qui nécessite une évaluation précise de la fonction myocardique systolique ou diastolique est un champ d'application potentielle pour le DTI.

Les perspectives de cette technique sont également liées :

- à l'élévation de la cadence d'images (100–200 images/s);
- à l'augmentation de la résolution spatiale et temporelle du Doppler tissulaire;
- à l'amélioration des moyens de quantification automatique (DTI numérique, imagerie paramétrique, analyse *on-line* ou *off-line*, reconstruction du mode TM, imagerie de déformation...);
- au couplage avec d'autres techniques (échographie de stress, de contraste, tridimensionnelle...).

Ces nouvelles perspectives sont prometteuses, mais la technique connaît certaines limites, en raison de la mécanique cardiaque complexe, de l'architecture particulière des fibres myocardiques et de la dépendance des mesures de l'angle Doppler en particulier.

Enfin, l'intérêt du Doppler tissulaire myocardique est également évident en matière de suivi thérapeutique.

## Bibliographie

- Andersen NH, Poulson SH. Evaluation of the longitudinal contraction of the left ventricle in normal subjects by Doppler tissue tracking and strain rate. *J Am Soc Echocardiogr* 2003; 16 (7) : 716–23.
- Cain P, Baglin T, Case C, et al. Application of tissue Doppler to interpretation of dobutamine echocardiography and comparison with quantitative coronary angiography. *Am J Cardiol* 2001; 87 : 525–31.
- Derumeaux G, Habib G. Doppler tissulaire myocardique et cardiopathies. *Cardiologie Pratique* 2009; 885 : .
- Derumeaux G, Cochonneau O, Douillet R, et al. Comparaison des vitesses myocardiques par Doppler couleur tissulaire chez des sujets normaux et dans les cardiomyopathies dilatées. *Arch Med Cœur Vaiss* 1996 t 90; 6 : 773–78.
- Derumeaux G, Ouize M, Loufoua J, et al. Doppler tissue imaging quantitates regional wall motion during myocardial ischemia and reperfusion. *Circulation* 1998; 97 : 1970.
- Derumeaux G, Jamal F. Doppler tissulaire myocardique. Échocardiographie clinique de l'adulte. In : Ed. Estem; 2003. p. 87–96.
- Dokainish H, Sengup R, Pillali M, et al. Usefulness of new diastolic strain and strain rate indices for the estimation of left ventricular filling pressure. *Am J Cardiol* 2008; 101 : 1504–9.
- Donal E, Raud-Raynier P. L'imagerie Doppler tissulaire. *Cardiomax* 2004; 11.
- Donal E. Le Doppler tissulaire, comment ça marche? *Écho Cardiographie* 2007; 10.
- Gallet B. Évaluation des pressions de remplissage du ventricule gauche en cas de fraction d'éjection abaissée. *L'Écho de la Filiale* 2011; 26.
- Garcia-Fernandez MA, Azevedo J, Moreno M, et al. Regional diastolic function in ischemic heart disease using pulsed wave Doppler tissue imaging. *Eur Heart J* 1999; 20.
- Garcia-Fernandez MA, Zamorano J, Acevedo J. Doppler tissue imaging echocardiography. Ed. Mc Graw-Hill; 1998.
- Isaaz K. Pulsed Doppler tissue imaging. *Am J Cardiol* 1998; 81 : 663.
- Isaaz K, Derumeaux G, Garcia-Fernandez MA, Palka P, Sutherland GR, et al. Le Doppler tissulaire myocardique. *Réalités Cardiologiques* 1999; 139.
- Jamel F, Kukulski T, Sutherland G, et al. Can changes in systolic longitudinal deformation quantify regional myocardial function after an acute infarction? An ultrasonic strain rate and strain study. *J Am Soc Echocardiogr* 2002; 15 : 723–30.
- Jamel F. DTT pulsé – DTI couleur. Comment ça marche. *Écho Cardiographie* 2006; 3.
- Klimczak Ch, Nihoyannopoulos P. 100 Challenges in Echocardiography. Elsevier/Churchill Livingstone; 2008.
- Kowalski M, Kukulski T, Jamel F, et al. Can natural strain and strain rate quantify regional myocardial deformation? A study in normal subjects. *Ultrasound Med Biol* 2001; 27 : 1087–97.
- Kurt M, Wang JW, Torre-Amione G, Nagueh SF. Left atrial function in diastolic heart failure. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009; 2 : 10–5.
- Lafitte S, Garrigue S, Perron J. Improvement of left ventricular wall synchronization with multisite ventricular pacing in heart failure : a prospective study using Doppler tissue imaging. *Eur Heart J* 2004; 6 : 203–12.
- Lafitte S, Roudaut R. Apport du Doppler tissulaire en pratique échocardiographique quotidienne. *Réalités Cardiologiques* 2006; 213 : 1.
- Larrazet F, Pellerin D, Veyrat C. Imagerie Doppler tissulaire. In : Cardinale; 1997, tome XI, 9. p. 38–40.

- Miyatake K, Yamagishi M, Tanaka N, et al. New method for evaluating left ventricular wall motion by color-coded tissue Doppler imaging : in vitro and in vivo studies. *J Am Coll Cardiol* 1995; 25 : 717-24.
- Mornos C, Cozma D, Rusinaru D, et al. A novel index combining diastolic and systolic Tissue Doppler parameters for the non-invasive assesment of left ventricular end-diastolic pressure. *Int J Cardiol* 2009; 14 (136) : 120-9.
- Naguech SF, Appleton LP, Gillebert TC, et al. Recommendations for the evaluation of left ventricular diastolic function by echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2009; 22 : 107-33.
- Nayos-Valencia O, Cain P, Wahi S, et al. Determinants of tissue Doppler measures of regional diastolic function during dobutamine stress echocardiography. *Am Heart J* 2002; 144 : 516-23.
- Oblak A. Les applications du Doppler tissulaire pulsé en routine. *Cardiologie Pratique* 2007; 819.
- Oko-Saronska Z, Wachowiak-Baszynska H, Szyszka A, et al. Usefulness of tissue Doppler imaging in risk stratification of sudden cardiac death in hypertrophic cardiomyopathy. *Eur J Echocardiogr* 2006; 7 (Suppl. 1) : 212.
- Ommen SR, Nishimura RA, Oh JK. Tissue Doppler of the mitral annulus provides greater accuracy in predicting elevated : left ventricular filling pressures. *Circulation* 1998; 27 (Suppl. I) : 1-22.
- Palka P, Lange A, Fleming AD, et al. Differences in myocardial velocity gradient measured throughout the cardiac cycle in hypertrophic cardiomyopathy, athletes and hypertensive hearts. *J Am Coll Cardiol* 1997; 30 : 760-8.
- Pellerin D. Échocardiographie doppler du myocarde : outil de recherche ou de pratique quotidienne? *La Lettre du Cardiologue* 2001; 342.
- Perdrix L. Évaluation des pressions de remplissage VG en cas de fraction d'éjection normale. *L'Écho de la Filiale* 2011; 26.
- Picard F. Échographie et insuffisance cardiaque. *Cardiologie Pratique* 2011; 956.
- Ryding A. *Essential Echocardiography*. Elsevier/Churchill Livingstone; 2008.
- Szyszka A, Siniawski H. *Doppler tkankowy. Podstawy* Medipage 2008.
- Thomas L, Levett K, Boyd A, et al. Changes in regional left atrial function with anging : evaluation by Doppler tissue imaging. *Eur J Echocardiogr* 2003; 4 : 92-100.
- Veyrat C, Pellerin D, Cohen L, Larrazet F, Wichitz S. New approach to myocardial mechanical events using computerized Doppler tissue imaging. Emphasis of the pre-ejection period. *Eur J Ultrasound* 1996; 4 (Suppl) : 35.
- Veyrat C, Pellerin D, Larrazet F. Imagerie Doppler tissulaire du myocarde. Passé, présent et avenir. *Arch Mal Cœur Vaiss* 1997; 90 (10) : 1391-401.
- Veyrat C, Pellerin D. Imagerie Doppler du myocarde. *Imagerie Médicale Astra Zeneca*; 1998.
- Veyrat C, Pellerin D, Larrazet F. Échocardiographie doppler tissulaire : pourquoi et comment? *Arch Med Cœur pratique* 1998; 64 : 18-21.

## Introduction

L'échographie transœsophagienne (ETO) est actuellement un complément fondamental de l'échographie transthoracique (ETT) conventionnelle dans de nombreuses affections cardiovasculaires.

L'idée de passer une sonde d'échographie dans l'œsophage remonte à presque 30 ans. Depuis, les rapides et nombreux progrès technologiques ont permis :

- l'introduction des sondes d'ETO multiplan en pratique courante;
- la miniaturisation des sondes d'ETO dont l'embout ne dépasse pas 10 mm;
- l'utilisation large des capteurs à fréquence variable (de 3,5 à 7 MHz);
- le couplage de différentes modalités Doppler lors de l'ETO (Doppler pulsé, continu et couleur);
- le développement des sondes œsophagiennes matricielles tridimensionnelles (ETO 3D temps réel).

Les avantages de l'ETO sont indéniables :

- l'absence d'arrêt des ultrasons par les structures thoraciques et pulmonaires;
- une meilleure visualisation des structures cardiaques profondes difficilement accessibles (par exemple aorte, auricule gauche), peu échogènes (par exemple thrombus), ou de petite taille (par exemple végétations);
- une meilleure sensibilité du mode Doppler, en particulier couleur.

En effet, l'ETO a l'avantage, par rapport à l'échocardiographie conventionnelle transthoracique (ETT), de contourner la cage thoracique, ce qui permet d'aborder directement le cœur derrière

l'oreillette gauche et d'obtenir une haute résolution des images.

Les inconvénients de l'ETO sont dus :

- au caractère semi-invasif de l'examen;
- au risque « hypothétique » d'infection lors de l'intubation œsophagienne (bactérienne, HIV);
- à une nécessité d'anesthésie générale de courte durée dans certains cas.

Globalement, la technique d'ETO pratiquée par des opérateurs entraînés est relativement simple et peu traumatisante. Elle peut être réalisée en ambulatoire moyennant certaines précautions imposées par la préparation et les conséquences de la prémédication qu'aura reçue le patient. Cette technique fait actuellement partie de la routine cardiologique. Néanmoins, l'ETO ne remplace pas l'échographie classique transthoracique que l'on réalise toujours en première intention, mais en constitue un complément très utile, voire indispensable, dans certaines affections cardiaques.

## Méthodologie

L'ETO est une technique semi-invasive nécessitant un matériel approprié, une expérience de l'examineur et une préparation du patient. Cet examen, en général bien toléré, est réalisable sous certaines conditions, à savoir :

- la demande d'examen est justifiée sur le plan de l'utilité diagnostique et thérapeutique;
- l'état général du patient permet d'effectuer ce type d'examen;
- le patient est coopérant; il est capable d'avaler la sonde d'ETO et de tolérer sa présence dans l'œsophage;

- les précautions nécessaires avant l'examen sont correctement entreprises ;
- les contre-indications à l'examen sont strictement respectées.

## Logistique de l'ETO

LETO nécessite un système complet d'échocardiographie (un échographe doté de préférence de toutes les modalités d'imagerie et de Doppler, sur lequel on connecte la sonde d'ETO) ainsi que certains accessoires. Les images dynamiques (clips) peuvent être enregistrées sur une bande magnétique ou gravées sur un CD-DVD et analysées ultérieurement.

### La sonde d'ETO

La sonde d'ETO utilisée est un fibroscope digestif débarrassé du système optique et d'aspiration, mais conservant le dispositif d'orientation (molettes). Sa longueur varie de 60 à 110 cm. À l'extrémité distale du fibroscope est monté un capteur ultrasonore à haute fréquence d'émission (5MHz, voire plus) (figure 3.1).

La sonde peut être orientée dans deux plans orthogonaux grâce à deux molettes (figure 3.2) permettant :

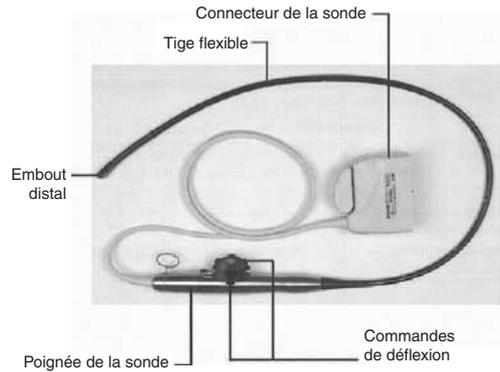
- une anté ou rétroflexion de 90° (grande molette) ;
- une angulation latérale de 70° (petite molette).
- Il existe trois types de sondes d'ETO : mono-plan, biplan et multiplan, générant une imagerie uni (TM), bidimensionnelle (2D) et le Doppler (spectral et couleur). La sonde tridimensionnelle (3D) intègre une nouvelle technique très sophistiquée.

#### Sonde mono-plan

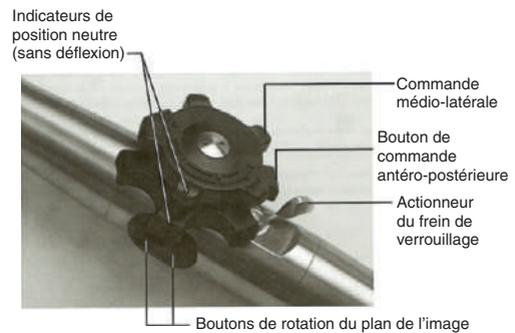
Cette sonde de première génération est constituée d'un seul capteur ultrasonore permettant d'obtenir classiquement les coupes transversales du cœur. Le plan de coupe est perpendiculaire à l'axe de la sonde.

#### Sonde biplan

La sonde biplan représente la deuxième génération des sondes d'ETO. Deux capteurs orthogonaux fournissent deux images non simultanées disposées à 90° l'une de l'autre (plan longitudinal et transversal). Il existe un discret décalage anatomique, correspondant à la distance entre les deux éléments ultrasonores.



**Figure 3.1.** Sonde transœsophagienne : configuration et composants : connecteur, poignée avec les commandes, flexible, embout distal avec le transducteur ultrasonore (système Philips, iE33 Mise en route).



**Figure 3.2.** Illustration des commandes de déflexion de la sonde d'ETO : grande molette (flexion antéro-postérieure), petite molette (angulation latérale) et des boutons de rotation du plan de l'image (mode multiplan). Le frein de verrouillage permet de mettre les molettes en mode « libre » ou « tiré » (système Philips, iE33 Mise en route).

#### Sonde multiplan

Cette sonde appelée également omniplan ou à plan orientable s'impose en pratique cardiologique. Un seul capteur ultrasonore rotatif est capable de pivoter de façon continue de 0 à 180°, par rapport à l'horizontal dans le sens horaire ou anti-horaire. Cette rotation est commandée par un dispositif (bouton ou poussoir) fixé au niveau de la poignée de la sonde (figure 3.2).

La position du capteur, c'est-à-dire le plan de coupe, est donnée par une icône affichée sur

l'écran de l'échographie. Les structures cardiaques peuvent donc être visualisées de façon continue dans tous les plans par simple modification de l'angle d'étude.

Deux molettes, comme sur les sondes monoplan ou biplan, commandent les mouvements de flexion de l'extrémité distale de la sonde.

L'avantage évident de la sonde multiplan réside dans la possibilité de réalisation d'un nombre illimité de coupes échographiques à différents niveaux selon la position du capteur. En effet, la sonde multiplan est devenue le standard de référence de l'ETO

### Sonde 3D temps réel

La maîtrise de la réalisation de capteurs matriciels 3D a permis le développement de la sonde d'ETO 3D constituant une véritable avancée technologique. Cette sonde offre la possibilité de visualiser les structures cardiaques en trois dimensions et en temps réel à partir d'un seul bouton de l'échographe. L'ETO 3D temps réel est entrée dans la réalité pratique.

### Les accessoires d'ETO

L'ETO nécessite un équipement approprié de la salle d'examen, à savoir :

- un système de surveillance d'ECG et de la tension artérielle;
- un nécessaire pour perfusion intraveineuse;
- un embout dentaire;
- du matériel d'intubation trachéale, de ventilation et d'aspiration;
- des gants;
- les médicaments habituels de réanimation et de prémédication (Xylocaïne® : gel, spray; Hypnovel®, Valium®, Primpéran®...);
- des gaines préservatrices (malades HBS ou VIH +).

Un chariot d'urgence doit être à proximité et rapidement disponible (défibrillateur...).

### Personnel

La procédure d'ETO nécessite la présence de deux personnes, dont un médecin habitué à la technique et une infirmière chargée d'aider aux différentes manipulations.

### Technique de l'ETO

L'ETO demande une préparation du patient avant l'introduction de la sonde dans l'œsophage.

### Conditions d'examen

Les conditions d'examen d'ETO sont :

- l'absence de contre-indications à l'ETO;
- une sonde d'ETO nettoyée, désinfectée et vérifiée avant l'utilisation;
- un patient à jeun depuis au moins quatre heures avant l'examen;
- un patient rassuré, prévenu du déroulement de l'examen, allongé en décubitus latéral gauche, dos légèrement surélevé, la tête tournée vers l'opérateur;
- des prothèses dentaires et des lunettes retirées avant l'examen;
- une anesthésie locale de l'oropharynx par un gel et/ou un spray de Xylocaïne®;
- une prémédication facultative par midazolam (Hypnovel®) 0,05 mg/kg/IV (confort pour le patient et l'opérateur, amnésie de l'examen).

Certaines équipes préfèrent assurer une couverture antibiotique aux porteurs de prothèses valvulaires et aux sujets à haut risque infectieux.

Les contre-indications à l'examen d'ETO sont :

- les affections œsophagiennes (varices, diverticules, sténoses, tumeurs);
- la radiothérapie médiastinale.

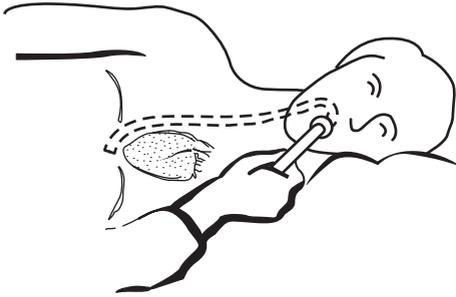
Ce sont des contre-indications relatives qui nécessitent au préalable l'avis d'un gastro-entérologue.

Enfin, une échocardiographie transthoracique préalable est conseillée pour orienter l'opérateur sur les signes à rechercher.

### Introduction de la sonde

Pour l'introduction de la sonde, le patient est installé classiquement en décubitus latéral gauche, tête fléchie, bouche ouverte (figure 3.3).

Une des techniques d'introduction de la sonde la plus largement utilisée consiste à guider le fibroscope sur l'index de la main gauche positionné à la base de la langue jusqu'à ce qu'il vienne en butée sur le pharynx. En poussant doucement la sonde, on demande alors au patient de déglutir et d'avaler la sonde.



**Figure 3.3.** Introduction de la sonde d'ETO dans l'œsophage du patient couché sur le côté gauche.

Chez les patients intubés et ventilés, l'introduction œsophagienne de la sonde d'ETO réalisée en décubitus dorsal est habituellement facile (pas de réflexe nauséux). Parfois elle demande l'usage du laryngoscope ou le retrait de la sonde gastrique. La durée de l'ETO est d'environ 15 minutes.

### Après l'examen

L'examen terminé, on demande au patient de ne pas boire pendant une heure, et de ne rien absorber de solide pendant toute la durée de la sensation d'anesthésie locale.

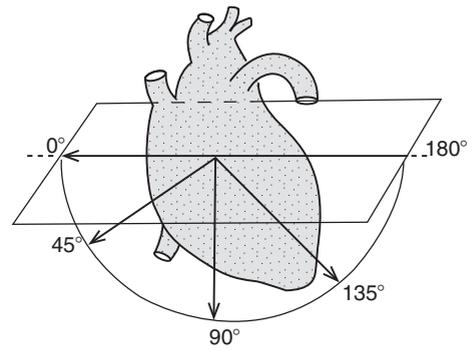
En cas d'examen ambulatoire, le patient ne doit pas conduire de véhicule pendant trois heures après l'examen, et il doit rester accompagné pendant cette période.

### Complications de l'ETO

Elles sont rares (0,57–1,1%) et le plus souvent bénignes, à savoir :

- intolérance de la sonde (réflexes nauséux, spasme œsophagien, réflexes de toux...);
- troubles transitoires du rythme et de la conduction;
- vomissements;
- malaise vagal, troubles tensionnels;
- bronchospasme;
- hypoxie transitoire;
- douleurs angineuses.

Exceptionnellement on note : saignements digestifs ou pharyngés, perforations œsophagiennes, paralysie transitoire des cordes vocales, migrations thrombotiques.



**Figure 3.4.**

Principe de l'ETO multiplan classique : acquisition de différents plans de coupes 2D pour la rotation du capteur ultrasonore de 0 à 180°.

Enfin, l'ETO est potentiellement susceptible de décompenser certaines affections telles que : angor instable, hypertension artérielle sévère non contrôlée, rétrécissement aortique serré, insuffisance respiratoire.

### Imagerie d'ETO

L'ETO permet l'étude du cœur et de l'aorte. Elle apporte :

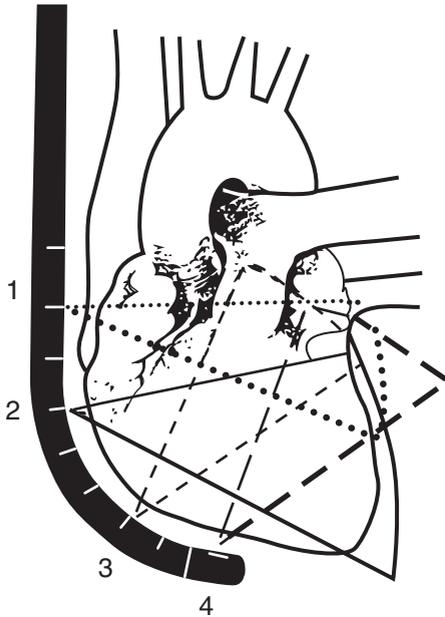
- les images des structures cardiaques en mouvement (coupes échographiques 2D ou imagerie 3D selon la technique utilisée);
- les renseignements hémodynamiques sur les flux intracardiaques (étude en mode Doppler).

### Coupes échographiques

La sonde d'ETO multiplan utilisée de préférence permet la multiplication des plans de coupe 2D à l'infini. En pivotant le capteur de 0 à 180°, tous les plans de coupes intermédiaires peuvent être obtenus (figure 3.4).

Une certaine systématisation des plans de coupes essentiels peut être proposée, en fonction des quatre positions de la sonde dans l'œsophage (à la partie haute, moyenne et basse de l'œsophage et en transgastrique) (figure 3.5). La première acquisition quel que soit le niveau de coupe est réalisée à 0° (plan transversal), (encadré 3.1) (figure 3.6).

L'ETO multiplan permet également une exploration de l'aorte thoracique grâce au contact immédiat de l'œsophage avec l'aorte descendante sur toute la hauteur de son trajet thora-



**Figure 3.5. Technique d'ETO.**

Quatre positions classiques de la sonde d'ETO : partie haute (1), moyenne (2), basse (3) de l'œsophage et transgastrique (4).

cique. La rotation de la sonde permet de visualiser l'aorte en coupe transverse et longitudinale (figure 3.12). Des incidences transœsophagiennes appropriées permettent d'explorer la crosse de l'aorte dans sa quasi-totalité en mode multiplan.

### Étude Doppler

L'étude anatomique des structures cardiaques par l'ETO peut être complétée par l'étude Doppler (pulsé, continu et couleur). En effet, le Doppler transœsophagien permet l'exploration des flux sanguins suivants :

- valvulaires (mitral, aortique, tricuspide, pulmonaire (figure 3.13) ;
- des veines pulmonaires (figure 3.14) ;
- de l'auricule gauche (figure 3.14) ;
- du sinus coronaire ;
- du tronc coronaire gauche ;
- de l'aorte thoracique.

Les flux anormaux comme les insuffisances valvulaires ou les shunts intracardiaques peuvent être parfaitement identifiés par l'ETO.

## Intérêt clinique de l'ETO

Les indications de l'ETO représentent environ 10 % de l'ensemble des échocardiographies et peuvent être classées en deux groupes :

- les indications principales, spécifiques :
  - pathologie aortique : dissection aortique, anévrisme, coarctation ;
  - endocardites infectieuses ;
  - dysfonction des prothèses valvulaires ;
  - cardiopathies emboligènes ;
  - tumeurs cardiaques ;
- Les indications secondaires :
  - valvulopathies ;
  - en per et post-opératoire
  - sténoses coronaires ;
  - embolie pulmonaire ;
  - fibrillation auriculaire ;
  - traumatisme cardiaque ;
  - transplantation cardiaque ;
  - affections congénitales.

Les indications discutées dans ce chapitre concernent l'ETO 2D en mode multiplan en particulier.

Les indications de l'ETO 3D sont en général superposables à celles de l'ETO multiplan. La reconstruction tridimensionnelle des structures cardiaques en temps réel offre une nouvelle approche de la pathologie cardiaque avec une analyse plus fine et plus détaillée des rapports anatomiques et des structures complexes.

### Dissection aortique

L'ETO est un examen fondamental dans le diagnostic de dissection aortique. Cet examen pouvant être pratiqué en urgence au lit du malade et sans danger à condition d'assurer une bonne sédation (pour éviter les efforts de vomissement pouvant faire monter la tension) et un bon contrôle tensionnel, permet :

- le diagnostic positif de dissection : visualisation du flap intimal et de l'orifice d'entrée de la dissection ;
- l'identification du vrai et du faux chenal ;

### Systematisation des plans de coupes en ETO multiplan

1. Coupes réalisées à la partie haute de l'œsophage (15–25 cm des arcades dentaires) selon l'angle de :

- 0° : coupe centrée sur les gros vaisseaux de la base du cœur (plan transverse)
- 30 à 40° : coupe de la bifurcation du tronc de l'artère pulmonaire (AP) en artère pulmonaire droite (APD) et gauche (APG)
- 100 à 120° : coupe longitudinale de l'aorte ascendante

2. Coupes réalisées à la partie moyenne de l'œsophage (25–35 cm des arcades dentaires)

Coupes centrées sur l'orifice aortique selon l'angle de (figure 3.7) :

- 0° : chambre de chasse du ventricule gauche et la valve aortique en plan tangentiel
- 30 à 60° : coupe petit axe de l'orifice aortique avec vue des trois sigmoïdes (utilisée pour la planimétrie)
- 60 à 90° : coupe des cavités droites visualisées en avant de l'aorte
- 120 à 150° : coupe de la chambre de chasse du ventricule gauche avec l'aorte ascendante dans un plan longitudinal

Coupes des quatre et deux cavités gauches selon l'angle de :

- 0°–60° : coupe des quatre cavités cardiaques (figure 3.8)

- 90 à 110° : coupe des deux cavités gauches avec l'auricule gauche (AG) (figure 3.9)

- 102 à 150° : coupe des deux cavités gauches avec la racine de l'aorte

3. Coupes réalisées à la partie basse de l'œsophage (35–40 cm des arcades dentaires)

Coupes centrées sur le septum interauriculaire (SIA), les oreillettes et les veines caves inférieure (VCI) et supérieure (VCS) (à 100–130°) (figure 3.10)

Coupes centrées sur les cavités droites, l'auricule droit (à 100–120°), la tricuspide et le sinus coronaire (à 0–30°).

4. Coupes transgastriques (à 40 cm environ des arcades dentaires)

Coupes du cœur gauche

- 0° : coupe transversale du ventricule gauche (VG) (figure 3.11)
- 40 à 60° : coupe oblique du ventricule gauche (VG)
- 90 à 100° : coupe longitudinale du ventricule gauche (VG)

Coupes du cœur droit

- 0–60° : coupe transversale du ventricule droit (VD)
- 30–40° : coupe centrée sur la valve tricuspide
- 110 à 120° : coupe longitudinale du ventricule droit (VD)

- la précision du siège et de l'extension de la dissection;
- la détection du contraste spontané et/ou de la thrombose du faux chenal;
- le diagnostic et la quantification de l'insuffisance aortique associée;
- la recherche et l'évaluation de l'abondance d'un épanchement péricardique associé;
- la surveillance de l'évolution de la dissection;
- le contrôle du geste chirurgical de la dissection per et post-opératoire.

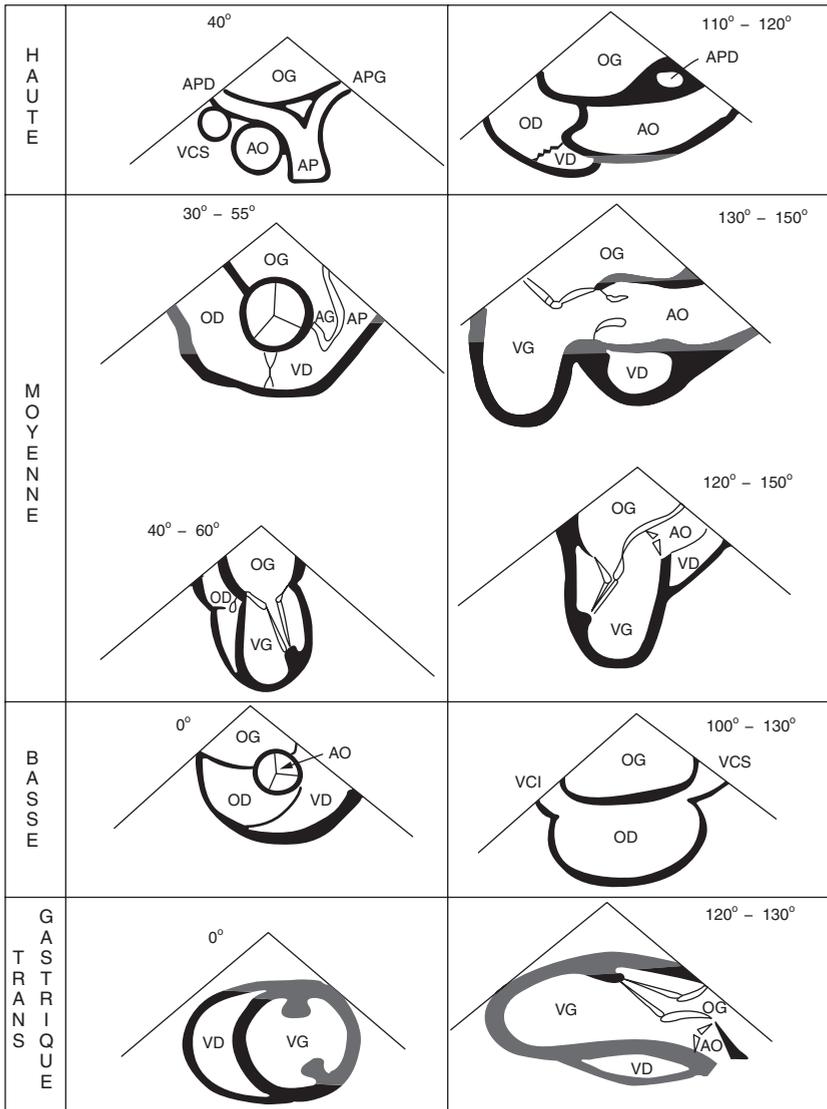
En fait, l'ETO s'est imposée comme l'examen à réaliser en première intention devant une suspicion de dissection aortique.

### Critères de dissection

Le diagnostic positif de dissection aortique est fondé sur la mise en évidence d'un voile intimal disséquant (*flap*), séparant deux chenaux (vrai et faux). Ce flap intimal fin et mobile bombe vers le faux chenal en systole, et, en diastole, il écrase le vrai chenal.

En effet, le vrai chenal présente habituellement une expansion systolique avec un flux systolique. Le faux chenal est souvent plus grand, avec un flux diminué, voire absent ou retardé (figure 3.15).

L'ETO donne la certitude diagnostique dans plus de 90 % des cas par la mise en évidence du voile intimal.



**Figure 3.6.** Représentation schématique des principales coupes 2D obtenues en ETO multiplan à la partie haute, moyenne, basse de l'œsophage et en transgastrique.

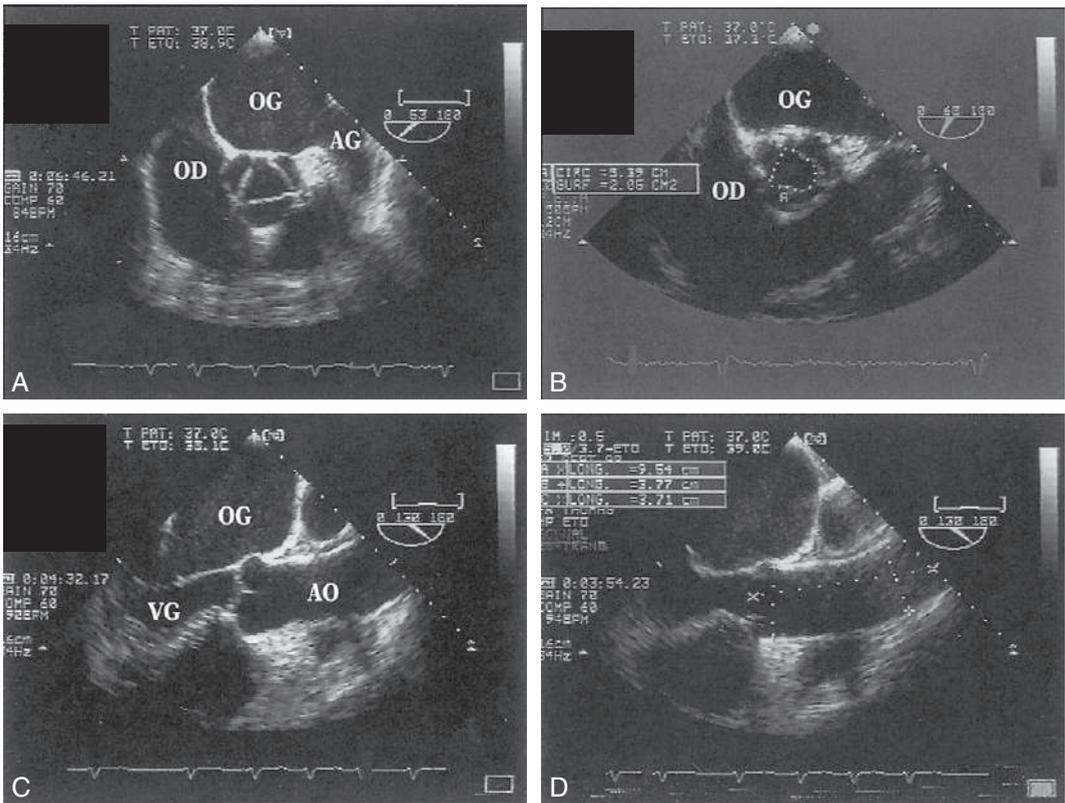
### Autres signes de dissection

D'autres signes de dissection sont souvent retrouvés à l'ETO dans les dissections aortiques :

- la porte d'entrée;
- le contraste spontané et/ou thrombus;
- l'insuffisance aortique;
- l'épanchement péricardique.

### Porte d'entrée

La porte d'entrée apparaît sous forme d'une solution de continuité au niveau du voile intimal. Elle peut être dépistée par l'ETO dans environ 50% des cas. Elle siège le plus souvent sur l'aorte ascendante (dans près de 60% des cas). Il est fondamental de préciser le siège de la porte d'entrée. Le Doppler couleur est ici d'un grand intérêt, il révèle

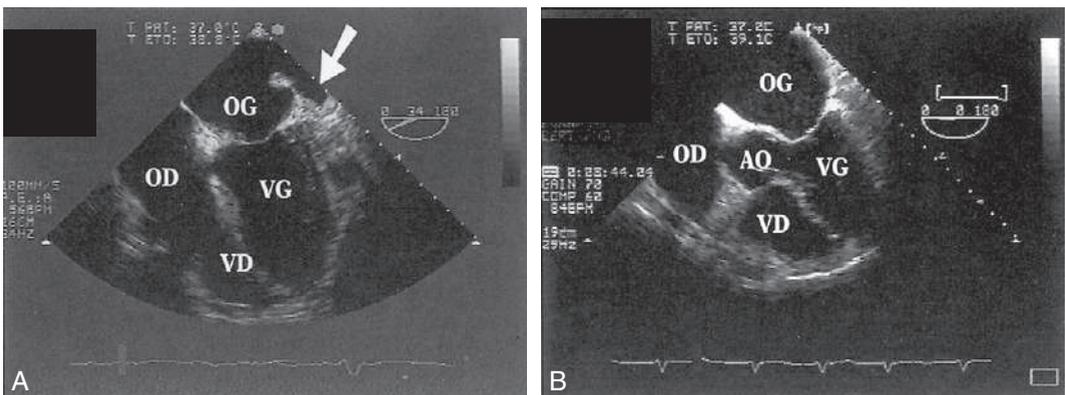


**Figure 3.7. ETO multiplan, coupes de l'aorte initiale.**

En haut : coupes transversales de l'orifice aortique dont la surface planimétrée est égale à 2,05 cm<sup>2</sup>. À noter également l'aspect triangulaire de l'auricule gauche (AG).

En bas : coupes longitudinales de l'aorte ascendante visualisée jusqu'à 9 cm. La taille de l'aorte est estimée à 3,7 cm.

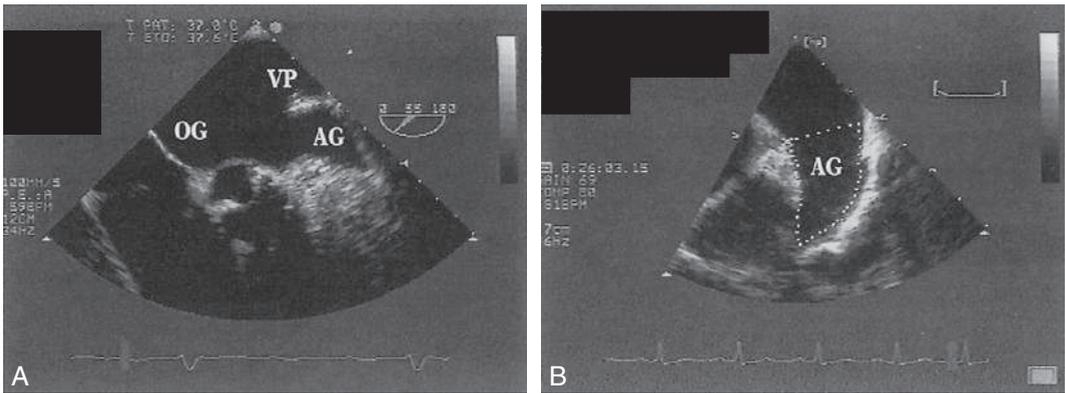
Source : Ch. Klimczak, *Échographie cardiaque du sujet âgé*, Acanthe/Masson 2000.



**Figure 3.8. ETO multiplan.**

Coupes des quatre cavités et des deux cavités gauches avec la racine de l'aorte. Visualisation de la veine pulmonaire supérieure gauche (flèche).

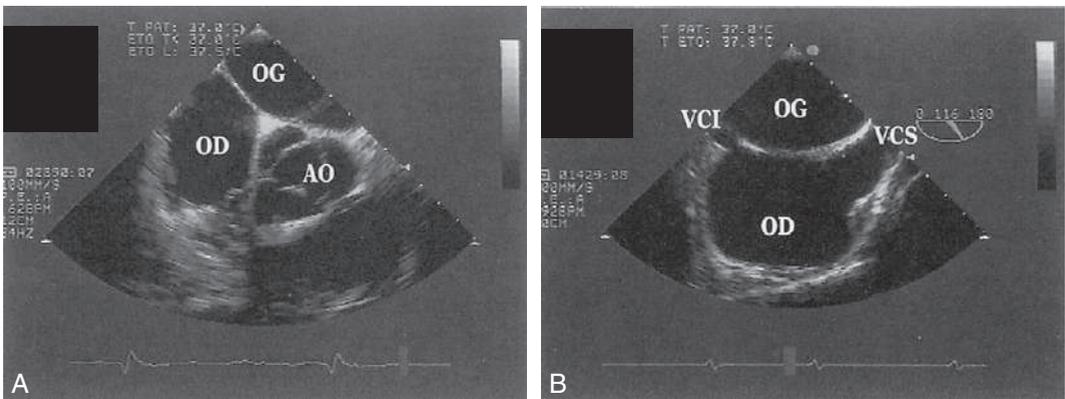
Source : Ch. Klimczak, *op. cit.*



**Figure 3.9. ETO multiplan.**

Coupes centrées sur l'auricule gauche (AG) et la veine pulmonaire supérieure gauche (VP). La surface planimétrée de l'AG : 4 cm<sup>2</sup>.

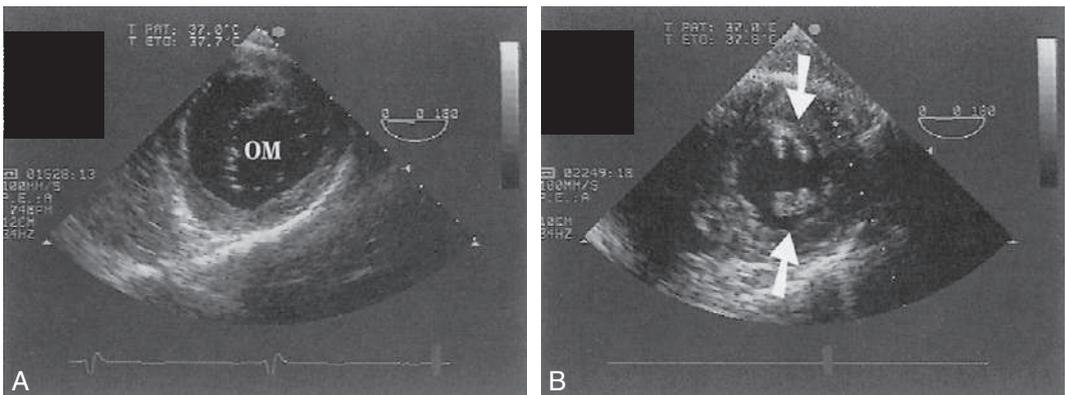
Source : Ch. Klimczak, op. cit.



**Figure 3.10. ETO multiplan.**

Coupes centrées sur le septum interauriculaire, les oreillettes et les veines caves : supérieure (VCS) et inférieure (VCI).

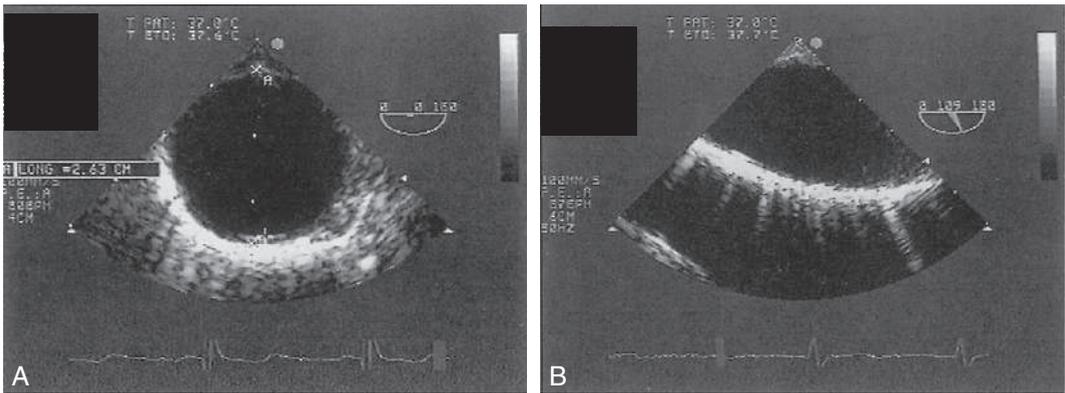
Source : Ch. Klimczak, op. cit.



**Figure 3.11. ETO multiplan.**

Coupes transgastriques transversales du ventricule gauche au niveau de l'orifice mitral (OM) (à gauche) et des piliers (flèches) (à droite).

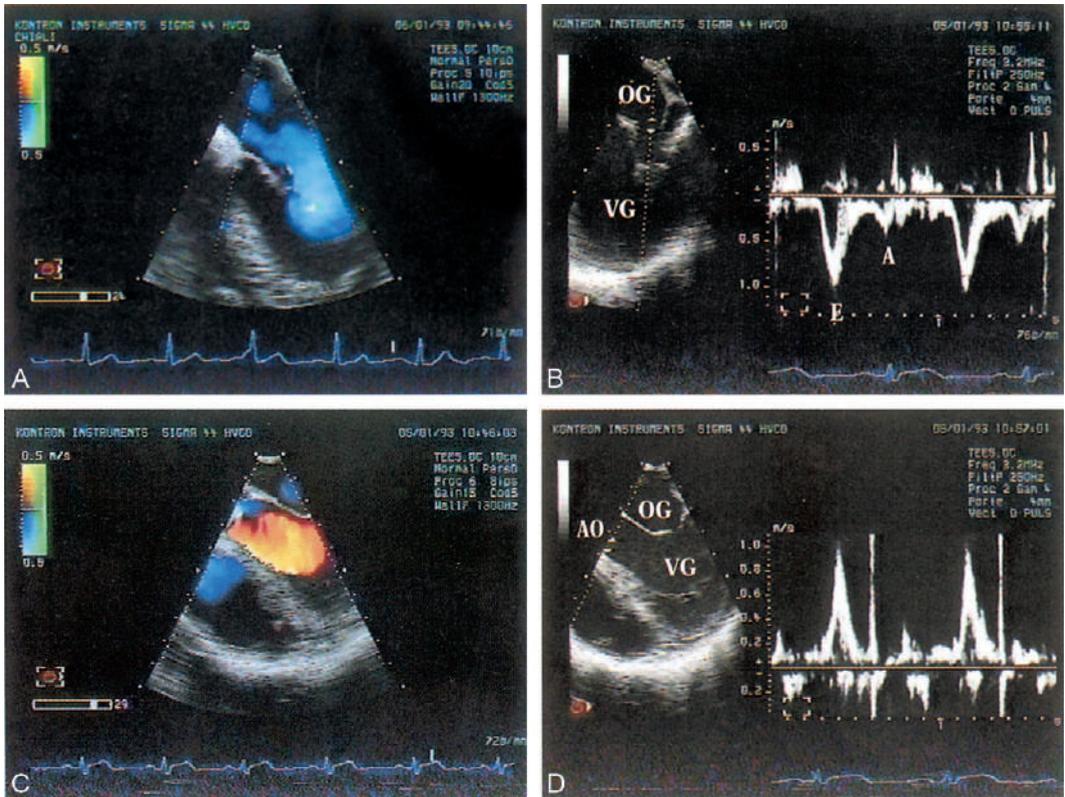
Source : Ch. Klimczak, op. cit.



**Figure 3.12.** ETO multiplan.

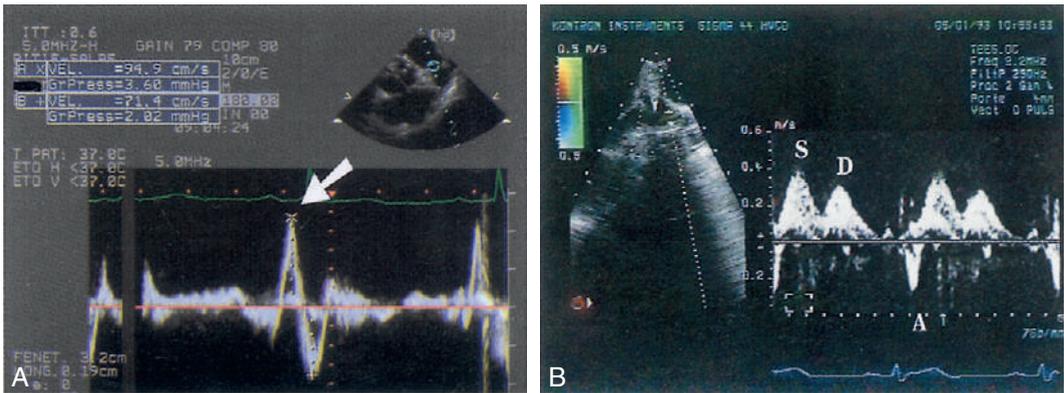
Coupes de l'aorte thoracique descendante : transversale (à gauche) et longitudinale (à droite). Diamètre de l'aorte : 2,63 cm.

Source : Ch. Klimczak, op. cit.



**Figure 3.13.** Enregistrements en Doppler couleur et pulsé du flux mitral (en haut) et du flux aortique (en bas) à l'ETO.

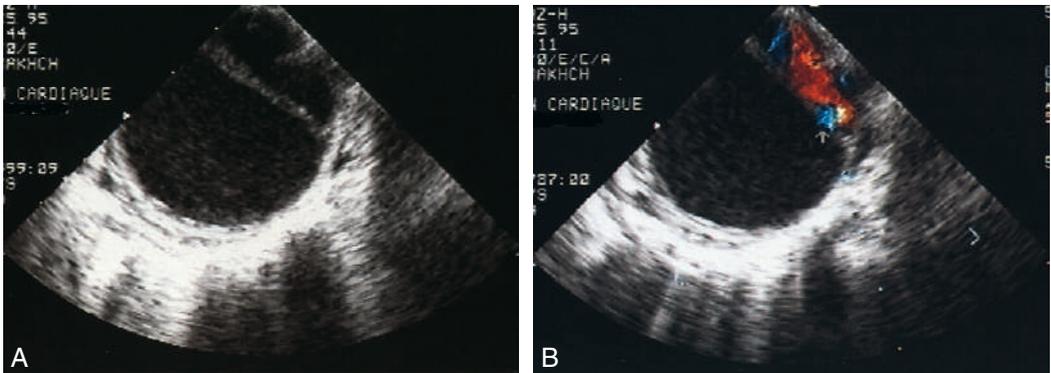
Source : Ch. Klimczak, op. cit.



**Figure 3.14.**

Enregistrements Doppler du flux veineux pulmonaire d'aspect triphasique (à droite) et du flux auriculaire avec la vitesse maximale de la vidange auriculaire (flèche) : 94 cm/s (à gauche).

Source : Ch. Klimczak, *op. cit.*



**Figure 3.15.** Dissection aortique en ETO (vue transversale).

Visualisation du voile intimal disséquant, séparant deux chenaux : vrai et faux (B).

Flux sanguin visualisé en Doppler couleur dans le vrai chenal. Porte d'entrée de dissection identifiée en bleu (flèche en B). Contraste spontané présent dans le faux chenal.

Source : Ch. Klimczak, *120 Pièges en échocardiographie, Elsevier Masson, 2009.*

alors un flux souvent turbulent (en « mosaïque ») se dirigeant du vrai vers le faux chenal.

La localisation de la porte d'entrée est un élément indispensable pour le chirurgien conditionnant la technique opératoire.

### Contraste spontané et/ou thrombus

La présence de contraste spontané reflétant l'état préthrombotique et/ou de thrombus est observée le plus souvent dans le faux chenal. Néanmoins, le contraste spontané peut être également présent dans le vrai chenal.

### Insuffisance aortique

L'insuffisance aortique secondaire à la dissection est liée à la dilatation de l'anneau aortique ou à un capotage sigmoïdien. Elle est notée dans 60 % des dissections touchant l'aorte ascendante.

### Épanchement péricardique

L'existence d'un épanchement péricardique, signe de gravité, témoigne d'une fissuration aortique intrapéricardique.

Enfin, l'ETO multiplan facilite la détection d'éventuelles anomalies segmentaires de contraction

ventriculaire gauche évocatrices d'une dissection étendue à une artère coronaire.

Sur le plan thérapeutique, lorsque le diagnostic de dissection aortique est posé avec certitude, le patient peut être opéré sur les seules données de l'ETO. En revanche, au moindre doute, il est important de compléter le bilan par un scanner, une IRM ou une angiographie.

## Endocardite infectieuse

Le diagnostic positif de l'endocardite infectieuse repose sur les critères cliniques, biologiques (hémocultures) et échocardiographiques. Aujourd'hui, l'ETT, et surtout l'ETO jouent un rôle essentiel dans le diagnostic positif et de gravité de l'endocardite infectieuse. Elle permet :

- l'identification de végétations (localisation, taille, mobilité, morphologie);
- le dépistage de cardiopathies préexistantes;
- la détection des lésions destructrices : déchirure, perforation de la valve, rupture de cordages, abcès annulaires, anévrisme mycotique;
- l'identification et la quantification d'une fuite valvulaire associée;
- la surveillance évolutive du processus infectieux et de l'état hémodynamique;
- l'orientation thérapeutique.

L'ETO est particulièrement intéressante pour la mise en évidence de végétations de petite dimension (< 5 mm) et des lésions destructrices.

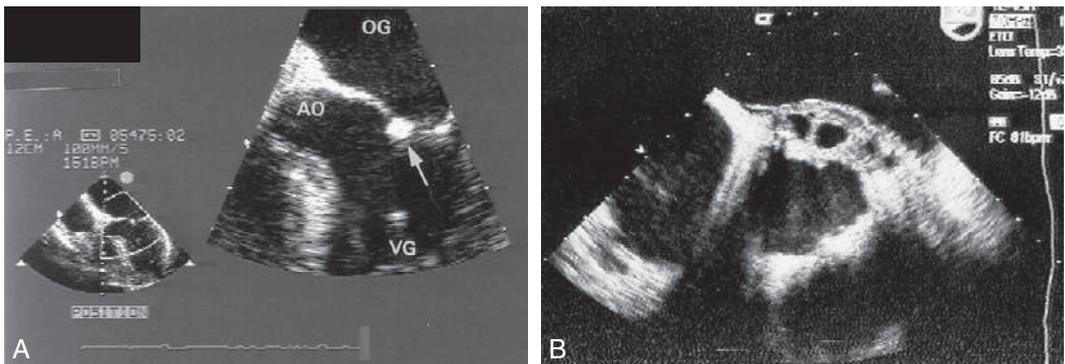
## Végétations endocardiques

Les végétations constituent les lésions les plus fréquentes de l'endocardite. Elles siègent le plus souvent sur les valves du cœur gauche. L'ETO visualise les végétations sous la forme habituelle d'une masse d'échos anormaux, hyperéchogènes, n'entravant pas le jeu des valves (figure 3.16). La sensibilité de l'ETO dans la détection des végétations serait de 100 % contre 63 % pour l'ETT. En effet, l'ETO permet de préciser :

- la localisation exacte de végétations (valvulaires, murales, prothétiques...);
- le nombre (végétations uniques ou multiples);
- la taille allant de 2 mm à plusieurs centimètres;
- la forme (arrondie ou allongée);
- l'échostructure (aspect plus ou moins brillant);
- la mobilité (végétations sessiles ou pédiculées).

Les limites diagnostiques de l'ETO sont représentées surtout par :

- les végétations de petite taille (< 2 mm) sur les valves très remaniées, calcifiées;
- les végétations limitées à un simple épaissement localisé de la valve;
- les végétations de localisation atypique, difficiles à explorer;
- une rupture partielle de cordages mitraux simulant une végétation;
- des thrombi sur prothèses valvulaires difficilement différenciables des végétations.



**Figure 3.16.** Lésions endocarditiques visualisées en ETO.

a. Végétation pédiculée attachée à la grande valve mitrale.

b. Abscès détergé de l'anneau aortique postérieur en forme de deux néo-cavités.

Source : Ch. Klimczak, op. cit.

## Lésions destructrices

L'apport de l'ETO est également très important dans le diagnostic des lésions destructrices de l'endocardite telles que :

- des abcès annulaires ou myocardiques ;
- des déchirures valvulaires ;
- des perforations valvulaires ;
- des ruptures de cordages.

### Abcès annulaires

La fréquence des abcès annulaires au cours de l'endocardite infectieuse est de l'ordre de 30%. L'ETO est très nettement supérieure à l'ETT dans la détection des abcès annulaires, particulièrement fréquents en position aortique (partie postérieure de l'anneau aortique) et chez les porteurs de prothèses valvulaires. Sa sensibilité serait de 87% contre 63% pour l'ETT.

L'abcès annulaire se traduit classiquement à l'ETO par une cavité de taille variable (souvent > 10 mm) claire, libre d'écho (anéchoïque) à parois épaisses sans flux Doppler en couleur (figure 3.16). Cette « néocavité » peut communiquer avec une cavité cardiaque à la suite de la fistulisation entraînant une expansion systolique (abcès du trigone aorto-mitral en relation avec le ventricule gauche).

Les faux négatifs sont liés le plus souvent :

- à la petite taille des abcès ;
- à la localisation aortique antérieure des abcès (au niveau du sinus antéro-gauche) ;
- à des valves calcifiées (« effet de masque »).

### Déchirures valvulaires

La déchirure valvulaire au niveau aortique se traduit à l'échographe par un capotage plus ou moins complet d'une sigmoïde aortique dans la chambre de chasse du ventricule gauche, en diastole. Elle entraîne une fuite valvulaire aortique, le plus souvent volumineuse.

### Perforations valvulaires

Ces perforations, parfois multiples, touchent plus fréquemment la valve aortique que la valve mitrale. L'ETO permet de visualiser directement la perforation en mode 2D (« trou valvulaire ») et en mode couleur (jet régurgitant transvalvulaire

« ponctuel »). La perforation valvulaire est plus facile à visualiser quand elle siège au niveau du corps de la valve que près de son bord libre.

### Ruptures de cordages

La rupture de cordages de la valve mitrale se manifeste à l'ETO par :

- le capotage de l'extrémité valvulaire dans l'oreillette gauche en systole ;
- le « flottement » des cordages rompus dans la cavité ventriculaire ;
- une régurgitation mitrale souvent importante.

La sensibilité de l'ETO dans la détection des ruptures de cordages est de 86% contre 21% pour l'ETT.

## Lésions à risques

Enfin, l'ETO joue un rôle pronostique et peut guider la conduite thérapeutique en identifiant les lésions à risques :

- végétations volumineuses (> 10 mm) et mobiles (pédiculées) à haut risque emboligène ;
- lésions ulcéro-mutilantes avec fuite valvulaire massive à haut risque hémodynamique ;
- abcès à haut risque de fistulisation et de complications hémodynamiques.

## Dysfonction des prothèses valvulaires

L'ETO est un complément souvent indispensable de l'ETT dans l'exploration des prothèses valvulaires. Elle permet :

- la visualisation de la prothèse (morphologie, cinétique) ;
- l'identification des fuites prothétiques « physiologiques » ;
- la détection et l'évaluation des fuites pathologiques (mécanisme, site intra ou para-prothétique, quantification) ;
- le dépistage des anomalies prothétiques : thromboses (obstructives ou non), végétations, abcès prothétiques, déchirure, perforation ou dégénérescence des prothèses biologiques ;
- la surveillance du degré de dysfonctionnement de la prothèse (attitude thérapeutique).

## Prothèses valvulaires normales

L'excellente « maniabilité » des sondes d'ETO multiplan permet une étude anatomique et dynamique des prothèses valvulaires (figure 3.17).

Cette étude comporte :

- la visualisation de la prothèse (la morphologie prothétique et la cinétique des éléments mobiles : ailettes, disques) ;
- la détection des fuites prothétiques physiologiques ;
- l'évaluation hémodynamique de la prothèse (surface, gradient).

### Étude anatomique

L'ETO multiplan permet de s'aligner parfaitement sur les prothèses mitrales. En revanche, l'analyse des prothèses aortiques est plus difficile malgré la multiplication des angles d'étude. Comme pour les calcifications, la partie antérieure de l'anneau prothétique aortique est souvent cachée par un cône d'ombre généré par les structures métalliques de la partie postérieure de la prothèse. De même, les échos de réverbération liés au matériel prothétique en position mitrale se projettent dans le ventricule gauche, gênant l'étude prothétique.

### Étude dynamique

Cette étude réalisée en mode Doppler permet :

- l'identification des fuites prothétiques physiologiques habituelles pour les prothèses valvulaires normales.

Ces fuites parfaitement visibles à l'ETO ont une morphologie caractéristique selon le type de prothèses. Elles sont fréquentes et liées classiquement à la construction de la prothèse (fuites dites « de lavage »). Leur volume est faible (fuites minimales) et leur caractère est quasi exclusivement intra-prothétique. Leur nombre est variable en fonction du modèle de la prothèse (jet unique, double ou triple).

- Le calcul de la surface fonctionnelle prothétique et du gradient de pressions transprothétiques (moyen de préférence) réalisé en général en ETT.

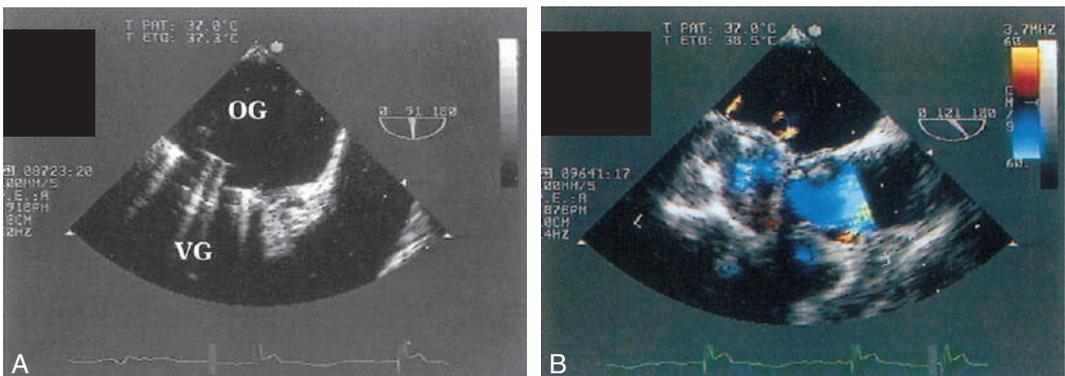
Pour juger du bon fonctionnement d'une prothèse valvulaire il est indispensable de connaître les principales caractéristiques structurales et hémodynamiques des différents modèles de prothèses utilisées et de posséder les données prothétiques post-opératoires immédiates comme références.

## Dysfonctions prothétiques

L'apport de l'ETO dans le diagnostic des dysfonctions des prothèses valvulaires est clairement démontré.

Ainsi, l'ETO permet la détection précise et fiable :

- des thromboses prothétiques ;
- des désinsertions prothétiques ;
- des lésions prothétiques secondaires à l'endocardite infectieuse ;
- la dégénérescence des prothèses biologiques (figure 3.18).



**Figure 3.17.** Prothèse mitrale Saint-Jude normale vue à l'ETO.

a. Aspect de la prothèse au bidimensionnel.

b. Trois petits jets de régurgitation prothétique physiologique.

Source : op. cit.

### Thromboses prothétiques

La sensibilité de l'ETO dans la détection des thromboses prothétiques est d'environ 90 % (15 % en ETT). La sonde multiplan facilite et sensibilise la détection :

- des thrombi prothétiques quand ils sont de petite taille;
- des filaments de fibrine dits *strands*;
- des thrombi intra-auriculaires localisés à distance de la prothèse.

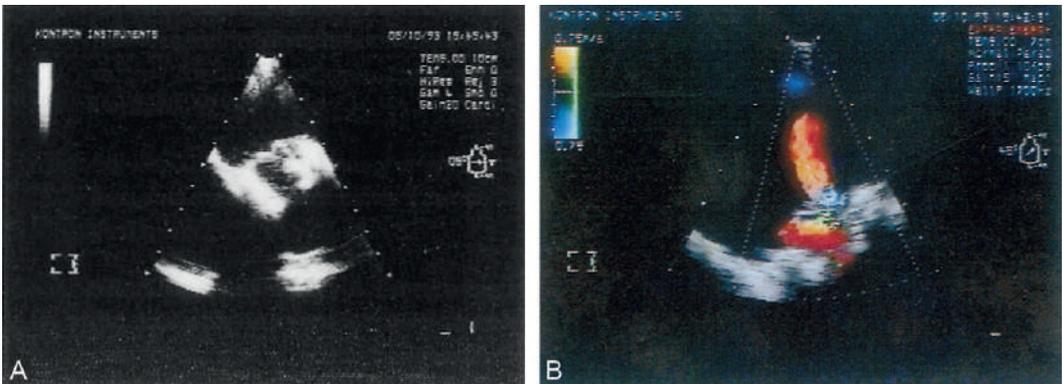
L'ETO multiplan permet de préciser la localisation des thrombi, leur volume, leur mobilité, le degré d'organisation fibreuse (aspect plus ou moins brillant) et la répercussion hémodynamique (degré d'occlusion de la prothèse).

En fait, le matériel thrombotique peut altérer le fonctionnement de la prothèse et entraîner une obstruction partielle ou complète de l'orifice prothétique (thrombose occlusive). Moins souvent, il entraîne une fuite intra-prothétique.

Les *strands* correspondant aux filaments de fibrine fins et mobiles attachés sur l'anneau de la prothèse sont fréquemment enregistrés en post-opératoire, sans répercussion hémodynamique.

### Désinsertions prothétiques

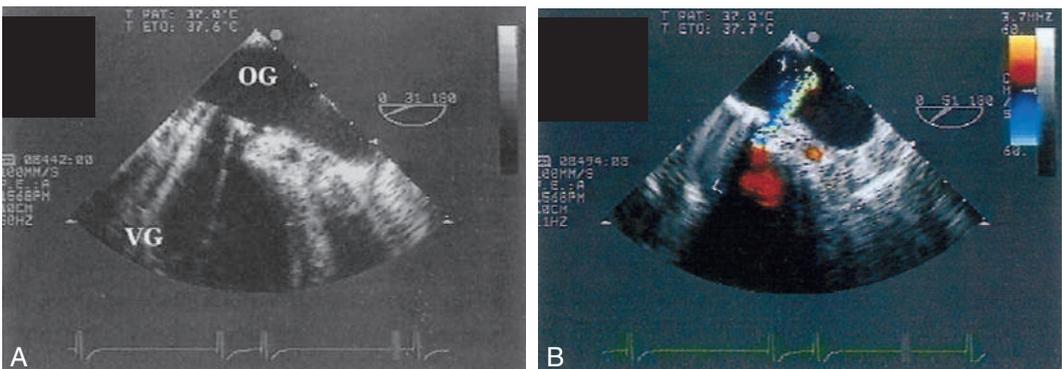
Elles résultent du lâchage d'un ou plusieurs points de suture de l'anneau prothétique dont l'origine est surtout inflammatoire. Ces désinsertions sont responsables des fuites de caractère para-prothétique et d'importance variable (figure 3.19).



**Figure 3.18.** Dysfonction de la bioprothèse mitrale diagnostiquée à l'ETO.

- a. Aspect 2D des cuspidés prothétiques anormalement épaissies, témoignant d'une dégénérescence de la bioprothèse.  
 b. Nette fuite de caractère intraprothétique détectée au Doppler couleur transœsophagien.

Source : Ch. Klimczak, *Échographie cardiaque du sujet âgé*.



**Figure 3.19.** Désinsertion de la prothèse mitrale de Saint-Jude diagnostiquée à l'ETO.

- a. Aspect 2D de la prothèse mitrale.  
 b. Site de la fuite paraprothétique identifié au Doppler couleur.

Source : Ch. Klimczak, *op. cit.*

### Lésions prothétiques endocarditiques

En cas d'endocardite infectieuse sur prothèse, l'ETO multiplan permet la visualisation des lésions inflammatoires suivantes :

- des végétations prothétiques ;
- des mutilations valvulaires : abcès péri-prothétiques, déchirures valvulaires en cas de bioprothèse.

Le Doppler transœsophagien facilite l'identification du type de régurgitation prothétique (intra ou para-prothétique) et la quantification des fuites.

Enfin, l'ETO offrant la possibilité d'un diagnostic précoce et précis de la dysfonction prothétique permet une mise en route rapide du traitement adéquat. L'impact diagnostique et thérapeutique de l'ETO tridimensionnelle en temps réel est discuté dans le chapitre 11.

### Cardiopathies emboligènes

Environ 20 % des accidents ischémiques cérébraux sont d'origine cardiaque. Cependant, seulement 10 % des causes emboligènes sont expliquées par l'ETT. L'ETO identifie une « source » potentiellement emboligène dans 37 à 65 % des cas.

Ces « sources » emboligènes peuvent être divisées schématiquement en causes directes et indirectes.

Causes directes :

- thrombi intracavitaires (oreillette et/ou auricule gauches, ventricules) ;
- végétations endocardiques (valve native ou prothèse valvulaire) ;
- calcifications valvulaires ;
- athérome aortique ;
- tumeurs intracardiaques.

Causes indirectes :

- foramen ovale perméable (FOP) ;
- anévrisme du septum interauriculaire (ASIA) ;
- contraste spontané intra-auriculaire ou intra-ventriculaire gauches ;
- « sources » prothétiques : thrombus, végétation ;
- valvulopathies ; rétrécissement mitral, prolapsus mitral ;
- cardiopathies congénitales.

La fibrillation auriculaire intervient dans le phénomène emboligène par plusieurs mécanismes : stase, thrombose, cardiopathie associée.

### Thromboses intracardiaques

L'origine de l'embolie artérielle est habituellement un thrombus qui siège préférentiellement dans l'oreillette gauche, et en particulier dans l'auricule gauche (au moins 40 % des thrombi). Pour la détection de ces thrombi, l'ETO est très nettement supérieure à l'ETT et c'est le seul examen qui permet la détection du thrombus dans l'auricule gauche. Dans cette recherche, la sensibilité de l'ETO est proche de 100 %. L'ETO multiplan en permettant de « balayer » la totalité de la cavité auriculaire gauche permet de préciser la localisation exacte du thrombus, sa taille, sa mobilité et le degré d'organisation fibreuse.

### Thrombus de l'oreillette gauche (OG)

Morphologiquement, le thrombus de l'OG peut être (figure 3.20) :

- mural ou pariétal tapissant le fond de l'OG, souvent immobile ;
- sphérique plus ou moins mobile avec une base d'attache large ou pédiculée ;
- flottant, très mobile, sans base d'attache, avec un risque important de migration ou d'enclavement dans une valve mitrale rétrécie.

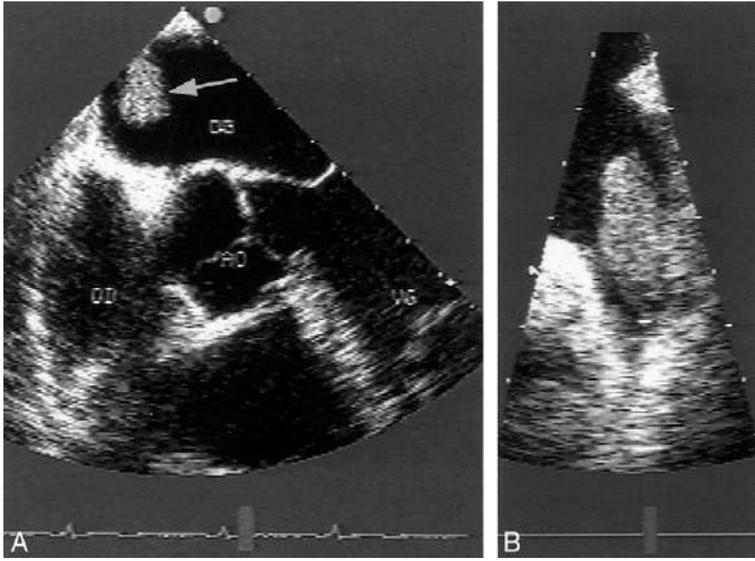
Parfois, il peut être difficile de distinguer un thrombus sphérique pédiculé d'un myxome de l'OG.

### Thrombus de l'auricule gauche

Les thrombi dans l'auricule gauche sont habituellement de petite taille, peu mobiles voire immobiles, siégeant au fond de l'auricule (figure 3.20). Il faut les différencier des nombreuses trabéculations (muscles pectinés) et replis anatomiques de l'auricule.

L'aspect anatomique particulier multilobé de l'auricule gauche (bilobé ou trilobé) favorise la stase sanguine.

Enfin, il existe souvent une atteinte de la contractilité de l'auricule gauche associée à la thrombose. Elle est responsable d'une diminution de la vitesse du flux auriculaire enregistré en Doppler pulsé. Le flux auriculaire de basse vélocité (< 25 cm/s) voire



**Figure 3.20.** Exemple de thrombi identifiés en ETO.

a. Dans l'OG. b. Dans l'auricule gauche.

Source : Ch. Klimczak, 120 Pièges en échocardiographie. Elsevier Masson, 2009.

l'absence du flux est un facteur favorisant de formation du thrombus, avec un risque embolique accru surtout en présence de fibrillation auriculaire ou de contraste spontané.

Enfin, l'ETO est pratiquée :

- à la recherche d'un thrombus intra-auriculaire avant une valvuloplastie mitrale percutanée (la présence de thrombus contre-indique la procédure) ;
- avant une réduction par choc électrique externe d'une fibrillation auriculaire (la présence de thrombus annule ou reporte le choc après traitement anticoagulant efficace et nouveau contrôle).

### Thrombus intraventriculaire gauche

L'anévrysme du ventricule gauche post-infarctus se complique dans 50 % des cas de thrombus mural. L'ETO classique est limitée dans la détection des thrombi siégeant au niveau de l'apex du VG. L'utilisation de la sonde d'ETO 3D permet une analyse plus précise de l'apex ventriculaire gauche.

### Thrombus des cavités droites

L'ETO multiplan permet de mettre en évidence des thrombi localisés dans l'oreillette droite en

particulier. Elle facilite également le diagnostic différentiel entre thrombus ou tumeur et des structures embryonnaires type réseau de Chiari ou valve d'Eustachi.

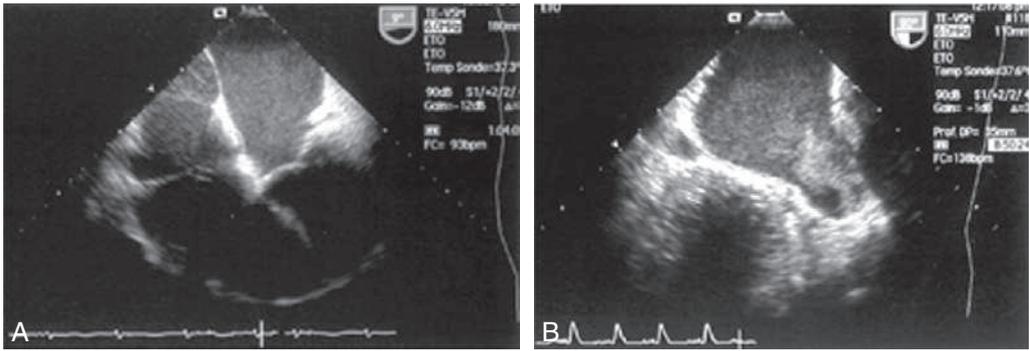
En cas d'embolie pulmonaire, l'ETO peut être utile pour détecter une éventuelle thrombose dans le tronc de l'artère pulmonaire ou la branche pulmonaire proximale.

### Contraste spontané

Le contraste spontané (figure 3.21) est défini par la présence d'échos dynamiques en forme de « volutes de fumée » siégeant préférentiellement dans l'oreillette et l'auricule gauche. Il est assimilé à un état préthrombotique.

Le contraste spontané est facilement mis en évidence avec les sondes d'ETO multiplans permettant de dégager l'auricule gauche dans sa totalité. La formation est favorisée par les situations engendrant la stase sanguine comme :

- la fibrillation auriculaire ;
- la dilatation de l'oreillette gauche ;
- une dysfonction ventriculaire gauche ;
- la présence d'une sténose ou d'une prothèse mitrale.



**Figure 3.21. Contraste spontané détecté par l'ETO.**

a. Intense dans l'OG. b. Massif et turbulent dans l'OG et dans l'auricule gauche.

Source : Ch. Klimczak, op. cit.

La présence de contraste spontané dans l'oreillette ou l'auricule gauche est un facteur prédictif de survenue d'accidents thromboemboliques artériels. Enfin, les thrombi de l'oreillette gauche sont souvent associés à un contraste spontané.

### Végétations endocardiques

Les végétations de taille supérieure à 10 mm pédiculées, et en position mitrale présentent le risque embolique le plus élevé. Ces végétations sont parfaitement identifiables en ETO.

### Calcifications valvulaires

Les rares embolies « calcaires » sont associées aux calcifications de la valve aortique ou mitrale. Leur authenticité reste à prouver. L'ETO permet une approche précise des calcifications valvulaires (siège, morphologie, mobilité).

### Athérome aortique

L'athéromatose de la crosse aortique (figure 3.22) constitue une source potentielle d'embolie cérébrale. Les plaques d'athérome épaisses (> 4 mm), protubérantes, ulcérées, parfois détachées dites « flottantes » ou compliquées de petits thrombi hypermobiles, pédiculés, représentent un haut risque embolique.

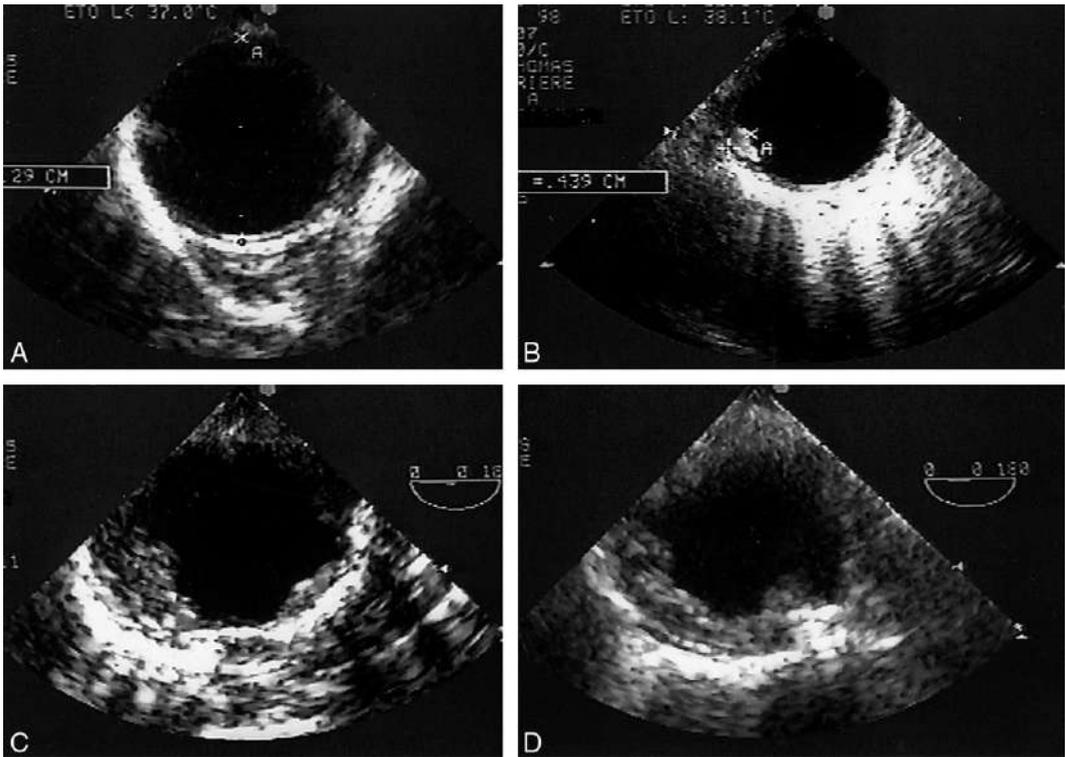
L'ETO permet de détecter facilement les plaques athéromateuses aortiques et d'apprécier précisément leur épaisseur, leur morphologie, leur étendue et leur volume.

### Tumeurs intracardiaques

Ce sont surtout les myxomes de l'oreillette gauche (figure 3.23) qui se compliquent dans 27 à 55 % des cas d'embolies systémiques. L'ETO en mode 2D/3D apporte des renseignements supplémentaires concernant la taille de la tumeur, sa morphologie, sa mobilité et sa zone d'insertion cardiaque.

### Foramen ovale perméable (FOP)

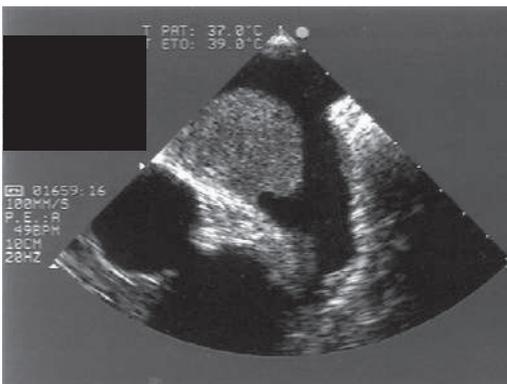
La perméabilité persistante du foramen ovale (figure 3.24) est considérée comme un facteur de risque d'accidents emboliques. Une embolie paradoxale doit être fortement suspectée chez des patients présentant une pathologie veineuse thrombotique et une embolie artérielle concomitante. La taille moyenne de FOP est de l'ordre de 4 à 5 mm. Le diagnostic échographique de FOP peut être fait par la détection d'un flux transeptal en Doppler couleur, mais surtout grâce à l'épreuve de contraste intraveineuse. L'ETO facilite la mise en évidence du FOP. La réalisation d'une épreuve de contraste couplée à une manœuvre de Valsava ou à un effort de toux, permet de mettre en évidence les FOP avec une sensibilité de 80 % et une spécificité de 98 %. L'ETO 3D permet en plus une visualisation « directe » de FOP et la mesure précise de sa taille. Elle est également utile dans les procédures de la fermeture percutanée du FOP.



**Figure 3.22.** Exemples d'athérome aortique à l'ETO (coupes transversales de l'aorte thoracique).

- a. Discret épaissement régulier de l'intima aortique.
- b. Plaque athéromateuse d'épaisseur de 4,4 mm, isolée, partiellement détachée.
- c. Athérome aortique large, épais, irrégulier, ulcéré; calcifications pariétales.
- d. Volumineux athérome aortique compliqué de thrombus mobile siégeant sur la plaque.

Source : Ch. Klimczak, op. cit.



**Figure 3.23.** Myxome de l'OG visualisé en ETO.

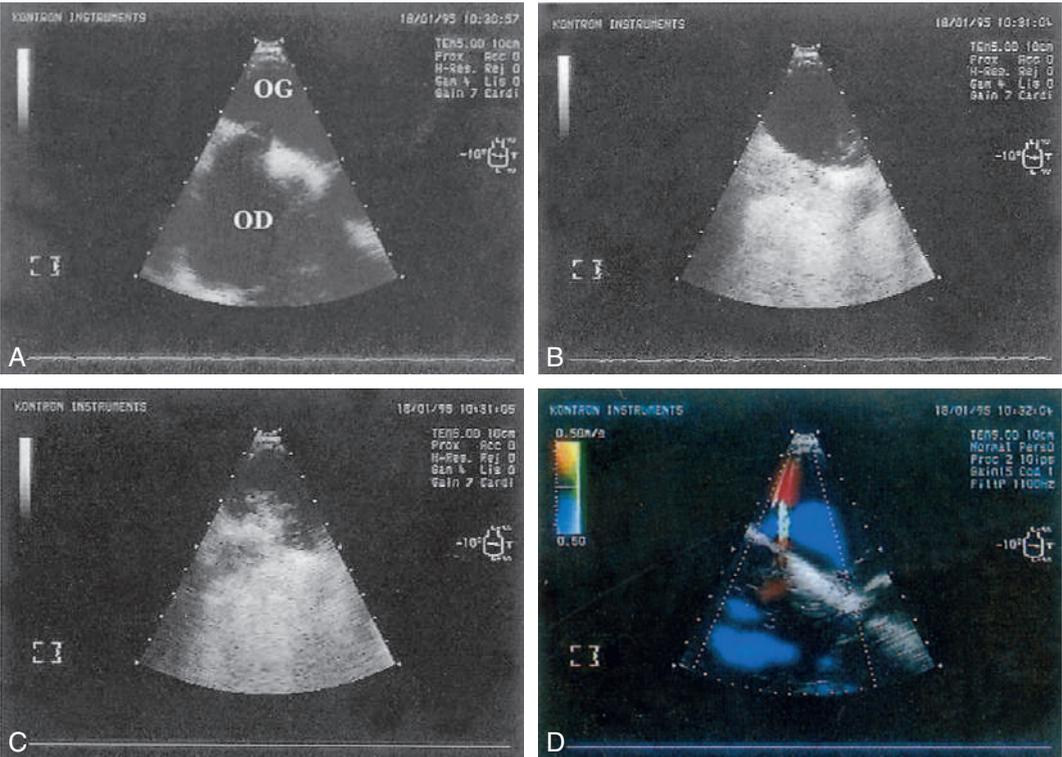
Source : Ch. Klimczak, op. cit.

### Anévrisme du septum interauriculaire (ASIA)

L'ASIA est considéré comme un facteur de risque embolique (figure 3.25). Le mécanisme possible d'embolie systémique est :

- la migration d'un thrombus siégeant dans la poche anévrismale ou ;
- une embolie paradoxale à travers un foramen ovale perméable associé à l'ASIA.

L'ETO est nettement plus efficace dans la détection de l'ASIA que l'ETT. Sa sensibilité diagnostique est de 83 à 100 % versus 40 % pour l'ETT. L'extension du septum interatrial anévrismal > 10 mm (15 mm

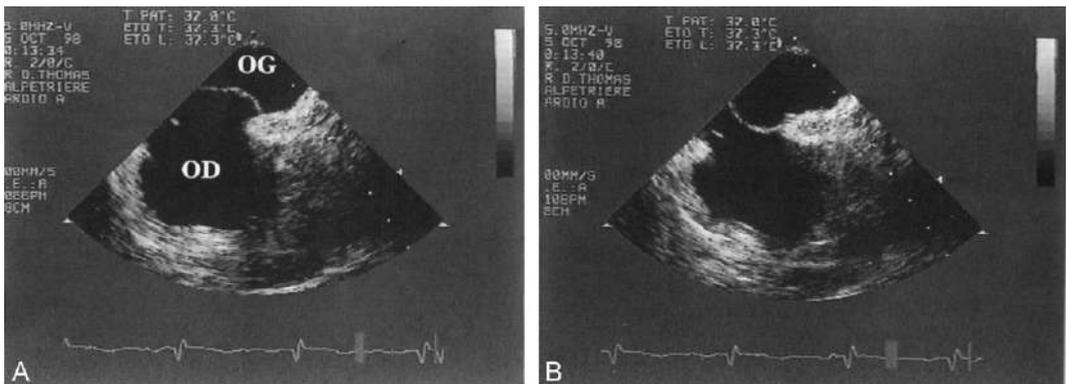


**Figure 3.24.** Foramen ovale perméable (FOP) associé à l'anévrisme du septum interauriculaire (ASIA) et détecté par l'ETO.

Bombement de l'ASIA dans l'oreillette gauche (A).

Épreuve de contraste dite positive : opacification complète de l'oreillette droite (B) suivie d'un passage de contraste dans l'oreillette gauche à travers le FOP (C). Identification du shunt transseptal au Doppler couleur transoesophagien (D).

Source : Ch. Klimczak, *Échographie cardiaque du sujet âgé*, Acanthe/Masson 2000.



**Figure 3.25.** Anévrisme du septum interauriculaire vu à l'ETO. Aspect mobile de l'anévrisme oscillant entre deux oreillettes.

Source : Ch. Klimczak, *op. cit.*

pour Hanley) en échographie permet de diagnostiquer l'ASIA. La sonde ETO 3D est encore plus performante pour l'étude de l'ASIA.

## Sources prothétiques

Les embolies cérébrales sont la complication principale des prothèses mécaniques mitrales en particulier. Le mécanisme possible d'embolie cérébrale est la migration, soit d'un thrombus siégeant sur la prothèse ou dans l'oreillette gauche, soit d'un fragment de végétation en cas d'endocardite sur prothèse.

LETO en mode 2D/3D contribue à améliorer le diagnostic des thrombi et des végétations prothétiques.

## Valvulopathies

Le rétrécissement mitral (RM) est l'une des cardiopathies les plus emboligènes surtout en cas de fibrillation auriculaire associée.

LETO est très utile dans la détection de la « source » emboligène du RM : thrombus, contraste spontané, strands siégeant dans l'oreillette ou l'auricule gauche.

Le prolapsus de la valve mitrale paraît une valvulopathie potentiellement peu emboligène.

Les formes morphologiques « myxoïdes » de prolapsus mitral semblent être plus exposées aux accidents emboliques.

## Cardiopathies congénitales

Certaines malformations cardiaques congénitales comme la communication interauriculaire ou interventriculaire, la transposition des gros vaisseaux sont jugées potentiellement emboligènes. Le mécanisme des accidents emboliques serait multiple (embolie paradoxale, migration thrombotique, cause arythmogène...)

En pratique, l'ETO constitue un examen fondamental pour identifier l'origine cardiaque ou aortique d'une migration embolique cérébrale ou périphérique. LETO 3D temps réel améliore encore la recherche des « sources » emboligènes.

## Tumeurs cardiaques

LETO est un examen performant pour le diagnostic des tumeurs cardiaques (intracardiaques et paracardiaques).

L'intérêt particulier de l'ETO réside dans :

- la détection des tumeurs de petites tailles invisibles à l'ETT ;
- l'évaluation de la masse tumorale (taille, morphologie, mobilité) ;
- la localisation exacte de la zone d'insertion de la tumeur ;
- le diagnostic de l'extension de la masse tumorale ;
- la surveillance du développement de la tumeur.

En fait, l'ETO multiplan s'avère nettement supérieure par rapport à l'ETT pour la détection des tumeurs paracardiaques. Ainsi, près de 25 % de telles tumeurs sont ignorées par l'ETT. Cependant, l'ETO ne permet pas de déterminer le type histologique de la tumeur. Néanmoins, certains caractères permettent une orientation diagnostique en fonction :

- de la localisation de la tumeur : intracardiaque (myxomes, sarcomes), valvulaire (papillome, métastases), intramyocardique (rhabdomyome, fibrome, hémangiome, lipomes) ou intrapéricardiques (tératome, mésothéliome, métastases) ;
- de l'âge du malade : enfant (fibrome, hémangiome, tératome), sujet âgé (lipome).

Les métastases cardiaques (secondaires aux cancers des poumons et du rein en particulier) se manifestent à l'ETO par plusieurs anomalies non spécifiques telles que :

- l'épanchement péricardique ;
- les néoformations intracardiaques ;
- les infiltrations myocardiques ;
- les métastases valvulaires.

Une endocardite marastique a été décrite chez les cancéreux avec présence de végétations sur les valves.

Enfin, les renseignements apportés par l'ETO 2D/3D peuvent guider le geste opératoire et faciliter l'exérèse de la tumeur cardiaque.

## Valvulopathies

Dans le domaine des valvulopathies, l'ETO constitue un apport indiscutable dans :

- la description précise des lésions valvulaires ;
- le diagnostic étiologique de la valvulopathie ;
- la quantification des sténoses et des fuites valvulaires.

## Sténoses valvulaires

L'échocardiographie transthoracique reste la technique de choix pour l'évaluation des sténoses valvulaires : mitrale ou aortique.

Toutefois, elle peut être utilement complétée par l'ETO dans certains cas.

### Rétrécissement mitral (RM)

Dans le cadre de RM, l'ETO multiplan toujours associée à l'ETT permet :

- une analyse précise de l'appareil valvulaire et sous-valvulaire mitral (morphologie, cinétique).

En fait, c'est sur l'appréciation de l'appareil sous-valvulaire que l'apport de l'ETO peut être déterminant, surtout chez les patients peu échogènes par voie transthoracique ;

- une recherche de contraste spontané et/ou de thrombus dans l'oreillette et/ou l'auricule gauche, complication considérée à risque emboligène majeur. Cette recherche est le principal intérêt de l'ETO.

Les facteurs favorisant la formation d'un thrombus/contraste spontané sont :

- la dilatation de l'oreillette gauche ;
- la fibrillation auriculaire ;
- la baisse du débit cardiaque ;
- le degré de la sténose mitrale.

La présence d'un thrombus siégeant dans l'oreillette ou l'auricule gauche contre-indique une commissurotomie mitrale percutanée ;

- l'évaluation du degré de la sténose mitrale.

L'ETO 2D, même multiplan, ne permet pas d'effectuer une planimétrie de l'orifice mitral qui est réalisable de façon fiable en ETO 3D temps réel.

En revanche, elle permet de mesurer avec beaucoup de précision le gradient transmitral et le temps de demi-pression ( $T_{1/2}$  p) en Doppler continu transœsophagien grâce à l'alignement parfait possible du faisceau Doppler avec le flux mitral ;

- l'identification et la quantification d'une fuite mitrale associée au RM ;
- la recherche d'un anévrisme du septum interauriculaire (ASIA) qui peut compliquer le geste transeptal au cours de la dilatation mitrale.

Enfin, l'ETO présente un double intérêt dit « thérapeutique » en cas de RM :

- la détection des « bons candidats » à la commissurotomie mitrale percutanée (CMP).

Les contre-indications à la CMP sont résumées dans l'**encadré 3.2**.

- Le guidage de la procédure de CMP. L'ETO 3D temps réel facilite beaucoup cette procédure.

### Rétrécissement aortique (RA)

En cas de RA, l'ETO en mode multiplan permet :

- une meilleure appréciation des lésions valvulaires ;
- une planimétrie de la surface de l'orifice aortique sténosé (selon l'incidence entre 30 et 60°).

Cette planimétrie est réalisable correctement dans près de 90 % des cas. Elle est limitée en cas d'orifice aortique très petit ( $< 0,4 \text{ cm}^2$ ) et très calcifié.

L'ETO 3D peut optimiser la fiabilité du calcul de la surface valvulaire aortique par la planimétrie et par l'équation de continuité.

### Fuites valvulaires

L'analyse des fuites valvulaires en routine repose sur l'ETT 2D qui permet une approche étiologique, qualitative et quantitative globalement fiable. L'ETT en mode 3D facilite et renforce cette approche. L'ETO 2D et surtout 3D intervient essentiellement pour :

- mieux préciser le mécanisme de la régurgitation valvulaire ;
- améliorer la quantification de la fuite ;
- mieux guider la démarche thérapeutique.

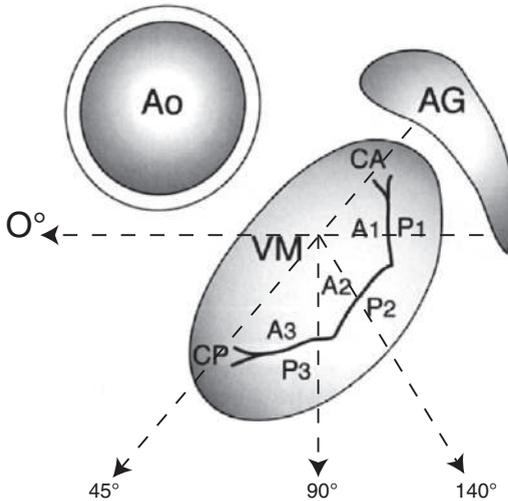
ENCADRÉ 3.2

#### Contre-indications à la commissurotomie mitrale percutanée.

- ▶ D'importantes calcifications valvulaires entraînant la rigidité de la valve mitrale
- ▶ Un franc remaniement des cordages (calcification, rétraction)
- ▶ Les calcifications des commissures mitrales
- ▶ La présence de thrombi siégeant dans l'oreillette ou l'auricule gauche
- ▶ L'existence d'une fuite mitrale non négligeable ( $\geq$  grade 2) associée au rétrécissement mitral

## Insuffisance mitrale

Dans le cadre de l'insuffisance mitrale (IM), l'ETO apporte des renseignements supplémentaires par rapport à l'ETT quant aux mécanismes et la quantification des fuites mitrales. L'ETO multiplan permet une analyse anatomique, fonctionnelle de l'ensemble de l'appareil mitral. La multiplication des incidences en ETO permet une exploration de tous les segments de la valve mitrale (figure 3.26).



## Mécanisme des fuites mitrales

L'ETO multiplan en complément de l'ETT permet de :

- préciser la topographie exacte d'un prolapsus mitral en réalisant un « balayage » complet de la valve mitrale d'une commissure à l'autre (figure 3.27);
- détecter avec une grande sensibilité la rupture de cordage notamment de la petite valve mitrale;

**Figure 3.26.**

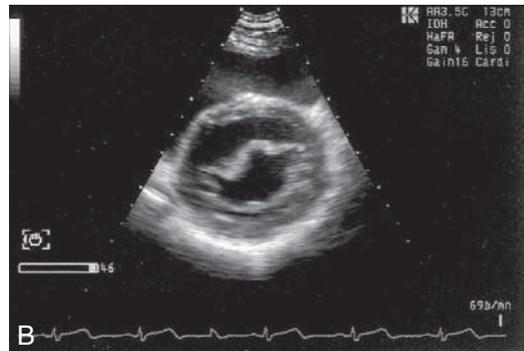
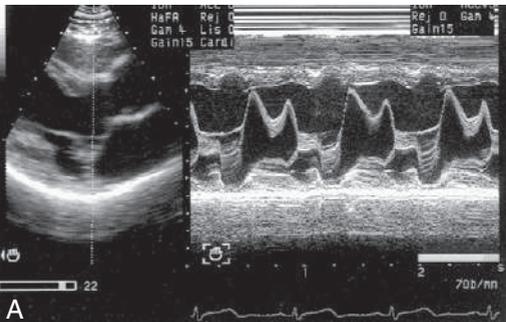
Exploration de la valve mitrale en ETO multiplan fondée sur la segmentation de la grande valve mitrale en trois segments : A1, A2, A3 et de la petite valve mitrale en trois segments : P1, P2, P3 séparées par les commissures : antérieure (CA) et postérieure (CP). Les plans de coupe appropriés d'ETO permettent d'étudier, respectivement :

À 0° : A1 et P1, à 45° : CA et CP, à 90° : A3 et P3, à 140° : A2 et P2.

(VM : valve mitrale, AG : auricule gauche, Ao : aorte)

Ch. Klimczak, 120 Pièges en échocardiographie.

Elsevier Masson, 2009.



**Figure 3.27. Maladie de Barlow. Aspect épais « myxoïde » de la valve mitrale prolabée en ETT.**  
a. Incidence TM. b. Coupe 2D parasternale transversale. c. En ETO multiplan.

Source : Ch. Klimczak, Échographie cardiaque du sujet âgé.

- visualiser parfaitement bien des atteintes mitrales endocarditiques (végétations de petite taille, abcès annulaires, perforations valvulaires...).

En fait, plus que l'étiologie, l'ETO permet d'établir le mécanisme de l'IM dont le diagnostic précis est très utile pour adopter une meilleure stratégie thérapeutique (chirurgie par remplacement valvulaire ou plastie mitrale reconstructrice, valvuloplastie percutanée).

### Quantification des fuites mitrales

Le Doppler transœsophagien permet une meilleure analyse des régurgitations mitrales en précisant la morphologie, la direction et l'extension spatiale des jets régurgitants. L'approche quantitative de l'IM à l'ETO est fondée surtout sur les paramètres étudiés en Doppler couleur, à savoir :

- la largeur du jet couleur de l'IM à l'origine (vena contracta) (figure 3.28); En pratique, le diamètre du jet  $> 6\text{ mm}$  évoque une IM importante;
- la surface maximale du jet couleur d'IM mesurée par planimétrie. La surface  $> 9\text{ cm}^2$  correspond à une IM importante;

- la surface de l'orifice mitral régurgitant (SOR) calculée à partir de la méthode de PISA étudiant la zone de convergence du jet régurgitant; La  $\text{SOR} > 40\text{ mm}^2$  est en faveur d'une IM importante ( $> 20\text{ mm}^2$  pour l'IM dynamique importante).

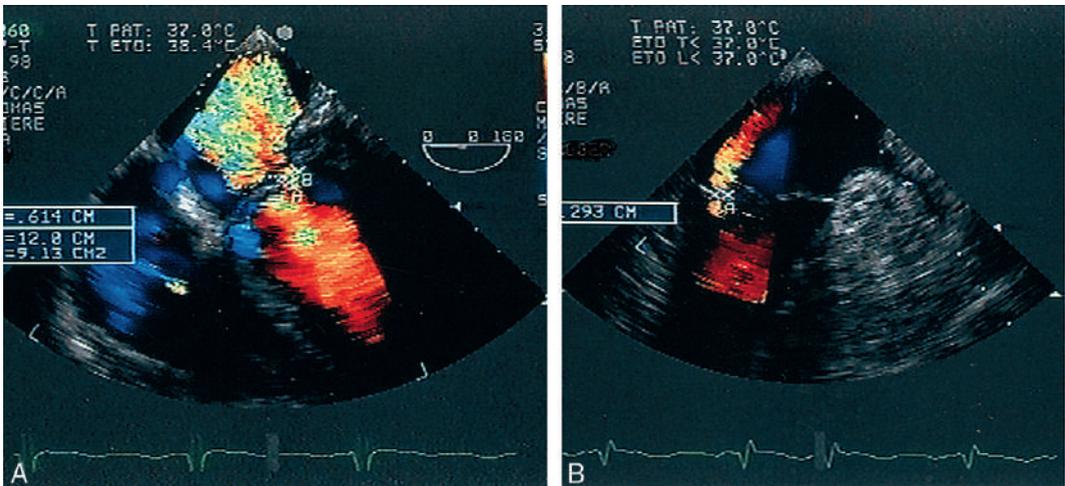
Enfin, l'inversion complète de l'onde systolique (S) du flux veineux pulmonaire (FVP) enregistré en Doppler pulsé transœsophagien correspond à l'IM importante.

L'intérêt particulier de l'échocardiographie tridimensionnelle (ETT, ETO) dans le diagnostic et la quantification des fuites mitrales est discuté dans les chapitres 10 et 11.

### Insuffisance aortique

En ce qui concerne l'insuffisance aortique (IA) l'ETO multiplan peut :

- faciliter le diagnostic étiologique de l'IA. L'étiologie : dystrophique, rhumatismale, endocarditique ou par dissection aortique peut être déterminée en ETO;
- aider à la quantification de l'IA. Le diamètre du jet régurgitant à l'origine (vena contracta)  $> 6\text{ mm}$  évoque une IA importante;



**Figure 3.28.** Quantification de l'insuffisance mitrale (IM) en Doppler couleur d'ETO par la mesure de la vena contracta (VC).

a. IM importante avec VC = 6,1 mm

b. IM modérée avec VC = 2,9 mm.

Source : Ch. Klimczak, op. cit.

- orienter vers le traitement approprié de l'IA (médical, chirurgical ou percutané).

Enfin, l'ETO multiplan facilite l'identification des bicuspidies aortiques.

## Anesthésie-réanimation

LETO s'est montrée utile chez les patients à haut risque en anesthésie générale et ventilation artificielle (soit au cours de la chirurgie cardiaque ou extra-cardiaque, soit en réanimation post-opératoire). Elle permet :

- la surveillance de la fonction ventriculaire gauche globale;
- le monitoring de la cinétique segmentaire pré, per et post-opératoire (chirurgie « lourde », coronarien, insuffisant cardiaque);
- l'appréciation du remplissage ventriculaire gauche;
- la recherche d'un facteur cardiogénique associé dans les chocs avec vasoplégie;
- le dépistage d'embolie pulmonaire pouvant compliquer les interventions chirurgicales;
- la recherche d'hypoxémie réfractaire chez les patients ventilés (due au foramen ovale perméable);
- la détection d'embolie gazeuse en neurochirurgie;
- le diagnostic d'un traumatisme grave du thorax.

## Sténoses coronaires

LETO couplée au Doppler permet dans un certain nombre de cas d'identifier les sténoses coronaires proximales significatives. Son intérêt pratique réside surtout dans la détermination des patients à haut risque avant coronographie. La détection des lésions coronaires par l'ETO reste néanmoins globalement imparfaite et incomplète. L'échographie endocoronaire ouvre de nouvelles perspectives dans l'exploration des artères coronaires (chapitre 12).

## Embolie pulmonaire

LETO multiplan trouve son intérêt dans la détection des embolies pulmonaires. Elle permet dans les cas particuliers :

- la visualisation directe d'un thrombus siégeant dans une branche principale de l'artère pulmonaire;
- la détection d'un thrombus localisé dans les cavités cardiaques droites.

Il faut néanmoins souligner qu'une ETO normale ne permet pas d'éliminer le diagnostic d'embolie pulmonaire.

## Fibrillation auriculaire

La fibrillation auriculaire (FA), qu'elle soit valvulaire ou non, est considérée comme un facteur favorisant de la stase auriculaire. Elle représente 15 à 25 % des causes cardiaques d'embolie artérielle.

L'ETO dans la FA, peut être utile pour :

- estimer le risque thromboembolique;
- orienter le traitement anticoagulant;
- guider une éventuelle cardioversion électrique;
- aider dans la procédure de l'ablation par radiofréquence;
- contrôler l'occlusion percutanée de l'auricule gauche.

## Évaluation du risque thromboembolique

Ce risque est précisé au mieux par l'ETO dont l'indication n'est pas systématique. Si elle est réalisée, l'ETO recherchera les facteurs de risque thromboemboliques suivants :

- le thrombus dans l'oreillette ou l'auricule gauche (retrouvé dans 50 à 70 % des FA non valvulaires);
- le contraste spontané intra-auriculaire gauche (retrouvé dans 10 à 15 % des FA non valvulaires);
- la dilatation de l'auricule gauche ( $> 6 \text{ cm}^2$ );
- la réduction des vitesses de vidange auriculaire ( $< 20 \text{ cm/s}$ );
- l'athérome aortique protubérant d'épaisseur  $> 4 \text{ mm}$ .

## Orientation du traitement

L'ETO permet de faciliter la décision clinique concernant l'anticoagulation et/ou la cardioversion.

## Traitement anticoagulant

Son indication est formelle en cas de :

- FA valvulaire ;
- FA non valvulaire avec antécédent d'accident vasculaire cérébral ischémique ;
- FA non valvulaire avec au moins deux des cinq facteurs de risque (âge > 75 ans, hypertension artérielle, diabète, antécédent d'insuffisance cardiaque, fraction d'éjection du ventricule gauche < 35%).

Lorsqu'un seul de ces facteurs de risque est présent, le choix est possible entre aspirine ou anticoagulant. L'ETO peut orienter ce choix en favorisant l'anticoagulation en cas de facteurs de risques thromboemboliques démasqués en ETO.

## Cardioversion électrique

La réalisation de l'ETO avant cardioversion permet de détecter la présence éventuelle d'un thrombus intra-atrial. Cependant le bénéfice d'une ETO systématique avant toute cardioversion n'est pas prouvé. Deux stratégies peuvent être proposées :

- la stratégie conventionnelle : anticoagulation efficace de trois semaines, puis cardioversion suivie d'une anticoagulation d'au moins quatre semaines.

Suivant cette stratégie, une ETO n'est pas indiquée avant la cardioversion, sauf en cas d'anticoagulation sub-optimale au cours des trois semaines précédentes (INR < 2) ;

- la stratégie guidée par ETO (protocole dit court) : héparinothérapie efficace, puis ETO et cardioversion immédiate en l'absence de thrombus, suivie d'une anticoagulation d'au moins quatre semaines.

Si un thrombus est visualisé en ETO, un contrôle un à deux mois plus tard montrant sa disparition devra être effectué avant cardioversion. Le protocole court est indiqué surtout en cas de FA mal tolérée (figure 3.29).

## Traumatisme cardiaque

Après un traumatisme fermé du thorax, l'ETO permet l'identification des lésions cardiaques telles que :

- les contusions myocardiques s'exprimant par des anomalies contractiles segmentaires ;
- les ruptures aortiques surtout isthmiques ;

- les fuites valvulaires dues à une rupture de la valve ou de l'appareil sous-valvulaire ;
- les communications interventriculaires par rupture du septum ;
- les ruptures pariétales cardiaques entraînant un hémopéricarde, voire une tamponnade cardiaque.

## Transplantation cardiaque

L'ETO permet la surveillance du cœur transplanté en précisant l'aspect morphologique et dynamique :

- des sutures anastomotiques constituant une source potentielle de thrombi ;
- du septum interauriculaire natif et du greffon ;
- de l'oreillette gauche (dilatation, contraste spontané...);
- des valves atrio-ventriculaires souvent fuyantes.

## Cardiopathies congénitales

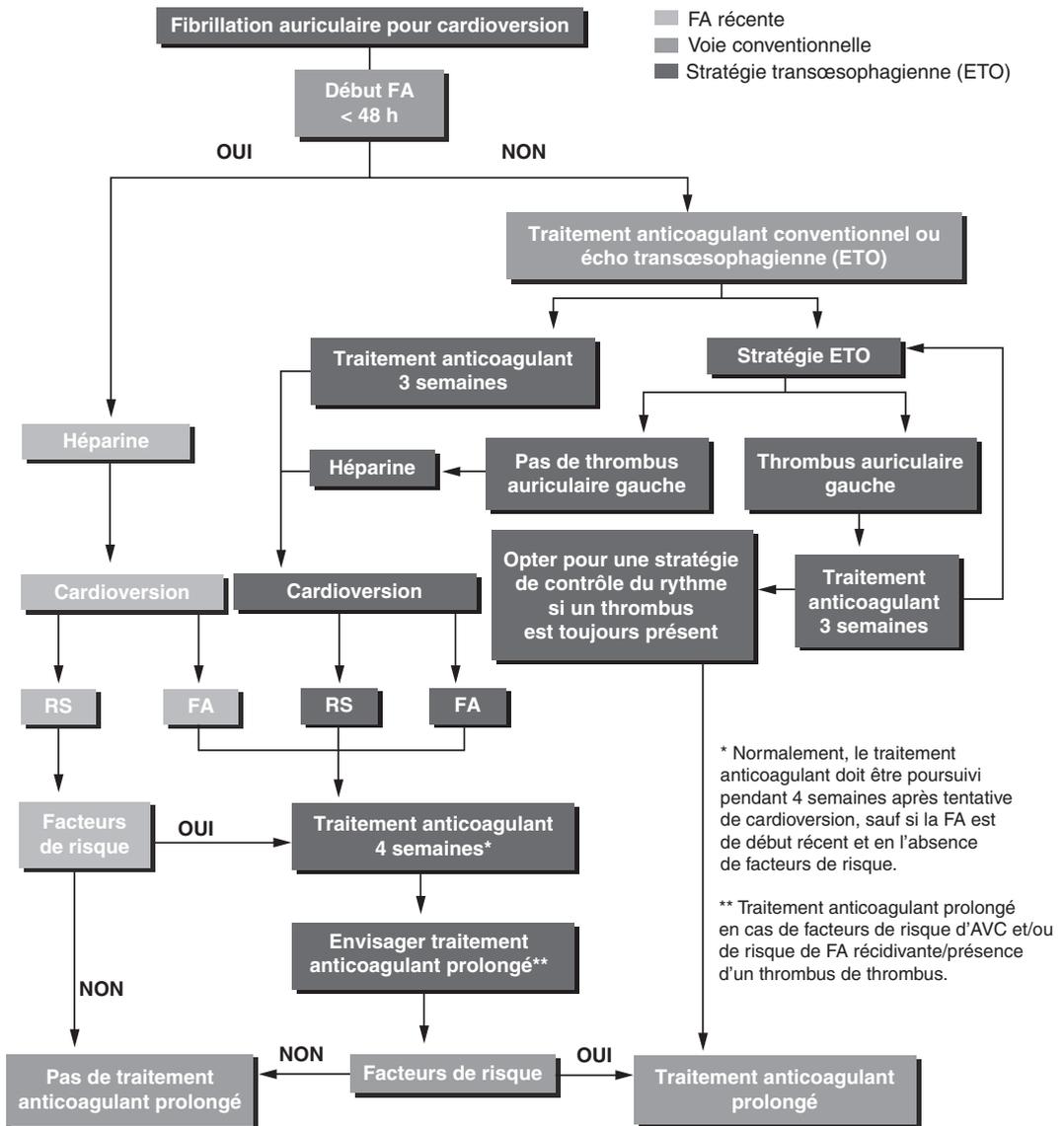
L'ETO peut intervenir pour l'exploration et la compréhension de certaines cardiopathies congénitales. Son intérêt est triple :

- diagnostic et surveillance de la malformation congénitale ;
- contrôle peropératoire du geste chirurgical ;
- surveillance post-opératoire des réparations chirurgicales.

L'ETO 3D temps réel deviendra, à l'avenir, la méthode de choix pour l'étude des cardiopathies congénitales complexes en particulier.

L'ETO perd certes les avantages inhérents aux méthodes externes, mais gagne en possibilités, car par cette méthode, il n'y pratiquement plus de patients non explorables et la définition des images est très significativement améliorée.

L'apport diagnostique et thérapeutique de l'ETO multiplan est significatif par rapport aux techniques monoplans et biplans. L'apparition des sondes d'ETO 3D temps réel a permis d'accroître les possibilités diagnostiques de l'ETO dans la pratique cardiologique (chapitre 11).



**Figure 3.29.** Recommandations de la ESC (2010) concernant la cardioversion guidée par ETO dans la fibrillation auriculaire (FA).

RS : rythme sinusal.

## Conclusions

L'échographie cardiaque transœsophagienne (ETO) constitue une avancée considérable dans le domaine de l'imagerie cardiaque ultrasonore. Elle a révolutionné la pratique cardiologique courante, et ses indications sont actuellement bien précisées.

## Bibliographie

- Abergel E, Raffoul H. Échocardiographie transœsophagienne normale. In : Dans : Échocardiographie clinique de l'adulte Ed. Esteem; 2003.
- Asher CR, Klein AL. Transesophageal echocardiography in patients with atrial fibrillation. Pacing Clin Electrophysiol 2003; (7Pt2) : 1597-603.

- Berrebi A. Échographie : quoi de neuf? *Cardiologie Pratique* 1992; 221 : 3-5.
- Berrebi A. Intérêt de l'échocardiographie dans la chirurgie reconstructrice mitrale. *La Lettre du Cardiologue* 1998; 298 : 27-30.
- Brochet E. Les Indications appropriées de l'échocardiographie transœsophagienne. *Consensus Cardio* 2008; 37 : 16-7.
- Chan KL, Cohen GI, Sochowski RA, et al. Complications of transesophageal echocardiography in ambulatory adult patients : analysis of 1500 consecutive examinations. *J Am Soc Echocardiogr* 1991; 4 : 577-82.
- Cohen A. Échocardiographie transœsophagienne et embolie artérielle. *Cardiologie Pratique* 1994; 282 : 5-14.
- Daniel WG, Mugge A. Transesophageal echocardiography. *N Engl J Med* 1995; 332 : 1268-79.
- Diebold B, Gueret P. Les applications cliniques de l'échocardiographie transœsophagienne. *La Lettre du Cardiologue* 1990; 141.
- Ederhy S, Deux JF. Masses et tumeurs cardiaques. *Echo Cardiographie* 2007; 11 : 19-22.
- Enriquez-Sarano M. L'Échographie transœsophagienne : une nouvelle fenêtre sur le cœur. *Cardiologie Pratique* 1989; 97 : 1-4.
- Flachskamf FA, Decoodt P, Fraser AG, et al. Guidelines from the Working Group. Recommendations for performing transesophageal echocardiography. *Eur J Echocardiogr* 2001; 2 (1) : 8-12.
- Gallet B. Échocardiographie transœsophagienne et pathologie thromboembolique. *La Lettre du Cardiologue* 1995; 240 : 20-7.
- Giblin P. Échocardiographie transœsophagienne : normale et pathologique. *Guide Lipha d'Échographie cardiaque. Coll. Sciences Médicales*; 1999.
- Grayburn PA, Fehske W, Omran H, et al. Multiplane transesophageal echocardiographic assesment of mitral regusitation by Doppler color flow mapping of the vena contracta. *Am J Cardiol* 1994; 74 : 912-7.
- Habib G. Échocardiographie et fuites prothétiques. *Réalités Cardiologiques* 1997; 119 : 44-9.
- Habib G. Échocardiographie et critères diagnostiques de l'endocardite infectieuse. *Cardiologie Pratique* 2001; 651 : 1-3.
- Hofman P. Echokardiografia z dna zotadka. *Kardiol Pol* 1991; 12 : 346-53.
- Hofman R, Flachskampe FA, Hanrath P. Planimetry of orifice area in aortic stenosis using multiplane transesophageal echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1993; 22 : 529-34.
- J. Am. Coll. Cardiol 2001; 37(3) : 691-74.
- Job FP, Franke S, Lethen H, et al. Incremental value of biplane and multiplane transesophageal echocardiography for the assessment of active infective endocarditis. *Am J Cardiol* 1995; 75 : 1033-7.
- Klein Al, Murray RD, Grimm RA. Role of transesophageal echocardiography-guided cardioversion of patients with atrial fibrillation.
- Klimczak Ch. Échographie cardiaque transœsophagienne. Paris : Masson; 2002.
- Klimczak Ch. Échographie cardiaque du sujet âgé. Acanthe/Masson; 2000.
- Lardoux H. L'échocardiographie transœsophagienne : méthode diagnostique de référence. *Cardiologie Pratique* 1991; 153 : 1-3.
- Malergue MC, Illouz E, Temkine J, et al. Apport de l'échographie transœsophagienne multiplan dans l'étude des prothèses mitrales. *Arch Mal Cœur* 1996; 84 : 49-55.
- Otto CM. *Textbook of Clinical Echocardiography*. Elsever Sounders; 2009.
- Pandian NG, Hsu TL, Schwartz SL, et al. Multiplane transesophageal echocardiography. *Echo Cardiology* 1992; 9 : 649.
- Porte JM. Évaluer une fuite prothétique. *Écho Cardiographie* 2009; 21 : 12-8.
- Roelandt JR, Ten Cate FJ, Vletter WB, et al. Ultrasonic dynamic three-dimensional visualisation of the heart with a multiplane transesophageal imaging transducer. *J Am Soc Echocardiogr* 1994; 7 : 217-29.
- Roelandt JR, Pandian NG. *Multiplane transesophageal echocardiography*. New York : Churchill Livingstone; 1996.
- Scheuble C, Castillo-Fenoy A. Échocardiographie, anatomie et Doppler transœsophagienne. *Ann Cardiol Angéiol* 1989; 38 : 463-75.
- Seward JB, Khandheria BK, Freeman WK, et al. Multiplane transoesophageal echocardiography : image orientation, examination technique, anatomic correlations and clinical applications. *Mayo Clinic Proc* 1993; 68 : 523-51.
- Silverman DI, Manning WJ. Role of echocardiography in patients undergoing elective cardioversion of arial fibrillation. *Circulation* 1998; 98 : 479-86.
- Tribouilloy Ch.. Échocardiographie transœsophagienne. Paris : Coll. Médecine-Sciences Flammarion; 1994.
- Tribouilloy Ch, Niec M, Lesbre JPh. Apport de l'échocardiographie transœsophagienne multiplan. Ed. Pfizer, (Science et passion de la vie); 1996.

## Introduction

L'échocardiographie de stress (EDS) est une technique d'investigation de la maladie coronarienne (indication primaire) fondée sur l'imagerie cardiaque ultrasonore. Elle représente actuellement une véritable entité au sein de l'échographie cardiaque et une vraie alternative aux techniques isotopiques. Son principe est de provoquer par un « stress myocardique » une ischémie responsable d'une anomalie de la contraction régionale du ventricule gauche détectable par échographie cardiaque bidimensionnelle. Le stress myocardique peut être déclenché par un effort physique (prototypique de stress physiologique) ou par des agents pharmacologiques. Le déroulement de l'EDS varie en fonction de la modalité de stress imposé au myocarde.

Les avantages de l'EDS par rapport aux techniques isotopiques sont :

- l'absence d'irradiation due aux isotopes ;
- un moindre coût de l'examen ;
- une meilleure disponibilité clinique ;
- une durée d'acquisition des données brève ;
- le résultat de l'examen immédiat.

En effet, l'EDS est devenue une exploration fonctionnelle coronaire à part entière. Suite aux progrès technologiques et informatiques considérables, la rentabilité diagnostique de l'EDS s'est nettement améliorée au fil des années. Sa pratique de plus en plus performante a permis d'élargir ses indications aux nombreuses pathologies myocardiques ainsi que valvulaires. De plus, l'EDS apporte des renseignements complémentaires sur la fonction ventriculaire et les pressions pulmonaires.

## Méthodologie

L'électrocardiographie (ECG) d'effort demeure toujours l'examen de première intention pour le diagnostic et le suivi de l'insuffisance coronarienne. Cependant cet examen conventionnel n'est pas applicable à tous les patients et environ 30 % d'entre eux soit ne peuvent pratiquer aucun effort physique, soit ont des résultats peu concluants. Les limites de l'ECG d'effort sont nombreuses et bien connues (**encadré 4.1**). Pour tenter de pallier ces limites, une technique alternative d'évaluation de la maladie coronarienne dit échocardiographie de stress (EDS) s'est développée progressivement selon diverses modalités.

## Modalités de l'EDS

Il existe plusieurs modalités de l'EDS employées par divers laboratoires (**tableau 4.1**), à savoir :

- l'effort physique ;
- le stress pharmacologique ;
- la stimulation électrique (auriculaire ou ventriculaire) ;
- d'autres techniques peu utilisables.

Chacune de ces modalités présente des avantages et des limites. En pratique, l'échocardiographie d'effort et l'EDS pharmacologique sous Dobutamine s'imposent, aux dépens des autres modalités. La logistique de l'examen varie cependant en fonction de la modalité de stress choisie.

En fait, la réalisation de l'examen d'EDS nécessite :

- un plateau technique adapté ;
- un personnel qualifié et expérimenté ;
- une réglementation médico-légale en vigueur ;

## Limites de l'électrocardiographie (ECG) d'effort

### L'interprétation difficile voire litigieuse du test ergométrique

Chez les patients présentant :

- ▶ des anomalies préexistantes de la repolarisation ventriculaire d'origine iatrogène (patients polymédicamentés), métabolique ou autre;
- ▶ une hypertrophie ventriculaire gauche
- ▶ des troubles de la conduction intraventriculaire (bloc de branche gauche).

**Chez la femme : faux positifs de l'ECG d'effort fréquents.**

L'incapacité physique de réaliser l'épreuve d'effort en raison :

- ▶ d'une artériopathie sévère des membres inférieurs;
- ▶ d'une affection invalidante neurologique, rhumatologique (handicap moteur) ou pneumologique (bronchite chronique avec facteur bronchospastique);
- ▶ d'un sujet âgé ou obèse incapable de fournir un effort physique suffisant;
- ▶ d'un simple manque de coordination ou de coopération sur le tapis roulant ou la bicyclette.

**L'apparition assez tardive des modifications d'ECG dans la « cascade » ischémique d'effort.**

- une préparation adéquate du patient;
- un protocole de stress préalablement défini;
- un système d'acquisition numérique de stockage et de synchronisation des images avec un traitement et des calculs post-images.

## Plateau technique

La salle réservée à l'examen de l'EDS doit être :

- intégrée dans un service de cardiologie avec unité de soins intensifs ou dans une clinique spécialisée comportant des lits de réanimation;
- bien ventilée avec une température relativement constante qui devrait rester entre 16 et 20° C et une humidité aux environ de 60 %.

L'équipement de la salle d'EDS comprend :

- l'appareil d'échocardiographie avec le système informatique de stockage des images;
- un matériel spécifique : une bicyclette ou une table ergométrique et/ou un tapis roulant;
- un appareil d'ECG à trois pistes minimum, avec, si possible, un système moyennant les tracés;

- un oscilloscope permettant la surveillance continue de l'électrocardiogramme pendant toute la durée de l'examen;
- un système de surveillance (automatique ou manuel) de la pression artérielle;
- un saturomètre digital;
- un chariot d'urgence équipé (drogues habituelles de réanimation, cathéters, matériel de ventilation artificielle, masque d'oxygène, défibrillateur en parfait état de marche...);
- une bouteille ou une arrivée d'oxygène;
- un nécessaire pour perfusion intraveineuse avec plusieurs seringues auto-pousseuses;
- des agents pharmacologiques (dobutamine, dipyridamol, atropine, bêta-bloquants, trinitine...).

L'appareil d'échocardiographie utilisé lors de l'EDS doit être performant et doté :

- de l'imagerie harmonique permettant d'améliorer la définition de l'endocarde ventriculaire et d'optimiser la performance diagnostique de l'examen;
- du système informatique de numérisation (logiciel de stress intégré à l'échographe ou installé sur une station externe/ordinateur) et de stockage sur support à haute capacité des boucles numériques acquises (clips) dans les différentes incidences échographiques aux différents temps d'examen.

Ce procédé numérique permet une analyse comparative dans le format choisi (*quad screen* de préférence) des images/clips pendant et après le stress par palier et/ou par incidence;

- des techniques échographiques optionnelles.

L'EDS couplée éventuellement aux autres techniques (échographie de contraste, Color Kinesis, Doppler tissulaire, imagerie de Strain) pourrait apporter une meilleure précision diagnostique.

## Personnel médical

La présence permanente au minimum de deux personnes : un médecin et une infirmière entraînée est nécessaire à la réalisation de l'examen d'EDS.

Le médecin a la responsabilité de l'EDS. Son rôle est de :

- surveiller le déroulement de l'examen;
- assurer l'enregistrement et le stockage des images échographiques;
- analyser les résultats.

L'infirmière spécialisée seconde le médecin dans :

- la préparation du patient (installation, mise en place d'une voie veineuse...);
- la vérification du matériel utilisé;
- l'enregistrement des différents paramètres (ECG, tension artérielle...);
- la préparation des injections intraveineuses;
- la surveillance du patient (pendant et après l'examen).

Elle deviendra l'aide indispensable si une réanimation est nécessaire.

## Formation technique

L'EDS demande une certaine période d'apprentissage adéquat de la technique d'examen. La réalisation de 100 examens, sous contrôle d'un médecin expérimenté paraît nécessaire.

Cet apprentissage comprend :

- la familiarisation avec la technique d'EDS (exercice physique ou l'administration de l'agent pharmacologique de stress);
- la maîtrise de l'interprétation des données, partie la plus importante et la plus difficile de l'examen.

## Réglementation médico-légale

Sur le plan médico-légal, deux questions se posent en ce qui concerne la réalisation de l'EDS type pharmacologique :

- si l'injection intraveineuse d'une drogue reproduisant une ischémie myocardique nécessite une autorisation administrative particulière.
- si le consentement écrit du patient est nécessaire.

En revanche, la réalisation d'échographie d'effort peut être pratiquée sans contrainte administrative.

## Préparation de l'examen

L'EDS demande une préparation adéquate du patient recruté avant la réalisation de l'examen.

Cette préparation comprend :

- la préparation psychologique du patient permettant de limiter l'anxiété de celui-ci et d'assurer sa collaboration durant l'examen;
- le recueil de certaines données concernant le patient examiné (âge, taille, poids, traitement en

cours, absence d'allergie, stabilité de l'état clinique : absence de douleur angineuse récente en particulier);

- la préparation de la salle d'examen :
  - vérification du dispositif de réanimation (défibrillateur prêt à l'utilisation, chariot d'urgence complété...);
  - mise en état de marche de l'appareil d'échographie et du système de stockage des images (disque dur de l'échographe, ordinateur, vidéocassettes, disquettes...);
  - la mise en place des électrodes de l'ECG et du brassard de pression artérielle. La surveillance continue de la pression artérielle (Dynamap) et de l'ECG sur le scope est recommandée;
  - la pose de la perfusion par voie veineuse en cas de stress pharmacologique;
  - la préparation des seringues avec l'injectat (agents pharmacologiques de stress, avlocardyl, atropine...).

Il faut souligner que le patient examiné ne doit pas être à jeun avant l'examen d'EDS et que sa vessie doit être vide. Le traitement par bêta-bloquant doit être arrêté 48 heures avant une EDS à la dobutamine. Une échocardiographie bidimensionnelle de repos testant l'échogénicité du patient et la faisabilité de l'examen doit être réalisée la veille de l'EDS de préférence.

Enfin, les contre-indications à l'EDS (superposables à celles de l'épreuve d'effort) ([encadré 4.2](#)) et les critères d'arrêt du test doivent être respectés ([encadré 4.3](#)). On y ajoute les contre-indications propres aux produits à injecter dans les tests pharmacologiques.

En respectant toutes ces précautions, les complications de l'EDS sont rares et le plus souvent spontanément réversibles.

## Réalisation de l'examen

La réalisation pratique de l'EDS comprend :

- l'épreuve de stress selon la modalité choisie : exercice physique, stress pharmacologique, pacing auriculaire;
- l'acquisition et le stockage des images échographiques;
- l'analyse et l'interprétation des données échographiques recueillies.

**Tableau 4.1. Classification des différentes modalités de l'EDS.**

Exercice physique	Méthodes pharmacologiques	Stimulation cardiaque	Autres
Table ergométrique	Dobutamine	Atriale :	Test au froid
Bicyclette : position assise, allongée	Dipyridamole	– transoesophagienne,	Test d'hyperventilation
Tapis roulant	Dopamine	– endocavitaire	Calcul mental
Effort avec les bras	Isoprotérénol	Ventriculaire :	
	Adénosine	– post-extrasystolique	
	Arbutamine		

ENCADRE 4.2

**Contre-indications classiques de l'EDS**

- ▶ Infarctus du myocarde (de moins de cinq jours)
- ▶ Angor instable
- ▶ Douleur angineuse récente (inférieure à trois jours)
- ▶ Troubles du rythme : arythmie auriculaire soutenue, arythmie ventriculaire (extrasystoles ventriculaires nombreuses et polymorphes)
- ▶ Hypertension artérielle non contrôlée
- ▶ Hypotension artérielle marquée
- ▶ Insuffisance ventriculaire gauche décompensée
- ▶ Rétrécissement aortique serré symptomatique
- ▶ Cardiomyopathie obstructive

Il faut rappeler que l'EDS reste une technique opérateur-dépendant et que sa réalisation fiable et contributive nécessite une expérience de l'examineur et une méthodologie rigoureuse.

**Échocardiographie d'effort**

L'échocardiographie d'effort réunit les performances d'un ECG d'effort et d'une technique d'imagerie ultrasonore. Le stress myocardique déclenché par l'effort physique est dû à l'augmentation de la consommation d'oxygène par le myocarde lors de l'exercice physique.

**Avantages et inconvénients l'échocardiographie d'effort**

L'avantage de l'échographie d'effort sur le stress pharmacologique est triple :

- Elle est plus physiologique.

En effet, l'exercice dynamique correspond le mieux au stress physiologique puisqu'il augmente à la fois

l'inotropisme cardiaque, la fréquence cardiaque et la pression artérielle. De plus, les tests pharmacologiques ne reproduisent pas la majoration importante du retour veineux engendré par l'effort et n'ont donc pas du tout la même influence hémodynamique.

- Elle permet d'associer une échocardiographie et un test d'effort conventionnel.

Il est donc possible de recueillir au cours du même examen des renseignements contemporains sur la contraction myocardique et la repolarisation ventriculaire.

- Elle autorise la réalisation de l'examen sous traitement aux bêta-bloquants à la différence de l'échographie sous dobutamine.

Les inconvénients de l'échographie d'effort sont :

- l'absence de l'acquisition des boucles d'images durant l'effort (en échographie post-effort) ;
- la moindre qualité des acquisitions (polypnée, fenêtres échographiques variables...);
- la fréquence cardiaque maximale théorique (FMT) moins souvent atteinte (impossibilité physique ou défaut d'entraînement).

**Logistique d'échocardiographie d'effort**

En pratique, deux types d'exercice physique sont le plus souvent utilisés lors de l'EDS :

- une bicyclette en position assise (un cycloergomètre conventionnel) ou une table d'échographie basculante équipée d'un pédalier ;
- un tapis roulant.

Deux types d'acquisition d'images sont réalisables, soit au décours d'une épreuve d'effort classique réalisée sur la bicyclette ergométrique ou sur le tapis roulant (échographie post-effort), soit pendant l'effort effectué sur la table d'échographie dédiée (échographie per-effort).

### Échographie post-effort

Dans cette modalité, l'effort étant réalisé sur bicyclette ou tapis, il faudra mettre rapidement le patient en décubitus latéral gauche pour l'analyse ultrasonore avec un risque de perte d'information au pic d'effort (échographie post-effort). En fait, une ischémie myocardique présente au pic de l'effort peut avoir disparu en début de récupération.

De même, les modifications transitoires de la contractilité pariétale qui surviendraient pour les plus faibles niveaux de charge peuvent passer inaperçues. De plus, techniquement il est difficile d'obtenir une incidence échographique correcte et interprétable avec un patient en plein effort sur un vélo ou un tapis roulant. L'acquisition des images 2D est donc réalisée après l'effort sur un patient allongé, immobile et en apnée du fait d'une hyperventilation engendrée par l'effort.

Ces limites logistiques et méthodologiques ont conduit à l'amélioration de la technique d'examen.

### Échographie per-effort

La table d'échographie d'effort dotée d'un pédalier doit être préférée à la bicyclette ou au tapis roulant qui ne permettent une acquisition des images qu'au décours immédiat de l'effort. Cette table ergométrique spécifique permet l'acquisition des images tout au long de l'exercice (échographie per-effort), sur un patient en position demi-assise et pouvant être incliné latéralement. La position verticale et latérale de la table est réglable (table basculante) afin de permettre un effort physique optimal et une acquisition des images au repos et à l'effort dans de meilleures conditions (figure 4.1).



**Figure 4.1.** Table d'échocardiographie d'effort modulaire et réglable, équipée d'un pédalier (modèle 120 premium Easy Stress).

En prenant ces précautions, l'effort réalisé sur la table échographique sera proche de celui effectué sur un cyclo-ergomètre conventionnel en termes de niveau de charge atteinte et de la fréquence cardiaque. De plus, la position semi-assise du patient favorise le remplissage ventriculaire gauche par augmentation de la précharge (approche plus physiologique).

En ce qui concerne le médecin opérateur il doit travailler en se plaçant de préférence à la gauche du patient afin de faciliter les manipulations durant l'examen et l'enregistrement des images. Un échocardiographe utilisé lors de l'EDS est installé en face du médecin.

### Déroulement de l'échographie d'effort

L'EDS à l'effort consiste à réaliser un exercice physique couplé à l'acquisition des images échographiques (figure 4.2). Quel que soit le type d'exercice physique, il est indispensable d'éliminer les contre-indications à l'EDS (encadré 4.2) et de respecter le paramétrage du protocole de stress.

L'échographie per-effort pratiquée sur la table ergométrique dédiée s'impose actuellement en pratique cardiologique comme la méthode de référence.

La réalisation de l'échographie d'effort comprend :

- l'installation du patient examiné en position demi-assise, dossier incliné à 45° permettant un pédalage efficace. Il est important de bien régler le point d'appui du pied du patient sur la pédale de la table ergométrique pour permettre une bonne transmission de la force dans le pédalier ;



**Figure 4.2.** Réalisation de l'échocardiographie d'effort sur la table spécifique.

Source : C. Chauvel ; Propos cardiologie, 2008.

- la surveillance en permanence de l'ECG (12 dérivations de préférence) sur un écran. La numérisation du signal d'ECG est nécessaire pour permettre la synchronisation avec les images échographiques acquises.

Le tracé d'ECG doit être imprimé au minimum au repos, au pic d'effort et à trois minutes de récupération. Toute modification du rythme cardiaque ou de la repolarisation donne lieu à des tracés supplémentaires;

- la prise de la pression artérielle au moyen d'un appareil automatique au repos, à chaque palier d'effort et au cours de la récupération;
- le paramétrage du protocole de stress sur l'échographe.

### Protocole d'échographie d'effort

Le protocole courant de l'échographie d'effort compte des paliers de 30 watts en moyenne toutes les deux minutes, le patient maintenant un rythme régulier de 50 à 60 tours/minute au compteur. Cependant,

comme pour un test d'effort d'ECG conventionnel, le protocole d'effort doit être adapté au patient examiné et à sa performance physique potentielle :

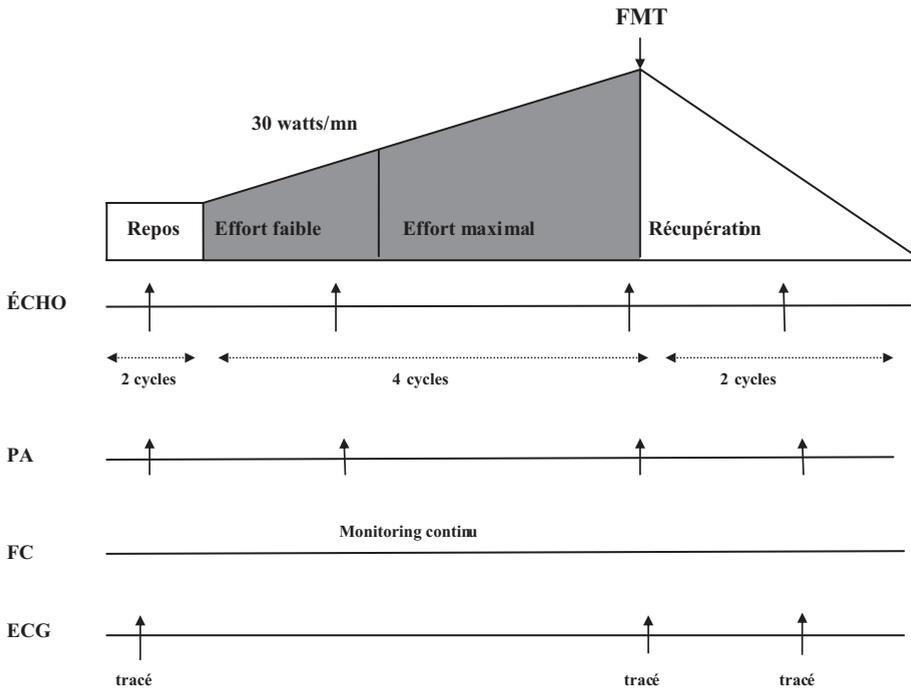
- homme actif : 40 watts/2 min, femme active : 30 watts/2 min ;
- homme peu actif : 30 watts/2 min, femme peu active : 25 watts/2 min ;
- patient âgé ou insuffisant cardiaque : 20 watts (1<sup>er</sup> palier) puis incrément de 10 watts/min.

Chez un sportif entraîné, le protocole d'effort doit être adapté en fonction du niveau et du sport pratiqué.

### Acquisition des images échocardiographiques

Classiquement, au cours d'épreuve de stress physique, quatre à cinq incidences échocardiographiques (parasternale grand et petit axe, apicale quatre et deux cavités, éventuellement apicale trois cavités) sont réalisées aux quatre paliers (Figure 4.3) :

- au repos (état basal) ;
- au début de l'effort (faible charge) ;



**Figure 4.3. Méthodologie de l'échographie d'effort.**

Acquisition des images échographiques ECHO (de deux à quatre cycles cardiaques) lors de quatre paliers classiques d'examen : état basal (repos), effort faible, effort maximal (atteinte de la fréquence maximale théorique : FMT), phase de récupération.

Surveillance des paramètres : pression artérielle (PA), fréquence cardiaque (FC), électrocardiogramme (ECG).

- au pic de l'effort (effort maximal);
- à la phase de récupération (une à trois minutes suivant l'arrêt de l'effort).

Néanmoins, il est très utile d'acquérir des incidences échographiques tout au long de l'effort et de sélectionner celles finalement retenues pour l'analyse qu'après l'examen. Habituellement, l'incidence apicale donne les meilleures images durant l'effort. Cependant, il est indispensable d'enregistrer toutes les incidences au pic d'effort. En effet, dès l'arrêt de l'effort, les anomalies de cinétique segmentaire apparues à l'effort disparaissent très rapidement (dans les deux minutes qui suivent l'effort).

Le nombre de cycles cardiaques recueillis (en boucle numérique) à chaque capture est programmable. En pratique on recueille :

- deux cycles au repos et en récupération;
- quatre cycles au long de l'effort.

Ceci permet d'obtenir pratiquement toujours au moins un cycle analysable malgré les obstacles potentiels objectifs (tachypnée, sonde momentanément déplacée, patient agité...).

Il faut veiller à obtenir une image 2D centrée sur le ventricule gauche en utilisant éventuellement un système spécifique de « cadrage » sur l'image 2D lorsque cela est possible. La taille de l'image acquise doit être suffisante pour l'analyse optimale de tous les segments ventriculaires.

Enfin, il faut programmer l'acquisition des images en mode rétrospectif capturant les coupes 2D venant de se dérouler, donc contrôlables. L'acquisition prospective capture les cycles suivant le déclenchement de la capture, donc « imprévisibles ». Cette programmation dépend de la possibilité technique ou de la configuration de l'échographe utilisé.

Il faut rappeler, qu'à chaque palier de l'échographie d'effort, seront également enregistrés un tracé d'ECG, la pression artérielle et la fréquence cardiaque.

En fonction de l'indication de l'EDS (valvulopathie, fonction cardiaque...), on pourra également programmer des recueils en mode Doppler classique ou tissulaire.

En l'absence de complications ou de critères d'arrêt (**encadré 4.3**), l'exercice physique sera arrêté à l'atteinte de la fréquence cardiaque maximale théorique (FMT) calculée à partir de l'âge du

### Critères d'arrêt de l'EDS

- ▶ Utilisation d'une dose maximale de l'agent de stress
- ▶ Fréquence cardiaque maximale théorique (FMT) atteinte
- ▶ Apparition d'une douleur angineuse ou d'autre effet indésirable majeur
- ▶ Sous-décalage du segment ST supérieur ou égal à 1 mm, 80 ms après le point J
- ▶ Hypertension artérielle : pression systolique supérieure à 220, diastolique supérieure à 140 mmHg
- ▶ Hypotension artérielle symptomatique
- ▶ Déclenchement d'un trouble du rythme auriculaire ou ventriculaire répitif
- ▶ Apparition de signes d'insuffisance ventriculaire gauche
- ▶ Induction d'une asynergie myocardique segmentaire (critère relatif)

patient (formule d'Astrand) :  $FMT = 220 - \text{âge} \pm 10$  battements par minute.

### Complications de l'échocardiographie d'effort

Les complications potentielles de l'échographie d'effort sont superposables à celles de l'ECG. Elles sont dues à l'exercice physique et comprennent :

- des troubles du rythme et/ou de la conduction;
- des variations tensionnelles (élévation excessive ou baisse de la pression artérielle);
- des signes d'inadaptation circulatoire (lipothymies, sueurs froides, confusion, syncope);
- des douleurs angineuses.

L'apparition de ces manifestations est susceptible d'entraîner l'interruption de l'exercice physique.

### Échocardiographie à la dobutamine

Le stress pharmacologique constitue une alternative à l'échographie d'effort. L'administration intraveineuse d'un agent pharmacologique pour remplacer l'effort permet de déclencher un stress myocardique. La Dobutamine est actuellement la molécule la plus utilisée en EDS pharmacologique. Elle augmente la consommation d'oxygène par le myocarde ( $O_2$ ) en exerçant une action inotrope relativement sélective ( $\beta_1$ ) et chronotrope positives.

## Avantages et inconvénients de l'EDS sous Dobutamine

Les avantages de l'écho-dobutamine sont :

- l'examen réalisable chez les patients ne pouvant effectuer un effort (problème orthopédique ou neurologique, incapacité physique : obésité, défaut d'entraînement...);
- la fréquence cardiaque maximale théorique (FMT) plus facilement accessible;
- le moindre coût de l'examen.

Les inconvénients de l'écho-dobutamine sont :

- le stress pharmacologique moins physiologique par rapport à l'effort;
- la nécessité d'arrêter le traitement bêta-bloquant 48 heures avant une EDS sous dobutamine (à la différence de l'échographie d'effort) afin d'améliorer la sensibilité de l'examen;
- les effets indésirables potentiels dus à la dobutamine.

## Déroulement de l'EDS à la dobutamine

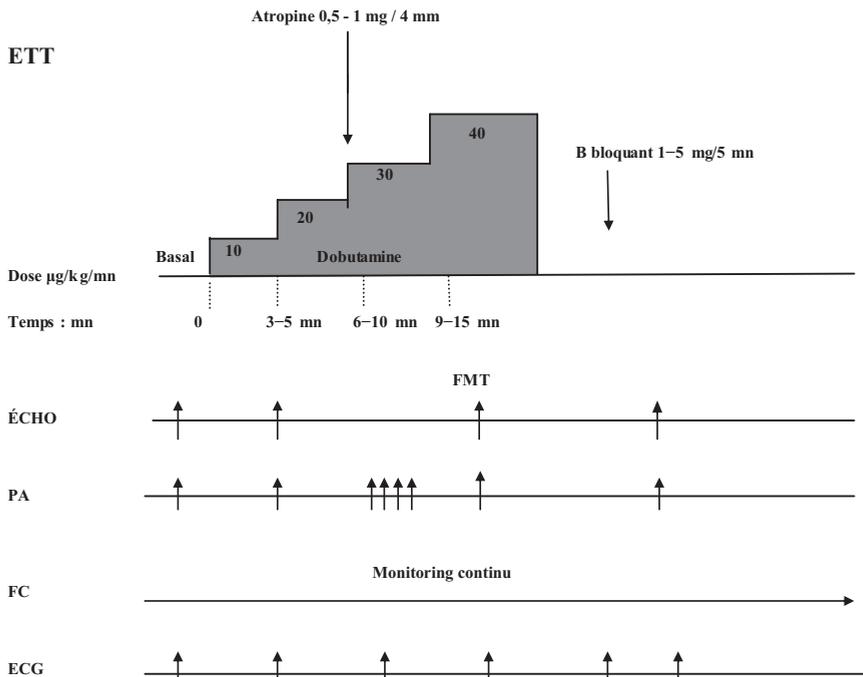
La réalisation de l'EDS sous dobutamine nécessite :

- la préparation adéquate de l'examen et du patient;
- le respect des contre-indications (Encadré 4.2) et des critères d'arrêts de l'EDS (Encadré 4.3).

## Protocole d'échographie-dobutamine

Ce protocole implique la mise en place d'une voie veineuse à l'avant-bras du patient examiné. La demi-vie courte de la dobutamine (deux à trois minutes) impose une perfusion intra-veineuse continue à l'aide d'une seringue électrique automatique, à doses progressivement croissantes.

La dose initiale de dobutamine de 10 µg/kg/min est augmentée toutes les 3–5 minutes par palier de 10 µg/kg/min, pour atteindre la dose maximale de 40 µg/kg/min (figure 4.4).



**Figure 4.4. Méthodologie de l'échographie sous dobutamine.**

Doses progressives de perfusion de dobutamine (de 10 à 40 µg/kg/min) complétée par une injection d'Atropine (de 0,5 à 1 mg/4 min) et de bêta-bloquant (de 1 à 5 mg/5 min).

Acquisition des images échographiques (ECHO) lors de quatre paliers d'examen : état basal, faible dose de dobutamine, au pic de stress (atteinte de la FMT), phase de récupération.

Surveillance des paramètres : pression artérielle (PA), fréquence cardiaque (FC), tracé de l'électrocardiogramme (ECG).

Classiquement, l'acquisition des images échographiques est effectuée lors des quatre paliers de l'examen :

- à l'état basal;
- à la faible dose de dobutamine (10–20 µg/kg/min) correspondant à une fréquence cardiaque supérieure à 10 battements par rapport à la fréquence de repos;
- au pic de stress défini par l'atteinte de la fréquence maximale théorique (FMT) ou 90 % de la FMT;
- lors de la phase de récupération (deux minutes après l'injection de bêta-bloquant).

Habituellement, après le deuxième palier la perfusion de dobutamine à faible dose (10–20 µg/kg/min) est complétée par l'injection intraveineuse d'atropine (0,5 mg au début, puis 0,25 mg jusqu'à 1 mg au maximum, en quatre minutes) afin d'éviter un effet vagal paradoxal. Le contrôle de la pression artérielle et de la fréquence cardiaque s'impose entre chaque injection d'atropine espacée d'une minute.

En pratique, la plupart des patients atteignent 100 % de la FMT à la fin de l'injection d'atropine. Un exercice isométrique à l'aide d'une balle de mousse serrée dans la main est conseillé lorsque la fréquence cible (FMT) n'est pas atteinte. En cas d'échec, un ou deux paliers supplémentaires à 30 puis à 40 µg/kg/min de dobutamine sont ajoutés.

L'injection d'un bêta-bloquant intraveineux (aténolol ou métoprolol à 1 mg par injection espacée de une minute jusqu'à 5 mg au maximum) est réalisée en fin de test de stress (à la phase de récupération). Elle autorise au patient la reprise du traitement oral bêta-bloquant habituel (dose journalière) afin d'assurer la protection à la fin du délai d'action du bêta-bloquant injecté.

Enfin, comme pour l'échographie d'effort, un tracé d'ECG, la fréquence cardiaque et la pression artérielle sont enregistrés à chaque palier du stress.

La durée totale d'une EDS sous dobutamine est de 20–25 minutes, sans compter le temps de préparation, de relecture des images et de calcul des indices.

### Acquisition des images échographiques

Les acquisitions des boucles numériques 2D comportent classiquement quatre incidences

échographiques pour chacun des paliers (longitudinale, transverse, apicale quatre et deux cavités ou vues apicales 4, deux et trois cavités et transverse selon la procédure adaptée par le laboratoire) permettant de dégager tous les segments ventriculaires.

L'acquisition continue des boucles 2D est néanmoins souhaitable au cours de l'examen pour pouvoir sélectionner *a posteriori* celles qui sont le plus « rentables » pour l'analyse. Il est donc utile de disposer d'un logiciel d'EDS performant et souple permettant un choix important de paliers pour des acquisitions successives.

### Complications de l'échographie sous dobutamine

Globalement, l'EDS est bien tolérée et l'examen doit rarement être interrompu.

Les incidents pouvant compliquer l'EDS sous dobutamine sont :

- extrasystoles auriculaires et ventriculaires;
- céphalées, vertiges, nausées;
- douleurs angineuses;
- variations tensionnelles;
- dyspnée.

L'apparition des douleurs angineuses ou de dyspnée oblige à arrêter la perfusion de dobutamine. Une crise angineuse imposera l'administration de Trinitine, par voie sublinguale. L'hypotension artérielle répond habituellement à l'injection d'atropine et à la surélévation des membres inférieurs.

L'apparition de troubles du rythme complexes (tachycardie ventriculaire, fibrillation auriculaire) est rare et implique l'arrêt immédiat de la perfusion de dobutamine. La persistance des troubles du rythme nécessite un traitement approprié.

Enfin, la fibrillation auriculaire permanente n'est pas une contre-indication à l'EDS à la dobutamine, pas plus que le sujet électro-entraîné par le stimulateur cardiaque. Ce dernier peut bénéficier d'une EDS soit par stimulation inotrope, soit par pacing auriculaire si la stimulation est bifocale ou auriculaire.

### Interprétation de l'examen

Le traitement numérique des images échographiques est un élément important dans l'évaluation

des données et dans l'interprétation des résultats d'EDS. La qualité de l'examen et son interprétation dépendront de l'aptitude de l'opérateur à effectuer des acquisitions d'images nettes et précises et donc comparables pour chaque incidence et chaque palier. La première étape consiste à sélectionner les boucles numériques optimales à tous les paliers et, en particulier, au maximum de stress (d'effort ou sous la dobutamine) pour l'analyse finale.

### Éléments d'analyse

Les éléments à considérer lors de l'EDS sont :

- la symptomatologie clinique (douleurs thoraciques);
- l'ECG (analyse du segment ST en particulier);
- la cinétique ventriculaire gauche jugée en échographie 2D.

L'analyse des images échographiques 2D acquises en EDS est fondée sur deux éléments :

- une segmentation des parois du ventricule gauche.

Le myocarde ventriculaire gauche est divisé habituellement en 17 segments selon *l'American Society of Echocardiography* et en accord avec les autres techniques (scintigraphie, scanner, IRM) afin de standardiser les protocoles (figure 4.5). On distingue un étage ventriculaire basal (six segments), médian (six segments), apical (quatre segments) auquel s'ajoute l'apex (segment n° 17);

- une échelle de score selon la qualité de contraction des segments étudiés.

La cinétique de chaque segment ventriculaire gauche est évaluée en fonction de l'épaississement myocardique lors de la systole (critère principal) et non selon le déplacement de l'endocarde (excursion endocardique).

L'épaississement pariétal systolique est un phénomène actif. Il doit être privilégié dans l'analyse de la cinétique segmentaire au déplacement pariétal régional, qui lui peut être passif, entraîné par les segments adjacents.

À partir de ces éléments, une échelle de score de cinétique pariétale de 1 à 4 est proposée (score numérique, figure 4.6) :

1. Normokinésie : contraction normale (épaississement systolique normal).
2. Hypokinésie : contraction insuffisante (diminution de l'épaississement systolique).

3. Akinésie : absence de contraction (absence d'épaississement systolique).

4. Dyskinésie : cinétique paradoxale (expansion paradoxale systolique associée à une absence d'épaississement, voire à un amincissement systolique).

### Modes d'analyse

L'EDS permet une analyse de la cinétique segmentaire et globale du ventricule gauche. Elle exige une grande expérience de l'examinateur afin de limiter au maximum la subjectivité de l'interprétation. La qualité de l'imagerie 2D constitue l'un des principaux déterminants de la variabilité d'interprétation. Ainsi l'application d'une double lecture est recommandée en cas d'interprétation échographique difficile et en période d'apprentissage.

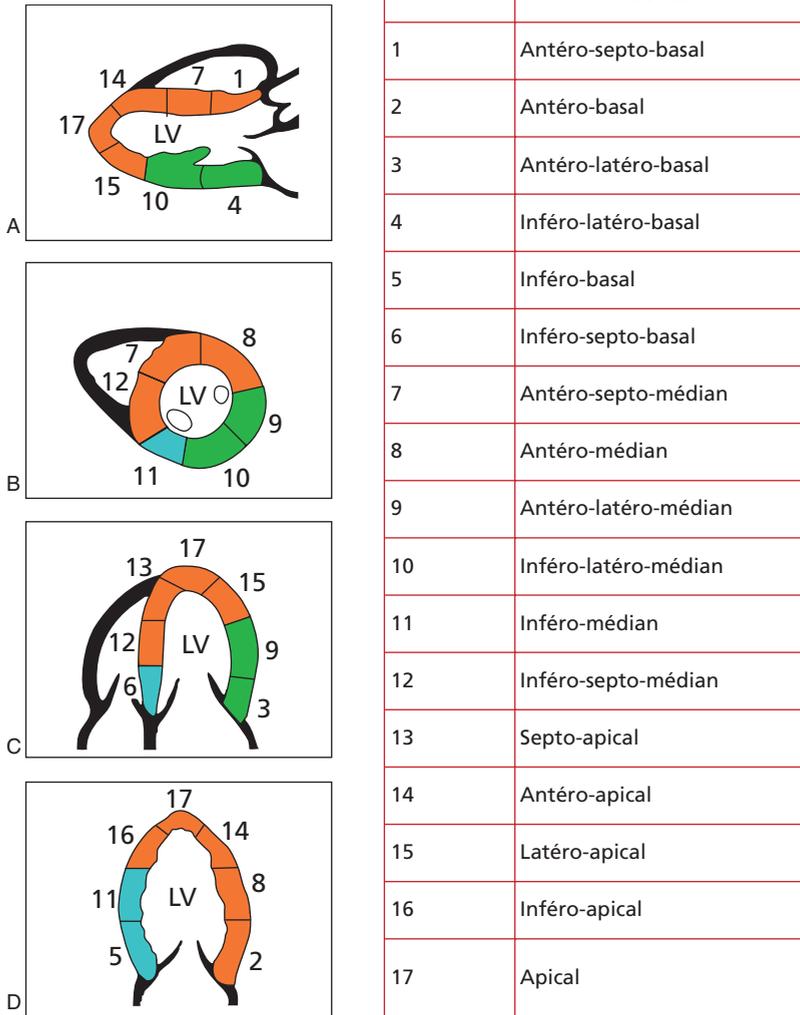
### Cinétique segmentaire du VG

L'analyse de la cinétique segmentaire du ventricule gauche est réalisée en comparant l'épaississement systolique de chacun des 17 segments ventriculaires aux différents stades d'examen de stress réalisé à l'effort ou sous dobutamine : repos, faible charge/dose, pic de stress, phase de récupération. Cette comparaison est facilitée par la visualisation simultanée des boucles d'images correspondant aux différents paliers de stimulation sous forme de quatre cadrans (*quad screen*). Cette présentation des images côte à côte sur l'écran permet de comparer plus précisément la cinétique des différents segments ventriculaires gauches dans la même incidence à l'état basal et sous stimulation (figure 4.7 A).

Trois modes d'analyse peuvent être appliquées lors de l'EDS : qualitatif, semi-quantitatif et quantitatif.

### Analyse qualitative

Dans ce mode qualitatif, la cinétique segmentaire est jugée de manière purement visuelle, comparative et subjective. Cette analyse visuelle peut être affinée à l'aide du Doppler tissulaire 2D couleur nécessitant néanmoins une étude attentive des images de qualité. La représentation graphique de 17 segments du VG en *bull eye*, avec les segments basaux les plus extérieurs, les segments médio-ventriculaires au milieu et le segment apical au centre facilite l'analyse de l'examen d'EDS (figure 4.7 B).



**Figure 4.5.** Segmentation (17 segments) des parois du VG selon quatre coupes échographiques 2D.

a. Parasternale, longitudinale. b. Parasternale transverse. c. Apicale quatre cavités. d. Apicale deux cavités.

Correspondance avec le réseau coronaire : artère interventriculaire antérieure (IVA) ■■■, artère circonflexe CX ■■■, artère coronaire droite ■■■.

Ambiguïtés dans la distribution coronaire : segment n° 15 IVA/CX ; segment n° 16 IVA/CD.

### Analyse semi-quantitative

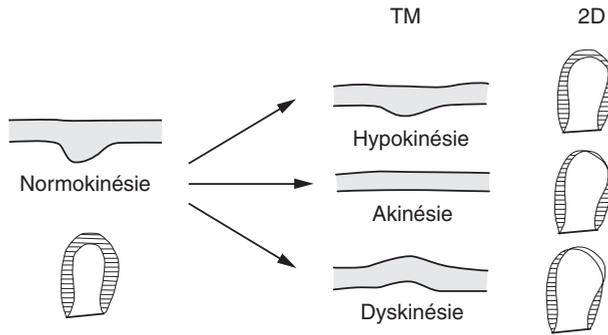
Cette analyse repose sur l'évaluation du score de cinétique segmentaire en attribuant à chaque segment ventriculaire gauche visualisé, un score de 1 à 4 en fonction de la cinétique observée. Les scores de tous les segments sont ensuite additionnés et divisés par le nombre de segments analysés donnant l'accès à un index de score de cinétique pariétale globale (WMSI) par un ou plusieurs paliers. Le score du ventricule gauche normal est de 1. Il est d'autant plus élevé que les troubles de

cinétique pariétale sont importants (franchement pathologique au-dessus de 2).

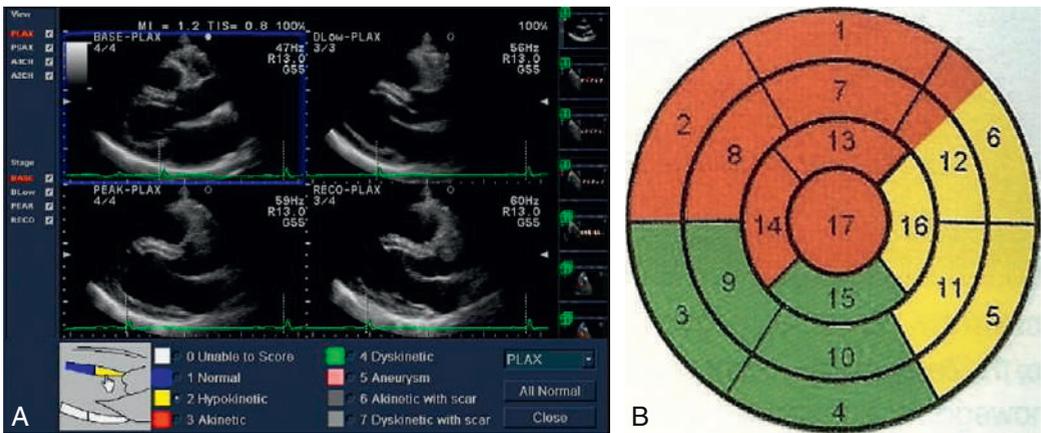
L'index de score ventriculaire peut être calculé automatiquement par un logiciel intégré à l'échographe. Néanmoins, cette analyse de score reste subjective et son caractère opérateur dépendant nécessite un certain niveau d'expertise.

### Analyse quantitative

Différentes techniques informatiques d'évaluation quantitative de la cinétique segmentaire du



**Figure 4.6.** Aspect schématique d'une cinétique normale (normokinésie) et des anomalies contractiles (hypokinésie, akinésie, dyskinésie) en modes TM et 2D.



**Figure 4.7.** Échocardiographie de stress.

- a. Quatre coupes parasternales correspondant aux quatre étapes d'EDS présentées en *quad screen*.
- b. Représentation graphique des 17 segments du VG en *bull eye*. Distribution coronaire territoire correspondante.

VG sont proposées pour améliorer les performances diagnostiques de l'EDS.

Grâce à la technologie numérique et aux algorithmes mathématiques, il est possible d'affiner l'analyse de la cinétique segmentaire et globale du ventricule gauche.

### Cinétique globale du VG

L'adoption des techniques de quantification « informatisée » donne l'accès aux calculs automatiques de certains paramètres de la fonction myocardique du ventricule gauche tels que :

- les volumes ventriculaires gauches (télédiastolique et télésystolique) ;
- le volume d'éjection systolique ;
- la fraction d'éjection ;
- le débit cardiaque.

### Résultats d'analyse

L'analyse comparative de la cinétique pariétale entre le repos et le « stress myocardique » permet de distinguer la réponse normale et les anomalies de cinétique myocardique.

#### Aspect normal

La réponse normale de la paroi ventriculaire au stress myocardique est une accentuation progressive de l'épaississement systolique de la paroi myocardique par rapport à l'état basal (hyperkinésie pariétale).

#### Aspect pathologique

L'objectif principal de l'EDS est de rechercher l'apparition ou l'aggravation d'une anomalie de la cinétique segmentaire (asynergie) au cours du stress.

En pratique, l'examen EDS est considéré comme positif en cas :

- d'apparition d'une asynergie de contraction sur un ou deux segments contigus;
- d'aggravation d'au moins un grade de la cinétique segmentaire évaluée selon le score qui varie en 1 (normal) à 4 (dyskinésie) en passant par 2 (hypokinésie) et 3 (akinésie).

La concordance entre les incidences échographiques qui coupent les mêmes segments est essentielle lorsque l'analyse est difficile.

Enfin, il est important de garder en mémoire la correspondance entre parois myocardiques et territoires coronaires pour une analyse topographique des lésions.

### Compte rendu de l'examen

Le compte rendu de l'examen d'EDS doit intégrer :

- les données du patient examiné;
- l'indication clinique de l'examen;
- le type de stress appliqué et de protocole utilisé;
- la survenue ou non d'une gêne clinique, d'une modification d'ECG, de la tension artérielle ou d'autre effet indésirable lors de l'EDS;
- la cause d'arrêt éventuel de l'examen (intolérance de stress, complications, etc.);
- le résultat concluant de l'EDS : positivité ou négativité du test avec description de la cinétique segmentaire aux différents paliers, calculs réalisés (score myocardique, volumes, fraction d'éjection...).

Enfin, une prise en charge thérapeutique peut être suggérée en fonction du résultat obtenu lors de l'EDS.

### Intérêt clinique de l'EDS

Les applications cliniques de l'EDS sont nombreuses. Elles peuvent être classées en trois groupes :

1. Applications dues aux insuffisances de l'ECG d'effort. Il s'agit du test ergométrique :
  - irréalisable techniquement (incapacité physique);
  - non interprétable (trouble de conduction et de repolarisation sur l'ECG de repos, hypertrophie ventriculaire gauche...);
  - litigieux (ne permettant pas de conclure);
  - faux positif (sujets de sexe féminin, cause iatrogène : digitaliques, anti-arythmiques ou métabolique).

### 2. Applications validées de l'EDS :

- détection et évaluation de l'ischémie myocardique au sens large du terme;
  - étude de la viabilité myocardique, dans un territoire récemment nécrosé (sidération) ou chroniquement hypoperfusé (hibernation);
  - bilan d'une revascularisation myocardique (avant et après);
  - évaluation pronostique de la maladie coronaire;
  - stratification du risque cardiovasculaire en préopératoire;
  - étude de certaines formes de valvulopathies sténosantes et fuyantes;
  - détection de l'obstruction dynamique de la cardiomyopathie hypertrophique;
  - recherche de la réserve contractile des cardiomyopathies congénitales;
  - étude de la dysfonction diastolique du ventricule gauche;
  - sélections des candidats à la resynchronisation cardiaque.
3. Applications potentielles de l'EDS :
    - détection de l'ischémie ventriculaire droite;
    - dépistage de l'atteinte coronaire du greffon cardiaque et chez les candidats à la transplantation rénale;
    - détection de la toxicité de la chimiothérapie;
    - maladie de Kawasaki;
    - étude de la physiopathologie coronaire.

Les applications cliniques de l'échocardiographie d'effort sont en général superposables à celles de l'échocardiographie à la dobutamine.

Néanmoins, l'échographie d'effort peut avoir d'autres indications que la recherche d'ischémie myocardique, principalement dans les valvulopathies, mais également pour la recherche de viabilité myocardique en post-infarctus (effort à faible charge) et pour le « démasquage » d'élévation des pressions de remplissage dans la dysfonction diastolique du ventricule gauche.

### Détection et évaluation de l'ischémie myocardique

L'effort physique et le stress pharmacologique sont à l'origine d'une ischémie myocardique par des

mécanismes différents. De même, le comportement du ventricule gauche au cours de l'effort est différent de celui sous dobutamine avec un volume ventriculaire plus important et un épaississement pariétal moindre.

Ainsi, la détection de l'ischémie myocardique est plus aisée en échographie d'effort qu'en échographie sous dobutamine avec une extension plus marquée des anomalies pour une fréquence cardiaque moindre.

L'interprétation des images en échographie d'effort est également plus facile par rapport à la dobutamine du fait :

- d'un meilleur remplissage de la cavité ventriculaire gauche lors de l'effort;
- d'une résolution rapide de l'ischémie après l'arrêt d'effort.

En effet, l'épaississement myocardique se normalise habituellement en moins de deux minutes après l'arrêt d'effort. De ce fait, l'analyse des images de récupération marquée par le VG souvent hyperkinétique fournit un point de comparaison supplémentaire par rapport au pic d'effort. Ceci peut faciliter la détection visuelle et instantanée d'anomalies de contraction sur les images de pic. À l'opposé, sous dobutamine la sidération myocardique liée à l'ischémie provoquée peut persister longtemps en récupération. Il est également important de tenir compte du niveau de la pression artérielle atteint au pic du test pour interpréter la cinétique ventriculaire gauche. En effet, pour la pression artérielle très élevée, l'épaississement pariétal peut être réduit au pic, gênant ainsi l'analyse cinétique.

En résumé, l'échocardiographie d'effort doit être préférée à l'échographie sous dobutamine pour la détection de l'ischémie myocardique lorsqu'un patient peut réaliser un effort physique, car elle est plus physiologique, permet de mieux définir le seuil ischémique et est plus sûre (moins de complications par rapport à la dobutamine).

## Critères de positivité de l'ischémie myocardique

La comparaison de la cinétique pariétale entre le repos et le stress myocardique permet de distinguer la réponse normale et les anomalies de

contraction, évocatrices d'ischémie myocardique (figure 4.8).

L'EDS est jugée positive en termes d'ischémie si un ou plusieurs segments détériorent leur épaississement systolique par rapport au repos, ou en l'absence d'hypercontractilité pour une bonne performance physique qui représente la réponse normale à l'effort (EDS d'effort).

En pratique, les réponses spécifiques d'une ischémie myocardique lors de l'EDS sont :

- l'apparition d'une asynergie segmentaire au stress sur une paroi se contractant normalement au repos, surtout si elle est franche de type akinésie ou dyskinésie;
- la réponse biphasique, définie par l'amélioration transitoire de l'épaississement (faible effort ou faible dose de dobutamine) avec dégradation secondaire au pic de stress (effort maximal ou forte dose de dobutamine).

La mise en évidence d'un retard de contraction segmentaire (tardokinésie) est également en faveur d'une ischémie myocardique.

Plus difficile est l'interprétation de l'aggravation au stress d'une asynergie déjà présente à l'état basal car cela peut être dû :

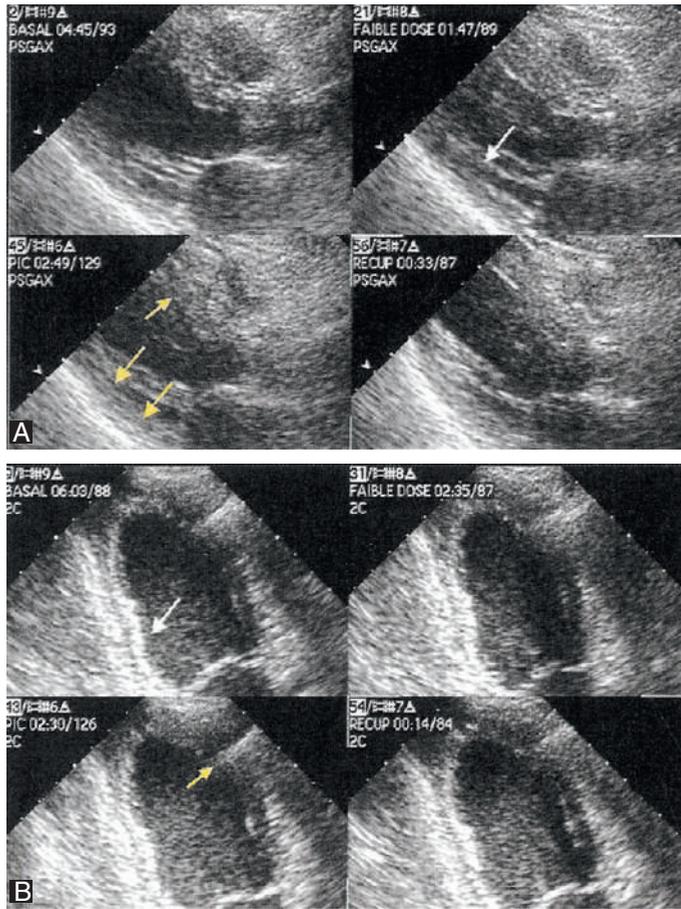
- à l'aggravation de l'ischémie dans la zone considérée;
- à la cicatrice d'un infarctus du myocarde ancien.

En effet, une zone hypokinétique au repos qui devient akinétique ou dyskinétique à l'effort est le plus souvent interprétée comme une preuve d'ischémie, alors qu'une paroi akinétique qui devient dyskinétique correspond plutôt à une zone nécrosée.

En revanche, l'amélioration au stress de la contractilité d'un segment qui semblait anormal au repos est d'interprétation délicate :

- soit l'hypokinésie de repos est modérée et le segment n'est pas aminci; on peut alors le considérer comme normal;
- soit l'amélioration n'est qu'apparente et ne résulte que de l'attraction du segment par des zones saines contiguës; on peut considérer ce segment comme anormal.

De même, la détérioration au stress d'un segment adjacent à une zone infarctée est difficile à interpréter :



**Figure 4.8.** Échocardiographie de stress sous dobutamine.

Présentation des coupes 2D en *quad screen*.

**a.** Incidence parasternale longitudinale :

À l'état basal : dysfonction systolique importante.

À faible dose : viabilité postérieure (flèche blanche).

Au pic de stress : une nette ischémie postérieure et également septale (flèches jaunes).

**b.** Incidence apicale de deux cavités : une séquelle inférieure (aspect fin et échogène) stable au cours du test (flèche blanche); une ischémie antéro-apicale au pic (flèche jaune).

Source : C. Chauvel, *Cardiologie Pratique*, n° 501, 1999.

- soit il s'agit d'une ischémie péri-infarctus;
- soit l'excursion de l'endocarde normal est entravée, car fixée à un endocarde immobile.

Une analyse minutieuse de l'épaississement du myocarde constitue la clef du problème. L'imagerie de Strain/Strain Rate peut être utile dans ces cas particuliers.

En ce qui concerne la quantification des anomalies segmentaires de contraction, celle-ci doit prendre en compte la sévérité de l'atteinte myocardique, le seuil ischémique et l'étendue des segments intéressés.

Enfin, une augmentation du volume télésystolique (VTS) ou une diminution de la fraction d'éjection (FE) du ventricule gauche lors de l'EDS d'effort sont les témoins d'une réponse ischémique. Normalement, on observe à l'effort une diminution du VTS et une augmentation de la FE du VG. De plus, d'autres éléments (profil de remplissage du VG lors du stress, les pressions artérielles pulmonaires, aggravation d'une éventuelle fuite mitrale) peuvent s'intégrer dans le diagnostic de la cardiopathie ischémique.

### Causes d'erreur

Les causes d'erreur potentielle du diagnostic de l'ischémie myocardique sont dues :

- à l'analyse du segment ventriculaire gauche inféro-basal gênée par le pilier postéro-médian (surtout hypertrophié) et l'incidence tangentielle en coupe apicale;
- à la mauvaise résolution latérale pouvant gêner l'analyse de la paroi latérale;
- à l'analyse de l'apex qui a physiologiquement un épaissement moindre;
- à une zone bordant une large plaque akinétique pouvant faussement sembler asynergique (faux positif) et inversement une zone akinétique très localisée entraînée par le myocarde sain adjacent pouvant sembler normokinétique (faux négatif).

### Diagnostic différentiel

Ce diagnostic concerne surtout :

- l'asynergie localisée sans ischémie (myocardite, myocardiopathies segmentaires d'origines diverses, syndrome de ballonnisation apicale dit Tako-Tsubo);
- l'asynchronisme de contraction septale sans altération de l'épaissement pariétal (bloc de branche gauche, électro-stimulation, syndrome de préexcitation, surcharge ventriculaire droite).

Cependant, chez les patients porteurs de pacemaker, la stimulation par le biais du programmeur peut permettre d'atteindre la FMT et d'optimiser l'interprétation de l'examen.

### Diagnostic topographique de l'ischémie myocardique

En général, il existe une bonne concordance concernant la topographie de l'atteinte segmentaire entre les données de l'ECG et celles de l'échocardiographie. Ainsi, on peut schématiser la distribution coronaire en fonction des parois ventriculaires gauches vascularisées (fig. 4.5). En effet, l'analyse segmentaire du VG à l'EDS permet d'obtenir les renseignements d'ordre diagnostique sur la topographie de l'atteinte coronaire du patient.

Ces renseignements doivent être cependant interprétés prudemment car :

- la distribution coronaire est variable d'un patient à l'autre (dominance gauche, droite ou équilibrée);
- une ambiguïté de distribution coronaire existe pour le segment apical de la paroi inférieure et latérale pouvant conduire à des erreurs de diagnostic topographique de la lésion coronaire.

Enfin, il faut souligner que l'EDS a la capacité de détecter une sténose coronaire supérieure à 50 %, seuil retenu dans la plupart des études. Elle est performante pour la détection des atteintes tritronculaires et du tronc commun, les lésions ayant une implication pronostique péjorative. En revanche, la performance diagnostique de l'EDS est limitée pour la détection des sténoses monotronculaires de la coronaire droite, de la circonflexe et de l'IVA distale, ayant une moindre implication clinique.

### Facteurs de sévérité de l'ischémie myocardique

La sévérité de l'ischémie myocardique doit être évaluée lors de l'EDS sur l'ensemble des paramètres analysés : grade et délai d'apparition d'asynergie, étendue des anomalies, score numérique, données quantitatives.

En pratique, on retient comme facteurs de gravité de l'ischémie myocardique :

- un test précocement positif;
- un score de contractilité élevé;
- une positivité du test dans un territoire autre que celui infarcté (positivité hétérozonale);
- une baisse des indices de la fonction systolique du ventricule gauche (fraction d'éjection, débit cardiaque, etc.).

L'intérêt du score numérique peut être cependant discuté pour un patient donné, car cette valeur individuelle est une moyenne parfois trompeuse. Un segment akinétique peut être compensé par l'hyperkinésie de la paroi opposée, la valeur résultante n'étant pas différente de celle d'une contraction normale.

Cependant, entre des mains expérimentées, cette méthode se révèle fiable et reproductible, très utile dans l'évaluation de l'ischémie myocardique.

## Implications cliniques

L'échographie de stress offre également des possibilités d'évaluation thérapeutique de l'ischémie myocardique. En effet, la prise en charge du patient dépend surtout de l'étendue de l'ischémie diagnostiquée à l'EDS.

Ainsi, en cas :

- d'une ischémie myocardique limitée (un à deux segments ventriculaires), le traitement médical peut être licite en fonction du contexte clinique ;
- d'une ischémie étendue ( $\geq$  quatre segments) et/ou précoce ( $< 90$  watts ou 75 % de la FMT sous dobutamine) correspondant habituellement à des lésions coronaires significatives, la pratique d'une coronarographie est justifiée.
- d'une anomalie échographique de contraction segmentaire associée lors de l'EDS à une anomalie d'ECG (sus ou sous-décalage de ST  $> 2-3$  mm), ou à une chute tensionnelle ( $> 20$  mmHg pour la pression artérielle systolique) ou à une douleur angineuse typique, l'hospitalisation en vue d'une coronarographie s'impose en général.

## Étude de la viabilité myocardique

L'existence d'une dysfonction myocardique segmentaire (hypokinésie ou akinésie) sur l'échographie de repos ne permet pas de préjuger du caractère définitif ou non de cette asynergie. Certaines d'entre elles peuvent récupérer ultérieurement une fonction normale et traduisent donc la présence de myocarde viable avec la « réserve contractile ».

## Formes de viabilité myocardique

Sur le plan physiopathologique, on oppose schématiquement deux formes de viabilité myocardique : sidération et hibernation (figure 4.9).

### La sidération myocardique

Elle désigne l'altération plus ou moins prolongée mais spontanément réversible de la contractilité que présente le myocarde lorsqu'il a récupéré une perfusion normale après un épisode ischémique aigu. C'est le modèle que réalise l'infarctus du myocarde reperfusé précocement.

### L'hibernation myocardique

Elle traduit un territoire myocardique continuellement hypoperfusé dont la dysfonction mécanique persistante n'est susceptible de récupérer que si on effectue une intervention de revascularisation. C'est le modèle que réalise la dysfonction ventriculaire gauche chronique, à distance de l'infarctus aigu.

Ces deux formes de viabilité myocardique sont fréquemment décelées au décours d'épisodes transitoires ou prolongés d'ischémie myocardique. En pratique clinique, il est important de reconnaître ces états de dysfonction myocardique réversible car leur mise en évidence peut aider à poser une indication de revascularisation.

## Détection de la viabilité myocardique

Le défaut d'épaississement pariétal intervient dès que l'ischémie concerne plus de 20 % de l'épaisseur

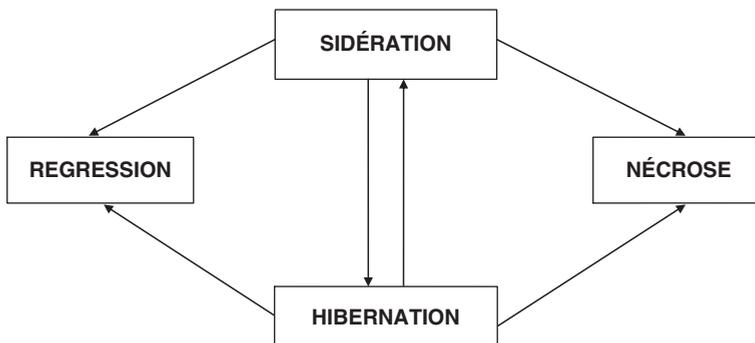


Figure 4.9. Relations physiopathologiques entre les différents états myocardiques altérés.

myocardique et ne permet pas de conclure à l'absence de viabilité sur l'examen de repos. La viabilité myocardique peut être affirmée en échographie de stress sous dobutamine.

En fait, il existe plusieurs types de réponse myocardique à la dobutamine dans le territoire de l'infarctus (figure 4.10) :

- absence de modification de la cinétique et de l'épaississement pariétal (présence d'une cicatrice post-infarctus irréversible);
- amélioration progressive et soutenue de la contractilité aux faibles et fortes doses de dobutamine (état de sidération);
- réponse biphasique ou « bimodale » : amélioration aux faibles doses, dégradation dans le même territoire aux plus fortes doses (état d'hibernation);
- aggravation immédiate de la contraction, dès les faibles doses de dobutamine (réponse ischémique).

L'EDS sous dobutamine permet donc la détection de deux phénomènes distincts après infarctus du myocarde par une amélioration soutenue de la cinétique en zone infarctée (sidération) ou plus encore par une réponse biphasique (hibernation). L'administration de la dobutamine à faible dose (15 µg/kg/mn en moyenne) permet de « réveiller » le myocarde sidéré en démontrant la réversibilité de la dysfonction post-ischémique. Les zones sans aucune réserve contractile correspondent logiquement aux segments définitivement nécrosés.

En pratique, après acquisition des images à l'état basal dans les quatre incidences usuelles, la dobutamine est perfusée à doses progressives (5–10–15 µg/kg/min) par paliers de trois à cinq minutes. L'acquisition des images se fait habituellement par une augmentation faible de la fréquence cardiaque (10–15 battements par minute). Le critère principal de viabilité myocardique est l'amélioration de la cinétique segmentaire sous faibles doses de dobutamine d'au moins un grade dans au moins deux segments asynergiques adjacents par rapport à l'état basal. La poursuite de l'EDS sous dobutamine aux fortes doses permet de différencier l'état myocardique d'hibernation de la sidération. En effet, une réponse biphasique (amélioration de l'épaississement pariétal aux faibles doses, dégradation aux fortes doses de dobutamine) serait caractéristique du myocarde hibernant alors qu'une amélioration progressive et soutenue de la contractilité segmentaire aux faibles et fortes doses de dobutamine serait en faveur d'une sidération.

### Implications cliniques

L'EDS sous dobutamine permet de prédire avec une bonne fiabilité l'existence du myocarde viable (avec réserve contractile) dans le post-infarctus et dans la dysfonction ventriculaire gauche chronique d'origine ischémique.

La reconnaissance de cette modalité particulière de l'ischémie myocardique réversible est essentielle avant de prendre une décision de revascularisation coronaire. Cependant la zone viable doit

Réponses	Repos	Faible dose	Forte dose	Viabilité	Récupération
Inchangée				+	+
Soutenue				+++	+
Biphasique				+++	+++
Aggravation				++	++

**Figure 4.10.** Quatre types de réponse myocardique à la dobutamine dans le territoire de l'infarctus : inchangée, soutenue (état de sidération), biphasique (état d'hibernation), aggravation.

Source : A. Hagège, *Consensus cardio*, n° 53, 2009.

concerner un nombre minimum des segments myocardiques (quatre à six) pour espérer obtenir une amélioration après revascularisation.

Au repos, des informations échographiques supplémentaires sont à recueillir :

- une épaisseur pariétale diastolique > 6 mm serait prédictive de récupération de la fonction myocardique régionale;
- une épaisseur de paroi < 6 mm avec l'aspect hyperéchogène du myocarde est en faveur d'une nécrose myocardique.

### Myocarde viable après infarctus aigu

L'EDS à faibles doses de dobutamine permet d'identifier le myocarde sidéré dans les suites immédiates de l'IDM et de le distinguer du myocarde nécrotique.

L'intérêt de réaliser l'EDS dans les suites immédiates d'un infarctus reperfusé est double :

- préciser l'étendue respective du myocarde définitivement nécrosé et du myocarde akinétique mais viable.

Ces données ont un intérêt pronostique évident et peuvent servir à identifier les patients à haut risque d'évolution vers l'insuffisance cardiaque;

- orienter le choix thérapeutique en identifiant les patients susceptibles de bénéficier au mieux :
  - d'une revascularisation en présence d'une viabilité associée à une sténose résiduelle serrée;
  - d'un traitement médical en présence d'une nécrose étendue sans viabilité.

L'intérêt de l'écho-dobutamine à faibles doses a été également démontré dans le post-infarctus récent, après thrombolyse. L'amélioration de la cinétique pariétale observée sous dobutamine est en effet bien corrélée à la récupération fonctionnelle ultérieure en l'absence de sténose résiduelle de l'artère de l'infarctus. Cette appréciation précoce de la sidération myocardique permet donc une meilleure évaluation du bénéfice des techniques de reperfusion.

### Myocarde viable dans la dysfonction ventriculaire gauche chronique

La recherche d'une viabilité ou d'une ischémie par l'EDS, reprend tout son intérêt dans la dysfonction ventriculaire gauche chronique d'origine ischémique.

En effet, l'échographie sous dobutamine permet de prédire :

- la réversibilité de la dysfonction myocardique ischémique;
- la possibilité de l'amélioration de la fonction ventriculaire gauche globale après revascularisation.

La possibilité de prédire la viabilité d'une zone myocardique dont la cinétique est altérée, avant un geste de revascularisation, est importante pour porter l'indication d'un pontage ou d'une angioplastie coronaire.

La rentabilité de l'EDS a été également prouvée dans le diagnostic de la resténose après l'angioplastie coronaire et dans la recherche d'ischémie après chirurgie coronaire.

## Évaluation pronostique de la maladie coronaire

L'EDS permet l'estimation du risque d'événements cardiaques (infarctus du myocarde, insuffisance cardiaque, mort subite...) chez des patients coronariens ou ayant une forte probabilité de l'être.

Une relation significative entre une réponse anormale de l'écho-dobutamine chez de tels patients et la survenue d'événements cardiaques ultérieurs a été démontrée.

En analyse multivariée, une asynergie apparue ou aggravée sous dobutamine constitue le principal facteur prédictif d'événements cardiaques.

Dans ce contexte pronostique, l'EDS est utile :

- pour isoler un sous-groupe de patients à haut risque de complications cardiaques qui méritent une surveillance et un traitement adaptés (**encadré 4.4**);
- pour indiquer la coronarographie chez des patients présentant des douleurs thoraciques, sachant, que si le test est négatif, le pronostic est bon.

La mesure des volumes ventriculaires gauches lors de l'échographie sous dobutamine peut apporter également les renseignements d'ordre pronostique. Une réponse anormale à la dobutamine se traduisant par la diminution de moins de 20 % du volume télédiastolique et par l'augmentation du volume télésystolique du VG permet d'identifier les patients à haut risque cardiaque.

### Indicateurs d'EDS de haut risque cardiovasculaire

- ▶ Atteinte segmentaire étendue au repos ( $\geq 4$  segments)
- ▶ Atteinte segmentaire de repos avec ischémie résiduelle
- ▶ Atteinte multitrunculaire
- ▶ Seuil ischémique bas
- ▶ Fraction d'éjection (FE) du VG  $< 40\%$  au repos
- ▶ Réponse ischémique étendue au stress ( $\geq 4$  segments)
- ▶ Réponse ischémique au stress avec diminution de la FE ou augmentation du VTS du VG

En résumé, l'EDS apporte des informations non seulement sur l'étendue et la topographie des lésions en cas de maladie coronaire, mais également des éléments d'appréciation du pronostic en complément des données cliniques, biologiques, électrocardiographiques et isotopiques.

### Stratification du risque cardiovasculaire en préopératoire

L'EDS permet une évaluation du risque d'événements cardiaques (infarctus du myocarde, insuffisance cardiaque, mort subite...) chez les patients devant subir une intervention chirurgicale lourde extracardiaque (chirurgie vasculaire et abdominale en particulier), souvent incapables de réaliser un test d'effort.

Plusieurs études ont confirmé l'intérêt de l'écho-dobutamine dans cette indication. Le point fort de cette technique est surtout sa haute valeur prédictive négative (95–100 %), c'est à dire qu'un test négatif est un excellent prédicteur du faible risque d'événements cardiaques lors de la période périopératoire. En revanche, un résultat positif n'est que faiblement indicateur d'événement cardiaque (valeur prédictive positive : 30–40 %).

Une analyse multivariée a confirmé la supériorité de l'écho-dobutamine sur l'épreuve d'effort dans la prévision des événements cardiaques, en particulier chez les patients sans antécédent d'infarctus du myocarde.

En résumé, l'EDS permet d'isoler un sous-groupe de patients à haut risque de complications cardiovasculaires. Ces patients méritent un traitement adapté avant la chirurgie et une surveillance particulière tant dans la période péri-opératoire qu'à distance de celle-ci.

### Étude des valvulopathies en EDS

Le diagnostic de la maladie coronaire est la principale indication « historique » de l'EDS. Cependant, sa pratique clinique expansive a permis d'élargir les applications de l'échographie de stress aux pathologies valvulaires : sténoses et fuites.

### Rétrécissement aortique serré asymptomatique

Il s'agit de patients présentant une sténose aortique serrée en écho-Doppler mais cliniquement restant non-symptomatiques. L'apparition d'une dysfonction ventriculaire gauche chez ces patients modifie défavorablement le pronostic spontané.

Le test d'effort (d'ECG ou échographique) réalisé chez ces patients, jugé positif (modification d'ECG, chute tensionnelle, majoration du gradient transthoracique systolique moyen plus de 18 mmHg à l'effort) prédit un mauvais pronostic.

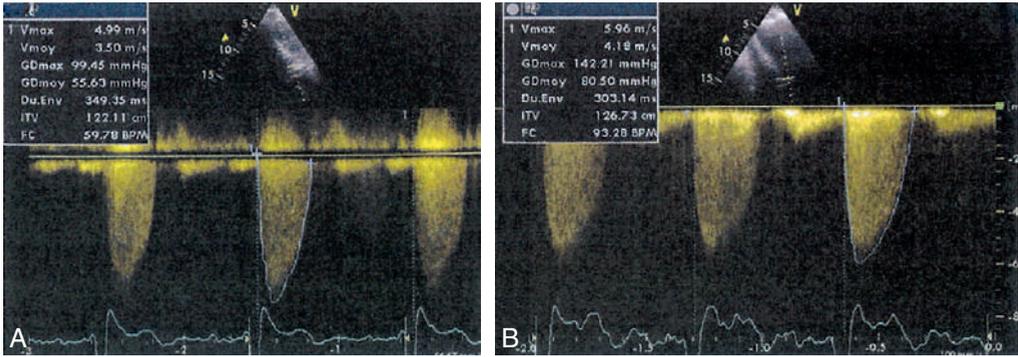
Il faut souligner que plus de 40 % des rétrécissements aortiques sont des « faux asymptomatiques ». Ces patients développent beaucoup plus rapidement des symptômes spontanés. Un recours à la chirurgie valvulaire doit être discuté chez ces patients « faux asymptomatiques ».

L'échocardiographie d'effort apporte des éléments supplémentaires chez un patient asymptomatique porteur d'une sténose aortique serrée. Elle permet de détecter :

- une élévation du gradient transténotique moyen de plus de 18 mmHg au cours d'effort qui a une valeur prédictive indépendante de la survenue d'événements cardiovasculaires au cours d'un suivi de 14 mois (figure 4.11) ;

L'association d'un gradient moyen de repos de plus de 35 mmHg et d'une augmentation du gradient per effort de plus de 20 mmHg multiplie par 10 le risque d'événements cardiovasculaires.

- l'absence d'amélioration de la fraction d'éjection (FE) du VG à l'effort qui est un facteur prédictif d'événements cardiovasculaires à 12 mois ;
- une faible montée tensionnelle ( $< 20$  mmHg) à l'effort qui est souvent associée à la présence d'une fuite mitrale et à la faible augmentation de la FE du VG à l'effort ;



**Figure 4.11.** Rétrécissement aortique serré asymptomatique exploré en échocardiographie d'effort.

On note une nette majoration du gradient transsténotique moyen à l'effort (80 mmHg) (B) par rapport au gradient de repos (55 mmHg) (A).

Source : S. Maréchaux, *op. cit.*

- une élévation marquée et précoce du rapport Em/Ea à l'effort pouvant accompagner la survenue d'une dyspnée qui témoigne d'altération de la fonction diastolique du VG à l'effort;
- une diminution du strain longitudinal à l'effort en imagerie de déformation qui signifie l'altération précoce de la fonction systolique longitudinale du VG à l'effort;
- une faible augmentation à l'effort de l'onde systolique S mitrale au Doppler tissulaire spectral (figure 4.12).

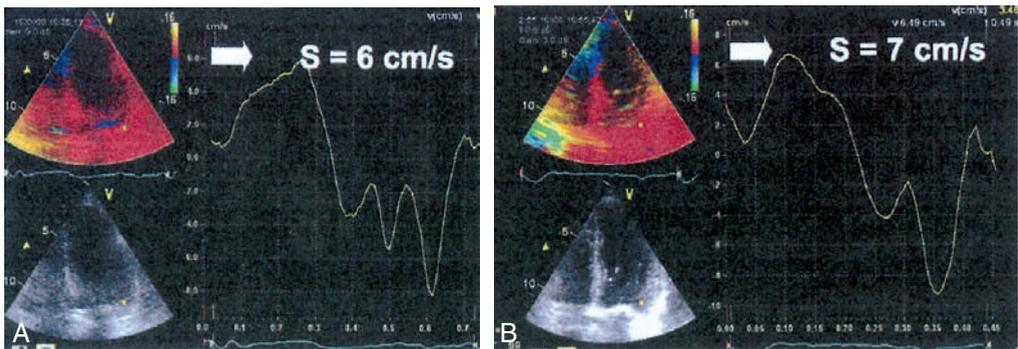
Enfin, une capacité fonctionnelle à l'effort < 90 watts est un signe défavorable chez les patients encore asymptomatiques avec une sténose aortique serrée. L'échographie d'effort permet égale-

ment de détecter une éventuelle ischémie myocardique associée au rétrécissement aortique. Le diagnostic du trouble significatif de cinétique segmentaire du VG au cours de l'effort justifie une prise en charge spécifique (chirurgie associant un remplacement valvulaire et une revascularisation coronaire à discuter).

Enfin, il faut souligner que la dysfonction ventriculaire gauche, même asymptomatique, est une contre-indication au test d'effort en cas de rétrécissement aortique.

### Rétrécissement aortique supposé serré en bas débit

En cas de rétrécissement aortique (RA) supposé serré (surface aortique < 1,0 cm<sup>2</sup> ou 0,6 cm<sup>2</sup>/m<sup>2</sup>)



**Figure 4.12.** Échocardiographie de stress couplée au Doppler tissulaire.

On note une faible augmentation de la vitesse de l'onde S annulaire mitrale au pic d'effort (7 cm/s) par rapport au repos (6 cm/s) reflétant l'absence de la réserve contractile du VG.

Source : S. Maréchaux, *op. cit.*

avec dysfonction systolique du VG (FE < 40 %) ou index cardiaque < 3,0l/min/m<sup>2</sup>) et faible gradient transvalvulaire (gradient moyen < 40 mmHg), l'échocardiographie de stress sous faibles doses de dobutamine est utile dans la décision chirurgicale. Elle aide à la stratification du risque opératoire et permet d'évaluer la réelle sévérité de l'obstacle aortique. En pratique, on débute à la dose de dobutamine de 5 µg/kg/min, puis on augmente de 2,5 µg/kg/mn toutes les deux minutes. Habituellement, le test est interrompu lorsque la fréquence cardiaque augmente de plus de 10 battements/minute.

En fait, trois types de réponse hémodynamique à la dobutamine sont possibles (tableau 4.2).

- Type I : l'augmentation parallèle du débit cardiaque et du gradient transsténotique sans modification de la surface aortique évaluée par l'équation de continuité. Cette réponse reflète un RA réellement serré avec réserve contractile inotrope myocardique (figure 4.13). Le traitement

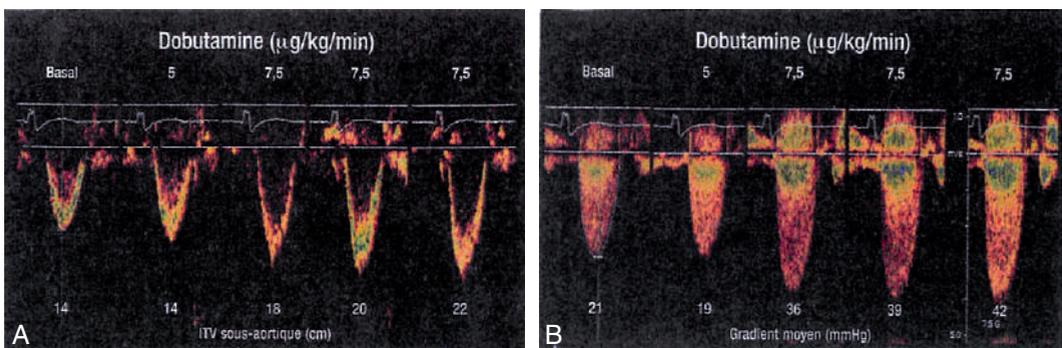
chirurgical par remplacement valvulaire est justifié dans ce cas. Le risque opératoire est acceptable avec une nette amélioration fonctionnelle après la chirurgie.

Il faut noter que la réserve contractile du VG est définie en échographie par une augmentation supérieure à 20 % de VTI sous-aortique sous dobutamine par rapport à la valeur initiale. Elle reflète l'augmentation du volume d'éjection systolique ventriculaire gauche.

- Type II : une amélioration du débit cardiaque sans augmentation significative du gradient transvalvulaire. La surface aortique fonctionnelle augmente sous l'effet de l'élévation du débit cardiaque ( $\geq 1,2 \text{ cm}^2$ ). Cette réponse permet de démasquer un RA modéré, c'est-à-dire moins serré qu'à l'état basal (RA « pseudo-serré »), associé à une myocardiopathie d'autre origine. Néanmoins, elle confirme la présence d'une réserve contractile. La surveillance sous traitement médical s'impose

**Tableau 4.2.** Trois types de réponse hémodynamique sous Dobutamine en cas de RA en bas débit.

Type	Débit	Gradient	Surface	Réserve contractile	Sténose
I	↑	↑	stable	présente	serrée
II	↑	stable	↑	présente	modérée
III	stable	stable	stable	absente	indéfinie



**Figure 4.13.** Rétrécissement aortique (RA) en bas débit exploré en échocardiographie à la dobutamine.

- Une augmentation significative (> 20%) de la VTI sous-aortique sous 7,5 µg/kg/min de dobutamine (22 cm) par rapport à l'état basal (14 cm) témoignant de la présence d'une réserve contractile.
  - Une franche augmentation du gradient transthoracique moyen sous la même dose de dobutamine (42 mmHg) par rapport à l'état basal (21 mmHg) sans modification de la surface aortique calculée (0,8 cm<sup>2</sup>).
- Il s'agit de la RA « fixe », réellement serrée avec réserve contractile (type I).

Source : J.-L. Monin, *Échocardiographie*, Daiichi-Sankyo, n° 8, 2007.

dans cette situation. Le pronostic à moyen terme est en général bon. Cependant, l'absence d'amélioration fonctionnelle sous traitement médical doit faire rediscuter l'indication chirurgicale.

- Type III : pas d'élévation du débit cardiaque et du gradient transvalvulaire. La surface aortique calculée reste fixe. Cette réponse témoigne de l'absence de réserve contractile. Dans ce cas, il est impossible de statuer sur le caractère serré de la sténose aortique. La conduite thérapeutique est mal définie et le pronostic est le plus souvent mauvais à moyen terme. Elle doit être discutée au cas par cas.

Des études prospectives sont nécessaires pour aider à sélectionner les patients qui pourront bénéficier effectivement d'un geste de remplacement valvulaire aortique par voie percutanée, procédure moins invasive par rapport au remplacement aortique chirurgical classique.

### **Rétrécissement mitral (RM) peu serré symptomatique/serré asymptomatique**

Il s'agit des patients symptomatiques avec une sténose mitrale lâche ou asymptomatique avec une sténose serrée. Cette discordance justifie la pratique de l'échocardiographie d'effort pour évaluer la signification fonctionnelle du RM. On analyse l'évolution du gradient transmitral et des pressions pulmonaires lors de l'effort.

Les critères de retentissement hémodynamique du RM en échographie d'effort sont :

- l'augmentation du gradient moyen de plus de 15 mmHg au pic de l'effort (ou doublement de la valeur de repos);
- l'augmentation de la pression artérielle pulmonaire (HTAP) systolique de plus de 60 mmHg au pic de l'effort.

Les résultats de l'échocardiographie d'effort influencent considérablement la prise en charge thérapeutique de ces patients particuliers.

### **Insuffisance mitrale (IM) organique importante asymptomatique**

Il s'agit de patients asymptomatiques avec une IM organique jugée importante. Pour ces patients, l'échographie d'effort présente un intérêt certain.

Elle permet d'évaluer la réelle tolérance hémodynamique de l'IM. Les signes cliniques (apparition de dyspnée) et échographiques de la dysfonction systolique du VG à l'effort (↓ de la fraction d'éjection et du volume d'éjection systolique, survenue d'une HTAP) témoignent de la mauvaise tolérance fonctionnelle de l'IM.

L'augmentation des pressions pulmonaires à l'effort est principalement liée à la majoration de la sévérité de l'IM. Une pression pulmonaire systolique > 60 mmHg à l'effort est un facteur prédictif indépendant de survenue des symptômes.

Si l'indication chirurgicale est indiscutable chez les patients porteurs d'une IM sévère symptomatique, celle-ci est recommandée chez les sujets asymptomatiques lorsqu'apparaissent des signes de mauvaise tolérance ventriculaire gauche (dilatation VG, fibrillation auriculaire, HTAP). La dysfonction systolique ventriculaire gauche préopératoire latente est mieux appréciée par l'absence de réserve contractile chez les porteurs d'une IM organique sévère asymptomatique.

Cette absence de réserve contractile à l'effort se manifeste en échographie par :

- une diminution de l'onde S myocardique en Doppler tissulaire au repos et au pic d'effort reflétant l'altération de la fonction systolique du VG;
- une réduction du strain longitudinal global du VG au repos et à l'effort témoignant d'une dysfonction systolique débutante ou latente ventriculaire gauche;
- une faible augmentation (< 5 %) ou une baisse de la fraction d'éjection du VG à l'effort.

Ces données échographiques obtenues pendant l'effort permettent :

- de dépister les patients faussement asymptomatiques, ayant une tolérance à l'effort réduite malgré l'absence de symptômes déclarés;
- de guider le clinicien dans le choix optimal du traitement chirurgical, chez le patient asymptomatique.

### **Insuffisance mitrale (IM) ischémique**

L'insuffisance mitrale ischémique est une fuite fonctionnelle restrictive dynamique liée aux conséquences de la maladie coronaire sur le ventricule gauche. Elle a une importante valeur pronostique dans les cardiopathies ischémiques et tout particulièrement après un infarctus du myocarde.

Le caractère dynamique de certaines insuffisances mitrales comme ischémiques peut être démontré par l'échocardiographie d'effort. Pendant l'effort, il est possible au cours du même examen, de rechercher une éventuelle modification de la contractilité segmentaire et une évolution de la sévérité de la fuite mitrale.

En effet, la fuite peut diminuer à l'effort ou, au contraire, augmenter de façon importante. La mise en évidence de ces fuites mitrales dynamiques est meilleure à l'effort que lors de l'échographie de stress sous dobutamine. En effet, le test à la dobutamine diminue la sévérité de beaucoup de fuites dynamiques par la baisse de la post-charge.

L'échographie d'effort est la méthode la plus physiologique pour dévoiler le caractère dynamique d'une IM fonctionnelle (figure 4.14).

Les valeurs seuils définissant une IM ischémique sévère sont :

- surface de l'orifice régurgitant (SOR) > 20 mm<sup>2</sup> au repos et majorée de 13 mm<sup>2</sup> à l'effort;
- volume de régurgitation (VR) > 30 ml;
- pression artérielle pulmonaire (PAP) systolique > 60 mmHg à l'effort.

La SOR calculée par la méthode de PISA est le VR sont obtenus pendant l'effort avec une excellente reproductibilité. L'augmentation de la SOR à l'effort dépend surtout de l'aggravation de la déformation

de l'appareil valvulaire mitral et du remodelage régional basal du VG. Cette augmentation de la SOR s'accompagne souvent d'une élévation de la pression systolique artérielle pulmonaire.

L'augmentation de la sévérité de l'IM est également corrélée à une faible augmentation ou à une chute du volume éjecté pendant l'effort. La chute du débit cardiaque à l'effort est inversement corrélée à l'augmentation de la dispersion ventriculaire, à l'origine de la désynchronisation ventriculaire.

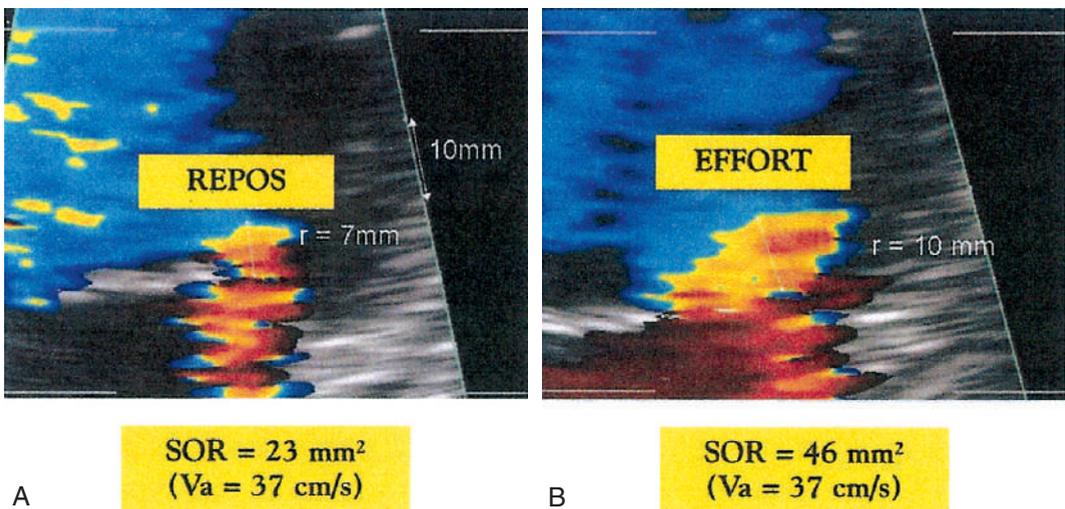
Enfin, l'augmentation de l'IM ischémique à l'effort avec élévation de SOR (> 13 mm<sup>2</sup>) serait corrélée cliniquement à la survenue de l'insuffisance cardiaque, de l'œdème pulmonaire et la baisse du taux de survie.

### Insuffisance mitrale (IM) organique par prolapsus valvulaire mitral

Comme l'IM ischémique, l'IM organique par prolapsus mitral peut aussi être dynamique dans plus de 30 % des cas.

L'échocardiographie d'effort peut être utile dans le diagnostic d'une IM due au prolapsus valvulaire. Elle permet :

- de dépister pendant l'effort une IM absente au repos;
- de mettre en évidence une augmentation ou une diminution de la fuite mitrale à l'effort. Une majo-



Source : B.Gallet, *EchoCardiographie*, Sankyo. Pharma France, n° 4, 2006.

ration à l'effort de la SOR ( $> 10 \text{ mm}^2$ ) et du volume régurgité ( $> 15 \text{ ml}$ ) est associée à une diminution de la survie sans symptôme des patients.

## Insuffisance aortique importante asymptomatique

L'insuffisance aortique chronique est classée importante en échographie Doppler, mais asymptomatique justifie la pratique de l'échocardiographie d'effort. L'apparition des signes de dysfonction systolique du ventricule gauche à l'effort (diminution de la fraction d'éjection et du volume d'éjection systolique) confirme la mauvaise tolérance hémodynamique de la fuite aortique demandant une prise en charge adéquate.

## Étude de la cardiomyopathie hypertrophique en EDS

La cardiomyopathie hypertrophique (CMH) constitue une cause potentielle de l'obstruction à l'éjection ventriculaire gauche. Cette obstruction dynamique peut être permanente (dans seulement 25 % des cas), labile (gradient de pression intra-VG variable dans le temps) ou latente. Elle peut être provocable par les tests suivants :

- manœuvre de Valsava;
- épreuves pharmacodynamiques (Trinitine, Isuprel, Nitrite d'amyle);
- échocardiographie de stress.

Ces tests de provocation permettent de démasquer l'obstruction dynamique intra-VG absente ou faible à l'état basal, c'est-à-dire au repos. Un gradient intra-ventriculaire gauche maximal supérieur à 30 mmHg témoigne d'une obstruction significative.

L'échocardiographie d'effort est particulièrement utile dans la détection de l'obstruction dynamique intra-VG qui est un facteur de risque déterminant de l'évolution de la CMH. En fait, 30 à 60 % des CMH sans gradient ou à faible gradient à l'état basal, ont un gradient intra-VG sévère à l'effort (gradient maximal  $> 50 \text{ mmHg}$ ) avec un risque accru de dilatation auriculaire gauche et de fuite mitrale, et donc de la fibrillation auriculaire.

En pratique, l'échographie d'effort sera débutée à une charge modérée (30–50 watts pendant trois minutes) avec une incrémentation moyenne de 10 watts/min, suivie des paliers de 10 à 20 watts/

min. Cependant, l'obstruction dynamique intra-VG peut survenir pendant l'effort, mais peut apparaître ou atteindre son pic en récupération précoce.

Outre l'enregistrement d'un gradient d'obstruction intra-VG, l'échographie d'effort permet :

- de suivre la tolérance hémodynamique de l'obstruction à l'effort (apparition des symptômes : douleurs angineuses, dyspnée et de modification d'ECG à l'effort);
- un monitoring à l'effort de la fraction d'éjection du VG;
- la détection ou l'aggravation d'une fuite mitrale à l'effort;
- l'évaluation des pressions pulmonaires pouvant se majorer à l'effort;
- le dépistage d'une dysfonction diastolique précoce ou d'une dysfonction systolique régionale.

Les paramètres prédictifs d'événements cardiovasculaires chez les porteurs de CMH sont :

- une faible capacité à l'effort ( $< 90 \text{ watts}$ );
- une faible élévation ( $< 20 \text{ mmHg}$ ) voire une baisse de la pression artérielle à l'effort;
- une majoration du gradient intra-VG moyen ( $> 18 \text{ mmHg}$ ) à l'effort. Ce gradient a une valeur d'autant plus péjorative qu'il est élevé ( $> 4 \text{ m/s}$ ) et que le patient est symptomatique.

Enfin, l'échographie d'effort, en complément de l'IRM, a une valeur thérapeutique permettant l'adaptation du traitement de la CMH (alcooolisation septale, myectomie, défibrillateur implantable).

## Étude de la cardiomyopathie dilatée en EDS

L'échocardiographie de stress, sous faible et forte dose de dobutamine peut être appliquée chez les patients porteurs d'une cardiomyopathie congestive. Elle a démontré son intérêt :

- à faible dose de dobutamine dans la recherche de réserve contractile.

La présence de réserve contractile prédit une réponse favorable aux bêta-bloquants et est associée à une moindre incidence de décès d'origine cardiaque et de transplantation;

- à forte dose de dobutamine dans le but pronostique. En effet, il existe un meilleur devenir chez les patients avec une bonne réponse inotrope au stress.

## Étude de la dysfonction diastolique du ventricule gauche en EDS

La dysfonction diastolique du ventricule gauche (VG) résulte d'une augmentation des pressions de remplissage du VG. L'analyse précise du remplissage ventriculaire gauche permet le diagnostic d'insuffisance cardiaque diastolique qui peut être pure avec une fraction d'éjection du VG préservée, ou associée à une dysfonction systolique du VG.

L'échocardiographie Doppler de repos permet la détection de la dysfonction diastolique du VG et l'évaluation des pressions de remplissage du VG à partir de nombreux critères bien définis.

L'utilisation des indices écho-Doppler dits « combinés » (Em/Vp, Em/Ea) est particulièrement intéressante pour l'estimation des pressions de remplissage ventriculaire. Cependant, cette estimation peut être difficile chez les patients dits « intermédiaires » avec les rapports en « zone grise » (Em/Vp entre 1,5 et 2,5, Em/Ea entre 8–15). Chez ces patients qui sont pourtant nombreux, il convient de s'aider avec d'autres paramètres : cliniques (symptomatologie), biologiques (BNP) et échographiques (cardiopathie sous-jacente, fonction ventriculaire gauche/droite, taille et fonction de l'OG, pressions artérielles pulmonaires...). Dans les cas difficiles où l'échocardiographie de repos et l'approche clinique ne permettent pas de comprendre la symptomatologie fonctionnelle d'un patient (la dyspnée en particulier), il faut savoir recourir à l'échocardiographie d'effort. Elle permet de prouver l'existence d'une dysfonction diastolique du ventricule gauche en démasquant une élévation des pressions de remplissage à l'effort, qui se manifeste surtout par une augmentation anormale du rapport Em/Ea ( $> 13$ ) à l'effort.

### Sélection des patients répondeurs à la resynchronisation cardiaque

Plusieurs études suggèrent que la fonction contractile résiduelle joue un rôle majeur dans la réponse à la resynchronisation intraventriculaire gauche et dans le remodelage « reverse » du VG. Une augmentation de plus de 25 % de la fraction d'éjection du VG sous faible dose de dobutamine serait un facteur prédictif indépendant de bon pronostic et de remodelage après resynchronisa-

tion. De plus, le degré du pic de *septal flash* (mouvement anormal septal durant la phase de contraction isovolumétrique du VG reflétant un asynchronisme induit par le bloc de branche gauche) au cours de la perfusion de dobutamine est corrélé à l'étendue du remodelage *reverse*.

Ainsi, de faibles doses de dobutamine majorent et/ou démasquent l'asynchronisme intraventriculaire gauche lié au bloc de branche gauche et permettent d'identifier les patients potentiellement répondeurs à la resynchronisation. L'échocardiographie de stress est donc une technique complémentaire qui doit s'intégrer dans une approche multiparamétrique de l'asynchronisme cardiaque.

### Détection de l'ischémie ventriculaire droite

L'EDS (sous dobutamine ou d'effort) permet de détecter des troubles de la contractilité des parois ventriculaires droites. Cependant, il faut souligner la difficulté méthodologique pour surveiller la fonction ventriculaire droite lors du stress de façon précise et reproductible. L'EDS peut être également utile dans la détection des sténoses proximales de l'artère coronaire droite.

### Dépistage de l'atteinte coronaire du greffon cardiaque en EDS

Le diagnostic de la maladie coronaire du greffon après transplantation cardiaque reste un problème difficile car toutes les méthodes d'investigation actuelles sont relativement imparfaites. L'intérêt bénéfique de l'EDS dans cette indication a été prouvé.

En effet, l'EDS sous dobutamine est hautement contributive au diagnostic de l'atteinte coronaire du greffon cardiaque. Elle est également un bon prédicteur du risque de complications cardiovasculaires ultérieures.

### Dépistage de l'atteinte coronaire chez les candidats à la transplantation rénale

Les cardiopathies ischémiques sont une cause fréquente de décès chez les patients insuffisants rénaux chroniques devant bénéficier d'une transplantation rénale. L'EDS sous dobutamine permet de détecter avec une bonne sensibilité les lésions coronaires

souvent asymptomatiques chez ces patients dialysés en attente de transplantation. De plus, le test négatif permet de prédire un faible risque de complications cardiovasculaires en péri-opératoire.

### Détection de la toxicité de la chimiothérapie en EDS

Les résultats de nombreuses études ont montré que l'épaississement pariétal du VG lors de la perfusion de faibles doses de dobutamine (5–10 µg/kg/min) était diminué chez les patients traités par des doses élevées d'anthracyclines.

L'intérêt de l'EDS dans cette indication paraît prometteur. En effet, l'EDS sera capable de déceler précocement l'altération de la fonction myocardique due à la cardiotoxicité de la chimiothérapie.

### Étude de la maladie de Kawasaki en EDS

L'EDS sous dobutamine permet la détection des lésions coronaires significatives chez les enfants atteints de la maladie de Kawasaki.

### Étude de la physiologie coronaire en EDS

L'EDS sous dobutamine permet également d'étudier indirectement la microcirculation coronaire

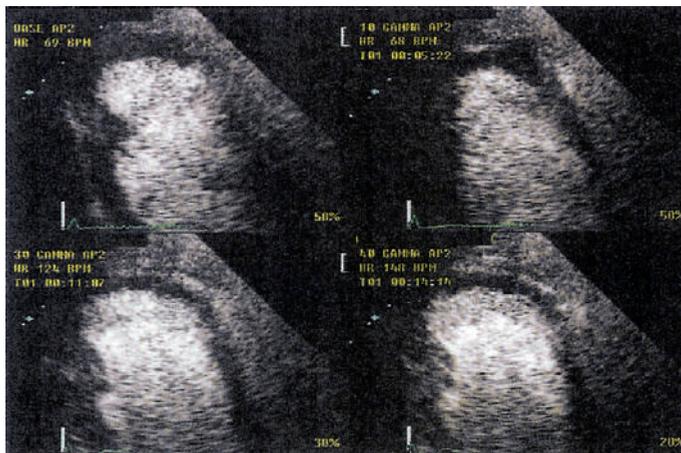
(variations du flux myocardique, réserve et les résistances coronaires). Cette application de l'EDS est très intéressante dans la compréhension de la physiopathologie coronaire.

## Perspectives dans l'EDS

L'étude de la cinétique ventriculaire en EDS nécessite une grande expérience de l'examineur et une parfaite précision dans l'interprétation objective et homogène de l'examen. Un nouvel axe dans la recherche consiste à trouver des paramètres de cinétique myocardique facilement quantifiables pour permettre une meilleure reproductibilité et une meilleure précision diagnostique en EDS. Pour atteindre ce but, de nouvelles techniques échographiques couplées à l'EDS sont actuellement proposées :

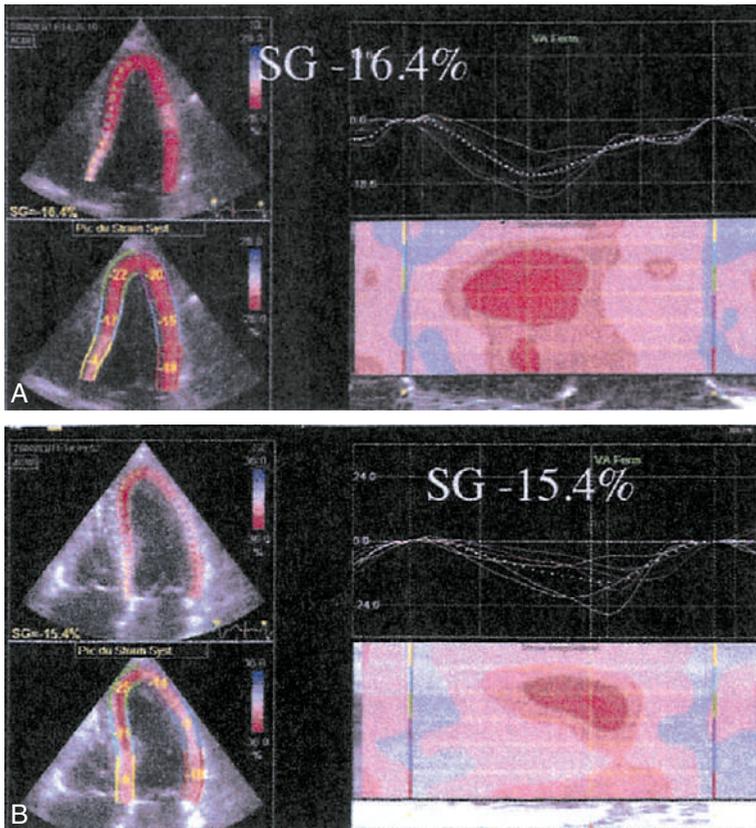
- l'échographie de contraste myocardique (ECM) permettant de mieux préciser les contours endocardiques lors de l'EDS et d'analyser en plus la perfusion myocardique (figure 4.15) ;
- l'imagerie de strain myocardique, technique en plein essor, parfaitement adaptée à l'étude du myocarde sous stress physique ou pharmacologique (figure 4.16) ;

Elle est prometteuse pour évaluer la réserve contractile ventriculaire sous dobutamine ;



**Figure 4.15.** Échocardiographie de stress à la dobutamine couplée à une injection du contraste intracavitaire permettant une analyse segmentaire plus précise du ventricule gauche, à toutes les étapes du stress, grâce à une meilleure visualisation des contours endocardiques.

Source : M. Peltier, *Cardiomax*, n° 11, 2004.



**Figure 4.16.** Échocardiographie de stress couplée à l'imagerie de Strain.

On note une diminution du strain longitudinal global (SG) à l'effort (- 15,4 %) par rapport au repos (- 16,4 %) présentant une réponse VG anormale à l'exercice.

Source : S. Marechaux, *Cardiologie Pratique*, n° 999, 2012.

- le Doppler tissulaire, technique Doppler mesurant les faibles vitesses produites au sein de la paroi ventriculaire qui reflètent la fonction myocardique (figure 4.17) ;
- le Color Kinésis, technique permettant d'étudier les déplacements de l'endocarde ventriculaire lors du cycle cardiaque aidant l'analyse de la cinétique segmentaire.

Cependant, seulement deux techniques couplées à l'EDS, l'échographie de contraste et l'imagerie de strain myocardique, fournissent l'apport complémentaire réel pour améliorer significativement les performances diagnostiques en échocardiographie de stress.

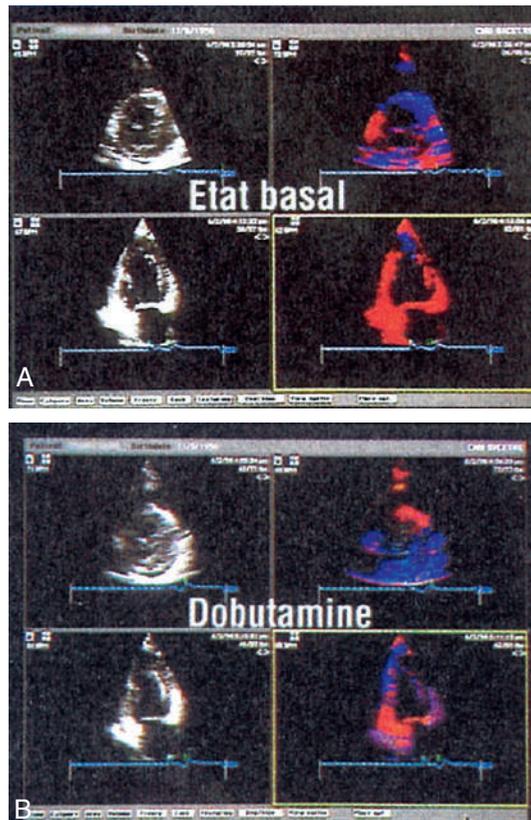
L'autre axe de recherche en EDS consiste en un développement de nouveaux agents pharmacolo-

giques de stress, plus performants et mieux tolérés.

Enfin, l'échocardiographie 3D permettant l'acquisition et la visualisation de tous les segments ventriculaires sur un même cycle cardiaque pourrait être un outil d'avenir en EDS.

## Conclusions

L'échocardiographie de stress (EDS) est devenue actuellement une exploration fonctionnelle à part entière. Les progrès technologiques et informatiques ont permis de fiabiliser l'examen et d'en faciliter la diffusion. Les deux modalités le plus couramment utilisées sont l'échographie d'effort et l'échographie à la dobutamine.



**Figure 4.17.** Étude de la cardiopathie ischémique en Doppler tissulaire couleur 2D lors de l'échocardiographie de stress

a. À l'état basal. b. Sous dobutamine.

La DTI permet d'apprécier le défaut de contraction régional indépendamment de la translation cardiaque par le mouvement pariétal en sens opposé et une éventuelle « reprise de couleur » dans un territoire viable.

Source : C. Veyrat, *Imagerie Médicale-Cœur*

L'échocardiographie d'effort est un examen physiologique qui associe les avantages de l'épreuve d'effort conventionnelle et d'une échocardiographie réalisée pendant l'effort.

L'échocardiographie de stress vise plusieurs objectifs :

- améliorer la performance diagnostique du test d'effort électrique en augmentant sa sensibilité et en précisant la topographie et la sévérité de l'ischémie myocardique;
- détecter la présence de viabilité myocardique tant dans le post-infarctus qu'en présence d'une dysfonction ventriculaire gauche chronique;
- évaluer le pronostic de la maladie coronaire en hiérarchisant les risques des patients à haut potentiel ischémique;

- apprécier le retentissement fonctionnel et hémodynamique de certaines valvulopathies et des myocardopathies susceptibles d'être corrigées.

Les progrès technologiques dans le domaine de l'ultrasonographie, la digitalisation et le traitement des images échographiques permettront sans doute encore d'affiner la technique d'échocardiographie de stress dans le futur.

## Bibliographie

- Abergel E, Chauvel C. Évaluation de l'ischémie myocardique par l'échographie de stress. *Réalités Cardologiques* 2012; 283 : 16–23.
- Afridi I, Kleiman NS, Reizner AE, et al. Dobutamine echocardiography in myocardial hibernation. *Circulation* 1995; 91 : 663–70.

- Atenhofer CH, Pellikka PA, Oh JK, et al. Comparison of ischemic response during exercise and dobutamine echocardiography in patients with left main coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27 : 1171-7.
- Chauvel C. Évaluer une sténose aortique à l'effort. *Échocardiographie* 2011; 25 : 13-5.
- Chauvel C. Échocardiographie d'effort : réalisation pratique. *Écho Cardiographie* 2009; 19 : 8-11.
- Cigarroa CG, De Filippi CR, Brickner E, et al. Dobutamine stress echocardiography identifies hibernating myocardium and predicts recovery of left ventricular function after coronary revascularization. *Circulation* 1993; 88 : 430-6.
- Cohen A, Chauvel C, Benhalima B, Blanchard B. Complication of dobutamine stress echocardiography. *Lancet* 1995; 345 : 201-2.
- Cohen A, Chauvel Ch, Benhalima B, Desert I. Échocardiographie de stress. *Estem*; 1996.
- Cohen A, Ederly S, Meuleman C, coll Échocardiographie de stress. In imagerie du cœur et des artères coronaires. Ed. Paris : Vignaux Médecine-Sciences. Flammarion; 2008. p. 11-21.
- Dagianti A, Penco M, Agati L, et al. Stress echocardiography : comparison and predicting the extent of coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 1995; 26 : 18-25.
- De Filippi CR, Willett DW, Brickner E, et al. Usefulness of Dobutamine echocardiography in distinguishing severe from nonsevere valvular aortic stenosis in patients with depressed left ventricular function and low transvalvular gradients. *Am J Cardiol* 1995; 75 : 2863-8.
- Dilsizian V, Bonow RO. Current diagnostic techniques of assessing myocardial viability in patients with hibernating and stunned myocardium. *Circulation* 1997; 87 : 1-20.
- Drinko JK, Nash PL, Lever HM, et al. Safety of stress testing in patients with hypertrophic cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 2004; 93 : 1443-4.
- Feigenbaum H. Exercise echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1988; 1 : 161-6.
- Fine NH, Pellikka PA. Stress echocardiography for the detection and assessment of coronary artery disease. *J Nucl Cardiol* 2011; 18 : 501-15.
- Fleischmann KE, Hunink MGW, Kuntz KM, et al. Exercise echocardiography or exercise SPECT imaging? *JAMA* 1998; 280 : 913-20.
- Geleijnse M, Fioretti P, Roeland JR. Methodology, feasibility, safety and accuracy of dobutamine stress echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1997; 30 : 595-606.
- Hagège A. Quels coronariens à fraction d'éjection ventriculaire gauche altérée revasculariser? *Consensus Cardio* 2009; 53 : 8-10.
- Klimczak Ch. Échocardiographie de stress. Masson; 1997.
- Lancellotti P, Hoffer EP, Prirard LA. Detection and clinical usefulness of a biphasis response during exercise echocardiography early after myocardial infraction. *J Am Coll Cardiol* 2003; 41 : 1142-7.
- Le Tourneau T. Échocardiographie d'effort et cardiomyopathie hypertrophique. *L'Écho de la Filiale* 2001; 26 : 33-5.
- Lliceto S, Galiuto L, Marangelli V, et al. Clinical use of stress echocardiography : factors affecting diagnostic accuracy. *Eur Heart J* 1994; 15 : 672-80.
- Mac Neill AJ, Floretti PM, El Said EM, et al. Dobutamine stress echocardiography before and after coronary angioplasty. *Am J Cardiol* 1992; 69 : 740-5.
- Markcovitz PA, Armstrong NF. Accuracy of dobutamine stress echocardiography in detecting coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1992; 69 : 1269-73.
- Marwick TH, Nemeck JJ, Pashkow FJ, et al. Accuracy and limitations of exercise echocardiography in a routine clinical setting. *J Am Coll Cardiol* 1992; 19 : 74-81.
- Marwick TH, Willemart B, D'hondt A, et al. Selection of the optimal nonexercise stress for the evaluation of ischemic regional myocardial dysfunction and malperfusion. *Circulation* 1992; 87 : 345-54.
- Marwick TH. Application of stress echocardiography to the evaluation of non-coronary heart disease. *Eur J Echocardiogr* 2000; 1 : 171-9.
- Mermet P. Échocardiographie de stress. Guide Lipha d'Explorations Cardiaques. Collection Sciences Médicales. Lipha Santé; 2000.
- Monin J-L. Rétrécissement aortique avec bas débit cardiaque : place de l'échographie dobutamine. *Écho Cardiographie* 2007; 8 : 11-3.
- Monin J-L. Faire le diagnostic d'ischémie en échographie de stress. *Écho Cardiographie* 2011; 26 : 12-4.
- Monin J-L. Détection de l'ischémie myocardique. *Écho Cardiographie* 2006; 4 : 9-11.
- Mozeika PK, Nadazdin A, Oakley CH. Stress Doppler echocardiography using dobutamine in coronary patients with an without ischemic induction. *Eur Heart J* 1992; 13 : 1020-7.
- Pellikka PA. Stress echocardiography in the evaluation of chest pain and accuracy in the diagnosis of coronary artery disease. *Progr Cardiovasc Dis* 1997; 39 : 523-32.
- Pellikka PA, Naguch SF, Elhendy AA, et al. American Society of Echocardiography recommendations for performance, interpretation and application of stress echocardiography. *J Am Echocardiogr* 2007; 20 : 1021-41.
- Peteiro J, Bouzas-Mosquera A. Peak treadmill exercise echocardiography. *Rev Recent Clin Ytials* 2010; 5 : 94-102.
- Picano E, Lattanzi F, Orlandini A, et al. Stress echocardiography and the human factor : the importance of being expert. *J Am Coll Cardiol* 1991; 17 : 666-9.
- Pierard LA, Delandshe Re CM, Berthe C, et al. Identification of viable myocardium by echocardiography.

- graphy during dobutamine infusion in patients with myocardial infarction after thrombolytic therapy : comparison with positron emission tomography. *J Am Coll Cardiol* 1990; 15 : 1026–31.
- Pierard LA. Echocardiographic monitoring throughout exercise. Better than the post-treadmill approach? *J Am Coll Cardiol* 2007; 50 : 1857–63.
- Pellikka PA, Naguen SF, Elhendy AA, et al. American Society of Echocardiography recommendations for performance, interpretation and application of stress echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2007; 20 : 1021–41.
- Poldermans D, Fioretti PM, Forster T, et al. Dobutamine stress echocardiography for assessment of perioperative cardiac risk in patients undergoing major vascular surgery. *Circulation* 1993; 87 : 1506–12.
- Plonska E, et al. Echokaroliografia obciqzeniowa. *Stres Echo. ALMAMEDIA*; 2004.
- Ryan T, Segar DS, Sawanda SG, et al. Detection of coronary artery disease using upright bicycle exercise echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1993; 6 : 186–92.
- Salustri A, Fioretti PM, Pozzoli MMA, et al. Dobutamine stress echocardiography : its role in the diagnosis of coronary artery disease. *Eur Heart J* 1992; 13 : 70–7.
- Sicari R, Nihoyannopoulos P, Evangeliste A, et al. Stress echocardiography expert consensus statement : European Association of Echocardiography. *Eur J Echocardiogr* 2008; 9 : 415–37.
- Sicari R, Nihoyannopoulos P, Evangeliste A, et al. European Association of Echocardiography. Stress Echocardiography Expert Consensus Statement. Executive Summary : European Association of Echocardiography (EAE) (a registre branch of the ESC). *Eur Heart J* 2009; 30 : 238–89.
- Szymanski C, Lancellotti P, Magne J, Pierard L. Évaluation à l'effort des fuites mitrales. *Consensus Cardio* 2011; 69 : 10–3.
- Williams MJ, Odabashian J, Lauer MS, et al. Prognostic value of dobutamine echocardiography in patients with left ventricular dysfunction. *J Am Coll Cardiol* 1995; 27 : 132–9.
- Yao SS, Qureshi E, Scherrid MW, et al. Practical applications in stress echocardiography : risk stratification and prognosis in patients with known or suspected coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 2003; 42 : 1084–90.
- Easy Stress : <http://www.ecogito.be/product.html>

## Introduction

Avec les appareillages ultrasonores conventionnels, les ultrasons réfléchis sont analysés dans une bande de fréquence proche de la fréquence d'émission. L'utilisation du principe de l'harmonique implique le traitement sélectif du signal réfléchi afin d'afficher seulement le signal de seconde harmonique en supprimant la fréquence de base (fondamentale).

L'imagerie de seconde harmonique permet un rehaussement du signal provenant des tissus et une amélioration nette du rapport signal sur bruit.

L'amélioration de la qualité de l'imagerie chez les patients peu échogènes est telle que dans ces situations, l'imagerie d'harmonique a supplanté l'imagerie en fréquence fondamentale.

En pratique, cette technique permet surtout une nette amélioration de la qualité de l'image du myocarde et une meilleure définition de l'endocarde.

## Méthodologie

### Bases physiques

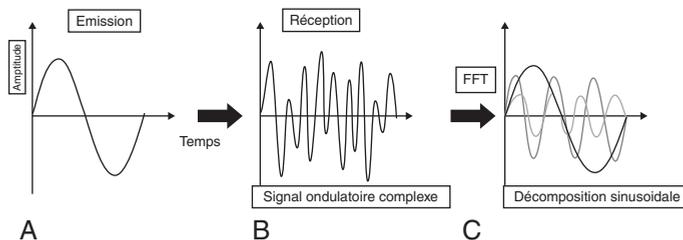
En échocardiographie, la nature des couches tissulaires superficielles (graisse, côtes, poumons)

conditionne largement la qualité de l'image échographique obtenue. Les premières structures tissulaires rencontrées par le faisceau ultrasonore sont celles qui vont réfléchir, diffuser et diffracter le maximum du signal ultrasonore.

En fait, les tissus cardiothoraciques constituent un milieu de propagation des ultrasons non linéaire. Cela signifie que le signal réfléchi par ces structures comprend des fréquences qui n'existaient pas à l'origine de l'émission. Ainsi, l'onde ultrasonore purement sinusoïdale à l'origine, donc composée d'une seule fréquence, va subir des modifications progressives au cours de sa propagation. Elle se déforme au fur et à mesure de sa progression. Cette distorsion du signal ultrasonore à travers un tissu non linéaire produit un signal ondulatoire complexe à la réception (figure 5.1).

Ces phénomènes génèrent un bruit de fond important aléatoire qui se traduit par un « voile » réparti plus ou moins sur la totalité de l'image et qui est composé principalement de la fréquence fondamentale. L'imagerie d'harmonique permet d'éliminer une grande partie de ce bruit.

Le principe de l'imagerie harmonique est fondé sur l'utilisation des signaux harmoniques qui se forment durant la phase d'émission, lors de la propagation des ultrasons à travers les tissus.



**Figure 5.1. Principes physiques de l'imagerie harmonique.**

a. Signal ultrasonore à l'émission. b. Distorsion du signal ultrasonore à travers un tissu non linéaire. c. Décomposition du signal ondulatoire en sinusoïdes harmoniques par transformation de Fourier (FFT).

La décomposition du signal ondulatoire complexe en sinusoides harmoniques est techniquement possible grâce au procédé de transformation de Fourier (figure 5.1).

Si l'on décompose le signal déformé, on voit apparaître des fréquences absentes à l'origine. En mode harmonique, seul le signal harmonique est utilisé, le signal fondamental étant éliminé par filtrage à la réception.

## Technologie harmonique

Le mécanisme de production de l'imagerie harmonique comprend :

- la sélection au niveau du formateur des faisceaux d'ultrasons, d'une fréquence d'émission basse (1,8 ou 2 MHz habituellement) et ;
- l'obtention d'une fréquence de réception qui soit le double (3,6 ou 4 MHz) de la fréquence d'émission de base (la double harmonique).

En effet, une image échographique est constituée à partir de la fréquence harmonique (double de la fréquence d'émission) restituée par les tissus.

## Avantages de l'imagerie harmonique

En réalisant une imagerie qui sélectionne les échos répondant au deuxième harmonique, il est possible de :

- réduire les artefacts et les échos de répétition ;
- atténuer les bruits de fond générés par les ultrasons ;
- améliorer la résolution du contraste ultrasonore ;
- délimiter et renforcer les contours des structures tissulaires.

Cependant, pour être efficace, l'imagerie d'harmonique exige une maîtrise parfaite dans la gestion des fréquences.

La technologie numérique appliquée à l'imagerie échographique et les sondes ultrasonores utilisant une «large bande passante» de fréquences répondent parfaitement à cette exigence.

Ainsi, une sélection optimale peut être opérée dans les signaux qui reviennent des structures explorées pour réaliser une image échographique adaptée à une structure tissulaire donnée.

En pratique, l'imagerie de double harmonique apporte les avantages suivants :

- une meilleure définition de l'endocarde ventriculaire ;
- un meilleur contraste entre les cavités cardiaques et les parois ;
- moins d'artefacts de champ proche et des lobes latéraux ;
- moins de «bruits de fond» dans les cavités (figure 5.2).

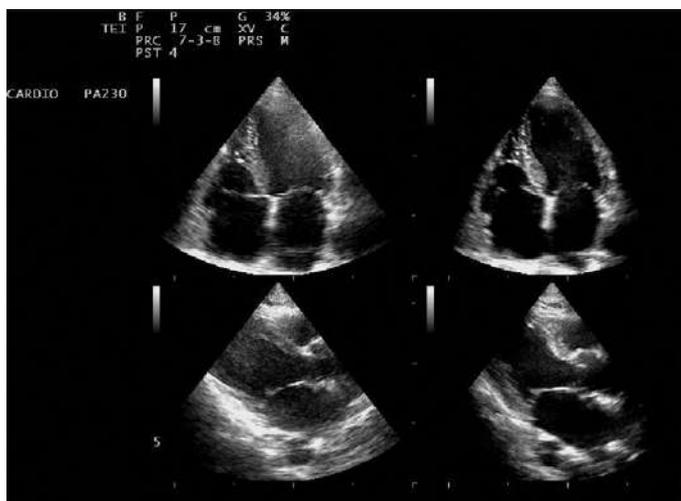


Figure 5.2.

Imagerie d'harmonique (à droite) comparée à l'imagerie 2D fondamentale (à gauche). Coupes 2D apicales et parasternales longitudinales.

Les limites « relatives » de l'imagerie d'harmonique sont :

- une majoration de l'épaisseur des valves mitrales (de 20 à 40 %)
- une augmentation de l'épaisseur pariétale (de 5 à 10 %).

Ces limites reflètent probablement une visualisation plus « réaliste » des structures cardiaques en mode harmonique dont la sous-estimation serait potentiellement possible en imagerie fondamentale.

## Nouvelles techniques de rehaussement

Les progrès importants ont été réalisés dans les techniques d'appareillage échocardiographique et dans la mise au point de logiciels de traitement d'images.

En fait, la qualité du rehaussement myocardique demeure souvent insuffisante en mode d'imagerie noir et blanc conventionnelle, ce qui a donné naissance à de nouvelles techniques telles que :

- l'imagerie intermittente (*pulsing interval*) ;
- l'imagerie en inversion pulsée (*pulse inversion*),
- l'imagerie Doppler puissance (*power Doppler*).

Ces techniques décrites dans le chapitre 8 trouvent leur intérêt en particulier dans l'échocardiographie de contraste.

Elles ont un but commun : améliorer la sensibilité et la spécificité dans la détection du signal provenant des microbulles de contraste.

## Compound Imaging Harmonics

Une nouvelle technologie Compound Imaging Harmonics développée par les chercheurs de

ZONARE Sonography est fondée sur le procédé innovant de Channel Domain. Par rapport à la technologie classique, le système de Channel Domain produit une « acquisition » des échos non « ligne par ligne » mais dans les « larges bandes » ultrasoniques en appliquant la technique de « croisement » des faisceaux ultrasonores (Compounding). De cette façon, on réduit le nombre de cycles d'émission et de réception des faisceaux ultrasonores en surmontant les limites physiques dues à la diffusion des ondes ultrasonores dans le corps humain. En fait, la fonction Compound Harmonic combine à la fois les composantes des fréquences fondamentales et harmoniques et permet d'obtenir une meilleure pénétration et pas uniquement les harmoniques. De plus, le système Auto-Opt permet une optimisation automatique de l'émission et de la réception des ultrasons en fonction des propriétés échostructurales des tissus examinés. Cette solution technologique innovante permet, contrairement à la technique échographique classique, la formation *a posteriori* de l'image « finale » de haute résolution à partir de l'image initiale « brute ». En effet, la technique de Compound Harmonics offre une nette amélioration de la qualité de l'image échographique chez les sujets peu échogènes en particulier (figure 5.3).

## Intérêt clinique

Les avantages de l'imagerie d'harmonique peuvent être exploités en pratique échocardiographique sur deux champs :

- soit simultanément avec des produits de contraste permettant une optimisation de l'étude de la fonction ventriculaire gauche et surtout de la perfusion myocardique ;

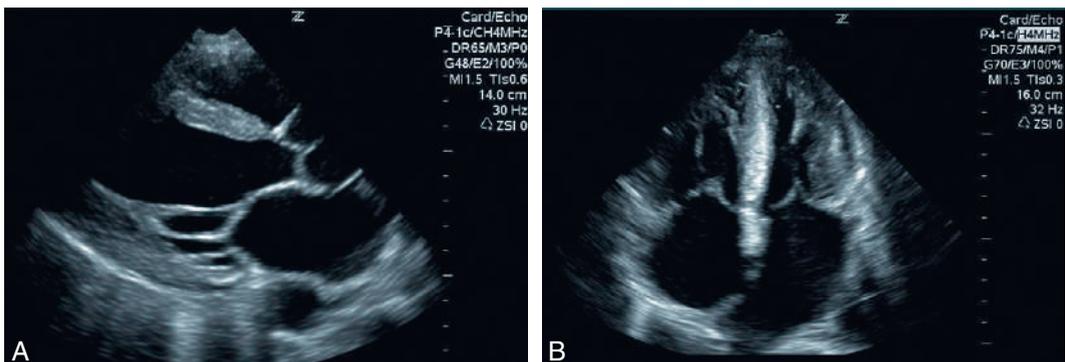


Figure 5.3. Images 2D obtenues selon la technique Compound Imaging Harmonics de Zonare Medical Systems.

- soit de façon « brute » pour l'étude des structures cardiaques insuffisamment « visibles » en imagerie fondamentale. Il s'agit surtout de la détection de l'endocarde du ventricule gauche, structure fine et peu échogène.

Cette dernière application de l'imagerie d'harmonique fait aujourd'hui partie du quotidien.

L'utilité clinique de l'imagerie d'harmonique a été démontrée :

- chez les patients jugés peu échogènes en imagerie fondamentale.

Il s'agit surtout des sujets âgés, obèses, insuffisants respiratoires, avec un espace intercostal étroit, ayant une paroi thoracique épaisse, en post-thoracotomie récente.

Ces patients dits « difficiles » bénéficient de façon claire de l'imagerie d'harmonique (figure 5.4) ;

- en échocardiographie de stress (EDS).

L'échocardiographie sous Dobutamine est impossible chez 5 à 15% des patients adressés pour cet examen en raison d'une échogénéité insuffisante. L'imagerie d'harmonique améliore de façon significative la détection de l'endocarde lors de l'échocardiographie de stress. Elle augmente la sensibilité de stress de 64 % à 92 % en comparaison de l'imagerie en mode fondamental. La pratique de l'EDS justifie désormais l'utilisation « en routine » de l'imagerie d'harmonique (figure 5.5) ;

- en échocardiographie de contraste myocardique (ECM).

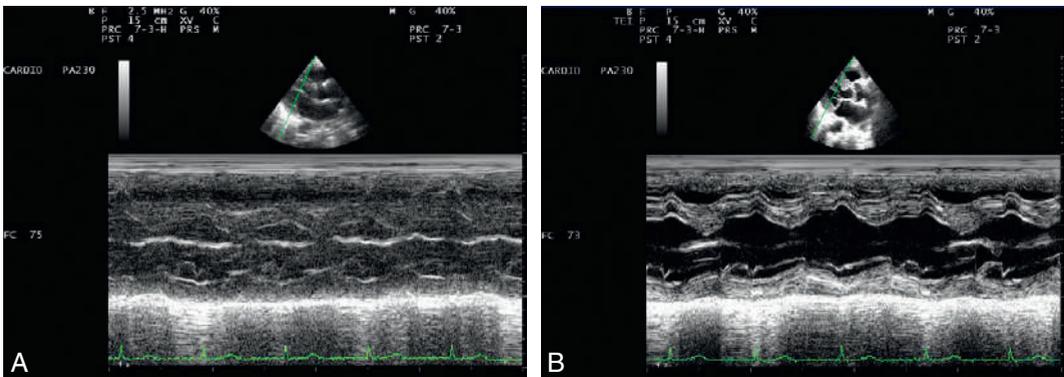


Figure 5.4. Imagerie TM, incidence transventriculaire.

- a. Mode classique
- b. Mode harmonique

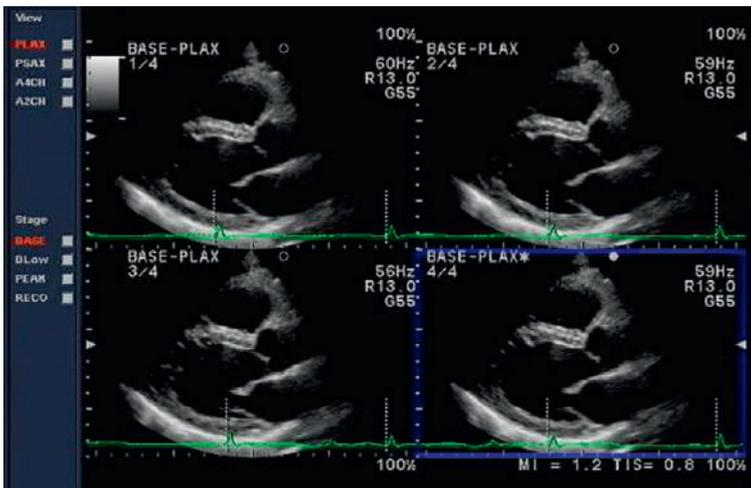


Figure 5.5. Imagerie d'harmonique appliquée à l'échographie de stress.

Source : Imagerie Aloka-Hitachi.

L'imagerie d'harmonique couplée à l'ECM permet l'optimisation de la détection du contour de l'endocarde ventriculaire gauche et l'amélioration de l'étude de la perfusion myocardique par les agents de contraste (figure 5.6) ;

- en association à la technique de quantification acoustique (QA) utilisée pour la détection automatique des contours ventriculaires.



**Figure 5.6.** Imagerie d'harmonique couplée à l'échographie de contraste permettant d'améliorer la détection des contours du ventricule gauche.

Le couplage de la QA et de l'imagerie d'harmonique permet l'amélioration de la visualisation de l'endocarde. Cette approche trouve son application directe dans l'analyse du déplacement de l'endocarde par la technique de Color Kinesis ;

- en imagerie de Strain bidimensionnel (2D Strain).

L'association de l'imagerie d'harmonique au 2D Strain renforce la reconnaissance des marqueurs acoustiques naturels au sein du myocarde (*speckles*) (figure 5.7).

En pratique clinique, l'imagerie de seconde harmonique améliore les performances de l'échographie transthoracique dans :

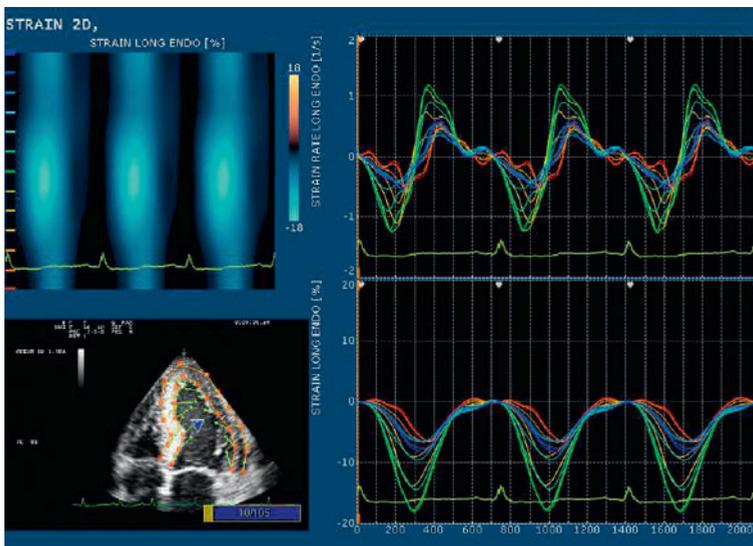
- l'étude de la cinétique segmentaire des ventricules (tableau 5.1).

La comparaison de l'analyse segmentaire par échographie conventionnelle et par l'échographie couplée à la seconde harmonique est nettement en faveur d'une meilleure évaluation (inter et intra-observateur) avec l'imagerie d'harmonique.

L'amélioration obtenue par l'imagerie d'harmonique concerne principalement les parois antérieure et latérale du ventricule gauche ;

- l'évaluation des volumes ventriculaires.

En seconde harmonique, les corrélations avec l'imagerie fondamentale sont meilleures pour les volumes diastolique et systolique, avec une amélioration significative de l'erreur de mesure ;



**Figure 5.7.** Imagerie d'harmonique appliquée à l'imagerie de 2D Strain.

Source : Image de Kontron Medical.

**Tableau 5.1. Intérêts particuliers de l'imagerie harmonique.**

Faible échogénéicité du patient
Étude de la cinétique segmentaire du VG
Évaluation des volumes ventriculaires
Calcul de la fraction d'éjection du VG
Visualisation des masses intracardiaques (thrombus, végétations, tumeurs...)
Planimétrie de l'orifice aortique sténosé
Analyse des segments de la valve mitrale
Recherche du foramen ovale perméable
En couplage avec l'échographie de stress, de contraste, de QA/Color Kinésis et de Strain.

- le calcul de la fraction d'éjection du ventricule gauche (FE).

La reproductibilité de la méthode volumétrique impliquée dans le calcul de la FE, bénéficie aussi de la technique d'harmonique (figure 5.8).

Elle résulte d'une meilleure détection des contours de l'endocarde ventriculaire à dessiner manuellement. La qualité de l'imagerie permet également une meilleure détection du contour en mode automatique;

- la visualisation des thrombi intracardiaques ou des végétations peu échogènes ou de petite taille (figure 5.9).

Toutefois, certaines limites diagnostiques de l'imagerie d'harmonique transthoracique persistent dans ce domaine justifiant la réalisation de l'échographie transœsophagienne dans certains cas;

- la planimétrie de l'orifice aortique en échographie transthoracique.

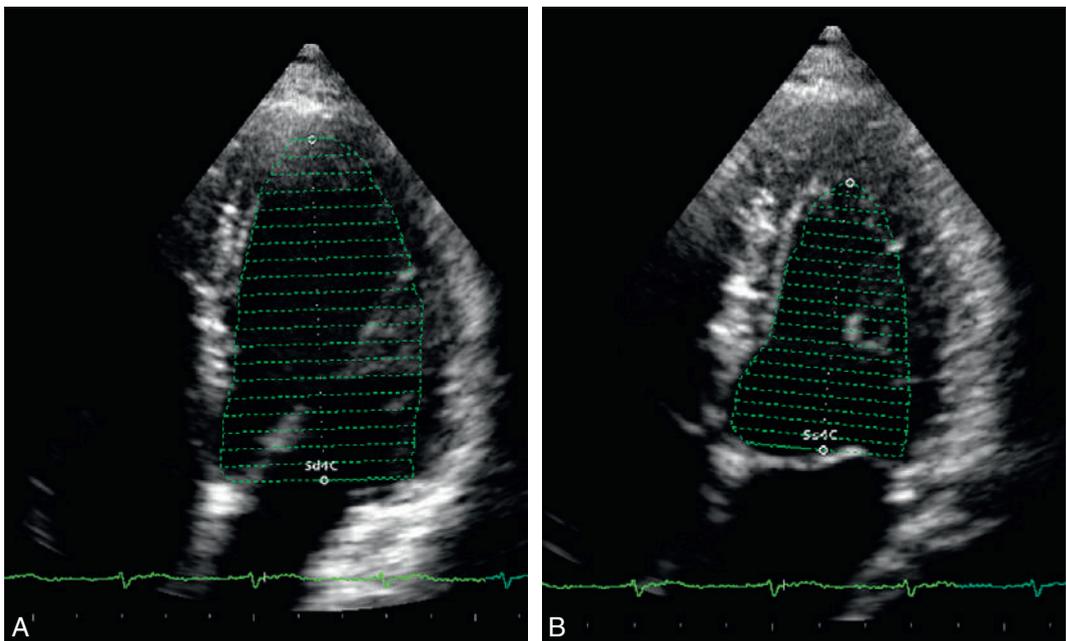
L'imagerie d'harmonique améliore la visualisation des contours de l'orifice aortique sténosé et calcifié pour fiabiliser sa planimétrie (figure 5.10);

- l'analyse des segments de la valve mitrale et des zones commissurales.

L'identification des six segments valvulaires mitraux s'améliore en imagerie d'harmonique (figure 5.11). La précision diagnostique des lésions mitrales s'améliore parallèlement;

- la recherche du foramen ovale perméable (FOP) par épreuve de contraste.

La détection du FOP décroît de façon nette en imagerie d'harmonique, surtout chez des patients d'échogénéicité médiocre.



**Figure 5.8. Utilisation de l'imagerie d'harmonique dans le calcul de la FE du VG en mode Simpson.**

Source : Image de SonoScape.



**Figure 5.9.** Volumineux thrombus comblant l'apex du VG bien délimité en mode d'harmonique.



**Figure 5.10.** Planimétrie de l'orifice aortique réalisable en imagerie 2D harmonique.



**Figure 5.11.** Analyse des segments de la valve mitrale en imagerie d'harmonique.

## Conclusions

L'imagerie de seconde harmonique est fondée sur la réception des ondes ultrasonores au double de la fréquence émise. Elle améliore le rapport signal sur bruit en éliminant de nombreux artefacts inhérents à la transmission de l'onde acoustique.

Cette technique particulièrement utile et rentable a «basculé» la pratique conventionnelle de l'échocardiographie. Proposée initialement en échocardiographie de contraste afin d'améliorer l'étude de la perfusion myocardique, l'imagerie d'harmonique représente aujourd'hui un artifice technologique d'un apport indiscutable dans l'amélioration de la qualité de l'imagerie en pratique cardiologique chez les patients hypoéchogènes en particulier. Intégrée rapidement dans tous les échographes, l'imagerie d'harmonique s'impose chez l'adulte en routine clinique. Elle trouve également son intérêt diagnostique certain en échocardiographie de contraste et de stress.

## Bibliographie

- Becher H, Tiemann K, Schlieff R, et al. Harmonic power doppler contrast echocardiography : preliminary clinical results. *Echocardiography* 1997; 14 : 637-42.
- Bednarsz J, Spencer K, Mor-Avc V, Lang R. Can Harmonic Imaging without Contrast. Enhancement Aid in the Echocardiography. Evaluation of left Ventricular Function. *Circulation* 1997; 96 : I 584(abstract).
- Burns PN. Harmonic imaging with ultrasound contrast agents. *Clin Radiol* 1996; 51 (Suppl. 1) : 50-5.
- Burns PN, Powers JE, Simpson DH. Harmonic imaging – principales and preliminary results. *Angiology* 1996; 47 : 63-73.
- Gallet B, Derumeaux G. Échocardiographie – améliorations techniques. *La Lettre du Cardiologue* 2000; 323.
- Lafitte S, Derumeaux G, Roudaut R. Combined Doppler Power Imaging and Contrast Agent for Assesment of Myocardial Contraction and Perfusion. *Circulation* 1997; 96 : 639 (abstract).
- Lafitte S, Roudaut R. Nouvelles techniques en imagerie échocardiographique : imagerie d'harmonique et Doppler Énergie. *Medicorama* 1998: 310.
- Lardoux H, Pezard P. Nouveaux développements en seconde harmonique. *La Lettre du Cardiologue* 1998: 301.
- Lindner JR, Dent JM, Moos SP, and al. Enhancement of left ventricular cavity opacification by harmonic imaging after venous injection of Alburnex. *Am J Cardiol* 1987; 79 : 1657-62.

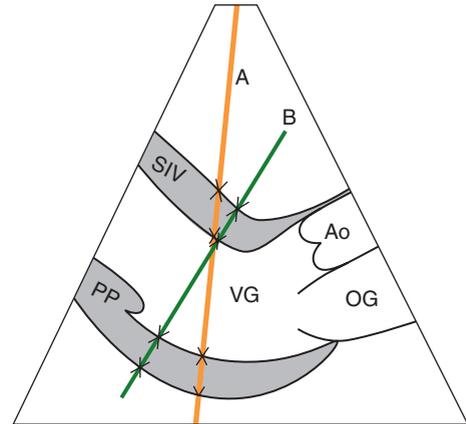
- Main ML, Asher CR, Rubin DN, and al. Comparison of tissue harmonic imaging with contraste. *Am J Cardiol* 1999; 83 : 218–22.
- Mor Avi V, Spencer K, Long R. Acoustic quantification today and its future horizons. *Echocardiography* 1999; 16 : 85–93.
- Porter TR, Li S, Kricsfels D, Ambruster RA. Detection of myocardial perfusion in multiple echocardiographic windows with one intravenous injection of micro-bubbles using transient response second harmonic imaging. *J Am Coll Cardiol* 1997; 29 : 791.
- Porter TR, Li S, Jiang L, Greyburn R, Deligonul U. Real-time visualization of myocardial perfusion and wall thickening in human beings with intravenous ultrasonographic contrast and accelerated intermittent harmonic imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12 : 266–71.
- Rokita E, Podolec P. Biofizyczne podsfowy echokardiografii. In : *Echokardiografia Kliniczna Medycyna Praktyczna*, tome I 2004.
- Roudaut R. L'imagerie de seconde harmonique en échocardiographie. Principes et applications. *Le Journal faxe du Cardiologue*. CNCF; 1998.
- Scheuble C. Imagerie harmonique en échocardiographie. *Échocardiographie clinique de l'adulte*. Ed. Estem; 2003.
- Tiemann K, Schlosser T, Becher H. Harmonic Imaging without Contrast : does Blood or Tissue Emit Harmonic Frequencies? *Circulation* 1997; 96 : I 584 (abstract).
- Tsajita-Kuroda Y, Zhang G, Zumita Y, et al. Validity and reproductibility of echocardiographic measurement of left ventricular ejection fraction by acoustic quantification with tissue harmonic imaging technique. *Echocardiogr* 2000; 13 : 300–5.
- Thomas JD, Rubin DN. Tissue harmonic imaging : why does it work? *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11 : 803–8.
- Tranguart F, Grenier N, Eder V. Clinical use of ultrasound tissue harmonic imaging. *Ultrasound Med Biol* 1999; 25 : 889–94.
- Zaglavara T, Norton N, Cumberland B, et al. Dobutamine stress echocardiography : improved endocardial border definition and wall motion analysis with tissue harmonic imaging. *J Am Soc Echocardiography* 1999; 12 : 706–13.
- <http://www.reliancemedicalsystems.com/zomare>.
- [www.trimed.pl](http://www.trimed.pl).
- z.one ultra & z. one ultra sp.

## Introduction

L'échocardiographie monodimensionnelle (TM) reste toujours la modalité d'imagerie la plus répandue et la plus accessible pour évaluer les dimensions des cavités cardiaques et les épaisseurs pariétales du ventricule gauche.

Techniquement, la sonde d'échographie dirige un faisceau ultrasonore linéaire et étroit de son transducteur appliqué sur le thorax du patient examiné. Ce faisceau correspondant à la ligne de tir TM est superposé sur l'image bidimensionnelle (2D) en forme d'un arc de cercle et orienté par l'opérateur selon le mouvement « pendulaire » sur la zone cardiaque étudiée. Le tracé échographique TM obtenu est une représentation graphique des structures cardiaques explorées dans le temps (Temps-Mouvement). La limite principale de ce procédé TM classique réside dans l'impossibilité de positionner la ligne TM de façon perpendiculaire aux structures cardiaques dans certaines incidences 2D dites atypiques afin d'éviter les erreurs dans les mesures TM. En fait, une incidence TM transventriculaire oblique par rapport aux parois ventriculaires majeure faussement les épaisseurs pariétales et les diamètres ventriculaires (figure 6.1).

Pour éviter cette surestimation des mesures, une nouvelle technique de TM dite anatomique (Anatomical M-mode) ou orientable a été proposée. Elle permet de tracer sur l'image 2D une ligne pour l'analyse en mode TM de façon correcte et optimale en fonction des besoins diagnostiques de l'opérateur (figure 6.2). Cette technique permet d'éliminer des erreurs de mesures dues aux incidences TM inappropriées, obliques en particulier.



**Figure 6.1.** Étude du ventricule gauche (VG).

a. En mode TM classique. b. En mode anatomique.

À noter :

- une surestimation des épaisseurs pariétales et du diamètre interne du VG au TM classique du fait de l'incidence TM oblique;
- une correction des mesures du VG au TM anatomique « coupant » le VG de façon optimale perpendiculaire aux parois ventriculaires.

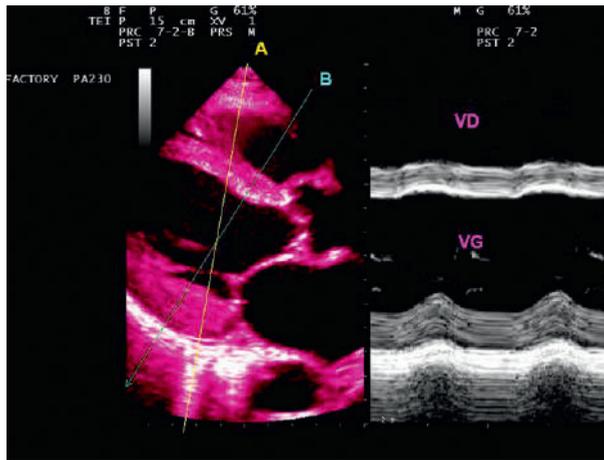
SIV : septum interventriculaire, PP : paroi postérieure, Ao : aorte, OG : oreillette gauche.

## Méthodologie

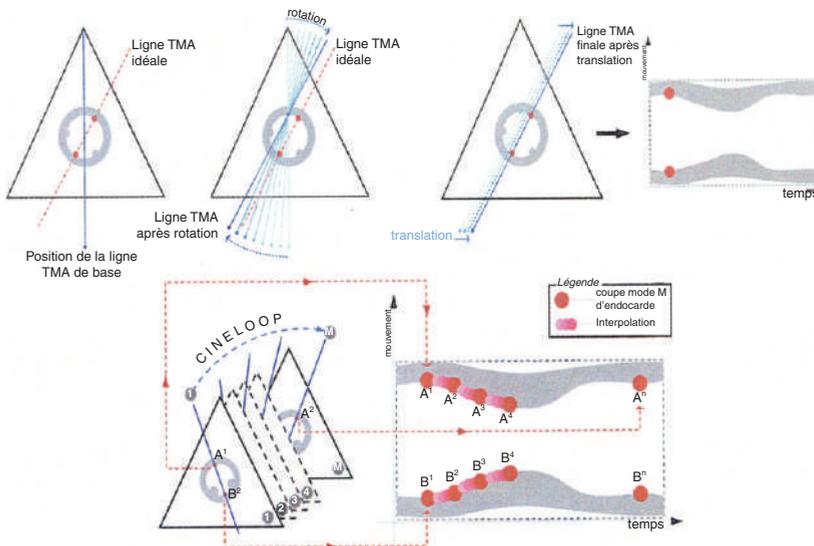
La réalisation pratique de l'image TM anatomique est possible selon deux procédés technologiques :

- rétrospectivement : *a posteriori*, sur un ciné-loop préalablement enregistré en mode 2D (figure 6.3);
- simultanément : en temps réel à partir de l'image 2D visualisée sur l'écran de l'échographe.

Le TM anatomique reconstruit en temps réel est une avancée technologique considérable et rentable en pratique échocardiographique. Ce mode



**Figure 6.2.** Incidence transventriculaire au TM classique : oblique (A) et au TM anatomique : perpendiculaire aux parois du VG (B). Tracé TM en mode anatomique.



**Figure 6.3.** Étapes d'acquisition du tracé TM en mode anatomique sur un ciné-loop 2D.

Source : E. Donal, *Les Nouveautés en échocardiographie*, Cardiomax Takeda n° 11, 2004.

permet d'obtenir simultanément un tracé TM orientable unique, soit double ou même triple, en temps réel. Il autorise des mesures TM, celles réalisées en mode TM classique (par exemple trans-aortique et transventriculaire simultanément, (figure 6.4).

Cependant, la définition du tracé TM en mode anatomique dépend étroitement de la qualité de l'imagerie 2D obtenue.

## Intérêt clinique

La technique de TM anatomique s'est révélée très intéressante pour améliorer la précision des mesures du ventricule gauche en cas d'incidence oblique obtenue à l'aide de système TM classique (figure 6.1). Grâce à la technique de TM anatomique, il est possible d'obtenir les mesures du VG (épaisseurs, diamètres) fiables et reproductibles.

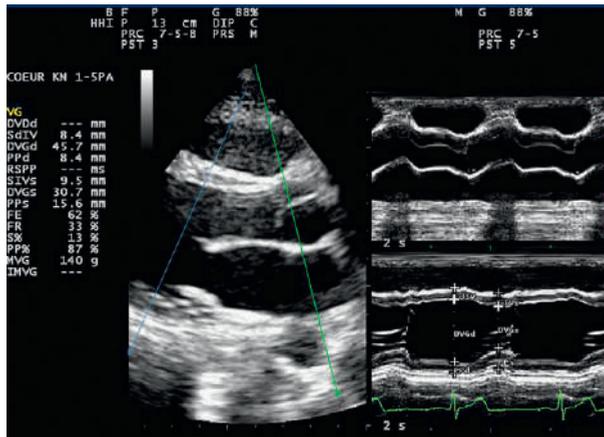


Figure 6.4. Double TM anatomique simultané : incidence transaortique et transventriculaire. Mesures TM du VG en mode anatomique.

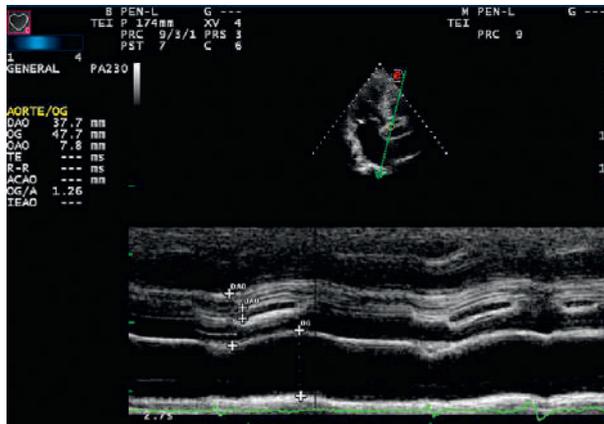


Figure 6.5. La mesure de l'ouverture aortique réalisable au TM anatomique en cas de rétrécissement aortique.

D'autres applications du TM anatomique peuvent être envisagées (encadré 6.1) :

- la mesure TM optimale (perpendiculaire) des diamètres : aortique et auriculaire gauche en incidence parasternale longitudinale;

- l'estimation précise de l'écartement systolique de sigmoïdes aortiques au TM, en cas de sténose aortique (pour éviter la surestimation de l'ouverture sigmoïdienne aortique par le tir oblique), (figure 6.5);
- la mesure TM fiable de l'amplitude du déplacement maximal systolique de l'anneau mitral (MAPSE) et/ou tricuspïdien (TAPSE) dans son axe longitudinal strict selon la coupe apicale (paramètres d'évaluation de la fonction ventriculaire systolique), (figure 6.6);
- l'étude TM de l'asynchronisme intraventriculaire gauche entre les parois septale et postérieure (en coupe parasternale longitudinale ou transversale) ou entre les parois septale et

ENCADRÉ 6.1

### Principaux intérêts du TM anatomique

- ▶ Mesure des dimensions et des épaisseurs du VG
- ▶ Mesure de l'écartement systolique aortique
- ▶ Mesure de MAPSE/TAPSE
- ▶ Étude de la cinétique segmentaire du VG au repos et au stress
- ▶ Étude de l'asynchronisme cardiaque

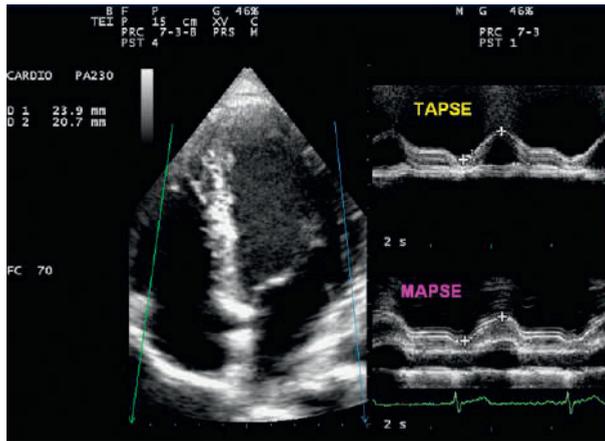


Figure 6.6. La mesure simultanée de TAPSE et de MAPSE au TM anatomique double.

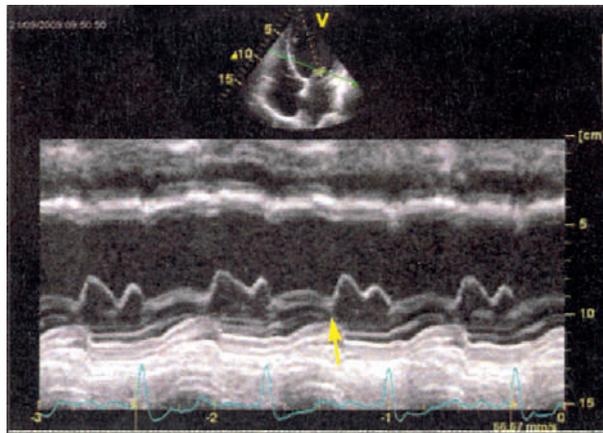


Figure 6.7.

Asynchronisme intraventriculaire gauche étudié en mode TM anatomique à partir de la coupe apicale de quatre cavités (ligne TM verte passant par les parois septale et latérale basale du VG et la valve mitrale). On note le pic de contraction de la paroi latérale (flèche) survenant alors que l'ouverture mitrale débute (recouvrement systolo-diastolique).

Source : E. Abergel, *Cardiologie Pratique*, n° 947, 2010.

latérale (en coupe apicale). L'étude de l'asynchronisme septo-latéral est théoriquement faisable bien que limitée par une faible résolution latérale dans l'incidence apicale (figures 6.7 et 6.8) ;

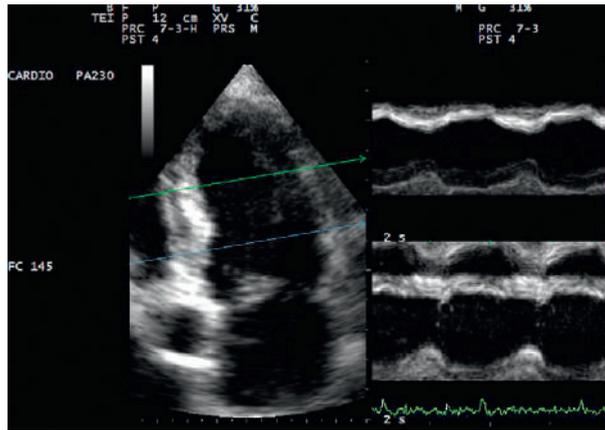
- l'étude TM de la cinétique pariétale du ventricule gauche lors de l'échocardiographie de stress.

Enfin, le TM anatomique en mode Doppler tissulaire couleur TM est disponible sur certains échographes (figures 6.9 et 6.10). Il peut être utile dans l'étude de MAPSE/TAPSE et de l'asynchronisme pariétal.

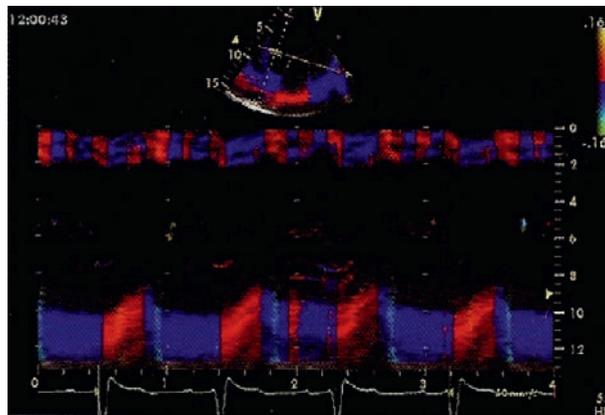
## Conclusions

La technique TM anatomique permet l'obtention d'un tracé Temps-Mouvement reconstruit à partir d'imagerie 2D enregistrée à haute cadence image. Elle permet de tirer un profit diagnostique surtout dans la mesure TM précise des diamètres ventriculaires et des épaisseurs pariétales.

L'intérêt clinique du TM anatomique ne se limite pas au seul domaine des mesures TM transventriculaires. Cette technique innovante pourrait également servir à l'étude TM de la sténose aortique, de la fonction ventriculaire systolique et de l'asynchronisme cardiaque.

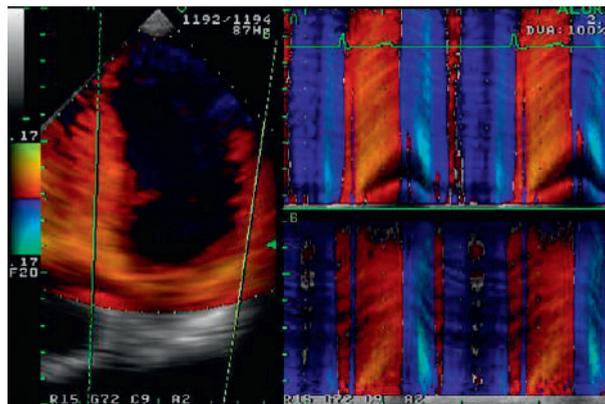


**Figure 6.8.** Étude de la contraction septo-latérale du VG en coupe apicale des quatre cavités selon TM anatomique double.



**Figure 6.9.** TM anatomique en mode Doppler tissulaire couleur TM appliqué pour l'étude de l'asynchronisme des parois opposées du ventricule gauche (incidence TM transversale).

Source : S. Lafitte, Cardinale, tome XV, n°7, 2003.



**Figure 6.10.** Étude de l'asynchronisme intra-VG au TM anatomique couplé au Doppler tissulaire couleur. Double incidence TM simultanée.

Source : Système Aloka-Hitachi : Free Angular M-Mode : FAM.

## Bibliographie

- Abergel E, Cohen A, Guéret P, Roudaut R. Échocardiographie clinique de l'adulte. Ed. Estem; 2003.
- Carerj S, Micari A, Trono A, et al. Anatomic M-Mode : an old-new technique. *Echocardiography. AJ Cardiovasc Ultrasound* 2003; 20 : 357–61.
- Chan J, Wahi S, Cain P, Marwick TH. Anatomical M-Mode : a novel technique for the quantitative evaluation of regional wall motion analysis during dobutamine echocardiography. *Int J Card Imaging* 2000; 16 (4) : 247–55.
- Devereux RB, Lutas EM, Casale PN, et al. Standardization of M-Mode echocardiographic left ventricular anatomic measurements. *J Am Coll Cardiol* 1984; 4 : 1222–30.
- Hoffman P, Kasprzak JD. *Echokardiografia Kliniczna. Via Medica*; 2005.
- Klimczak Ch. 120 Pièges en échocardiographie. Elsevier Masson; 2009.
- Klimczak Ch, Nihoyannopoulos. 100 Challenges in Echocardiography. Elsevier Churchill Livingstone; 2008.
- Lafitte S, Garrigue J, Roudaut R. Apport de l'échocardiographie Doppler dans la resynchronisation biventriculaire. *Cardinale* tome XV; 7, September 2003.
- Lihong L, Qiang L, et al. Clinical application of omni-range M-Mode echocardiography – a new technique. *Clin J Ultrasound Med* 2001; 17 (8) : 591–83.
- Mele D, Pedini I, Alboni P, Levine RA. Anatomic M-Mode : a new technique for quantitative assesment of left ventricular size and function. *Am J Cardiol* 1998; 81 (Suppl. 1).
- Oyama MA, Sisson DD. Assesment of cardiac chamber size using anatomic M-Mode. *Vet Radiol Ultrasound* 2005; 46 (4) : 331–36.
- Pierard LA, Ashman JK, Oldstad B, et al. Dimensional quantification of cardiac anatomy utilizing anatomical M-Mode, a new post-processing technique used of high frame two-dimensional digitally stored cine-loops. *Eur Heart J* 1995; 16S : 2885.
- Pitzalis MV, Lacoviello M, Romito R, et al. Cardiac Resynchronisation Therapy Tailored by Echocardiographic Evaluation of Ventricular Asynchrony. *J Am Coll Cardiol* 2002; 40 : 1615–22.
- Quing W, Yue L, et al. The study of left ventricle regional systolic and diastolic function in normal subjects by LEJ-I omnidirectional M-Mode echocardiography system. *Clin J Med Imaging Technol* 2003; 19 (12) : 1672–75.
- Strotmann JM, Escobar Kytting JP, Wilkeshoff UM, et al. Anatomic M-Mode Echocardiography. A New Approach to Assess Regional Myocardial Function-A comparative in vivo and in vitro study of both fundamental and Second harmonic Imaging Modes. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 3 : 300–7.

### Introduction

Dérivée de l'IRM (*tagging*) l'imagerie de déformation «Myocardial Strain» est une avancée technologique majeure qui permet une étude précise et fiable de l'activité myocardique. Cette technique développée depuis quelques années donne accès à de nouveaux paramètres physiologiques de la fonction cardiaque.

### Paramètres échographiques de la fonction myocardique

Classiquement, on peut distinguer deux types de paramètres de la fonction myocardique analysables en échocardiographie :

1. Paramètres de mouvement (Doppler tissulaire) :
  - la vitesse myocardique : une distance parcourue par unité de temps (cm/s) ;
  - le déplacement myocardique : l'intégrale temporelle d'un temps de part to à un temps t+1 (cm).
2. Paramètres de déformation myocardique :
  - le Strain : indice de déformation myocardique ;
  - le Strain Rate : vitesse de déformation myocardique.

Il existe une relation physique étroite entre ces paramètres myocardiques fonctionnels. (figure 7.1).

### Paramètres myocardiques de mouvement

Ces paramètres utilisés depuis longtemps en routine échographique possèdent néanmoins un certain nombre de limitations qui dérivent du procédé doppler, à savoir :

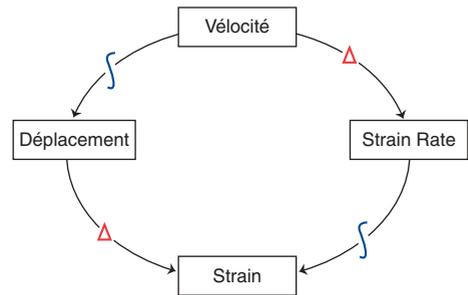
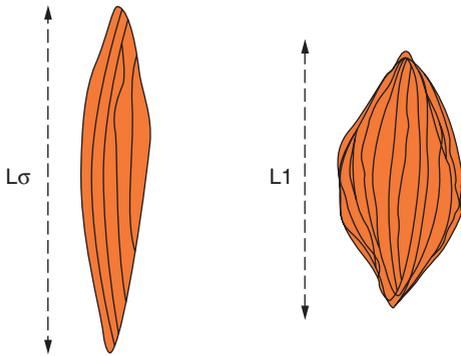


Figure 7.1. Relation entre les paramètres myocardiques de mouvement (vélocité, déplacement) et de déformation (Strain, Strain Rate).

1. L'influence exercée par l'ensemble des mouvements cardiaques :
  - la contraction du segment myocardique étudié ;
  - la contraction des segments adjacents ;
  - la translation du massif cardiaque à l'intérieur du thorax.
2. La dépendance des mesures réalisées vis-à-vis de l'angle du tir Doppler.
3. L'exploration difficile et limitée de l'apex du ventricule gauche.

### Paramètres myocardiques de déformation

La contraction du ventricule gauche (VG) entraîne un raccourcissement, un épaissement et une rotation du muscle cardiaque. Elle est assimilée à une déformation du myocarde dont les indices principaux, analysés le plus souvent en pratique sont : le Strain et le Strain Rate.



**Figure 7.2. Principe de Strain cardiaque.**  
 $L\sigma$  longueur initiale d'une fibre myocardique (relaxation).  
 $L1$  : longueur d'une fibre après « compression » (contraction).  
 $Strain = L1 - L\sigma / L\sigma$

**Strain**

L'expression Strain correspond à la déformation subie par une partie du myocarde lorsque sa forme change durant le cycle cardiaque. Le Strain, ou déformation segmentaire, est exprimé en pourcentage de changement de longueur  $L1$  d'un segment myocardique  $L\sigma$  dans une direction donnée (figure 7.2) :

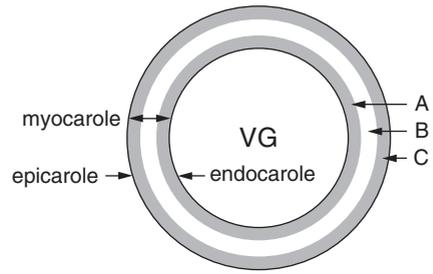
$$Strain (\Sigma) = \frac{L1 - L\sigma}{L\sigma} (\%)$$

$L\sigma$  - Longueur initiale du segment  
 $L1$  - Longueur du segment après la déformation

**Les composantes de Strain :**

Avant de discuter les différents paramètres de déformation disponibles, il faut garder à l'esprit que la contractilité ventriculaire gauche dépend de trois couches myocardiques (composantes contractiles) ayant trois fonctions relativement distinctes (figure 7.3) :

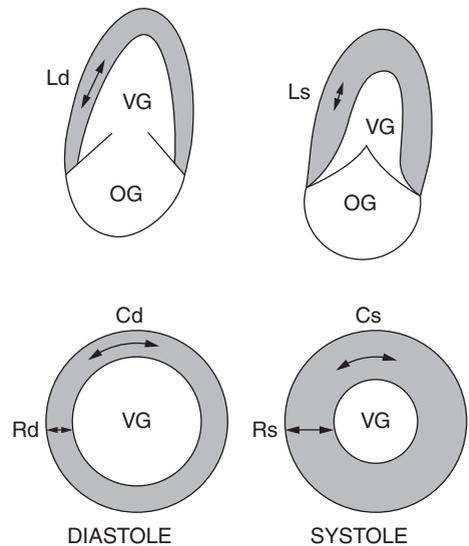
- la couche sous-endocardique constituée des fibres myocardiques d'orientation longitudinale. Elle est responsable de la contraction dite longitudinale, c'est-à-dire de la base vers l'apex du VG. Cette couche est la plus sensible à l'ischémie myocardique;
- la couche médiane (médiopariétale) constituée des fibres d'orientation circonférentielle (circulaire). Elle est responsable de la contraction radiale ou transversale du VG (de l'extérieur vers l'intérieur de la cavité ventriculaire gauche);



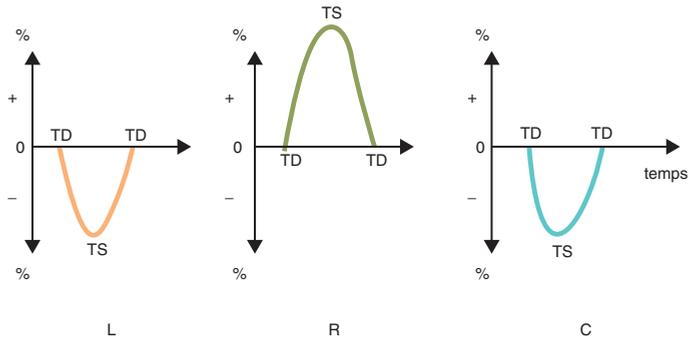
**Figure 7.3. Orientation des fibres dans trois couches du myocarde ventriculaire gauche.**  
 a. Sous-endocardique longitudinale (contraction longitudinale – strain longitudinal).  
 b. Médiane circonférentielle (contraction radiale – strain radial).  
 c. Sous-épicardique longitudinale et oblique (contraction circonférentielle – strain circonférentiel).

- la couche sous-épicardique constituée des fibres d'orientation longitudinale et oblique. Elle est responsable de la contraction circonférentielle du VG.

En pratique, on se réfère aux trois composantes de déformation du myocarde, perpendiculaires (orthogonales) entre elles et correspondant à l'orientation du VG (figure 7.4) :



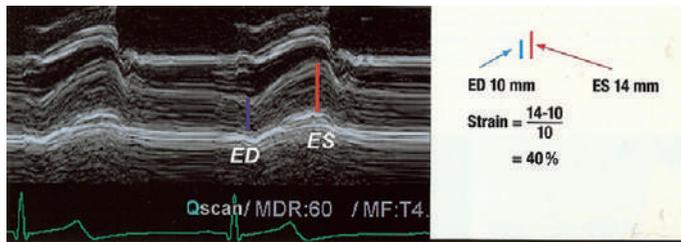
**Figure 7.4.**  
 Représentation des trois types de strain obtenus à partir des coupes échographiques 2D : grand axe (strain longitudinal =  $Ls - Ld / Ld$ ) et petit axe (strain radial =  $Rs - Rd / Rd$ ; strain circonférentiel =  $Cs - Cd / Cd$ ).  
 d : diastole, s : systole.



**Figure 7.5.**

Représentation graphique des trois courbes de strain : longitudinal (L) négative en systole; radial (R) positive en systole; circonférentiel (C) négative en systole.

TD : télédiastole, TS : télésystole.



**Figure 7.6.**

Mesure des pourcentages d'épaississement d'une paroi du ventricule gauche en mode TM ( $Es - Ed/Ed$ ) équivalent à la déformation systolique maximale de cette paroi (strain).

Es : épaisseur systolique; Ed : épaisseur diastolique; ECG : électrocardiogramme.

Source : Toshiba Leading Innovation - Ultrasound.

- longitudinale, étudiée en coupe échographique apicale grand axe;
- radiale et circonférentielle étudiées en coupes petit axe.

Ces trois composantes du Strain peuvent être représentées sous forme de courbes (évolution selon le temps dans le cycle cardiaque), (figure 7.5). En fait :

- le Strain longitudinal, négatif en systole, correspond au rapprochement base-apex du VG (contraction longitudinale du VG);
- le Strain radial, positif en systole, correspond à l'épaississement systolique pariétal avec mouvement centripète vers le centre de la cavité ventriculaire (contraction radiale ou transversale du VG);
- le Strain circonférentiel, négatif en systole, est tangentiel aux parois dans le plan petit axe. Il traduit le raccourcissement circonférentiel (contraction circonférentielle du VG);

Il faut rappeler que la composante radiale de la contraction myocardique est depuis longtemps étudiée en mode TM. Il s'agit d'une mesure histo-

rique du pourcentage d'épaississement pariétal (figure 7.6) reflétant la déformation systolique maximale d'une paroi au cours du cycle cardiaque. De même, la composante longitudinale est accessible en Doppler tissulaire classique.

### Strain rate

Le Strain Rate est la dérivée du Strain (exprimée en 1/s) et correspond à la vitesse de déformation myocardique (taux de déformation dans le temps). Il traduit la différence des vitesses entre deux points du myocarde rapportée à la distance les séparant (la vitesse de déformation d'un segment myocardique au cours du cycle cardiaque). Il reflète le gradient de vélocité intramyocardique.

## Méthodologie

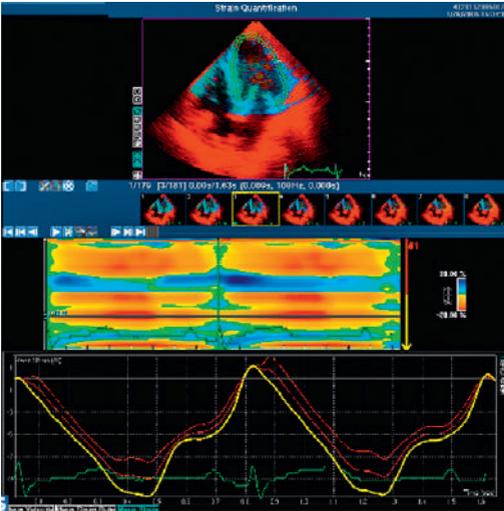
Il existe deux techniques d'acquisition du Strain/train Rate : une fondée sur le Doppler tissulaire, l'autre utilisant l'imagerie bidimensionnelle.

## Technique de Strain Doppler

La première approche de la déformation myocardique s'est appuyée sur la technique du Doppler tissulaire (Strain Doppler) (figure 7.7). L'enregistrement des vitesses de déplacement entre deux cibles permet d'extrapoler les variations de distance, donc la déformation du segment. Pour ce résultat, une double intégration mathématique dans l'espace puis dans le temps est appliquée sur les vitesses.

Les limitations de cette technique dérivant des données Doppler sont :

- l'analyse à partir d'une seule incidence ultrasonore (étude unidimensionnelle) ;
- l'étude sélective de la déformation longitudinale du myocarde relativement fiable ;



**Figure 7.7.** Exemple de courbes de déformation obtenues en Doppler tissulaire en trois sites myocardiques.

Source : Imagerie de Philips.

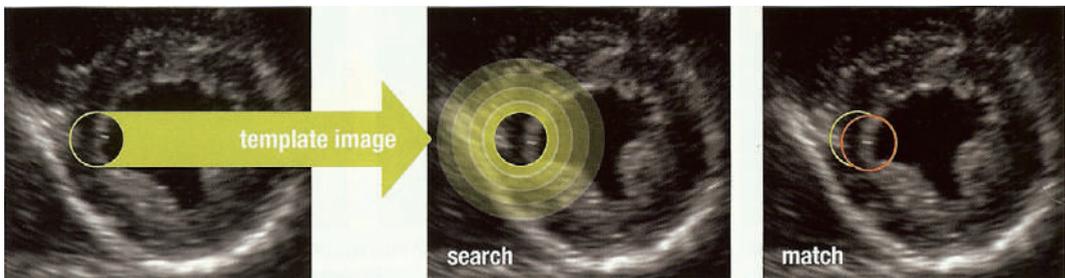
- la dépendance de la mesure de l'angle d'incidence Doppler (limitation majeure) ;
- la reproductibilité médiocre en raison de la faible résolution spatiale de la technique et d'un effet amplificateur d'artefacts.

La variabilité des mesures et la complexité de l'analyse sont des inconvénients non négligeables de la méthode de Strain Doppler, ayant certainement contribué à son application clinique limitée.

## Technique de 2D Strain

Le Strain bidimensionnel (2D Strain) est une nouvelle modalité d'évaluation de la déformation myocardique fondée sur une imagerie ETT bidimensionnelle brute en échelle de gris acquise avec une haute cadence d'images en mode harmonique. Elle utilise la technique de Speckle Tracking qui demande une analyse informatique sophistiquée et des complexes algorithmes mathématiques robustes (un puissant logiciel de post-traitement). Le concept de Speckle Tracking est fondé sur :

- une structure hétérogène du muscle cardiaque qui génère des échos d'intensités différentes ;
- la reconnaissance au sein du myocarde de marqueurs acoustiques naturels, réflecteurs d'ultrasons (*speckles*) considérés comme relativement stables pendant les différentes séquences d'images, alors que leur changement de position suit le mouvement du tissu myocardique (figure 7.8). Ces *speckles* sont la résultante de la diffusion et de la réflexion du faisceau ultrasonore dans le tissu myocardique. Chaque région myocardique (appelée Kernel) possède son propre signal de *speckle* aux caractéristiques uniques (une « empreinte acoustique »). La taille de ces *speckles* est de 20 à 40 pixels.



**Figure 7.8.** Représentation des marqueurs acoustiques naturels réflecteurs à ultrasons (*speckles*) au sein du myocarde.

Source : Toshiba.

Ces marqueurs acoustiques dits *speckles* (échos denses intramyocardiques d'aspect «moucheté») dont la position exacte est constamment repérée durant les différentes phases du cycle cardiaque sont poursuivis ou «traqués» (*tracking*) image par image («pixel par pixel») au cours du temps, dans l'espace, d'où la notion de Speckle Tracking. Des déformations bidimensionnelles sont alors déterminées et calculées à partir du déplacement de ces marqueurs spécifiques d'une région donnée du myocarde à l'aide des algorithmes intégrés à l'échographie. En fait, le déplacement géométrique de chaque *speckle* représente le mouvement tissulaire local. Un logiciel approprié permet le traitement spatial et temporel de l'image obtenue en 2D avec une reconnaissance puis une sélection de chaque *speckle* sur l'image ultrasonique. Comparativement au Strain en Doppler tissulaire, le 2D Strain présente un certain nombre d'avantages dont :

- l'analyse bidimensionnelle de la déformation myocardique;
- la mesure des trois composantes de la déformation dans les axes longitudinal, radial et circumférentiel;
- l'indépendance vis-à-vis de l'angle d'insonification constituant un avantage principal (pas de contrainte angulaire du doppler tissulaire);
- une meilleure résolution spatiale permettant d'analyser finement la fonction respective des couches sous-endocardiques et sous-épicardiques;
- l'analyse du Strain myocardique indépendamment du mouvement translationnel secondaire à la respiration;
- la moindre sensibilité aux artefacts;
- une meilleure reproductibilité de la mesure.

Finalement, les limites de l'étude du Strain en Doppler tissulaire ont été comblées par l'application de la technique de Strain en 2D. De plus, le 2D Strain améliore le rapport signal sur bruit d'autant que les cadences images appliquées sont plus élevées. La seule limite technique au 2D Strain est la qualité de l'image 2D qui doit nécessairement être satisfaisante pour permettre le *tracking* précis du myocarde. En fait, le logiciel de 2D Strain dépend étroitement de la qualité de l'imagerie en haute résolution. La fiabilité du mode de 2D Strain a été validée cliniquement en comparaison avec des mesures de références four-

nies par la sonomicrométrie et par l'imagerie de résonance magnétique (IRM).

En fait, l'imagerie de déformation permet une analyse plus pertinente et plus fiable de la fonction myocardique que le Strain Doppler en «disséquant» le mouvement cardiaque dans ses composantes longitudinales, radiales et circumférentielles.

En raison de sa simplicité et de sa reproductibilité, l'analyse de la déformation par 2D Strain s'impose en échocardiographie et mérite d'être utilisée en routine cardiologique. Elle est devenue un outil clinique accessible au quotidien dans quasiment chaque laboratoire d'échocardiographie. Les variabilités intra et interobservateur rapportées dans la littérature sont relativement faibles, variant de 3,6% à 5,3% et de 7% à 11,8% respectivement.

La réalisation pratique de l'examen de 2D Strain demande une procédure bien codifiée et une analyse stricte des données obtenues.

## Technique d'examen

Elle exige le respect de certaines conditions d'examen et sa réalisation rigoureuse étape par étape.

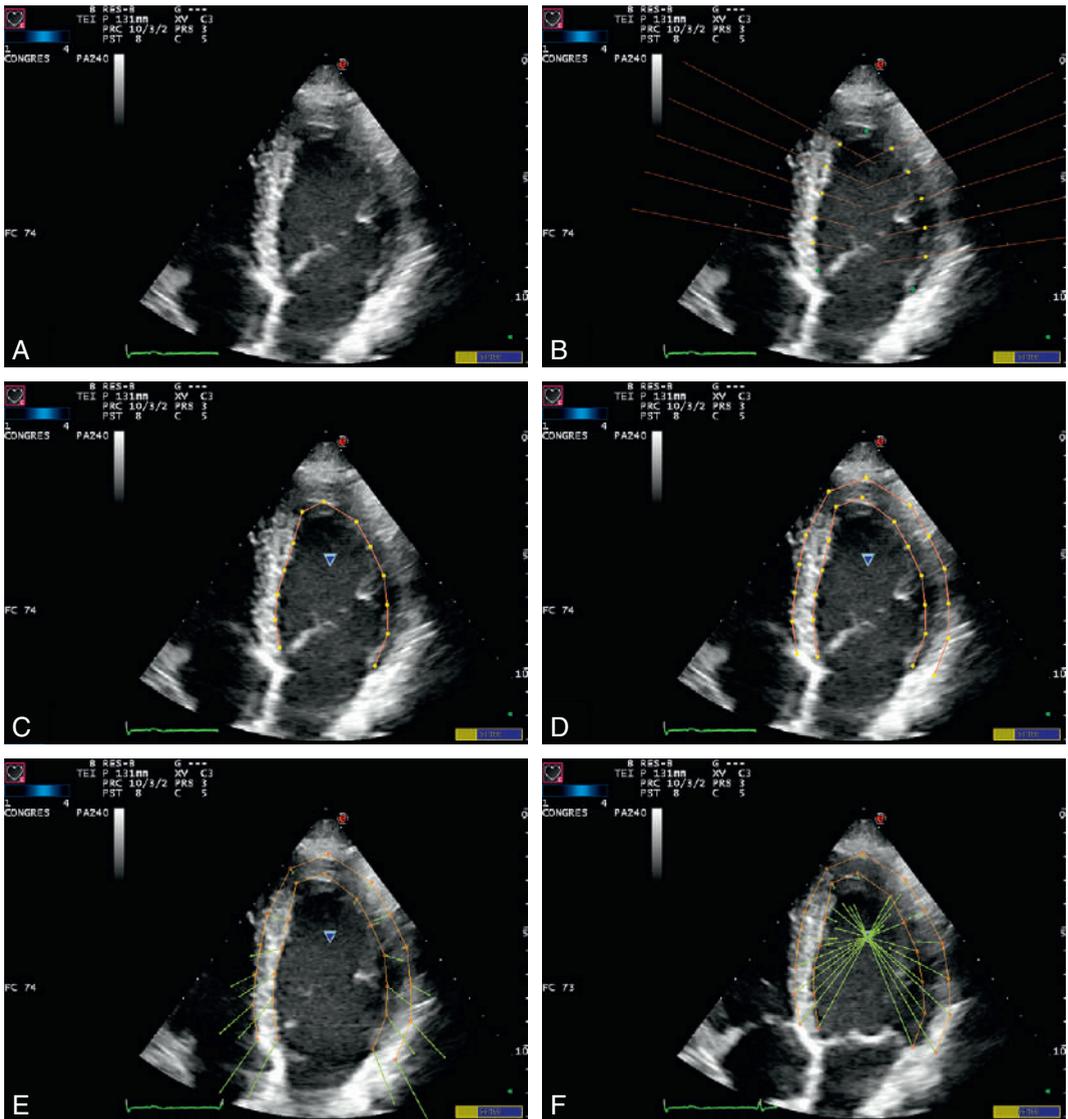
### Conditions d'examen

Il s'agit :

- de la mise en place des électrodes d'ECG permettant d'obtenir le tracé d'ECG numérisé net et non perturbé afin de pouvoir suivre précisément la déformation au cours du cycle cardiaque;
- du réglage adéquat de l'échographe permettant d'obtenir une image de haute qualité condition *sine qua non* de l'examen (réglage de gains, de la fréquence d'émission des ultrasons, de la focalisation, de la densité d'image...). En fait, plus rapide est la cadence d'images, meilleure est la résolution temporelle. Contrairement au Strain Doppler, la cadence image nécessaire à l'acquisition 2D Strain est généralement moindre : 50-70 MHz versus > 100 MHz pour le strain dérivé du Doppler tissulaire.

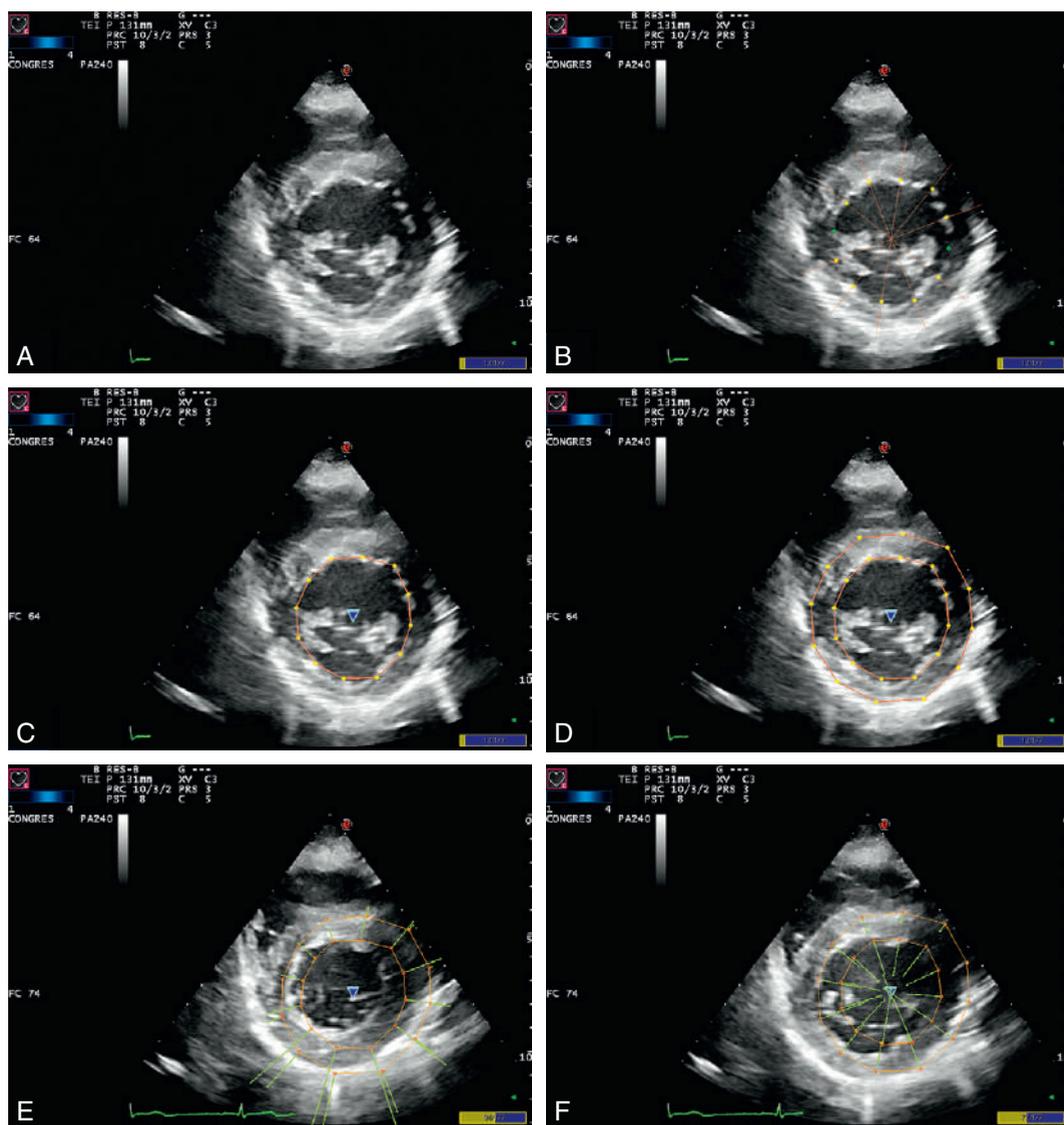
### Déroulement d'examen

La procédure concernant l'étude du ventricule gauche en 2D Strain est la suivante (figures 7.9 et 7.10) :



**Figure 7.9. Méthodologie de 2D Strain selon la coupe 2D grand axe** (technique de Kontron-Medical Esaote).  
**a.** Sélection d'une image 2D de haute résolution pour analyse Strain (coupe apicale quatre cavités) à partir des cycles cardiaques acquis (clips).  
**b.** Positionnement des « points de poursuite » sur l'image 2D brute de manière semi-automatique : les points sont placés sur la bordure endocardique du VG divisé en segments équidistants depuis l'anneau mitral.  
**c.** Définition du contour endocardique avec des « points de poursuite » affichés sur la bordure tracée.  
**d.** Définition automatique du contour épicaudique avec « points de poursuite » marqués sur la même image acquise.  
**e., f.** Affichage sur image fixe ou en mode ciné des vecteurs de vitesses objectivant la qualité de la poursuite des bords endo et épicaudiques par rapport au « point de vue » (représenté par un triangle bleu au sein du VG) en diastole (E) et en systole (F).

- le choix d'incidence de travail (coupe échographique 2D grand ou petit axe) ;
- l'acquisition d'une séquence d'image en mode 2D (clip) avec un tracé d'ECG simultané. La durée des clips de un à trois cycles cardiaques peut être réglée ;
- la sélection dans la mémoire de l'échographe des clips sans artefacts (par exemple respiratoires) et dont la qualité des images est la meilleure (distinction optimale du bord endocardique). Les clips portant le symbole « image haute fréquence » seront sauvegardés et analysés ;



**Figure 7.10.** Méthodologie de 2D Strain selon la coupe 2D petit axe (technique de Kontron Médical-Easote).  
 a. Acquisition de la coupe 2D parasternale transversale transventriculaire.  
 b. Positionnement des « points de poursuite » sur le bord endocardique selon la méthode semi-automatique.  
 c., d. Traçage automatique du contour endocardique (C) et du contour épicaudique (D).  
 e., f. Affichage des vecteurs dynamiques de vitesses en diastole (E) et en systole (F).

- l'activation de la technique de 2D Strain par une touche appropriée permettant de lancer l'analyse automatique de 2D Strain;
- la sélection de la première image et de l'échelle de gris qui définit mieux le bord endocardique;
- le positionnement des « points de poursuite » (du *tracking*) sur le bord endocardique du ventricule gauche de façon manuelle ou automatique. Le

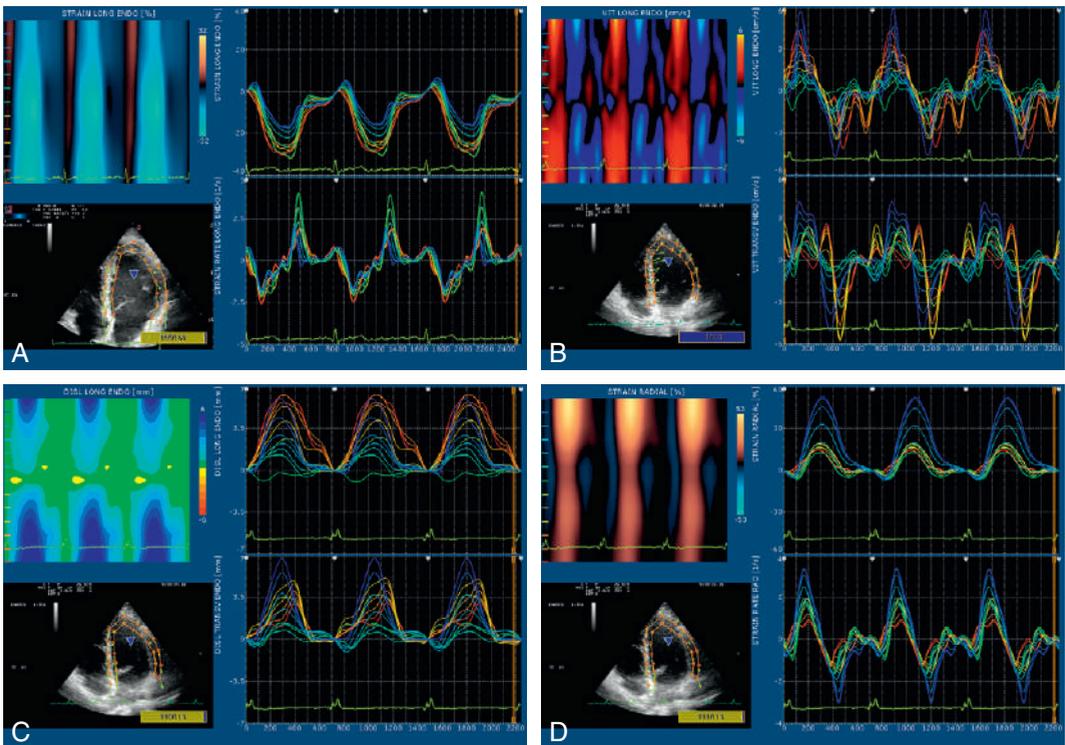
- pointillage automatique est fondé sur une division du VG en 16 ou 17 segments selon le modèle intégré à l'échographe. Une fois le pointillage du VG terminé, le système affiche le tracé du bord endocardique (contourage endocardique);
- le traçage automatique du bord extérieur épicaudique du VG (facultatif) pour pouvoir analyser le Strain dit « épicaudique » (contourage épicaudique);

- le positionnement du «point de vue» dans un endroit souhaité de l'image 2D. Ce point est celui depuis lequel le système observe les mouvements des parois du VG. Ce procédé permet de compléter l'étude de la déformation sous plusieurs angles;
- l'enclenchement du «processus» de 2D Strain permettant d'afficher le clip avec les bords marqués et les vecteurs dynamiques en mode ciné afin de vérifier la qualité de la poursuite du bord endocardique. Les points déjà placés peuvent être repositionnés ou supprimés lors de la révision de l'étude. Les vecteurs dynamiques apposés sous l'image 2D en clip reflètent respectivement la direction et l'amplitude vélocimétrique de déplacement des points endocardiques (longueur des vecteurs). Cette «vecto-graphie» permet de vérifier la fonction cardiaque régionale en analysant les changements d'orientation et d'amplitude de la «couronne» des vecteurs au cours du cycle cardiaque;

- la confirmation définitive de la procédure de 2D Strain permettant d'afficher le graphique des données;
- La sélection des graphiques selon le choix de l'opérateur.

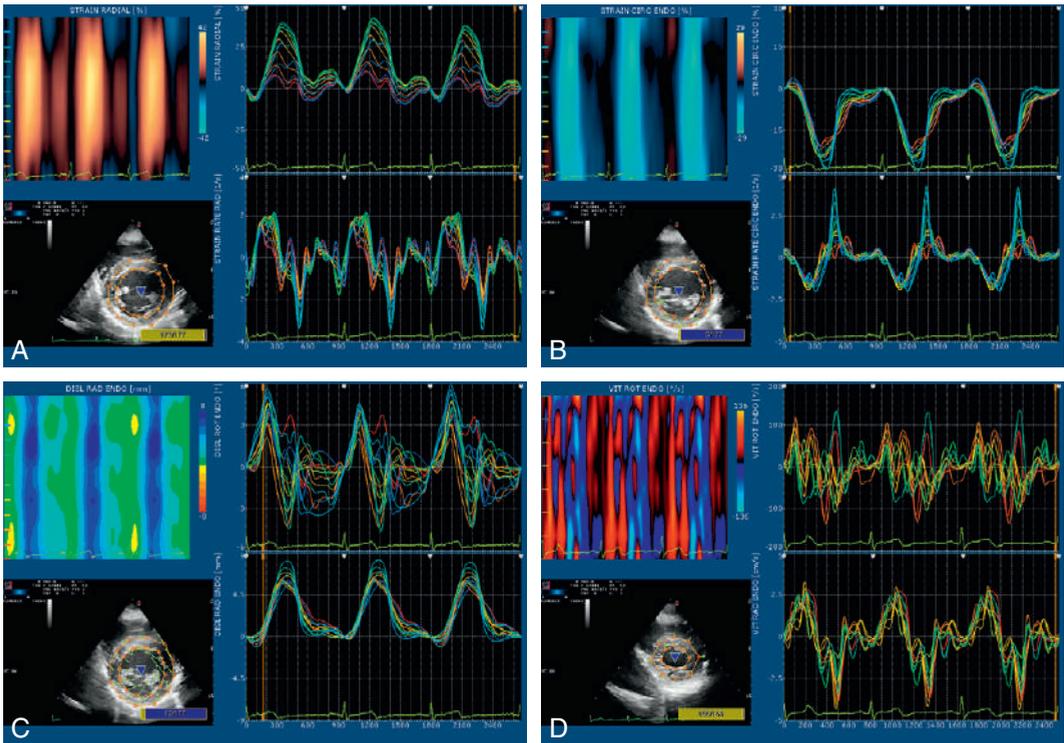
## Modes d'analyse

L'imagerie de déformation permet d'analyser et de quantifier simultanément les différents paramètres de la fonction myocardique régionale et globale. Ces paramètres sont calculés automatiquement et instantanément grâce à l'algorithme mathématique intégré à l'échographe. Le traitement et l'interprétation des données peuvent être éventuellement réalisés après l'acquisition des images (*off-line*). Les indices extraits de 2DStrain sont nombreux (figures 7.11 et 7.12) :



**Figure 7.11.** Représentation graphique des principales données recueillies en mode 2D Strain à partir de la coupe apicale des quatre cavités.

- Strain/Strain Rate longitudinal.
- Vélocités myocardiques longitudinales et transversales.
- Déplacements pariétaux : longitudinaux et transversaux.
- Strain/Strain Rate radial.



**Figure 7.12.** Représentation graphique des principales données recueillies en mode 2D Strain à partir de la coupe parasternale transversale.

- a. Strain/Strain Rate radial.
- b. Strain/Strain Rate circonférentiel.
- c. Rotation/déplacement radial.
- d. Vitesse rotation/vitesse myocardiques radiales.

### Strain/Strain Rate

Il est représenté sous forme de la courbe correspondant à chaque segment myocardique étudié, synchronisée avec le tracé d'ECG qui permet de repérer les phases systolique et diastolique dans le cycle cardiaque (notion de temps).

Il est possible de visualiser (en image fixe ou en ciné boucle) la courbe de Strain/Strain Rate d'un seul segment étudié ou simultanément les courbes superposées de tous les segments myocardiques. Le système étant souple, il permet également de choisir les graphiques des segments voulus afin d'être analysés et comparés. Les courbes se répartissent sur l'écran en amplitude selon leur valeur absolue (exprimée en % pour le Strain et en 1/s pour le Strain Rate) et en direction de part et d'autre d'une ligne de zéro prise comme référence (valeurs positives ou négatives). L'échelle de couleurs aide à séparer les valeurs positives et négatives des courbes étudiées.

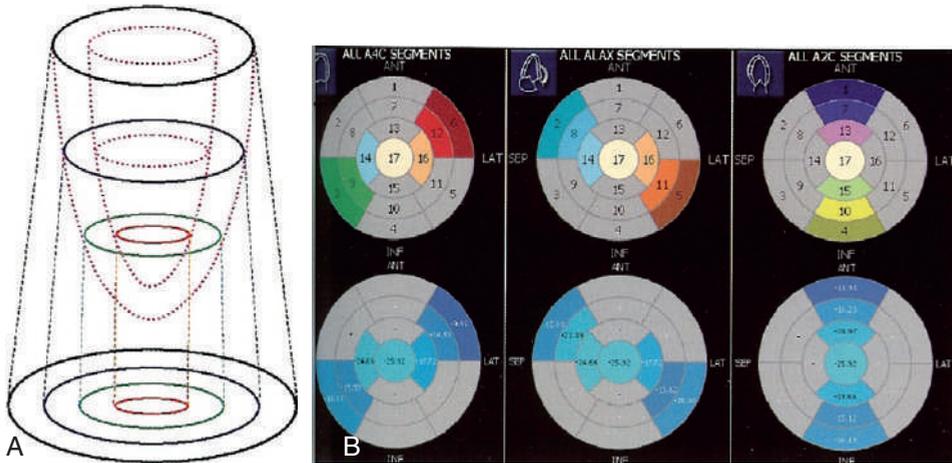
L'affichage des valeurs segmentaires de Strain peut être également réalisé sous forme d'un diagramme type « œil de bœuf » (projection simultanée de tous les segments ventriculaires) (figure 7.13).

### Graphique du Strain normal

Sur la courbe de strain, le  $t_0$  (temps zéro) est pris arbitrairement à la fin de la diastole (onde R de QRS) quand le muscle cardiaque est relâché (repère télédiastolique). Le pic de la courbe correspond à la téléstolote – au maximum de la déformation myocardique en systole (pic téléstolotique du Strain). Le strain est positif en cas d'élongation et négatif en cas de raccourcissement des fibres myocardiques du segment étudié.

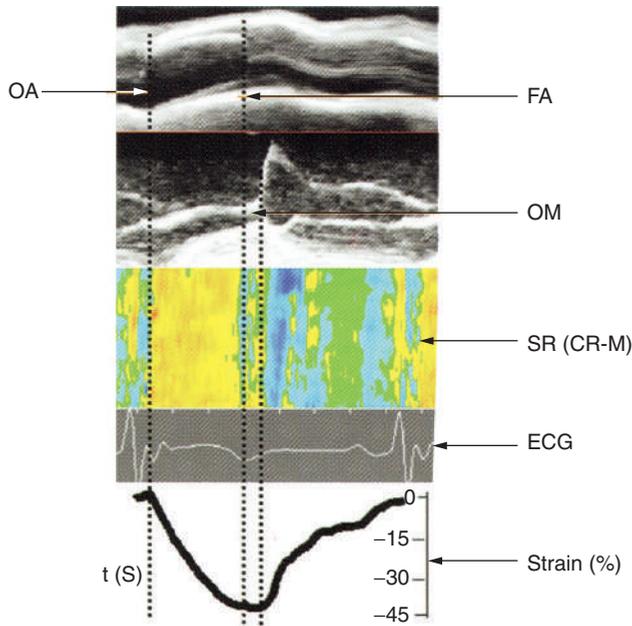
Normalement, la courbe de Strain est monophasique :

- négative pour le Strain longitudinal et circonférentiel (élongation) ;
- positive pour le Strain radial (raccourcissement).



**Figure 7.13.** Présentation des valeurs de Strain de la totalité des segments ventriculaires gauches en « œil de bœuf » à partir des coupes échographiques 2D standardisées superposées.

Source : N. Mirochnik. *Échocardiographie de suivi des marqueurs acoustiques*, Sauramps Medical, 2012.



**Figure 7.14.** Relation entre les événements valvulaires : ouverture aortique (OA), fermeture aortique (FA), ouverture mitrale (OM) et la courbe de Strain longitudinal 5 % (Strain %) et de Strain Rate (SR) en mode CR-M.

Source : figure modifiée d'après M. Kowalski, *Échocardiografia*, Via Medica, 2005.

Il faut noter que les composantes longitudinales et radiales du VG peuvent être acquises à partir d'une seule coupe 2D apicale de quatre cavités. De même les composantes radiale et circonférentielle sont accessibles selon la même coupe parasternale petit axe.

La relation entre les événements valvulaires physiologiques (ouvertures, fermetures) et la courbe du Strain longitudinal normal illustre la [figure 7.14](#).

### Graphique de Strain Rate normal

Le Strain Rate, traduisant la vitesse à laquelle la déformation (le Strain) se produit, s'affiche sous forme d'une courbe biphasique :

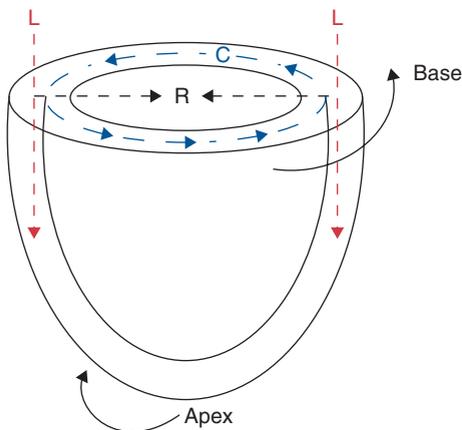
- négative en systole, positive en diastole pour le Strain rate longitudinal et circonférentiel ;
- positive en systole, négative en diastole pour le Strain rate radial.

### Vélocités myocardiques

L'imagerie de déformation donne l'accès aux mesures des vitesses intramyocardiques identiques aux vitesses obtenues en Doppler tissulaire. L'avantage principal de la technique de 2D Strain vient du fait que :

- les mesures de vitesses myocardiques sont indépendantes de l'angle d'interrogation contrairement aux mesures obtenues par Doppler ;
- les vitesses peuvent être détectées dans la direction longitudinale et transversale du déplacement pariétal sans aucune limitation au niveau de l'apex du VG. L'enregistrement des vitesses pariétales transversales est techniquement impossible au Doppler tissulaire (pas d'effet Doppler).

En fait, l'intégration spatiale du 2D Strain permet l'obtention des vitesses myocardiques en 2D venant pallier les inconvénients du Doppler tissulaire.



**Figure 7.15.** Illustration de la contraction des parois du ventricule gauche dans les trois axes orthogonaux : longitudinal (L), radial (R), circonférentiel (C) et de la rotation cardiaque systolique (horaire à la base, anti-horaire à l'apex).

### Déplacement pariétal

De même, la technique de 2D Strain permet de quantifier le déplacement pariétal (longitudinal, transversal, circonférentiel) dans les incidences 2D appropriées. Cette amplitude de déplacement, objectivée sous forme des courbes de déplacement segmentaire, est exprimée en millimètres (ou centimètres).

### Rotation cardiaque

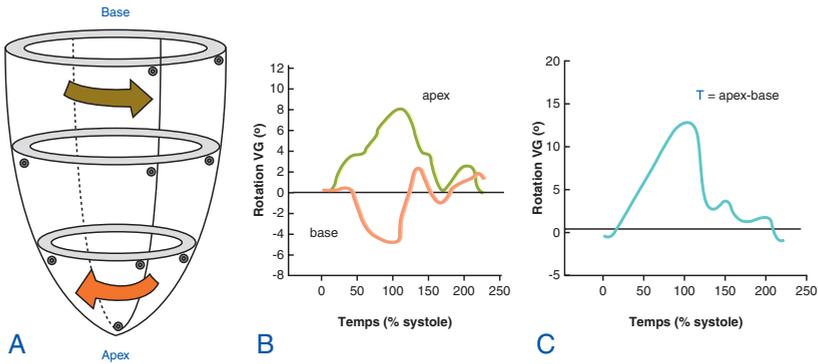
La géométrie complexe des fibres myocardiques (spiroïde, en hélice) explique les mouvements de rotation du VG dans le plan petit axe. Normalement, cette rotation s'effectue en systole, dans le sens horaire à la base du cœur et dans le sens anti-horaire à l'apex (phénomène physiologique de torsion ou *twist* conditionnant l'éjection ventriculaire). La torsion résulte de la combinaison des trois vecteurs de déformation : longitudinal, radial et circonférentiel. Elle est comparée à l'essorage de serpillère. En fait, au cours du cycle cardiaque, la paroi du VG s'épaissit, se raccourcit et le VG se tord autour de son grand axe (figure 7.15).

En protodiastole, il y a un mouvement anti-horaire à la base et horaire à l'apex (phénomène de détorsion ou « untwist » conditionnant le remplissage du VG).

Ces mouvements de rotation entre la base et l'apex du VG peuvent être identifiés et quantifiés en mode 2D Strain à partir des incidences parasternales transversales, à deux niveaux du ventricule gauche en connaissant la distance qui sépare les deux plans. Les courbes représentant la rotation sont exploitables (degré de la rotation : °, vitesse de rotation : °/s). La différence entre la rotation de la base et de l'apex permet de calculer la torsion (ou *twist*) témoignant d'un gradient base-apex (figure 7.16).

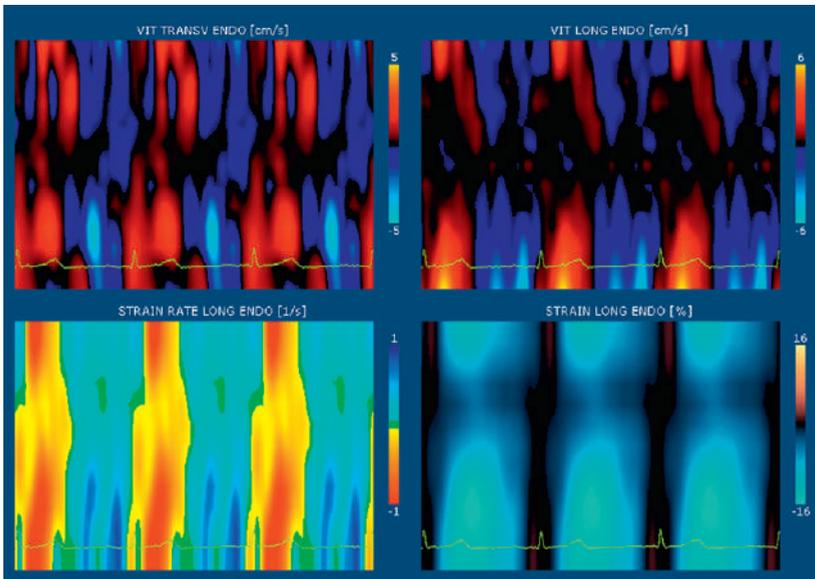
Enfin, la torsion est corrélée à la fonction systolique du VG et à la pression auriculaire gauche.

Les différents paramètres de l'imagerie de déformation (Strain, Strain Rate, vitesses, déplacement, rotation) peuvent être également présentés sous forme du mode CR-M (Color Rendering M-Mode). Cette représentation temporelle des données en mode couleur permet de comparer et analyser les mesures séparément ou en combinaison (plusieurs composantes de 2D Strain simultanément, dans le temps, (figure 7.17).



**Figure 7.16.** Illustration de la rotation cardiaque s'effectuant dans le sens horaire à la base du ventricule gauche et dans le sens anti-horaire à l'apex (A). Les courbes respectives de la rotation basale (négative) et apicale (positive) du VG (B). La torsion (T) du VG (twist) traduisant la différence de rotation entre l'apex et la base présentée en courbe (C).

Source : A. Pasquet., *ÉchoCardiographie*, n°17, 2009.



**Figure 7.17.** Représentation temporelle simultanée des données : vitesses/Strain/Strain Rate en mode CR-M (Color Rendering M-Mode).

## Interprétation des données

Les profils du Strain, des vitesses, des déplacements et de rotation sont détectés et analysés en mode 2D à partir d'une séquence dynamique. Chaque segment cardiaque est représenté par son propre profil (graphique et chiffré) pour une comparaison globale ou sélective. Les données obtenues par le Speckle Tracking en échocardiographie doivent être analysées et interprétées attentivement. L'analyse des paramètres de déformation se fait à l'échelon global et régional ventriculaire comme auriculaire (figures 7.18 et 7.19).

En routine, l'analyse du strain du VG est la plus courante. Elle est fondée sur la mesure du pourcentage du Strain global (la moyenne des Strains segmentaires) : longitudinal, radial et circonférentiel lors de la systole ventriculaire.

Les valeurs normales du Strain systolique global couramment utilisées pour le VG sont (tableau 7.1) :

- Strain longitudinal :  $- 21,5 \pm 2,0 \%$  ;
- Strain radial :  $+ 36,8 \pm 17,2 \%$  ;
- Strain circonférentiel :  $- 20,3 \pm 3,6 \%$

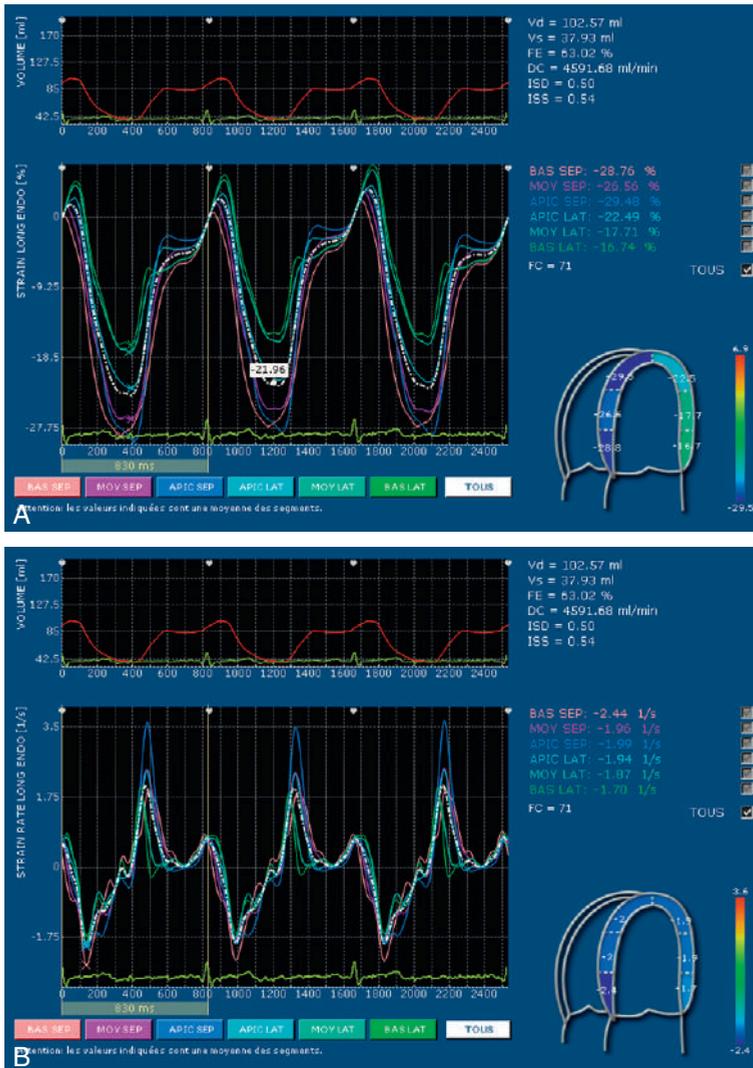
Le strain global reflète la fonction systolique globale du VG. En pratique, c'est le strain longitudinal qui est le plus largement utilisé.

L'étude du Strain segmentaire dit local (valeur du pic maximal télé-systolique du Strain segmentaire) permet d'évaluer la fonction systolique régionale du VG. L'interprétation correcte des mesures segmentaires obtenues en 2D Strain exige la connaissance

des valeurs normales de strain pour chaque segment/paroi ventriculaire (une cartographie ventriculaire gauche fondée sur le Strain, [tableau 7.2](#)).

En fait, il existe une hétérogénéité physiologique (spatiale et temporelle) du Strain :

- les Strains longitudinal et circonférentiel s'accroissent de la base vers l'apex du VG (hétérogénéité baso-apicale);



**Figure 7.18.**

Affichage des résultats en mode 2D Strain issus de la coupe apicale des quatre cavités.

a. Strain longitudinal : segmentaire et global (- 21,9%).

b. Strain Rate longitudinal.

c. Strain radial ; segmentaire et global (+ 49,4%).

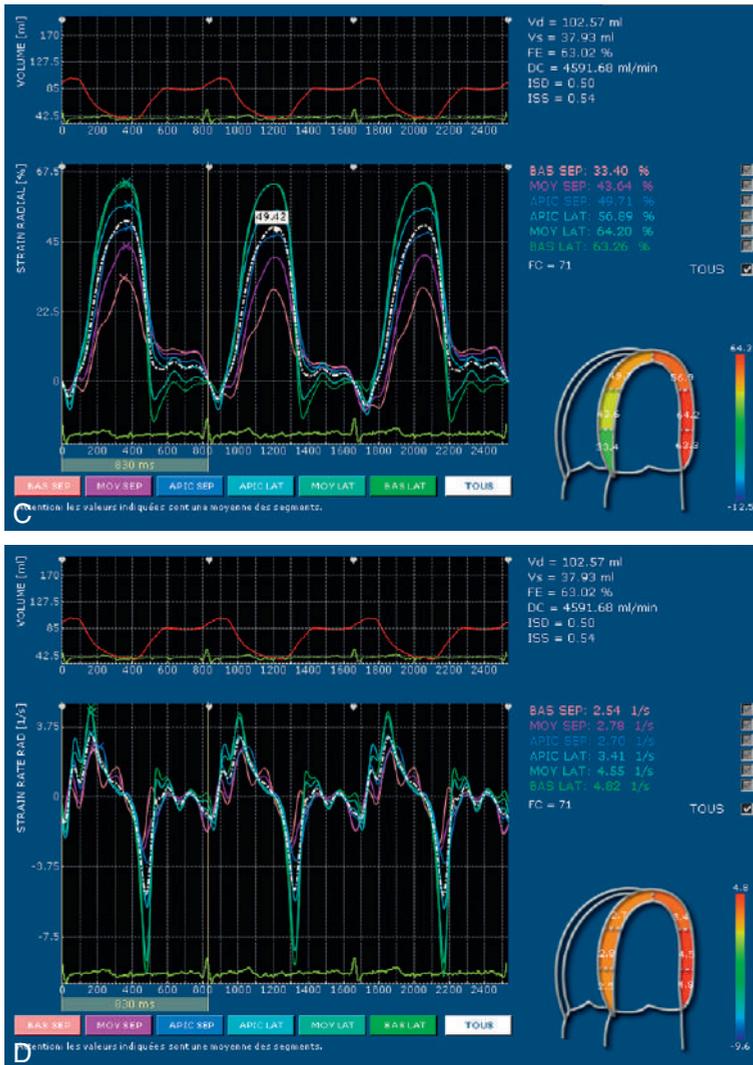


Figure 7.18. Suite.

d. Strain Rate radial.

Courbe blanche pointillée : la moyenne de Strains/Strains Rates segmentaires).

**Tableau 7.1. Valeurs normales (moyennes et extrêmes) du strain global du ventricule gauche : longitudinal, radial et circonférentiel (valeurs non consensuelles).**

Strain (%)	Moyennes	Extrêmes
Longitudinal	- 21,5 ± 2,0	15–25
Radial	+ 36,8 ± 17,2	30–50
Circonférentiel	- 20,3 ± 3,6	16–27

- les Strains longitudinal, circonférentiel et radial s'accroissent de l'épicarde vers l'endocarde (hétérogénéité transversale);

- le Strain longitudinal est inférieur au niveau de la paroi antérieure par rapport à la paroi postérieure (- 11,0 versus - 21,1 %). À l'inverse, le Strain radial est supérieur au niveau de la paroi antérieure par rapport à la paroi postérieure (+ 53,0 versus + 25,3 %) (hétérogénéité segmentaire).

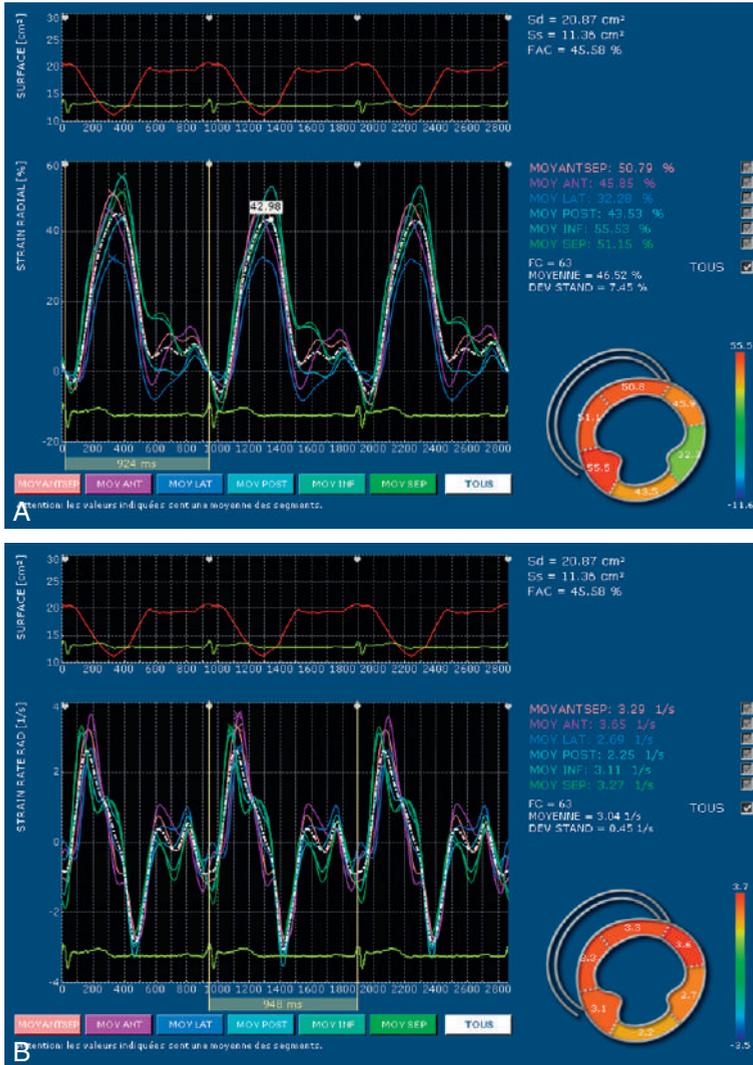
De plus, la déformation est plus forte chez l'enfant et diminue progressivement avec l'âge. Ainsi, la déformation régionale (Strain/Strain Rate longitudinal en particulier) des parois antérolatérale et apicale diminue avec l'âge, alors que les parois inféroseptale et inférieure sont influencées par

l'âge à un degré moindre. Globalement, les patients âgés ont le strain longitudinal inférieur à celui des sujets jeunes (-19,6% versus -22,2%).

Cette hétérogénéité physiologique du strain myocardique implique une interprétation rigoureuse et prudente de la fonction systolique régionale du VG. De même, il existe une répartition hétérogène du Strain Rate au sein du myocarde nécessitant une interprétation attentive des mesures. Les valeurs de

Strain Rate longitudinal et circonférentiel augmentent de la base vers l'apex du VG (tableau 7.3).

Enfin, il faut retenir que chronologiquement l'activation mécanique du VG débute d'abord dans la paroi latérale; le septum s'active en dernier. Contrairement, le pic de contraction est d'abord atteint par le septum, puis par la paroi latérale.



**Figure 7.19.** Affichage des résultats en mode 2D Strain issus de la coupe parasternale transversale.  
 a. Strain radial : segmentaire et global (+42,9%).  
 b. Strain Rate radial.

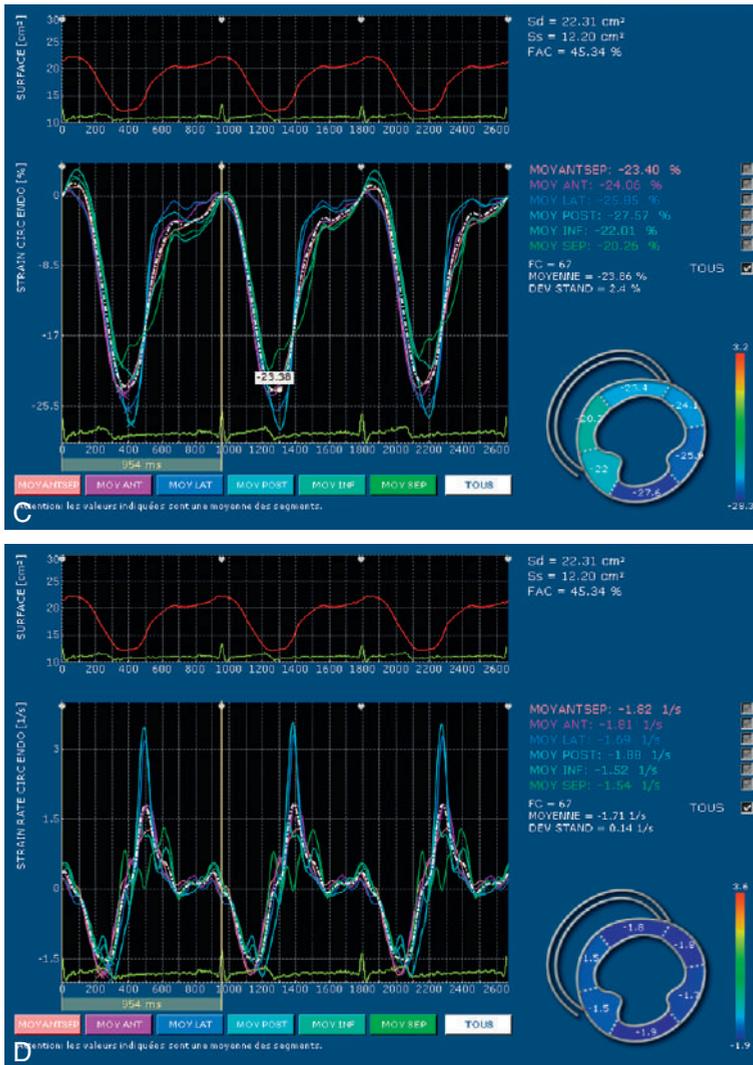


Figure 7.19. Suite.

- c. Strain circonférentiel : segmentaire et global (− 23,3%)
- d. Strain Rate circonférentiel.

Tableau 7.2. Valeurs normales du strain global du ventricule gauche (longitudinal, radial, circonférentiel) en fonction des parois ventriculaires étudiées : antérieure, postérieure, septale, latérale (valeurs non consensuelles).

Parois	Strain %		
	Longitudinal	Radial	Circonférentiel
Antérieure	− 11,0 ± 1,4	+ 53,0 ± 8,2	− 15,0 ± 2,7
Postérieure	− 21,1 ± 3,3	+ 25,3 ± 4,0	− 17,2 ± 1,8
Septale	− 24,2 ± 6,0	+ 35,9 ± 6,9	− 21,4 ± 4,0
Latérale	− 18,3 ± 4,0	+ 42,7 ± 6,8	− 19,1 ± 3,2

**Tableau 7.3. Valeurs normales (moyennes et extrêmes) du Strain Rate global du ventricule gauche : longitudinal, radial, circonférentiel (valeurs non consensuelles).**

Strain Rate (1/s)	Moyennes	Extrêmes
Longitudinal	1,1 ± 0,4	1–2
Radial	2,6 ± 0,7	2–4
Circonférentiel	1,2 ± 0,5	1–2

**Tableau 7.4. Valeurs normales (°) de rotation (basale et apicale) et de torsion du ventricule gauche (valeurs non consensuelles).**

	Moyennes	Extrêmes
Rotation (°)		
basale	- 4,2 ± 2,6	3–7
apicale	+ 8,3 ± 5,7	6–10
Torsion (°)	12 ± 5,7	10–15

En ce qui concerne les vitesses myocardiques longitudinales, elles sont physiologiquement plus fortes à la base qu'à l'apex contrairement aux strains.

Enfin, la rotation cardiaque est normalement plus marquée dans la couche sous-endocardique que dans la couche sous-épicardique du VG. Les angles de rotation sont de l'ordre de  $-7^\circ$  à la base (horaire) et de  $+8^\circ$  à l'apex du VG (anti-horaire). Le pic de rotation et de torsion est plus marqué et plus prolongé chez les sujets âgés (tableau 7.4).

La complexité et le nombre des indices disponibles en imagerie de déformation ainsi que leur variabilité régionale nécessitent l'élaboration d'atlas de normalité (valeurs de référence).

Les valeurs dites « normales » de Strain/Strain Rate/Rotation/Torsion exposées dans ce chapitre résument les différentes études, elles ne sont pas consensuelles.

## Intérêt clinique de l'imagerie de déformation

L'imagerie de déformation trouve son intérêt clinique dans de nombreuses affections cardiaques. Elle permet d'étudier :

- la fonction ventriculaire gauche et droite ;
- la fonction des oreillettes ;

- l'hypertrophie ventriculaire gauche ;
- la cardiopathie ischémique ;
- les cardiomyopathies diverses ;
- la myocardite ;
- l'asynchronisme cardiaque ;
- les valvulopathies ;
- le greffon cardiaque ;
- l'effet de la chimiothérapie ;
- les cardiopathies congénitales.

Ces applications cliniques variées de l'imagerie de déformation font l'objet de nombreuses publications et de recherche clinique et expérimentale.

Certains résultats discutés dans ce chapitre doivent être interprétés prudemment sous réserve d'études complémentaires validantes.

## Étude de la fonction du ventricule gauche

La technique de Speckle Tracking permet d'évaluer à la fois la fonction globale et régionale du VG. Elle se focalise essentiellement sur la déformation du VG en systole, on peut ainsi étudier distinctement les fonctions longitudinale, radiale et circonférentielle du VG. Les indices extraits de Speckle Tracking (Strain, Strain Rate, Rotation/Torsion...) constituent de nouveaux marqueurs de la dysfonction contractile du VG, plus précoces que les paramètres fonctionnels visuels. En plus, le 2D Strain permet de dépister une dysfonction ventriculaire limitée à une couche myocardique par exemple sous-endocardique avec une diminution exclusive du strain global longitudinal témoignant d'une dysfonction systolique longitudinale du VG.

Cependant la relation entre la contractilité régionale et la déformation régionale est complexe et dépendante plus ou moins des conditions de charge et de la géométrie ventriculaire en fonction de la cardiopathie sous-jacente. Ainsi, le Strain contrairement au Strain Rate est dépendant nettement des conditions de charge par influence des pressions intra-VG sur les courbes de la déformation myocardique.

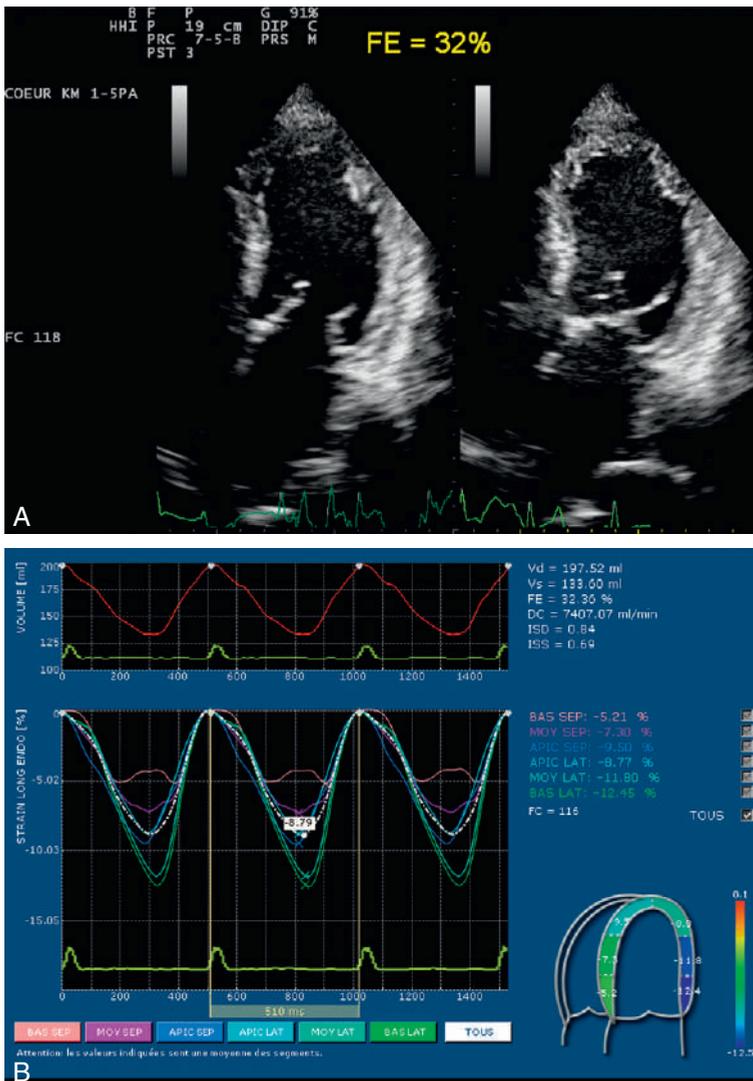
En ce qui concerne la fonction systolique globale du VG, la technique de Speckle Tracking permet une évaluation rapide et précise de l'activité contractile globale du myocarde. Le Strain global

du VG, utilisé en routine cardiologique, reflète parfaitement la fonction globale du VG. Il est corrélé de façon étroite à la fraction d'éjection (FE) du VG mesurée à l'IRM considérée comme l'examen de référence. De même, il y a une bonne corrélation entre la mesure classique de la FE du VG par la méthode de Simpson et l'étude du strain du VG.

En pratique, une valeur du strain systolique longitudinal global du VG  $> -15\%$  indique avec fiabilité une FE du VG  $> 50\%$ . En revanche, un

strain longitudinal global du VG  $< -12\%$  serait équivalent à une FE du VG  $< 35\%$ .

L'analyse simultanée de la déformation longitudinale et radiale dans l'insuffisance cardiaque a démontré l'altération précoce de la fonction longitudinale du VG alors que la fonction radiale est encore préservée. Une aggravation de l'insuffisance cardiaque entraîne une altération à degrés variables également du strain radial et circonférentiel (figure 7.20). En ce qui concerne la rotation apicale, elle est nettement corrélée à la  $dp/dt$  max. du VG.



**Figure 7.20.** Dysfonction systolique du ventricule gauche (VG).

a. Fraction d'éjection (FE) du VG évaluée à 32%. b. Diminution du Strain global : longitudinal :  $-8,7\%$ .

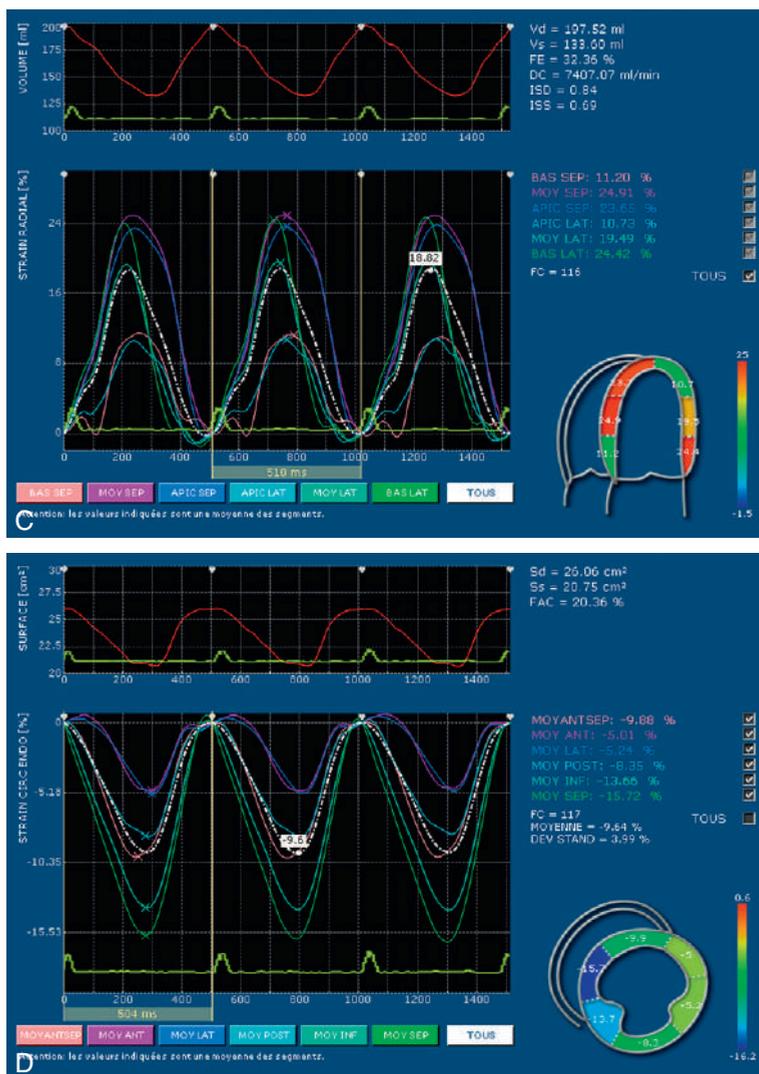


Figure 7.20. Suite.

c. radial : + 18,8%. d. circonférentiel : - 9,6%.

En pratique, l'imagerie de déformation permet :

- La détection d'une dysfonction systolique du ventricule gauche :
  - latente : sans altération significative des marqueurs échocardiographiques systoliques classiques;
  - débutante : chez les patients présentant les symptômes d'insuffisance cardiaque mais sans diminution significative de la fraction d'éjection du VG;

- infraclinique par exemple chez les hypertendus ou chez les diabétiques sans signe d'insuffisance cardiaque avec FE du VG normale.

En fait, lorsqu'il existe une altération de la fonction systolique, c'est d'abord la composante longitudinale qui est atteinte. Une compensation par une bonne composante radiale (Strain radial normal ou hypernormal) « normalise » la valeur de la FE du VG alors que la fonction systolique est déjà effectivement atteinte. Ce phénomène prouve

qu'en cas d'insuffisance cardiaque la fonction systolique n'est pas strictement normale même avec FE du VG conservée. Enfin, chez les patients insuffisants cardiaques (IC) avec FE altérée, contrairement aux patients IC avec FE préservée, la torsion est significativement diminuée ( $12^\circ$  versus  $20^\circ$  chez les sujets témoins) et il existe une corrélation entre FE et torsion chez ces patients.

2. L'exploration de l'insuffisance cardiaque (IC) à fraction d'éjection du VG préservée :

- cette entité clinique concerne environ 50 % des décompensations cardiaques ;
- le 2D Strain a permis de démasquer dans cette forme particulière de l'IC une dysfonction systolique longitudinale isolée du VG (diminution exclusive de la déformation longitudinale) avec des fonctions radiale et circonférentielle conservées (figure 7.21). Logiquement la notion largement utilisée (en terme nosologique) d'IC diastolique pure à fonction systolique normale doit être abandonnée car cette forme d'IC ne trouve pas d'explication sur le plan physiopathologique. Le 2D Strain a confirmé ce concept en donnant accès à des mesures distinctes des trois composantes de la déformation myocardique : longitudinale, radiale et circonférentielle ;

paramètres systoliques du VG plus sensibles et plus fiables que la FE globale classique.

En fait, les patients avec IC à FE préservée ont un strain longitudinal significativement abaissé ( $-12\%$ ) et la valeur seuil de  $-16\%$  permet de prédire au mieux le risque d'IC par rapport à des sujets témoins.

Enfin, on a noté dans l'IC à FE préservée :

- une torsion systolique accrue ;
- l'accroissement de la rotation apicale.

En résumé, le 2D Strain paraît plus adapté dans l'IC à FE préservée, dans laquelle la fonction longitudinale est aussi altérée que dans l'IC systolique, mais avec des fonctions radiales et circonférentielles conservées.

3. La mesure de la fraction d'éjection (FE) du ventricule gauche.

La FE du VG est l'un des indices de la fonction systolique globale du VG le plus souvent utilisé. Cet indice omniprésent dans la pratique cardiologique est mesurable par de nombreuses techniques (angiographie par cathétérisme, IRM, scanner, scintigraphie, ventriculographie isotopique, échocardiographie).

En échographie, la FE du VG peut être mesurée en mode TM (selon Teicholz), en mode 2D (selon

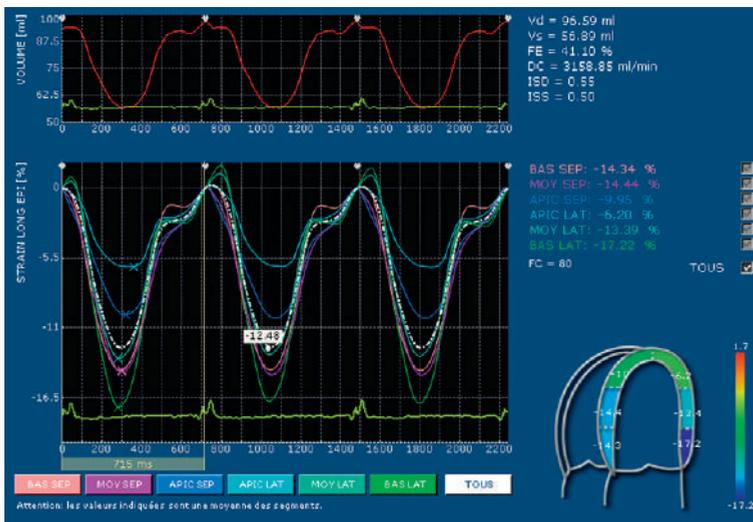


Figure 7.21. Insuffisance cardiaque à fraction d'éjection (FE) préservée. Diminution exclusive du Strain longitudinal global ( $-12,4\%$ ).

Simpson) et en mode 3D. La nouvelle technique de Speckle Tracking est devenue une alternative intéressante à l'échographie classique. En fait, le 2D Strain permet une mesure semi-automatique de la FE du VG en étudiant le suivi (*tracking*) du déplacement pariétal (figure 7.22). La mesure correcte de la FE par 2D Strain nécessite néanmoins un pointillage très précis du bord endocardique (manuel de préférence) afin d'éviter une sous-estimation de la FE. La qualité de l'image 2D doit nécessairement être satisfaisante pour permettre le *tracking* précis du myocarde lors du cycle cardiaque. Cependant, le Speckle Tracking n'est le plus souvent disponible qu'en 2D, il faut donc mesurer séparément par 2D Strain, la FE du VG en incidence des 4 cavités cardiaques et ensuite en 2 cavités gauches pour pouvoir moyenner ces deux mesures. Mais dans la pratique, on ne recourt pas à la pratique du Strain dans le seul but de mesurer la FE du VG. De nouvelles techniques comme l'échographie de contraste, Speckle Tracking en 3D pourront être combinées pour tenter de perfectionner la mesure de la FE du VG en échocardiographie.

Enfin, une formule a été proposée pour obtenir à partir du Strain global longitudinal (Sgl) une FE du VG équivalente à la FE obtenue à l'IRM.

$$FE = Sgl \times 2,7 + 10$$

Cependant, l'utilisation courante de cette formule exige des études validantes complémentaires.

#### 4. L'évaluation pronostique de la dysfonction systolique du VG.

Le Strain global systolique du VG apparaît comme un facteur pronostique performant, prédictif d'événements cardiovasculaires, supérieur à la fraction d'éjection. En fait, le Strain longitudinal global s'avère un bon marqueur pronostic et un élément de suivi évolutif en cas d'insuffisance cardiaque chronique. La valeur pronostique du Strain global a été également démontrée dans l'IC indépendamment de la FE du VG. La valeur du Strain longitudinal global  $< -7\%$  est considérée comme le meilleur paramètre prédictif et indépendant d'événements cardiaques dans un suivi à 12 mois.

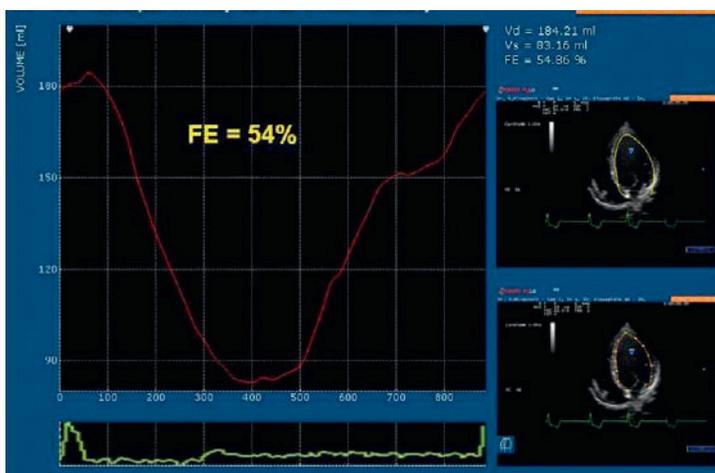
De même, le Strain circonférentiel global diminué s'avère un facteur prédictif puissant de complications cardiovasculaires supérieur à la FE du VG, dans l'insuffisance cardiaque aiguë.

Le 2D Strain permet donc une meilleure stratification du risque cardiovasculaire que la mesure classique de la FE du VG.

Outre la fonction systolique du VG, le 2D Strain peut être employé pour évaluer la fonction diastolique ventriculaire gauche.

#### 5. L'évaluation des pressions de remplissage du ventricule gauche.

L'étude de la dysfonction ventriculaire gauche s'accompagne d'une évaluation systématique des pressions de remplissage.



**Figure 7.22.** Calcul automatique de la fraction d'éjection (FE) du ventricule gauche en mode 2D Strain.

Source : Système AutoFE de Kontron Medical.

Le Strain diastolique global du VG a été récemment rapporté comme nouveau paramètre d'évaluation des pressions de remplissage du VG. Il existe une relation étroite entre la déformation longitudinale en 2D Strain pendant la relaxation isovolumétrique du VG et des indices invasifs de relaxation ventriculaire. Un nouvel indice combiné peut être proposé dans l'évaluation des pressions de remplissage du VG : le rapport  $E$  (vélocité de l'onde E mitrale en Doppler pulsé)/ $S_{riv}$  (Strain diastolique du VG lors de la phase de relaxation isovolumétrique – RIV). Ce rapport  $E_m/S_{riv}$  est significativement corrélé à la pression capillaire pulmonaire. Une valeur supérieure à 8,5 correspond à une pression capillaire supérieure à 15 mmHg.

Le Strain global diastolique du VG semble donc un paramètre puissant dépendant de la relaxation ventriculaire permettant de prédire les pressions de remplissage du VG aussi bien chez les patients avec une FE normale que chez ceux présentant une dysfonction régionale.

La combinaison de 2D Strain avec l'échographie d'effort offre une perspective particulièrement intéressante dans l'évaluation des pressions de remplissage du VG surtout chez les patients se situant dans la « zone grise » des indices échographiques classiques.

Enfin, les paramètres de la rotation du VG (l'angle et la vitesse de rotation) étudiés au Speckle Tracking semblent bien être corrélés aux différents paramètres échographiques de la fonction diastolique du VG. Une nouvelle application du Speckle Tracking devient donc intéressante et utile dans la pratique échographique.

### Étude de la fonction du ventricule droit

L'évaluation de la fonction ventriculaire droite est limitée en raison de la morphologie complexe du ventricule droit (VD), difficile à modéliser en utilisant des formules géométriques appliquées, et de la dépendance des indices systoliques aux conditions de charge. Les paramètres classiques comme l'index de performance myocardique (Tei), l'onde S annulaire tricuspidiennne, le déplacement systolique de l'anneau tricuspideen (TAPSE) permettent de mieux évaluer en routine la fonction du ventricule droit.

L'échographie 3D s'avère un outil intéressant pour l'évaluation des volumes et la fraction d'éjection ventriculaire droite.

La technique de 2D Strain apporte des informations supplémentaires car elle permet une quantification objective et simultanée des différentes composantes de la contraction globale et régionale du ventricule droit.

Les valeurs normales des strains du VD sont résumées dans le **tableau 7.5**. Le Strain systolique longitudinal du VD est un paramètre de déformation myocardique utilisé le plus souvent. Il est mesuré habituellement au niveau de la paroi libre du VD en quatre cavités cardiaques (**figure 7.23**). Sa valeur normale s'étale entre - 25 et - 30 % (valeur moyenne - 24 ± 5 %).

En fait, seule la composante longitudinale de la systole ventriculaire droite est exploitable en pratique clinique. L'analyse du strain radial du VD est difficile compte-tenu surtout d'une anatomie complexe du myocarde droit.

### Dysfonction systolique du ventricule droit

La technique de 2D Strain permet de détecter précocement la dysfonction ventriculaire droite et de mesurer la fraction d'éjection du VD de façon plus fiable par rapport à l'échographie classique souvent décevante. La diminution du strain longitudinal du VD en deçà de 20 % serait en faveur d'une dysfonction systolique du VD. Le Strain mesuré au niveau de la chambre de chasse du VD est bien corrélé au raccourcissement systolique du VD et ce quelles que soient les variations de la pré et de la post-charge ventriculaire.

**Tableau 7.5. Valeurs normales du Strain Longitudinal global et régional du ventricule droit (pour les segments : basal, moyen et apical de la paroi latérale et septale du VD) et du Strain Rate global du ventricule droit (valeurs groupe contrôle d'étude Jategezonkor et coll).**

Strain global (%)	- 21,6 ± 4,9		
	Basal	Moyen	Apical
→ Latéral	- 28,7 ± 8,8	- 28,6 ± 7,8	- 23,6 ± 7,6
→ Septal	- 18,7 ± 3,5	- 17,9 ± 3,7	- 15,7 ± 7,7
Strain Rate global (1/s)	- 1,11 ± 0,18		

Il y a un bon espoir de pouvoir dégager prochainement de nouveaux marqueurs précis de la dysfonction du VD avant que des anomalies ne deviennent perceptibles avec les indicateurs traditionnels.

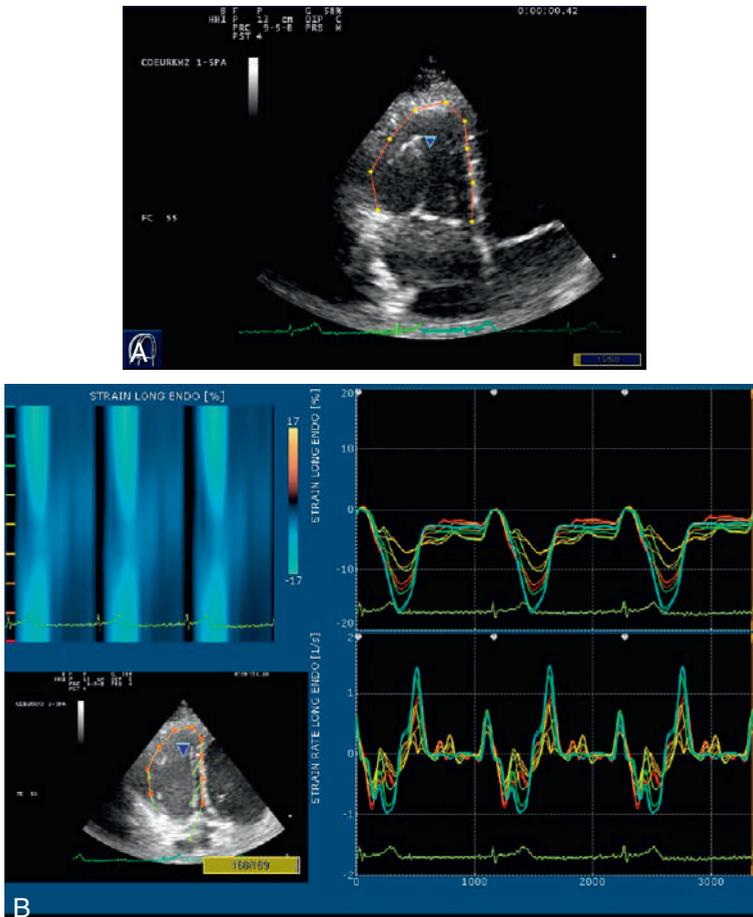
Le 2D Strain permet également la détection d'anomalies de fonction régionale dans le cadre d'une dysplasie arythmogène du ventricule droit (DAVD). Des études de déformation approfondies concernant la DAVD sont en cours.

En conclusion, le ventricule droit longtemps négligé, notamment du fait de la difficulté d'exploration, est de mieux en mieux connu grâce à l'utilisation de

l'imagerie de déformation. Le 2D Strain permettra également de mieux préciser la contribution du septum interventriculaire dans l'interdépendance ventriculaire. En fait, les deux ventricules fonctionnant en série, partageant des fibres myocardiques communes donc sont très dépendants l'un de l'autre.

## Étude de la fonction des oreillettes

L'échographie cardiaque grâce à la technique du Speckle Tracking dispose d'un outil précieux



**Figure 7.23.** Étude du ventricule droit (VD) au 2D Strain selon la coupe apicale des quatre cavités (technique de Kontron Médical-Esaote).

a. Sélection des « points de poursuite » sur les parois du VD.

b. Graphique des Strain/Strain Rate.

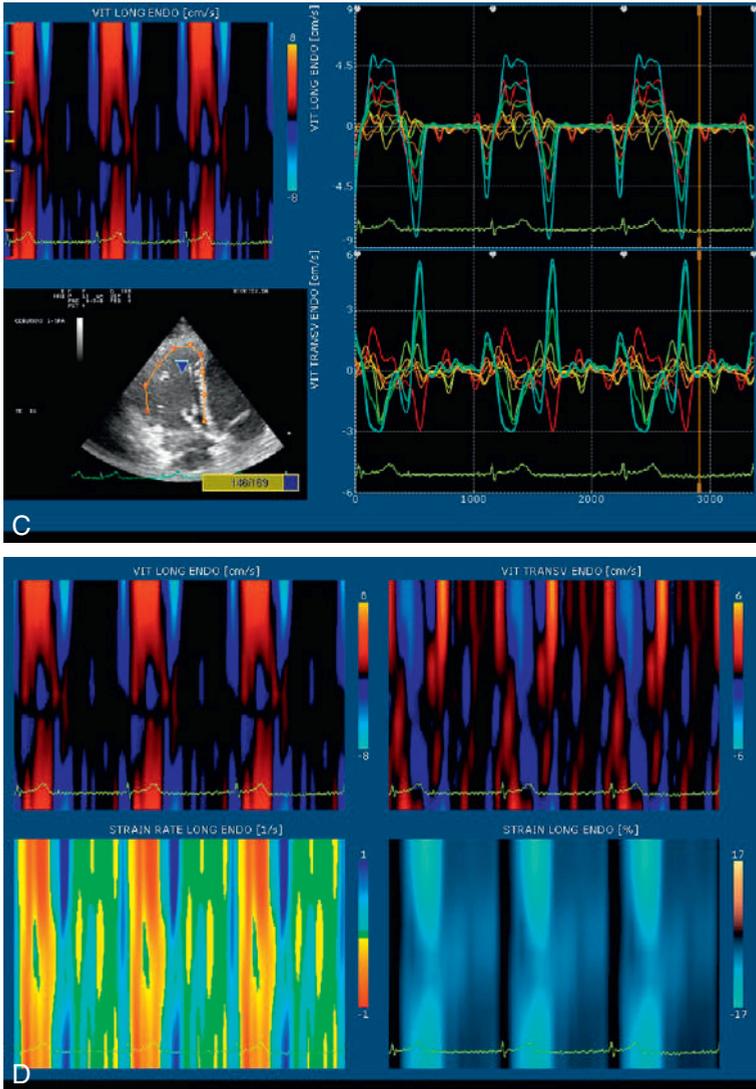


Figure 7.23. Suite.

c. Étude des vitesses pariétales du VD.

d. Affichage des données graphiques dans le temps en Color M-Mode.

pour relever le défi de l'étude de la fonction auriculaire gauche et droite.

### Étude de l'oreillette gauche

L'échographie cardiaque permet d'étudier la taille (diamètre, surface) et la fonction de l'oreillette

gauche. L'évaluation de la fonction de l'OG en routine repose sur diverses méthodes :

- l'étude des volumes de l'OG en mode 2D ;
- l'étude du flux veineux pulmonaire en Doppler pulsé :

- l'onde S reflétant la fonction réservoir de l'OG (remplissage de l'OG à partir des veines pulmonaires);
- l'onde D reflétant la fonction conduit de l'OG (vidange passive de l'OG dans le VG);
- l'onde A reflétant la fonction pompe de l'OG (vidange active de l'OG dans le VG due à la contraction atriale);
- l'étude de l'onde Am du flux mitral en Doppler pulsé (fonction pompe de l'OG);
- l'étude de l'onde Aa de l'anneau mitral en Doppler tissulaire reflétant également la fonction pompe de l'OG.

L'étude de la fonction de l'OG peut être complétée par la technique de Speckle Tracking permettant de suivre les contours de l'OG au cours du cycle cardiaque et de mesurer simultanément :

- les vitesses auriculaires et;
- les déformations de l'OG (Strain/Strain Rate).

Il faut souligner que les fibres musculaires auriculaires gauches ont une disposition essentiellement longitudinale et s'insèrent à la circonférence de l'anneau mitral.

### Vélocités auriculaires

L'analyse de l'OG par Speckle Tracking a démontré que les vitesses systoliques de l'OG sont :

- plus élevées à l'anneau mitral et diminuent progressivement vers le toit de l'OG;
- uniformes dans l'axe transversal de l'OG et différentes (hétérogènes) dans son axe longitudinal.

En fait, le Speckle Tracking de l'OG permet d'étudier les vitesses auriculaires tangentielles et radiales. Ces vitesses sont bien corrélées à la FE du VG et aux volumes ventriculaires gauches. La composante tangentielle de la vitesse auriculaire est corrélée négativement au volume de l'OG.

Enfin, les vitesses tangentielles et radiales sont significativement réduites chez les patients en insuffisance cardiaque avec une élévation des pressions de remplissage du VG en particulier.

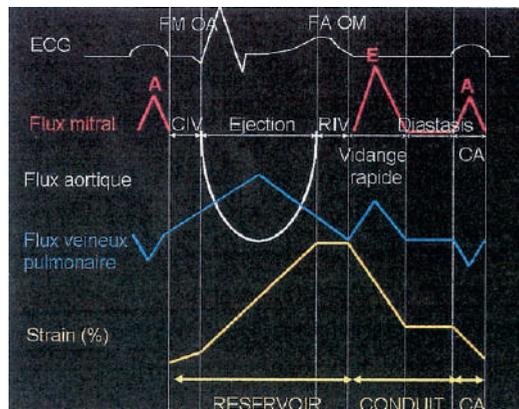
### Déformations auriculaires

La technique de Speckle Tracking permet d'apprécier la déformation de l'OG dans deux sens :

- longitudinal correspondant au strain longitudinal (le plus souvent étudié);
- radial correspondant au strain radial.

Le Strain Rate reflète la vitesse de déformation de l'OG au cours du cycle cardiaque.

La courbe du strain longitudinal normal de l'OG est biphasique (figure 7.24) :



**Figure 7.24.** Aspect schématique de la courbe du strain longitudinal de l'oreillette gauche au cours du cycle cardiaque.

Strain : positif durant la phase de réservoir, négatif durant la phase de conduit, nul durant la phase de pompe (contraction atriale, CA).

FM : fermeture mitrale; OA : ouverture aortique.

FA : fermeture aortique; OM : ouverture mitrale.

CIV : contraction isovolumétrique; RIV : relaxation isovolumétrique.

Source : B. Gallet, La Fonction de l'oreillette gauche, *EchoCardiographie*, n°21, 2009.

- positive lors de la phase de réservoir (allongement de l'OG durant le remplissage auriculaire);
- négative lors de la phase de conduit et de la pompe (raccourcissement de l'OG durant la vidange auriculaire).

La courbe est « aplatie » lors de la diastasis mitrale reflétant l'absence de déformation de l'OG durant cette période.

Pratiquement, le strain de l'OG est mesuré en Speckle Tracking à partir de la coupe apicale de quatre et deux cavités cardiaques (figure 7.25). L'OG est divisée en 12 segments sur l'ensemble de

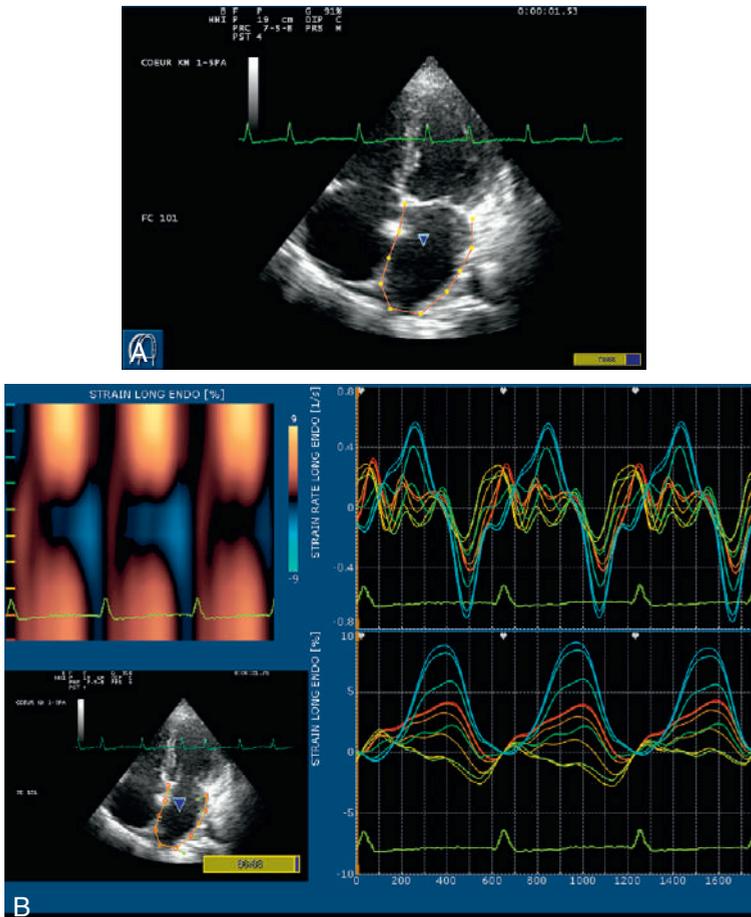
deux coupes étudiées (septaux, latéraux, antérieurs et inférieurs).

Le strain longitudinal de l'OG est mesurable en :

- télésystole (reflet de la fonction réservoir);
- protodiastole (reflet de la fonction conduit);
- télédiastole (reflet de la fonction pompe).

Le Strain global correspond à la moyenne de tous les segments auriculaires étudiés.

La valeur normale du strain longitudinal global systolique (maximal) de l'OG est de  $42 \pm 6\%$ .



**Figure 7.25.** Étude de l'oreillette gauche (OG) au 2D Strain selon la coupe apicale des quatre cavités (technique de Kontron Médical-Esaote).

- a. Pointillage et traçage du contour de l'OG.
- b. Graphique de Strain/Strain Rate longitudinal de l'OG.

L'analyse du strain de l'OG a permis de démontrer :

- une diminution significative du strain et du strain rate en cas de fibrillation auriculaire (FA) ;
- une amélioration de la déformation chez les patients en rythme sinusal à trois mois de l'ablation par radiofréquence de la FA paroxystique ;
- la persistance transitoire d'une dysfonction atriale dans les suites d'une Cardioversion Electrique Externe (CEE) pour FA (récupération des paramètres de déformation en quatre semaines) ;
- une réduction des strains/strains rate de l'OG chez les patients avec dysfonction diastolique du VG présentant le profil mitral pseudonormal et restrictif.

En ce qui concerne la FA, la valeur seuil du strain de l'OG ( $> 19,5\%$ ) et du strain rate ( $> 2,25\text{ 1/s}$ ) apparaît le meilleur prédicteur du rythme sinusal après ablation par radiofréquence.

Il faut également noter que les patients présentant une FA paroxystique ont une diminution significative des strains longitudinal et circonférentiel et non radial du ventricule gauche témoignant d'une dysfonction systolique du VG soit latente soit débutante. Ces stigmates de dysfonction du VG s'améliorent progressivement et même disparaissent complètement après ablation de la FA par radiofréquence.

Enfin, il est possible de mesurer grâce au Speckle Tracking auriculaire la fraction d'éjection de l'OG qui semble être un meilleur marqueur de la thrombose atriale gauche comparativement aux indicateurs visuels (vitesse de vidange auriculaire, contraste spontané intra-OG, dilatation atriale).

En conclusion, l'imagerie de déformation de l'OG permet une évaluation quantitative précise de la fonction atriale et fournit un marqueur de la réversibilité du remodelage ventriculaire gauche dans la fibrillation auriculaire.

## Étude de l'oreillette droite

Le Speckle Tracking apparaît prometteur dans l'étude de la fonction de l'oreillette droite (OD) grâce aux paramètres de vitesse et de déformation mesurables par cette technique.

Le 2D Strain a démontré les différences fonctionnelles entre l'OD et l'OG. En utilisant cette technique il apparaît que la performance éjectionnelle, l'interaction entre la contractilité, la charge et la

compliance atriale sont plus élevées dans l'OD, comparativement à l'OG, chez les sujets normaux.

La valeur diagnostique et pronostique du Strain appliquée à l'OD devrait très probablement se confirmer dans un proche avenir.

## Étude de l'hypertrophie ventriculaire gauche

Le Speckle Tracking grâce aux paramètres myocardiques de déformation (strain, vitesse, rotation) permet de distinguer trois types d'hypertrophie du ventricule gauche :

- l'hypertrophie physiologique ;
- l'hypertrophie hypertensive ;
- l'hypertrophie primitive liée à la cardiomyopathie hypertensive (CMH).

## Hypertrophie physiologique du ventricule gauche

Comparativement aux sujets sains sédentaires, le sportif présente un remodelage physiologique du VG caractérisé surtout par :

- une hypertrophie modérée (épaisseur pariétale  $< 13\text{ mm}$  avec rapport SIV/PP  $< 1,3$ ) des parois du VG ;
- un profil de déformation spécifique du VG avec :
  - une composante longitudinale de strain significativement abaissée, compensée par
  - une composante radiale de strain plus élevée (par rapport au groupe témoin).

Ces différences de strain paraissent plus marquées au niveau des segments basaux du VG. En revanche il n'y a pas de différence significative en termes de strain circonférentiel entre les deux groupes (témoins et sportifs). Enfin, les sportifs de haut niveau peuvent présenter un remodelage hypertrophique du VG pouvant parfois évoquer une CMH. L'imagerie de strain semble une technique intéressante pour dépister précocement les anomalies de la fonction systolique du VG particulièrement dans les formes frontières de remodelage ventriculaire. Dans le syndrome de fatigue myocardique aiguë (par exemple course de marathon) on a noté une dégradation de la fonction du VG aussi bien systolique (diminution du strain) que diastolique (diminution de l'onde E annulaire mitrale).

## Hypertrophie hypertensive du ventricule gauche

L'utilisation de l'imagerie de déformation permet de différencier le cœur de l'hypertendu et le cœur du sportif. En général, le contexte clinique oriente facilement vers le diagnostic d'hypertrophie ventriculaire gauche (HVG) d'origine hypertensive.

Le 2D Strain du VG a permis d'identifier :

- un taux global de déformation moindre chez les patients hypertendus comparativement aux non-hypertendus (- 20,4 % versus - 22,1 % pour le strain longitudinal global) ;
- une diminution modérée isolée du strain longitudinal chez les patients hypertendus sans l'HVG avec FE du VG normale (atteinte infraclinique du VG) ;
- une diminution franche et significative du strain longitudinal chez les patients hypertendus présentant une HVG. Cette baisse du strain longitudinal prédomine au niveau des segments hypertrophiés. Une réduction du strain radial (à degré variable) peu significative a été notée en cas d'HVG sévère (figure 7.26).

Enfin, chez les hypertendus sans HVG on peut observer un retard de la détorsion protodiastolique. L'étude de 2D Strain permet également la différenciation entre l'hypertrophie des cardiopathies hypertensives et des cardiomyopathies hypertrophiques primitives (CMH) :

- le rapport strain radial septal/latéral est diminué dans la CMH par rapport à une cardiopathie hypertensive. Un ratio < 0,90 évoque une hypertrophie liée à une CMH ;
- la conservation du strain circonférentiel en cas d'hypertrophie hypertensive du VG comparativement aux porteurs de CMH (baisse du strain circonférentiel).

### Hypertrophie du ventricule gauche due à la cardiomyopathie hypertrophique (CMH)

La CMH est caractérisée par une désorganisation structurelle localisée des fibres myocardiques à l'origine d'une hypertrophie extensive et d'anomalie de la fonction systolo-diastolique du VG.

Ainsi, la présence des segments myocardiques incapables de se déformer est une caractéristique

particulière des CMH. Ni les hypertendus, ni les non-hypertendus n'ont de segments non déformables.

L'imagerie de 2D Strain appliquée aux patients présentant une CMH a permis de démasquer :

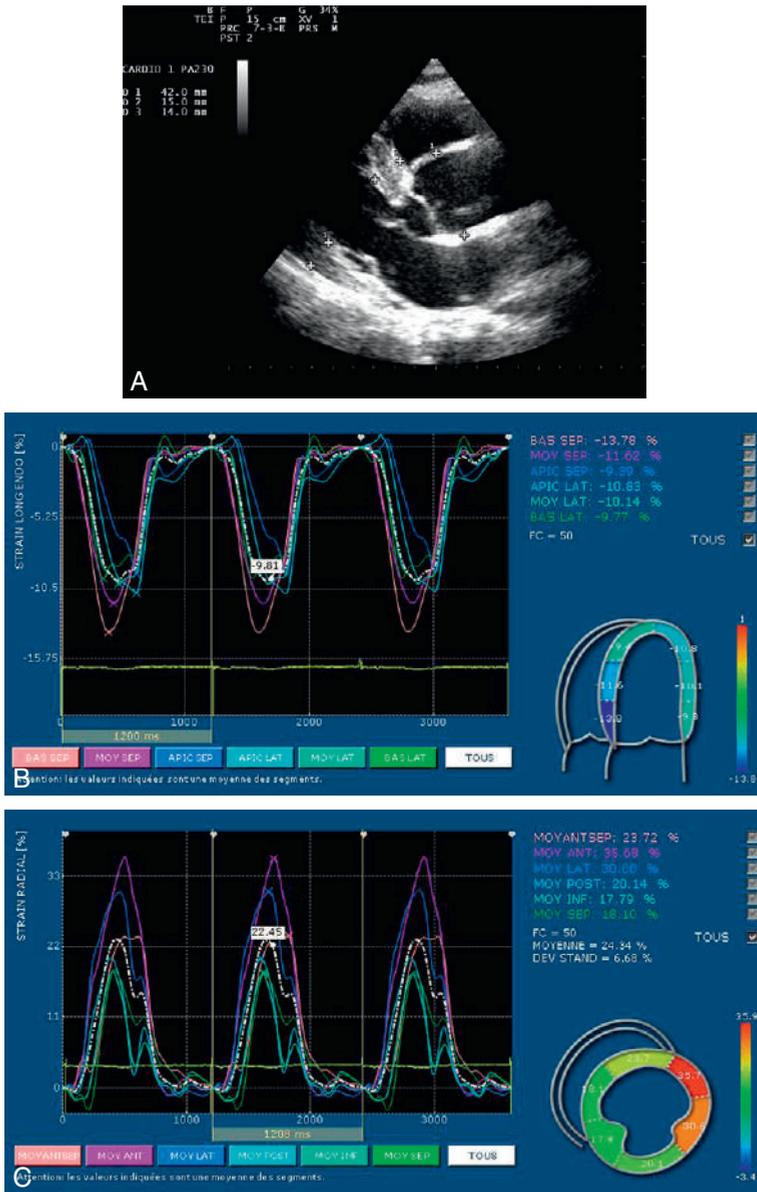
- une diminution significative des trois strains du VG (longitudinal, radial et circonférentiel) au niveau des segments hypertrophiques pathologiques (segments septaux le plus souvent touchés). Dans la CMH le strain circonférentiel est significativement diminué (- 13,4 versus - 19,5) dans tous les territoires. Son altération prédomine néanmoins dans les zones fibreuses et d'hypertrophie de la partie haute du septum se raccordant avec le ventricule droit. Chez les patients présentant une CMH avec fraction d'éjection du VG préservée, l'altération du strain longitudinal (< - 15 %) est associée avec une diminution de la capacité d'exercice physique (durée d'effort plus courte) ;
- une réduction franche de la torsion systolique du VG en termes de pic de torsion et de vitesses maximales de torsion. Cette altération de la torsion du VG est bien corrélée à l'étendue de la fibre myocardique évaluée à l'IRM ;
- une altération du strain diastolique du ventricule gauche reflétant l'atteinte de la fonction diastolique de remplissage du VG dans la CMH ;
- une altération du strain dans l'oreillette gauche suggérant l'existence d'un remodelage atrial structural corrélé à la dilatation de l'OG et à l'obstruction intraventriculaire gauche.

Enfin, le 2D Strain a démontré une augmentation de la fonction myocardique (surtout de la paroi latérale du VG) après une alcoolisation septale réussie.

En conclusion l'imagerie de déformation permet de distinguer les hypertrophies physiologiques des hypertrophies pathologiques (hypertensives et des CMH). Le 2D Strain s'avère également utile chez les hypertendus connus sans HVG permettant de démasquer une réduction isolée de la fonction systolique longitudinale du VG (atteinte myocardique infraclinique).

### Étude de la cardiopathie ischémique

La technique de 2D Strain permet une étude approfondie et précise de la cardiopathie isché-



**Figure 7.26. Cardiopathie hypertensive.**

a. Hypertrophie concentrique des parois du VG visualisée au 2D.

b. Baisse du Strain global longitudinal : - 9,8%. c. Baisse du Strain global radial : + 22,4% du VG.

mique. Elle donne l'accès à une quantification fine et objective de l'ischémie dans les différentes directions de la déformation (longitudinale, radiale et circonférentielle), se substituant ainsi de l'appréciation de la cinétique segmentaire semi-

qualitative (analyse visuelle du score de la contractilité) et donc subjective.

Les applications du Speckle Tracking dans l'évaluation de la cardiopathie ischémique sont multiples :

1. La détection précoce des anomalies dans les territoires ischémiques telles que :

- une diminution du pic de strain télé-systolique;
- l'apparition d'un pic de strain postsystolique;
- une diminution du pic de torsion systolique.

En fait, les segments ischémiques, quel que soit leur territoire (même apical) présentent d'abord une diminution exclusive du strain longitudinal témoignant d'une ischémie limitée à la couche sous-endocardique du myocarde (la plus sensible à l'hypoxie) mais pouvant s'étendre à l'épicarde quand l'ischémie devient plus sévère.

Dans l'ischémie myocardique, le strain radial est diminué en cas d'hypokinésie et de façon encore plus marquée en cas d'akinésie pariétale visualisée à l'échographie classique (TM/2D). La valeur limite du strain radial globale du VG qui permet de séparer la cinétique normale de l'hypokinésie est estimée à + 29% et celle qui sépare l'hypokinésie de l'akinésie est égale à + 21%. L'altération du pic télé-systolique du strain dans la zone myocardique ischémique est très souvent associée à l'apparition d'un pic de strain post-systolique. L'index post-systolique s'exprime par le ratio entre le pic post-systolique et le pic télé-systolique. Cet index supérieur à 25% traduit la déformation pathologique post-systolique du VG (raccourcissement ventriculaire gauche après la fermeture de la valve aortique). Une dyskinésie pariétale se manifeste par inversion des paramètres de déformation locale.

L'ischémie myocardique entraîne également une altération plus ou moins importante de la rotation du VG (figure 7.27).

Enfin, le 2D Strain peut être utile à l'identification des patients avec coronaropathie sévère même en l'absence d'anomalie de la cinétique segmentaire au repos. Une diminution du pic de strain longitudinal a été démontrée chez les patients avec sténose du tronc commun ou lésions tritronculaires sans anomalie contractile au repos.

2. L'évaluation de la transmuralité de l'infarctus du myocarde.

L'analyse des trois composantes de la déformation myocardique permet de différencier les infarctus non transmuraux et transmuraux. La diminution de la déformation radiale et circonférentielle dans les segments infarctés reflète directement l'extension transmurale de la nécrose. Ainsi le strain radial se

révèle nettement altéré en cas de nécrose transmurale versus une nécrose sous-endocardique reflétée par une altération nette du strain longitudinal.

La valeur seuil du strain radial permettant de séparer l'infarctus transmural du non transmural est égale à + 16,5%.

Enfin, le strain global, qui analyse la fonction longitudinale, radiale et circonférentielle du VG est corrélé significativement à la masse myocardique nécrosée.

3. La différenciation du myocarde viable du myocarde nécrosé après infarctus.

L'analyse de la déformation régionale du VG par 2D Strain permet de distinguer les segments viables sidérés des segments nécrosés. En fait, le strain radial est significativement diminué dans le myocarde nécrosé par rapport aux segments normaux. En revanche, les segments sidérés présentent un degré intermédiaire de déformation.

L'étude de la viabilité myocardique par 2D Strain peut être associée à une échographie de stress (d'effort ou sous dobutamine) pour rechercher une éventuelle réserve contractile. L'interprétation du 2D Strain couplée à l'échographie de stress est plus « objective » que l'analyse visuelle de l'anomalie contractile, imagerie conventionnelle 2D en noir et blanc. En fait, le 2D Strain apparaît comme potentiellement prometteur dans la quantification du stress ischémique grâce à l'analyse de trois types de strain, avec une meilleure sensibilité de la déformation circonférentielle par rapport au strain radial et longitudinal.

4. L'appréciation de la fonction globale du VG après infarctus du myocarde.

Le Speckle Tracking permet d'apprécier également la performance systolique globale du VG en post-infarctus. Une valeur seuil du strain longitudinal global du VG égale à - 15,3% permet de prédire une fraction d'éjection du VG préservée chez les patients au décours d'un infarctus du myocarde.

Les pics de torsion systolique et de dérotation diastolique du VG sont plus ou moins diminués chez les patients ayant un infarctus du myocarde. Ce pic de torsion du VG est abaissé du fait essentiellement d'une réduction de la rotation apicale. La torsion systolique globale du VG réduite en post-infarctus corrèle à la FE du VG.

5. L'évaluation de l'état fonctionnel du myocarde après reperfusion.

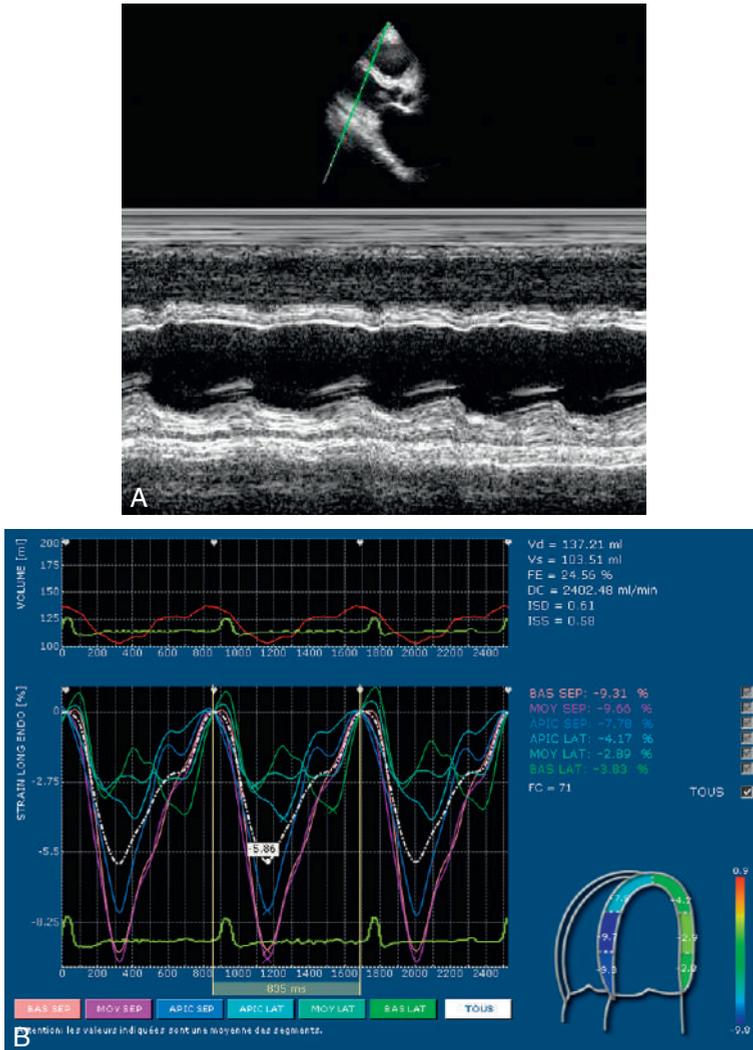
Le 2D Strain permet de surveiller l'efficacité de la reperfusion myocardique. Un pic de strain radial  $> +17\%$  prédirait une récupération myocardique fonctionnelle après revascularisation (sensibilité de 70 %, spécificité de 85 %).

Les paramètres de torsion et détorsion diminués à la phase aiguë d'ischémie se normalisant au décours

d'une angioplastie confirmant l'amélioration rapide de la fonction du VG après revascularisation.

6. La détection du retard de la déformation du myocarde ischémié responsable d'un asynchrisme cardiaque.

L'imagerie de déformation permet l'étude précise de l'asynergie de contraction des segments



**Figure 7.27. Cardiopathie ischémique.**

Altération des paramètres de 2D Strain due à la nécrose antéroradial-septo-latérale (a). Diminution du strain segmentaire dans la région infarctée et du strain global longitudinal :  $-5,8\%$  (b) ;  $+9,1\%$  (c) ; circonférentiel :  $-5,7\%$  (d).

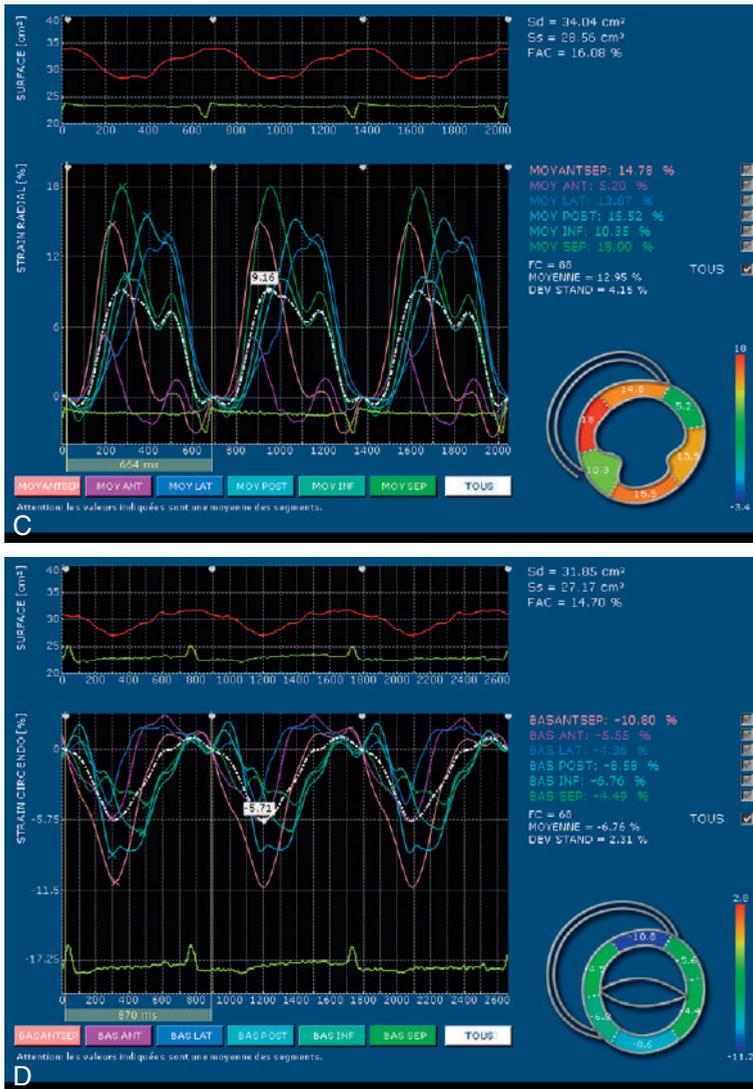


Figure 7.27. Suite.

myocardiques ischémiques à partir des courbes de strain et de vélocités.

En conclusion, la technique de Speckle Tracking constitue une alternative intéressante et utile dans l'évaluation d'une cardiopathie ischémique. Elle permet de quantifier la taille et la sévérité de l'ischémie, de préciser le caractère transmural ou non

d'une nécrose myocardique, d'étudier la viabilité myocardique au repos ou lors d'épreuves de stress et d'apprécier l'efficacité de la reperfusion myocardique. Elle apparaît prometteuse dans l'évaluation du résultat fonctionnel de la transplantation cellulaire à la phase aiguë de l'IDM et à distance d'injection des cellules souches autologues.

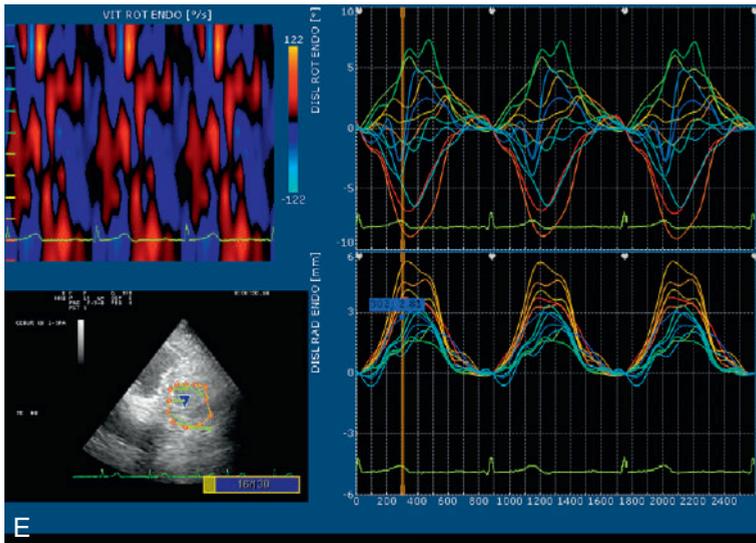


Figure 7.27. Suite.

e. (haut) Perturbation de la rotation cardiaque; (bas) et du déplacement pariétal.

## Étude des diverses myocardopathies

L'imagerie de strain permet le diagnostic précoce de l'atteinte de la fonction systolique du VG dans les diverses myocardopathies telles que : cardiomyopathie dilatée, diabétique, amyloïde, sclérodermique.

### Cardiomyopathie dilatée (CMNO)

L'hypocontractilité et l'asynchronisme pariétal du VG sont les éléments dominants dans la CMNO.

La technique de 2D Strain permet de détecter chez les patients ayant une CMNO les modifications suivantes :

- une diminution des trois composantes de la déformation myocardique (longitudinale, radiale et circonférentielle) à degré variable.

La baisse exclusive du strain longitudinal permet la détection de la forme infraclinique de la CMNO. Dans l'évolution de la CMNO, le strain, tant radial que longitudinal, diminue au cours du temps, parallèlement à la dégradation de la fraction d'éjection du VG ;

- une réduction de la torsion base-apex globale du VG (du pic et de la vélocité de torsion). Cette tor-

sion altérée s'interrompt prématurément en début de systole par rapport au cœur sain ;

- une altération de la détorsion du VG. La vélocité de la détorsion au pic est bien corrélée à l'index du volume télé-systolique du VG, au rapport  $Em/Ea$  et à l'asynchronisme radial chez les patients ayant une CMNO ;
- un asynchronisme radial élevé. Il faut souligner que les anomalies du strain sont très hétérogènes dans l'espace chez les porteurs de CMNO. Le septum présente un allongement systolique au lieu d'un raccourcissement ;

Le bloc de branche gauche (BBG), présent dans 25% des cas de CMNO, induit un remodelage du VG en accentuant les anomalies contractiles et l'asynchronisme ; le strain circonférentiel est abaissé de manière similaire dans la CMNO avec ou sans BBG mais l'asynchronisme est fortement accentué en cas de BBG.

### Cardiomyopathie diabétique

Le 2D Strain est capable de dépister une atteinte myocardique infraclinique chez les patients diabétiques de type 2 dont la fonction cardiaque est a priori normale. Une diminution précoce du strain

longitudinal et radial du VG peut être considérée comme un marqueur préclinique de cardiomyopathie diabétique.

## Cardiomyopathie amyloïde

L'amylose cardiaque est caractérisée par une dysfonction diastolique précoce du ventricule gauche. Les anomalies de la fonction systolique du VG apparaissent plus tardivement dans l'évolution de la maladie.

La technique de 2D Strain permet de détecter chez les porteurs d'une amylose cardiaque une diminution du strain longitudinal global malgré une bonne fonction systolique apparente. Cette altération de la déformation myocardique est particulièrement accentuée au niveau des segments basaux et médians du VG. Elle témoigne d'une dysfonction systolique infraclinique du VG précédant une altération de la FE du VG. Cette réduction du strain longitudinal du VG semble être corrélée à une augmentation de l'épaisseur myocardique.

## Cardiomyopathie sclérodermique

Chez les patients sclérodermiques asymptomatiques ayant une FE du VG conservée, on note une diminution significative du strain et du strain rate aussi bien du ventricule gauche que du ventricule droit. Ces observations témoignent de la présence d'une dysfonction systolique biventriculaire latente dans la cardiomyopathie sclérodermique.

En fait, le 2D Strain permet de détecter des modifications précoces de la fonction du VD dans la sclérodermie même avant l'apparition de l'hypertension artérielle pulmonaire.

## Étude de la myocardite

Il a été rapporté en cas de myocardite une diminution significative du strain circonférentiel du VG mesuré par Speckle Tracking alors que le strain radial reste inchangé. Cette altération du strain myocardique dans les segments pathologiques du VG a été confirmée en IRM. Elle peut refléter un œdème localisé du muscle cardiaque dans les zones atteintes par la myocardite.

## Étude de l'asynchronisme cardiaque

L'autre application importante du 2D Strain est l'étude de l'asynchronisme ventriculaire gauche et les conséquences d'une resynchronisation cardiaque sur la fonction myocardique régionale et globale.

Les paramètres de 2D Strain enrichissent la panoplie des indices d'évaluation de l'asynchronisme cardiaque. L'analyse en 2D Strain permet :

- la détection de l'asynchronisme;
- la détermination du type d'asynchronisme (systolique ou diastolique) en fonction de la longueur du QRS. En fait, en cas d'élargissement du QRS, l'asynchronisme commence dès le début de la systole et se poursuit en diastole, alors qu'en cas de QRS de durée normale, il ne concerne que le temps systolique;
- la prédiction de la réponse à la resynchronisation ventriculaire;
- l'optimisation des réglages des pacemakers biventriculaires.

La plupart des paramètres conventionnels s'intéresse à l'asynchronisme des fibres longitudinales du VG. Le 2D Strain peut être appliqué à la déformation des fibres radiales étudiées en incidence 2D petit axe médioventriculaire ou grand axe 4 cavités (figure 7.28).

La différence de plus de 130 ms du temps de pic de déformation systolique (délai entre le début du QRS et le maximum du strain radial) entre les parois antéro-septale et postérieure du VG paraît optimale pour prédire une réponse positive à la resynchronisation cardiaque. Elle permet de prédire une augmentation de la FE du VG de 15 %, huit mois après resynchronisation avec une sensibilité de 89 % et une spécificité de 83 %.

En fait, une différence d'asynchronisme à l'état basal entre les répondeurs et les non-répondeurs a été observée pour le strain radial ( $251 \pm 138$  ms versus  $94 \pm 65$  ms), alors qu'aucune différence significative n'a été notée pour le strain longitudinal et circonférentiel.

Cependant, ces deux dernières composantes de la contraction ventriculaire gauche ne doivent pas être négligées dans l'analyse de l'asynchronisme cardiaque.

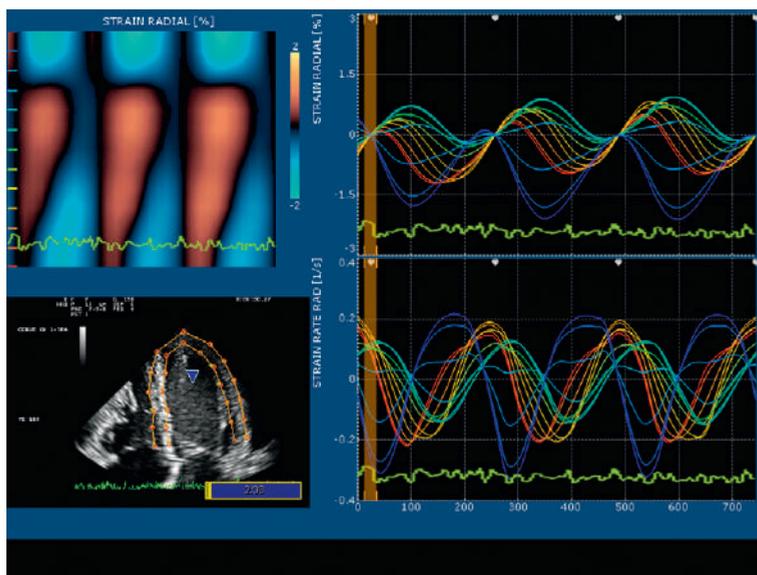


Figure 7.28. Asynchronisme radiaire étudié en mode 2D Strain.

Avec IRM, l'asynchronisme circonférentiel semblait être plus pertinent à considérer que la fonction longitudinale.

En pratique, le 2D Strain permet une évaluation visuelle objective rapide et quantitative du site et du degré de retard de contraction du VG. Il permet également de surveiller les effets de la resynchronisation cardiaque. La stimulation biventriculaire modifie le phénomène de la rotation cardiaque apicale en débouchant sur une augmentation de la torsion systolique du VG. En fait, la resynchronisation améliore la torsion chez les sujets répondeurs.

La réduction d'une insuffisance mitrale après resynchronisation est reflétée par une amélioration des indices de déformation myocardique et une réduction de la désynchronisation entre les piliers du VG.

En conclusion, une approche multiparamétrique de l'évaluation de l'asynchronisme cardiaque s'impose du fait qu'aucun critère échographique de désynchronisation ne semblait être utilisable seul pour améliorer la sélection des candidats à la resynchronisation avec notamment une grande variabilité des mesures. La technique de 2D Strain permet de détecter l'asynchronisme ventriculaire

et de surveiller les effets de la resynchronisation et leur prédictibilité à partir de la présence d'un asynchronisme de déformation myocardique du ventricule gauche.

L'asynchronisme radiaire en utilisant le 2D Strain semble être un outil supplémentaire sensible et efficace pour identifier les répondeurs potentiels à la resynchronisation cardiaque. Une évaluation de l'asynchronisme cardiaque à l'effort par 2D Strain apparaît prometteuse et devrait permettre de mieux définir les « bons candidats » à la resynchronisation. L'intérêt du 3D Strain reste à préciser dans ce domaine.

## Étude des valvulopathies

Le 2D Strain est devenu un outil prometteur dans l'étude des valvulopathies aussi bien sténosantes que fuyantes. Il permet :

- la détection d'une dysfonction systolique pré-existante du VG (avant baisse significative de la FE);
- le diagnostic d'une dysfonction systolique débutante du VG (paramètres classiques en « zone grise »);

- la confirmation d'une présence de la réserve contractile du VG :
  - à l'effort : rétrécissement aortique (RA) serré asymptomatique, IM sévère asymptomatique ;
  - sous Dobutamine : RA en bas débit ;
- la surveillance de la fonction systolique du VG au cours du traitement médical de la valvulopathie ;
- l'évaluation du pronostic dans l'évolution de la valvulopathie ;
- le dépistage précoce de la récupération de la fonction myocardique en post-opératoire.

## L'analyse de 2D Strain dans le rétrécissement aortique (RA)

Chez les patients porteurs d'un RA la contraction ventriculaire gauche :

- longitudinale dépend du remodelage du VG ;
- radiale dépend des conditions de charge ;
- circonférentielle dépend à la fois de la charge et du remodelage du VG.

Cette dépendance contractile complexe liée au RA entraîne une modification spécifique des paramètres de déformation myocardique du VG. Classiquement, le rétrécissement aortique sévère étudié en 2D Strain induit :

- une diminution franche du strain longitudinal chez les patients ayant une FE du VG normale témoignant d'une dysfonction systolique préexistante du VG ;
- une accentuation de la rotation apicale du VG ;
- une augmentation de la torsion entre la base et l'apex du VG ;
- une prolongation de la détorsion du VG qui précède le remplissage diastolique.

▪ Chez les patients porteurs d'un RA serré asymptomatique le 2D Strain a démontré :

- une diminution significative du strain plus prononcée dans les segments basaux. Une valeur seuil de  $-18\%$  pour le strain global longitudinal et de  $-13\%$  pour le Strain basal longitudinal a permis de déterminer une réponse anormale à l'effort. De plus, les patients avec un strain longitudinal basal  $< -13\%$  présentent potentiellement plus d'événements cardiaques durant le suivi à six mois ;

- une augmentation du strain longitudinal lors de l'échographie d'effort témoignant de la présence de la réserve contractile myocardique. Inversement, une chute du strain au test d'effort est associée à une moins bonne tolérance à l'effort et à un plus mauvais pronostic.

▪ Dans le RA supposé serré (surface aortique  $< 0,5 \text{ cm}^2/\text{m}^2$ ) avec dysfonction systolique du VG (FE  $< 45\%$ ) et faible gradient transvalvulaire (gradient moyen  $< 30 \text{ mmHg}$ ), l'échographie de stress sous Dobutamine permet de différencier « la pseudo-sténose aortique » liée à une dysfonction du VG avec bas débit, de la vraie sténose aortique serrée associée à une fonction ventriculaire altérée. En fait, elle permet d'identifier l'existence d'une réserve contractile myocardique définie classiquement par une augmentation de  $20\%$  des vitesses sous-aortiques au Doppler pulsé. Le 2D Strain peut être utile dans cette démarche diagnostique. Une faible variation de la déformation myocardique sous Dobutamine permet de confirmer l'absence de réserve contractile du VG (figure 7.29).

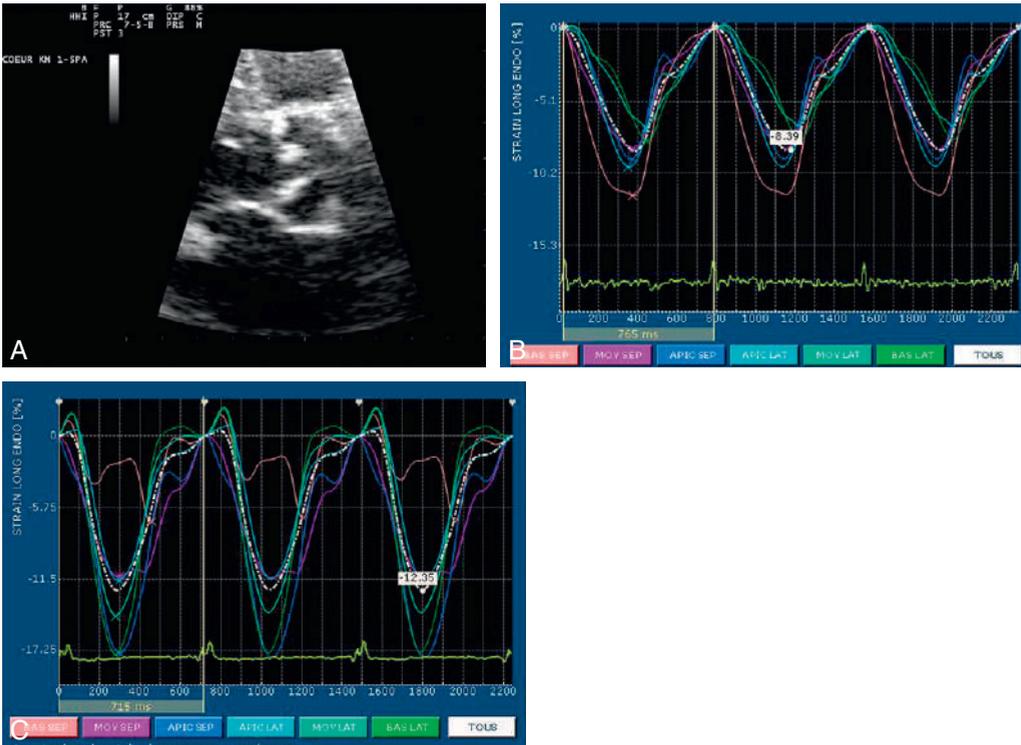
▪ Dans le RA « à bas débit paradoxal » (RA serré malgré un faible gradient transvalvulaire ( $< 40 \text{ mmHg}$ ) et une fraction d'éjection du VG préservée ( $> 50\%$ ), le 2D Strain a permis de modifier le concept de cette entité clinique particulière.

En fait, l'imagerie de déformation a démontré une diminution du strain longitudinal du VG chez les porteurs de RA « à bas débit paradoxal » qui témoigne d'une altération de la fonction systolique du VG malgré une FE conservée.

Le faible gradient sténotique peut être plutôt expliqué par un bas débit lié à la dysfonction systolique infraclinique du VG présentant souvent un fort remodelage (hypertrophie concentrique) et une atteinte de remplissage diastolique. Finalement, ce n'est que la FE classique qui reste « paradoxalement » normale dans un contexte de RA « à bas débit paradoxal ».

Enfin, l'échographie de stress pourrait théoriquement aider à démasquer une « pseudo-sténose aortique paradoxale ».

L'imagerie de déformation a également son intérêt chez les patients après remplacement valvulaire aortique suite à une sténose aortique sévère. En fait la levée de l'obstacle éjectionnel s'accompagne d'une augmentation significative des pics systo-



**Figure 7.29.**

Rétrécissement aortique en bas débit (A).

Augmentation du Strain longitudinal sous dobutamine (C) :  $-12,3\%$  par rapport à l'état basal (B) :  $-8,3\%$  témoignant d'une présence de la réserve contractile du VG.

liques de strain alors que la FE n'est pas modifiée de façon significative.

Le strain radial augmente après remplacement valvulaire aortique dès le septième jour et diminue à trois mois compensé par une amélioration du strain longitudinal. Cependant il semble que l'évolution des paramètres de déformation en post-opérateur dépend de la pathologie sous-jacente.

### L'analyse de 2D Strain dans l'insuffisance aortique (IA)

La détection d'une dysfonction ventriculaire gauche est fondamentale dans le cadre du suivi des IA en raison de ses implications cliniques et thérapeutiques.

La déformation longitudinale est significativement plus altérée chez les patients présentant une

indication chirurgicale, alors que les vitesses ou encore le déplacement ne le sont pas. L'étude du strain longitudinal pourrait être ainsi un indicateur précoce d'une dysfonction latente du VG chez les patients présentant une IA a priori chirurgicale.

### L'analyse de 2D Strain dans l'insuffisance mitrale (IM)

Dans le cadre d'IM, l'imagerie de déformation du VG a démasqué :

- des valeurs normales ou supranormales de strain dans une première phase évolutive d'IM reflétant l'état d'hyperkinésie ventriculaire gauche;
- une baisse progressive du strain sous le seuil physiologique témoignant l'atteinte contractile du myocarde lors de l'évolution de l'IM;

- une récupération de la fonction myocardique plus aléatoire en post-opératoire (instabilité de strain).

L'imagerie de déformation apparaît particulièrement utile dans l'évaluation de l'IM organique asymptomatique. En fait, le strain longitudinal peut prédire le moment optimal de la chirurgie valvulaire. Chez les patients asymptomatiques ayant une IM sévère, une baisse du strain longitudinal global au cours de l'effort est un facteur prédictif supplémentaire de la dégradation post-opératoire de la fonction ventriculaire.

Enfin, la torsion augmente en cas d'IM. Elle évolue en fonction de la sévérité de la fuite mitrale.

En conclusion, l'imagerie de déformation trouve son intérêt clinique dans l'évaluation des valvulopathies telles que : RA, IA, IM. Son concept peut être extrapolé à la sténose mitrale et aux valvulopathies du cœur droit.

## Étude du greffon cardiaque

L'imagerie de strain paraît intéressante et utile pour étudier le greffon cardiaque.

Elle permet :

- la surveillance de l'état fonctionnel du cœur transplanté;
- la détection précoce du rejet chez le transplanté cardiaque.

Cependant, il faut souligner que le taux global de déformation est moindre dans le greffon cardiaque, comparativement au cœur natif sain. L'interprétation des paramètres de déformation du cœur transplanté demande donc une prudence particulière.

Les marqueurs sensibles et fiables du rejet du greffon cardiaque issus de 2D Strain sont à définir.

## Étude de l'effet de la chimiothérapie

L'analyse de 2D Strain peut aussi être proposée pour dépister une atteinte cardiaque précoce due à une toxicité de la chimiothérapie anticancéreuse avant que n'apparaisse l'altération de la fraction d'éjection du VG, paramètre de référence utilisé le plus souvent.

En fait, la chimiothérapie peut entraîner une diminution pathologique du strain global longitudinal du VG sans altération significative des paramètres de contraction et/ou de remplissage ventriculaire. Le 2D Strain grâce aux nouveaux paramètres de déformation myocardique fournit des informations capables de démasquer précocement une dysfonction infra-clinique du VG. Ces informations peuvent aider le médecin traitant pour surveiller l'intensité de la chimiothérapie afin d'éviter le développement d'une dysfonction du VG significative et irréversible. Cependant, le consensus concernant l'application du 2D Strain dans ce domaine n'est pas formellement établi.

## Étude des cardiopathies congénitales

Avec l'analyse de déformation myocardique une nouvelle vision des cardiopathies congénitales se dessine, augurant de nouvelles possibilités diagnostiques, pronostiques et thérapeutiques.

## Conclusions

---

En conclusion, le 2D Strain est une nouvelle technique d'échocardiographie validée, fiable et reproductible permettant une approche simultanée des trois composantes de déformation myocardique. Elle permet une détection précoce d'anomalies de la contraction myocardique dans différentes affections cardiaques.

En conséquence, le 2D Strain représente aujourd'hui un outil diagnostique incontournable en pratique cardiologique dont les domaines d'application ne cessent de s'étendre. Cependant, des études complémentaires sont nécessaires afin de confirmer certains résultats discutés dans ce chapitre.

Le 2D Strain est aussi un instrument de recherche pour la compréhension de la physiopathologie cardiaque. Il s'agit également d'une technique en pleine évolution. Des perspectives sont déjà envisagées avec le 3D Strain qui permettra une analyse encore plus complète du muscle cardiaque et une quantification plus précise des trois déformations myocardiques s'effectuant réellement en trois dimensions.

## Bibliographie

- Amundsen B, Helle-Valle T, Edvardsen T, et al. Non invasive myocardial strain measurement by speckle tracking echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2006; 47 : 788-93.
- Artis NJ, Oxenburgh DL, Williams G, et al. Two-dimensional strain imaging : a new echocardiographic advance with research and clinical applications. *Int J Cardiol* 2008; 123 (3) : 240-8.
- Bansal M, Jeffriess L, Leano R, et al. Assessment of myocardial viability at dobutamine echocardiography by deformation analysis using tissue velocity and speckle-tracking. *JACC Cardiovasc Imaging* 2010; 3 (2) : 121-31.
- Bertini H, Sengupta PP, Nucifora G, et al. Role of left ventricular twist mechanics in the assessment of cardiac dyssynchrony in heart failure. *J Am Coll Cardiol Img* 2009; 2 : 1425-35.
- Bjork Ingul C, Torp H, Aase S, et al. Automated analysis of strain rate and strain; feasibility and clinical implications. *J Am Soc Echocardiogr* 2005; 18 : 410-41.
- Bjork Ingul C, Rozis E, Slordahl SA, Marwick TH. Incremental value of Strain Rate Imaging to wall motion analysis for prediction of outcome in patients undergoing Dobutamine stress echocardiography. *Circulation* 2007; 115 : 1252-9.
- Bogaert J, Radenakers FE. Regional no uniformity of normal adult human left ventricle. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2001; 280 : H610-20.
- Bohs LN, Geiman BJ, Anderson ME, et al. Speckle Tracking for multi-dimensional flow estimation. *Ultrasonics* 2000; 38 (1-8) : 369-75.
- Brochet E. Le speckle tracking s'impose. *Cardiologie Pratique* 2009; 872 : 9.
- Bussadori C, et al. A new 2D-based method for myocardial velocity strain and strain rate quantification in normal adult and paediatric population : assesment of reference values. *Cardiovasc Ultrasound* 2009.
- Cho GY, Marwick TH, Kim HS, et al. Global 2-dimensional strain as a new prognosticator in patients with heart failure. *J Am Coll Cardiol* 2009; 54 : 618-24.
- Crosby J, Amundsen BH, Hergum T, et al. 3D speckle tracking for assesment of regional left ventricular function. *Ultrasound Med Biol* 2009; 35 : 458-71.
- Dalen H, Thorstensen A, Aase SA, et al. Segmental and global longitudinal strain and strain rate based on echocardiography of 1266 healthy individuals : The HUNT study in Norway. *Eur J Echocardiogr* 2010; 11 : 176-83.
- Delgado V, Tops LF, Von Bommel RJ, et al. Strain analysis in patients with severe aortic stenosis and preserved left ventricular ejection fraction undergoing surgical valve replacement. *Eur Heart J* 2009; 30 : 3037-47.
- Delgado V, Ypenburg C, Van Bommel RJ, et al. Assessment of left ventricular dyssynchrony by Speckle Tracking Strain Imaging. *J Am Coll Cardiol* 2008; 51 : 1944-52.
- Derumeaux G. L'Imagerie de déformation myocardique. *Profession Cardiologie* 2008 (avril) 28-30.
- Desherbais L. Le 2D Strain : Principes de fonctionnement. *Écho Cardiographie* 2009; 17 : 15-6.
- Diebold B. Le Speckle tracking en vedette. *Cardiologie Pratique* 2008; 847 : 16-8.
- Dohi K, Suffoletto MS, Schwartzman D, et al. Utility of echocardiographic radial strain imaging to quantify left ventricular dyssynchrony and predict acute response to cardiac resynchronization therapy. *Am J Cardiol* 2005; 96 : 112-6.
- Donal E. Le Doppler tissulaire. Comment ça marche. *Écho Cardiographie* 2007; 9 : 9-13.
- Donal E. Insuffisance cardiaque : Quelle place pour le strain rate/speckle tracking echo? *Consensus Cardio* 2009 (mai).
- Donal E. L'Étude des déformations myocardiques. Comment et pourquoi? *L'Écho de la Filiale* 2010; 25 : 19-22.
- Donal E, Thebault C, O'connor K, et al. Impact of aortic stenosis on longitudinal myocardial deformation during exercise. *Eur J Echocardiogr* 2011; 12 : 235-41.
- Donal E, Coquerel N, Bodi S, et al. Importance of ventricular longitudinal function in chronic heart failure. *Eur J Echocardiogr* 2011; 12 : 619-27.
- Dumesnil JG, Shourci RM, Laurenceau JL, et al. A mathematical model of the dynamic geometry of the intact left ventricle and its application to clinical data. *Circulation* 1979; 59 : 1024-34.
- Ernande L, Tournoux F. Apport des nouvelles techniques en échocardiographie. *Cardiologie Pratique* 2009; 895 : 8-10.
- Flu WJ, Van Kuijk JB, Bax JJ, et al. Three-dimensional speckle-tracking echocardiography : a novel approach in the assessment of left ventricular volume and function. *Eur Heart J* 2009; 30 : 2304-7.
- Goffine C, Chenot F, Robert P, et al. Assessment of subendocardial vs. subepicardial left ventricular rotation ant twist using two-dimensional Speckle Tracking echocardiography : comparison with tagged cardiac magnetic resonance. *Eur Heart J* 2009; 30 : 608-17.
- Gorcsan J, Tanabe M, Bleeker GB, et al. Combined longitudinal and radial dyssynchrony predicts ventricular response after resynchronization therapy. *J Am Coll Cardiol* 2007; 50 : 1476-83.
- Haddour N, Meuleman G, Dufaitre S, et al. Qu'est-ce que l'échocardiographie 2D Strain? *Réalités Cardiol* 2011; 274 : 41-7.
- Iwasaki M, Masuda K, Asanuma T, et al. Effects of mechanical limitation of apical rotation on left ventricular relaxation and end-diastolic pressure. *Heart* 2011 (octobre); 301 : 4 H 1456-60.
- Jategaonkar RS, Scholtz W, Butz T, et al. Two-dimensional strain and strain rate imaging of the right ventricle in adult patients before and after percutaneous closure of atrial septal defects. *Eur J Echocardiogr* 2009; 10 : 499-502.

- Kim WJ, Lee BH, Kim YJ, et al. Left Ventricular Untwisting Rate by Speckle Tracking Echocardiography. *Circulation* 2007; 116 : 2580–6.
- Kowalski M. Pomiar wielkosci i tempa regionalnego odkształcenia myocardium. In : *Echokardiografia. Via Medica*; 2005.
- Lafitte S, Perlant M, Réant P, et al. Impact of impaired myocardial deformations on exercise tolerance and prognosis in patients with asymptomatic aortic stenosis. *Eur J Echocardiogr* 2009; 10 : 414–9.
- Lancellotti P, Cosyns B, Zacharaki D, et al. Importance of left ventricular longitudinal function and functional reserve in patients with degenerative mitral regurgitation : assessment by two-dimensional speckle tracking. *J Am Soc Echocardiogr* 2008; 21 : 1331–6.
- Leung DY, Ng AC. Emerging clinical role of strain imaging in echocardiography. *Heart Lung Circ* 2010; 19 : 161–74.
- Marwick TH. Measurement of strain and strain rate by echocardiography : ready for prime time. *J. Am. Coll. Cardiol* 2006; 47 : 1313–27.
- Mirochnik N. Échocardiographie de suivi des marqueurs acoustiques. *Speckle Tracking Echocardiography. Sauramps Medical*; 2012.
- Mondillo S, Galderisi M, Mele D, et al. Speckle Tracking Echocardiography : a new technique for Assessing Myocardial Function. *J Ultrasound Med* 2011; 30 : 71–83.
- Moonen M, Lancellotti P, Zacharakis D, Pierard L. The value of 2D Strain imaging during stress testing. *Echocardiography* 2009; 26 : 307–14.
- Nahum J, Bensaid A, Dussault C, et al. Impact of longitudinal myocardial deformation on the prognosis of chronic heart failure patients. *Circ Cardiovasc Imaging* 2010; 3 : 249–56.
- Nesser HJ, Mor-Avi V, Gorissov W, et al. Quantification of left ventricular volumes using three-dimensional echocardiographic speckle tracking : comparison with MRI. *Eur Heart J* 2009; 30 : 1565–73.
- Nesser HJ, Winter S. Speckle Tracking in the evaluation of left ventricular dyssynchrony. *Echocardiography* 2009; 26 : 324–36.
- Nishikage T, Nakai H, Mor-Avi V, et al. Quantitative assessment of left ventricular volume and ejection fraction using two-dimensional speckle tracking echocardiography. *Eur J Echocardiogr* 2009; 10 : 82–8.
- Pasquet A. 2D strain : quelles indications en 2009? *Écho Cardiographie* 2009; 17 : 17–8.
- Perk G, Kronzon I. Non-Doppler two dimensional strain imaging for evaluation of coronary artery disease. *Echocardiography* 2009; 26 : 299–306.
- Perk G, Tunick PA, Kronzon I. Non-Doppler two-dimensional strain imaging by echocardiography-from technical considerations to clinical applications. *J Am Soc Echocardiogr* 2007; 20 : 234–43.
- Réant P. Nouvelles techniques échocardiographiques. *Cardiologie Pratique* 2001; 956 : 1–3.
- Roudaut R, Lafitte S. Le 2D strain en pôle position. *Cardiologie Pratique* 2006; 751 : 9–15.
- Serri K, Lafitte S, Réant P, et al. Effect of cardiac resynchronization therapy on regional left ventricular function : a speckle tracking strain analysis. *Eur J Echocardiogr* 2010; 11 : 278–82.
- Serri K, Réant P, Lafitte M, et al. Global and regional myocardial function quantification by two-dimensional strain : application in hypertrophic cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol* 2006; 47 : 1175–81.
- Szyszk A, Siniawski H. *Doppler tkankowy. Podstawy Medipage*; 2008.
- Van Dalen BM, Soliman O, Kauer F, et al. Alterations in left ventricular untwisting with ageing. *Circulation* 2010; 74 : 101–8.
- Wang J, Khoury DS, Yue Y, et al. Left ventricular untwisting rate by speckle tracking echocardiography. *Circulation* 2007; 116 : 2580–6.

# Échocardiographie de contraste myocardique (ECM)

## Introduction

L'échographie de contraste myocardique (ECM) est une nouvelle technique d'exploration cardiaque permettant d'étudier la perfusion myocardique. Il s'agit d'une technique cliniquement validée, ayant permis de progresser dans la compréhension de la physiopathologie de la microcirculation coronaire.

Sur le plan historique, l'ECM remonte à 1968, époque à laquelle Gramiak et Shah introduisent le concept de l'amélioration par contraste (vert d'indocyanine) de la visualisation des structures myocardiques en échographie TM. Quarante ans plus tard, l'ECM atteint l'âge de la maturité et sa notoriété clinique. En effet, les problèmes rencontrés lors des décennies limitant son développement, sa pratique clinique et ses indications ont été finalement résolus. L'échographie de contraste a franchi désormais la phase expérimentale pour entrer de façon fiable en routine cardiologique. Initialement réalisée uniquement par injection intracoronaire d'un produit de contraste, à l'occasion d'une coronarographie, elle est actuellement pratiquée de façon non-invasive par voie intraveineuse, ce qui en a élargi nettement les applications cliniques. Une meilleure compréhension de la physique des ultrasons a conduit au développement à la fois de nouveaux produits de contraste, ainsi que de différents logiciels d'imagerie échographique.

Ces innovations technologiques ont amené l'ECM aux prémices de ses applications cliniques validées ultérieurement en pratique cardiologique.

## Méthodologie

### Principes de l'ECM

Le principe de l'échocardiographie de contraste est fondé sur le rehaussement du signal rétrodiffusé par la création d'interfaces réfléchissantes entre sang et tissus grâce à des microbulles d'air ou de gaz. Les microbulles sont les tracteurs purement intravasculaires, d'une durée de vie courte, dont la taille est comparable à celle des hématies, ce qui permet leur passage jusqu'à la microcirculation myocardique. La réflexion des ultrasons sur ces microbulles (*backscatter*) augmente l'échogénicité du tissu myocardique qu'elles traversent, proportionnellement à leur rayon.

Les microbulles composées d'air ou de gaz peuvent être entourées d'une coque protéique (albumine), glucidique (galactose, saccharose), ou lipidique qui stabilise la bulle empêchant sa dissolution rapide (microbulles stabilisées).

Leur synthèse résulte :

- d'une sonification d'air ou de gaz moins diffusible que l'air ;
- d'un changement de phase de production : passage de la phase liquide vers la phase gazeuse (la vaporisation de l'émulsion liquidienne formant des microbulles de 2 à 5  $\mu\text{m}$ ).

La stabilité des bulles est une condition nécessaire pour produire un contraste suffisamment prolongé au niveau des tissus imagés.

La forme sphérique des microbulles augmente la réflexion des ultrasons et améliore donc le

contraste obtenu. Ainsi, avant injection des microbulles, le myocarde est peu échogène, après passage des microbulles dans les capillaires, il apparaît hyperdense (myocarde contrasté).

## Techniques de l'ECM

L'ECM repose sur les deux techniques évolutives : intracoronaire et intraveineuse.

### ECM intracoronaire

Cette technique, initialement utilisée, est fondée sur l'injection des microbulles d'air dans les artères coronaires.

Le caractère invasif de l'ECM par voie intracoronaire en limite évidemment l'emploi en routine et le développement clinique. Finalement cette technique intéressante mais agressive est restée confinée à quelques laboratoires et à l'étude expérimentale.

### ECM intraveineuse

L'avenir de l'ECM repose sur l'utilisation de nouveaux produits de contraste administrés par voie intraveineuse et traversant la barrière pulmonaire. En fait, les microbulles formées lors de l'injection du contraste sont suffisamment petites pour passer la barrière pulmonaire et pour atteindre le ventricule gauche puis le myocarde.

Le développement d'agents de contraste intraveineux a élargi les applications de l'ECM à l'analyse du cœur gauche : opacification des cavités avec visualisation des parois en négatif, amélioration de l'étude des flux intracardiaques et approche non invasive de la perfusion myocardique.

La technique d'ECM réalisée en temps réel par voie intraveineuse s'est imposée solidement dans la pratique cardiologique. Elle est faisable quasiment dans chaque laboratoire d'échocardiographie et même au lit du malade.

## Agents de contraste intraveineux

Les agents de contraste utilisés initialement en échographie de contraste sont l'air, comme Levovist®, agent de première génération (suspension des microbulles d'air stabilisées par des micro-particules de galactose) soit des fluocarbone, produits plus récents, plus lourds, moins diffusibles et donc de plus longue rémanence dans le sang.

L'agent de contraste intraveineux idéal réclame un certain nombre de critères :

- les microbulles inférieures à 8  $\mu\text{m}$  afin de traverser la barrière pulmonaire;
- la vitesse, le temps de transit des microbulles proche de ceux des globules rouges;
- la stabilité du contraste;
- la durée de réhaussement prolongée;
- la rémanence tissulaire optimale;
- l'absence d'effets secondaires (hémodynamiques et généraux);
- le faible coût du contraste.

En fait, le rehaussement échographique est obtenu par l'administration d'une substance ayant une densité significativement différente du tissu ou du sang et/ou une vitesse de propagation des ultrasons différente. Physiquement, les bulles sont beaucoup plus échogènes que les tissus, leur passage est donc très bien repérable par les ultrasons.

En pratique, on injecte le produit de contraste en bolus intraveineux ou en perfusion continue selon un protocole préalable. Classiquement, il existe trois types d'agents de contraste veineux répartis en trois générations (tableau 8.1). La réponse des bulles de contraste aux ultrasons dépend du type de l'agent utilisé et de la technique ultrasonore appliquée (figure 8.1).

## Agents de contraste de la première génération

Il s'agit des microbulles gazeuses stabilisées comme :

- l'Albunex® obtenu par un mélange d'air et d'albumine.

Cet agent forme des microbulles de taille moyenne de 4,5  $\mu\text{m}$  et de demi-vie relativement courte (moins d'une minute). Il passe faiblement la barrière pulmonaire et peut être mal toléré dans certains cas (allergie à l'albumine);

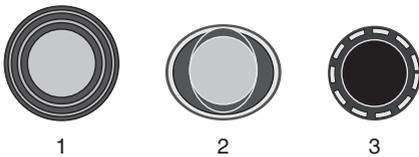
- le Levovist® obtenu par insonification d'air, de galactose et d'acide palmitique. Les microbulles ou Levovist® ont un diamètre moyen de 2 à 3  $\mu\text{m}$ , leur passage pulmonaire est satisfaisant et leur tolérance est généralement bonne.

Les inconvénients des agents de contraste intraveineux de première génération sont :

**Tableau 8.1. Caractéristique des principaux agents de contraste myocardique répartis en trois générations (1, 2, 3).**

	Agent	Stabilisant	Composant	Production
1	Albunex®	albumine	air	sonication
	Levovist®	saccharose	air	sonication
	Echovist®	galactose	air	sonication
2	Echogen®	absent	DDFP	changement de phase
	Optison®	albumine	Air + PFP	sonication
	Imagent®	surfactant	Air + PFP	sonication
3	Nycomed®	protéine	PFC	sonication
	Sonogen®	charge électrique	DDFP	sonication
	Sonovist®	particules de cyanocrylate	Base polymère	sonication
	SonoVue®	surfactant	Gaz + SF6	sonication

DDFP : dodécafluoropentane  
 PFP : perfluoropentane  
 PFC : perfluorocarbone  
 SF6 : hexafluorure de soufre



**Figure 8.1. Trois types de réponse des bulles de contraste aux ultrasons.**

1. Effet de rétrodiffusion (basse énergie ultrasonore).
2. Réponse non linéaire (énergie intermédiaire).
3. Destruction des bulles avec émission stimulée (haute énergie ultrasonore).

Source : Bracco Imaging.

- la demi-vie courte;
- la destruction rapide par les ultrasons.

Ces limites sont responsables d'une opacification ventriculaire gauche souvent insuffisante, brève et hétérogène ainsi que de l'absence quasi-totale de perfusion myocardique détectable en échographie.

## Agents de contraste de la deuxième génération

La deuxième génération intègre les agents formés de véritables microbulles avec une enveloppe contenant un gaz peu soluble. Il s'agit des microbulles « gazeuses » telles que :

- l'Echogen® constituant une émulsion liquidienne de dodécafluoropentane (DDFP). Cet agent produit les microbulles par changement de phase de

production (liquide vers gazeuse). Leur taille varie de 2 à 5 µm, et la persistance de ces bulles est longue (plusieurs minutes). La tolérance clinique de ce produit est cependant médiocre;

- les agents encapsulés « stabilisés » (Optison®, Imagent®...).

Ces agents produits par sonication forment des microbulles gazeuses (aire, sulfurhexafluorure, décafluorobutane) stabilisées par une enveloppe (« coquille », « capsule ») réduisant la fragilité des bulles à la dissolution. Ils sont caractérisés par un degré de sophistication élevé, une persistance prolongée, et une bonne tolérance.

## Agents de contraste de la troisième génération

Les agents de troisième génération (SonoVue®, Nycomed®, Sonogen®, Sonovist®, Luminity®...) sont encore plus stables, de poids moléculaire plus élevé, et de réflectivité plus grande. Ils sont caractérisés par un degré plus important de rigidité obtenu par encapsulation. Chaque produit a ses caractéristiques pharmacologiques propres en termes de résonance, de persistance, de distribution dans le myocarde, d'effet secondaire et de coût.

L'optimisation de la détection des microbulles est fondée sur leur capacité à vibrer et éventuellement à se détruire sous l'impulsion ultrasonore.

Plusieurs agents de contraste sont à l'heure actuelle sur le marché ou en voie de développement.

Le SonoVue® est un produit de contraste myocardique puissant mis à la disposition du corps médical par Bracco Imaging France. Il contient des microbulles d'hexafluorure de soufre (figure 8.2). La suspension de SonoVue® injectée en bolus par voie intraveineuse crée un contraste acoustique entre le sang et les tissus adjacents (figure 8.3)

La concentration de microparticules dans la suspension règle la quantité de bulles et détermine l'intensité de contraste.

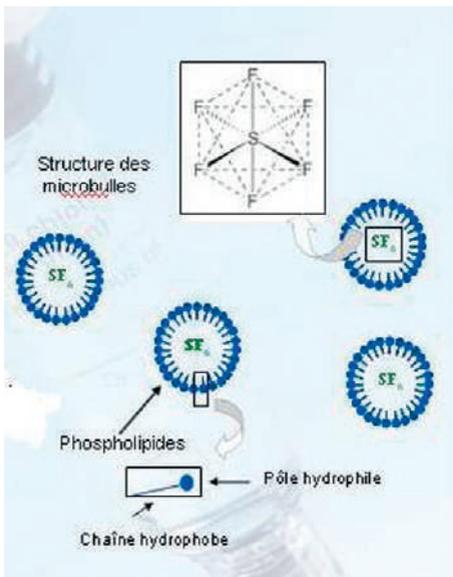
Le SonoVue® traverse le lit capillaire pulmonaire et permet une opacification des cavités cardiaques. L'effet de contraste autorise une définition parfaite du relief endocardique du ventricule gauche au repos et au cours d'une épreuve de contraste. L'utilisation clinique pratique de



**Figure 8.3. Forme pharmaceutique de SonoVue®.**

Trousse contenant un flacon de 25 mg de poudre lyophilisée, une seringue préremplie de solvant (5 ml solution de chlorure de sodium) et un système de transfert Mini-spike.

Après reconstruction, selon les strictes instructions, la solution de SonoVue® est administrée par injection dans une veine périphérique aux doses recommandées.



**Figure 8.2. Structure des microbulles de SonoVue® associant une enveloppe de phospholipides et un gaz inoffensif, l'hexafluorure de soufre (SF<sub>6</sub>).**

Sous la pression acoustique de l'onde ultrasonore, les microbulles subissent des modifications de leur structure à type de compressions et d'expansions cycliques et linéaires. Ces variations sinusoïdales du diamètre de la bulle s'amplifient de façon remarquable sous certaines conditions de longueur d'onde, définissant le phénomène de résonance, véritable amplificateur du signal réfléchi.

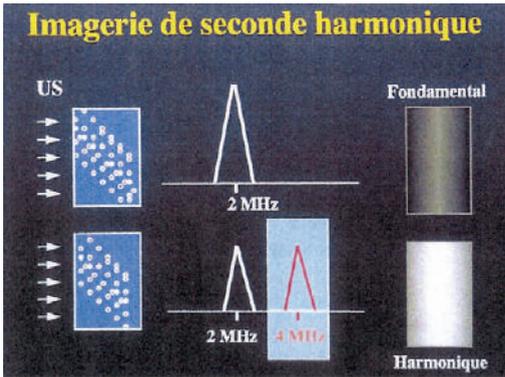
SonoVue® exige le respect strict des indications, des contre-indications, de la posologie et du mode d'administration du produit ainsi qu'une surveillance particulière lors de l'examen (précautions d'emploi, effets indésirables, etc.).

## Techniques d'imagerie de contraste

En échographie standard, l'opacification du myocarde par les microbulles injectées par voie intraveineuse est insuffisante pour permettre une analyse de la perfusion myocardique. Pour objectiver et optimiser la détection du contraste au sein du myocarde et la quantification des images obtenues, on dispose de quelques avancées technologiques appliquées lors de l'ECM (techniques de rehaussement) telles que :

- l'imagerie harmonique (Power Harmonic) fondée sur la mise en résonance des microbulles par le faisceau ultrasonore. En effet, elle permet d'extraire sélectivement le signal ultrasonore provenant des microbulles et donc une meilleure détection du contraste au sein du myocarde (figure 8.4).

Ce mode a révolutionné l'ECM permettant les premières observations de perfusion myocardique après injection intraveineuse ;



**Figure 8.4.** Principe physique de l'imagerie de seconde harmonique en échographie de contraste.

En haut : émission et réception des ultrasons à la fréquence fondamentale (2 MHz). Le signal réfléchi par les microbulles est masqué par le signal en provenance des tissus.

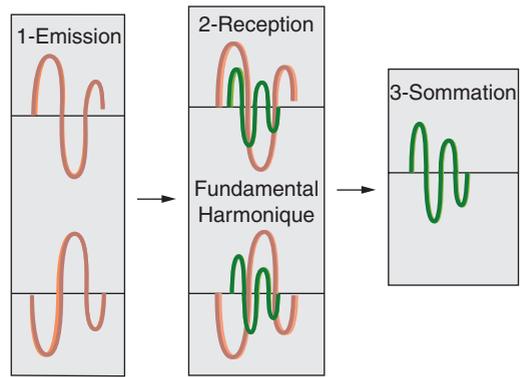
En bas : émission ultrasonore à la fréquence fondamentale (2 MHz) et réception centrée sur la fréquence harmonique (4 MHz) permettant la visualisation du contraste myocardique.

Source : E. Brochet, *Échographie de contraste myocardique*, *Cardiologie Pratique*, n° 456, 1998.

- l'imagerie intermittente (Pulsing Interval) fondée sur l'espacement des impulsions acoustiques préservant des périodes de non-insonification du myocarde (*trigerring*).

Cette technique utilisant une émission ultrasonore intermittente synchronisée à l'ECG permet de réduire l'exposition des microbulles à la destruction par les ultrasons. Ainsi, les microbulles de contraste sont moins détruites, leur quantité augmente et leur visualisation est optimisée. En conséquence, on obtient une opacification myocardique plus intense et plus longue ;

- l'imagerie en inversion pulsée (Power Pulse Inversion) utilisant de faibles puissances acoustiques, non destructrices de microbulles. Cette technique consiste à soustraire les signaux de fréquence fondamentale par opposition de phase. Elle permet d'extraire les échos en provenance des microbulles et d'annuler ceux réfléchis par les tissus avoisinant (figure 8.5). Elle est malheureusement sensible aux mouvements cardiaques qui créent des artefacts dans l'image de perfusion ;



**Figure 8.5.** Principe physique de l'imagerie harmonique avec pulse Inversion.

1. Émission successive de deux signaux inversés.
2. Réception du signal fondamental et de ses harmoniques.
3. Sommation annulant les signaux fondamentaux et renforçant les composantes harmoniques.

- l'imagerie Doppler puissance ou Doppler énergie (Power Doppler ou Energy Doppler). Cette technique utilise de hautes puissances acoustiques provoquant la destruction de microbulles et recueille instantanément le signal engendré par l'éclatement des bulles. Les différences des échos rétrodiffusés, issus de l'interaction ultrasons-bulles jusqu'à leur destruction, sont enregistrées et représentées selon un codage couleur ;
- l'imagerie de contraste en temps réel (Real Time Contrast). Cette technique sophistiquée permet une détection continue des microbulles grâce à la forte réduction de l'intensité des ultrasons émis à des valeurs de l'index mécanique de l'ordre de 0,1 à 0,2 (émission à basse énergie). Cette diminution de l'index mécanique (pression acoustique appliquée à la microbulle par le faisceau ultrasonore) ouvre les portes de l'imagerie continue temps réel sans destruction des agents de contraste.

Ces différentes techniques d'imagerie disponibles lors de l'échographie de contraste ont un point commun, celui de visualiser en temps réel le rehaussement du « contraste » entre une région vasculaire et la région avoisinante. Elles permettent une amélioration spectaculaire du contraste intracavitaire et intramyocardique. La performance de ces techniques échographiques permettant d'améliorer le signal en provenance des microbulles dépend pour une grande part de propriétés des agents de contraste ultrasonore utilisés.

## Intérêt clinique de l'ECM

Les principales applications cliniques de l'échocardiographie de contraste sont :

- l'étude des cavités gauches ;
- l'étude des flux intracardiaques ;
- l'étude de la perfusion myocardique.

Les applications validées et potentielles de l'ECM sont résumées dans le [tableau 8.2](#).

Les principales contre-indications à l'ECM sont :

- le syndrome coronaire aigu < 7 jours ;
- l'instabilité hémodynamique ou rythmique ;
- l'insuffisance respiratoire appareillée ou non avec altération significative de la saturation en oxygène (< 90 %) en air ambiant ;
- les antécédents d'allergie au produit de contraste ;
- l'âge < 18 ans
- la grossesse.

**Tableau 8.2. Applications cliniques validées et potentielles de l'échocardiographie de contraste.**

APPLICATIONS VALIDÉES
<b>Étude du ventricule gauche</b>
– cinétique ventriculaire (globale et régionale)
– fonction ventriculaire (volume, fraction d'éjection)
– déformations ventriculaires locales (anévrismes, fissurations...)
– masses intra-ventriculaires (thrombus...)
– hypertrophie apicale (MCH)
<b>Étude de la perfusion myocardique</b>
– infarctus du myocarde : aigu (avant et après désobstruction, <i>no-reflow</i> ), chronique
– sténoses des artères coronaires
– viabilité myocardique
– ischémie myocardique
– insuffisance coronaire chronique
APPLICATIONS POTENTIONNELLES
<b>Détection des shunts intracardiaques</b>
<b>Aide à la procédure d'alcoolisation</b>
<b>Recherche pharmacologique</b>
<b>Utilisation thérapeutique</b>

## Étude des cavités gauches

L'ECM permet l'opacification des cavités cardiaques gauches afin de mieux délimiter les contours cavitaires : atriales et ventriculaires.

### Étude de l'oreillette gauche (OG)

L'opacification de l'oreillette gauche permet d'améliorer l'étude de sa taille et de sa fonction. Couplée à l'ETO elle renforce nettement le diagnostic de thrombose de l'oreillette gauche ou de l'auricule.

### Étude du ventricule gauche (VG)

L'opacification de contraste de la cavité ventriculaire gauche rehausse significativement l'analyse des contours endocardiques jugée sub-optimale en échocardiographie conventionnelle, aussi bien à l'état basal que lors du stress. En effet, l'échographie de contraste dans cette indication permet :

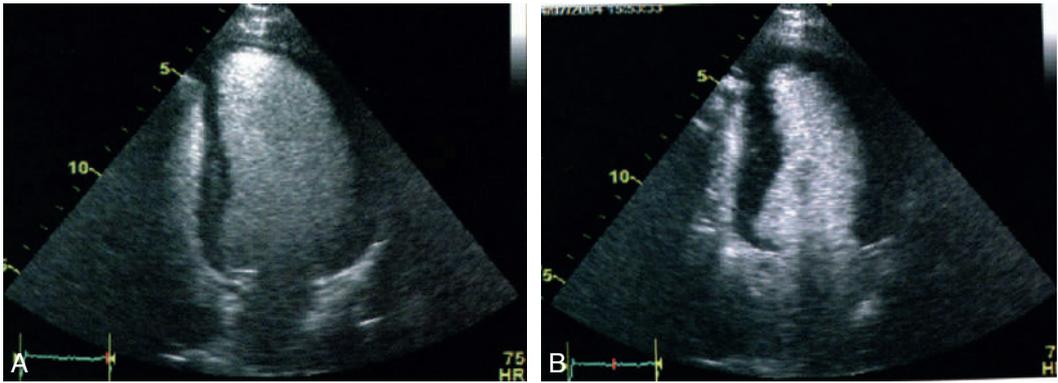
- l'amélioration de l'appréciation de la fonction systolique globale et segmentaire du VG. En fait, l'analyse fine de la cinétique régionale et globale dépend de la visualisation des contours endocardiques ([figure 8.6](#)).

L'imagerie harmonique couplée au contraste améliore significativement la qualité de l'imagerie de sorte que le nombre d'examen dits non exploitables se trouve réduit.

En pratique, l'échographie de contraste appliquée au VG est particulièrement utile chez les patients suivants :

- avec l'échogénéicité jugée difficile dont l'examen échographique demeure non interprétable (5 à 10 % des cas) ;
- présentant une tachycardie ou des troubles du rythme ;
- avec la «fenêtre acoustique» déplacée ou atypique ;
- ayant une gêne respiratoire spontanée ressentie (la ventilation rapide) ;
- soumis à une ventilation artificielle au milieu de réanimation ;
- l'amélioration de la mesure des volumes ventriculaires et de la fraction d'éjection (FE) du ventricule gauche.

En fait, la reproductibilité de l'évaluation des volumes et de la FE du VG est imparfaite en



**Figure 8.6.** Échocardiographie de contraste permettant une opacification cavitaire du ventricule gauche.

**a.** Vue apicale quatre cavités en diastole. **b.** En systole.

Source : E. Cohen, *Cardiologie Pratique*, 2004.

échographie conventionnelle. Elle dépend à la fois des modèles géométriques utilisés et de la qualité de la visualisation de l'endocarde ventriculaire.

Bien que l'imagerie harmonique ait représenté un progrès considérable dans la qualité des images échographiques, cette amélioration n'est pas toujours suffisante pour effectuer des mesures quantitatives précises chez les patients peu échogènes, obèses ou insuffisants respiratoires.

L'opacification de la cavité du VG lors de l'échographie de contraste couplée à l'imagerie harmonique offre un double avantage :

- une meilleure visualisation des contours endocardiques par le biais d'une meilleure différenciation de l'interface cavité-tissu (« moulage » de la cavité ventriculaire);
- une identification plus précise de la pointe VG, réduisant ainsi le risque d'amputation de l'apex, cause fréquente de sous-estimation des volumes.

En résultat, l'échographie de contraste réalisant une opacification intégrale du VG permet une évaluation plus fiable des volumes téléstolique et télédiastolique ainsi que de la fraction d'éjection ventriculaire gauche (figure 8.7). Ces mesures sont mieux corrélées à l'IRM que celles obtenues en imagerie harmonique sans contraste.

Cette utilisation du contraste est aussi intéressante chez les patients en réanimation, non mobi-

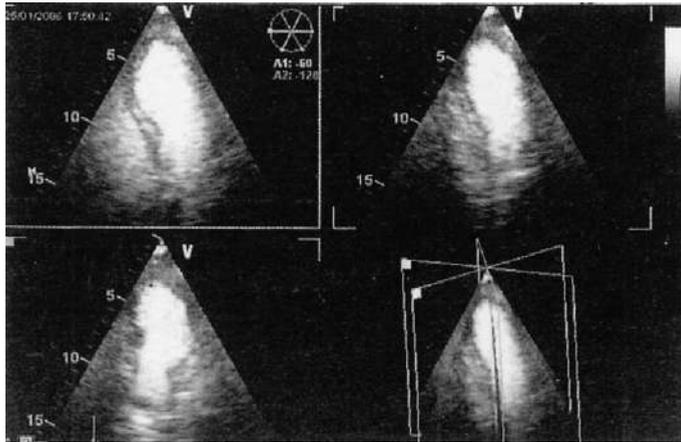
lisables, ou sous ventilation artificielle nécessitant une surveillance précise et fiable des volumes et de la FE du VG;

- une meilleure visualisation des déformations ventriculaires localisées (les poches anévrismales, fissurations des pseudo-anévrismes, des récessus de la non-compactation ventriculaire gauche);
- une détection plus fiable des thrombi surtout ventriculaires ou autres masses intracardiaques suspectes dont la délimitation peut être difficile en échographie classique (figure 8.8).

Le diagnostic des thrombi est de même amélioré en cas de contraste spontané gênant la visualisation des structures cardiaques. L'ECM permet même de surseoir à l'échographie transœsophagienne dans certains cas;

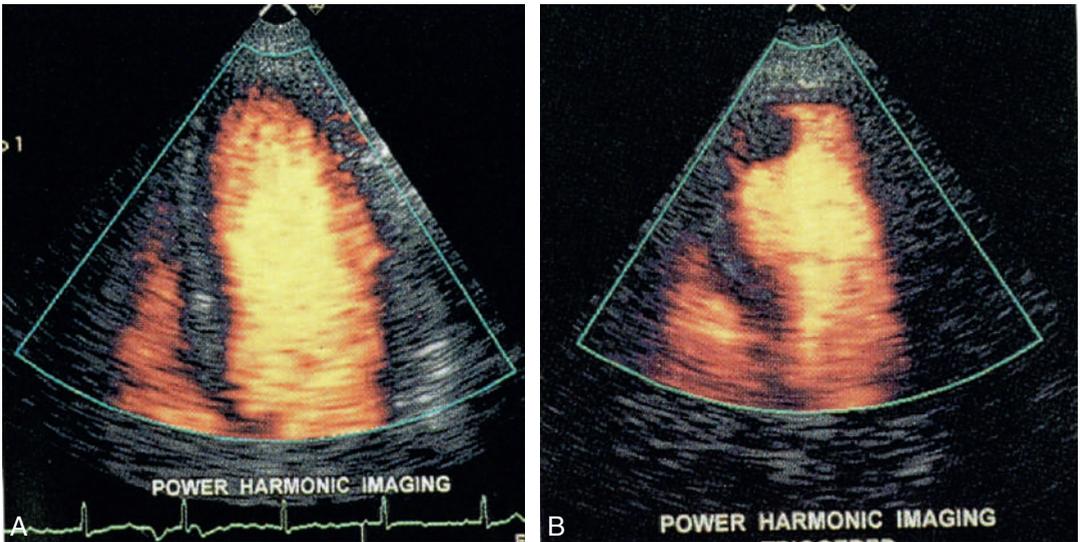
- le diagnostic de la cardiomyopathie hypertrophique apicale en identifiant précisément l'endocarde apical (figure 8.9).

Enfin, l'échographie de contraste couplée à l'échographie d'effort ou de stress pharmacologique facilite l'analyse d'éventuelles anomalies de contraction de tous les segments ventriculaires. En améliorant significativement la qualité des images, elle a pour conséquence principale une amélioration sensible de la reproductibilité interobservateur. Elle est particulièrement adaptée à la détection de l'endocarde au repos et au cours de l'épreuve de stress chez les



**Figure 8.7.** Étude de la fraction d'éjection du ventricule gauche en échocardiographie de contraste en utilisant le mode triplan 2D/3D.

Source : E. Donal, *Cardiologie Pratique*, 2010.

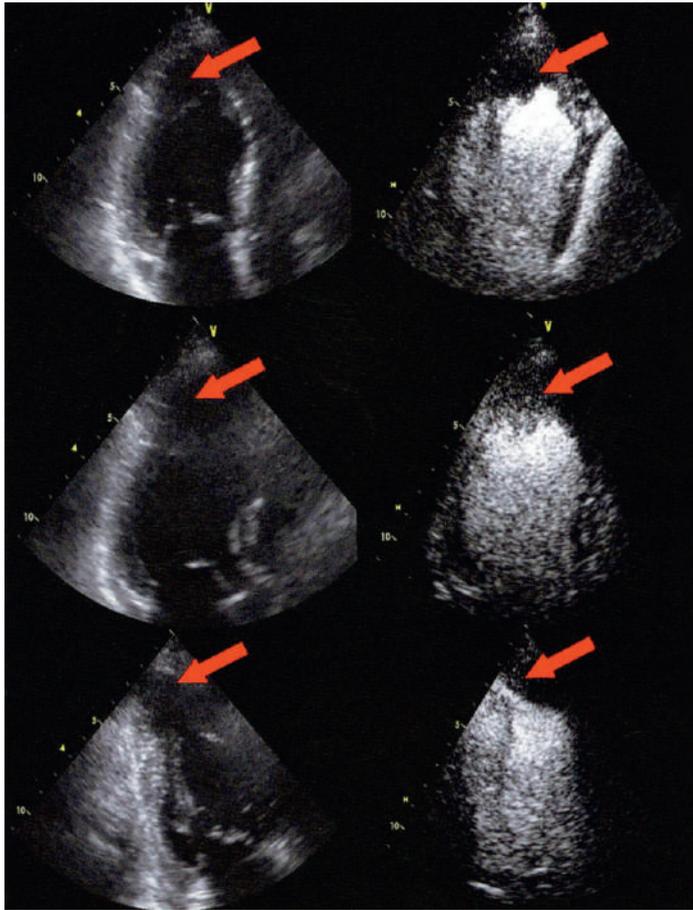


**Figure 8.8.** Détection d'un thrombus apical par l'injection de contraste remplissant la cavité ventriculaire gauche (coupe apicale quatre cavités). Une image « en négatif » du thrombus.

Source : E. Cohen, *Cardiologie Pratique*, 1998.

patients difficiles (ayant une fenêtre acoustique sub-optimale) ou peu échogènes. De plus, l'échographie de stress avec contraste autorise une meilleure assurance dans l'interprétation des images, a fortiori chez les opérateurs moins expérimentés.

Sur le plan pratique, un seul flacon de produit de contraste comme le SonoVue® préparé selon la stricte procédure et injecté dans une veine périphérique est suffisant pour permettre l'opacification complète du VG et l'enregistrement de plusieurs cycles cardiaques dans les différentes incidences échographiques.



**Figure 8.9.** Cardiomyopathie hypertrophique apicale en échocardiographie de contraste : l'apex hypertrophié restant non opacifié.

Source : D. Messika-Zeitoun, *La Lettre du Cardiologue*, 2011.

Enfin, il faudra toujours se référer aux contre-indications des agents de contraste utilisés qui, comme tous les produits de contraste injectés, peuvent engendrer des réactions allergiques plus ou moins sévères.

### Étude des flux intracardiaques

L'utilisation des agents de contraste facilite la détection des flux intracardiaques au Doppler. Cette approche peut s'avérer utile pour l'analyse des flux difficilement enregistrés par voie thoracique comme le flux veineux pulmonaire ou encore le flux d'insuffisance mitrale.

Cette application voit ses indications se réduire à mesure que progressent les qualités du Doppler couleur offertes par les appareils échographiques récents.

### Étude de la perfusion myocardique

En réalité, l'application clinique la plus importante de l'échographie de contraste en cardiologie est indiscutablement l'étude de la perfusion du myocarde. L'ECM permet d'accéder à une imagerie non invasive du lit vasculaire myocardique (« imagerie des capillaires »).

En effet, en raison de la destruction des bulles constatée en imagerie harmonique ou en mode Doppler puissance, les techniques récentes (imagerie intermittente à délais variables, imagerie en inversion pulsée, etc.) permettent d'obtenir une opacification myocardique plus puissante et plus longue, et donc une analyse plus précise de la perfusion myocardique par les agents de contraste sonifiés (figure 8.10).

L'intensité de la prise de contraste à l'équilibre reflète le volume capillaire.

Les différentes recherches ont démontré l'intérêt de l'ECM dans l'étude :

- de l'infarctus du myocarde;
- des sténoses des artères coronaires;
- de la viabilité myocardique;

- de l'ischémie myocardique;
- d'une insuffisance coronaire chronique.

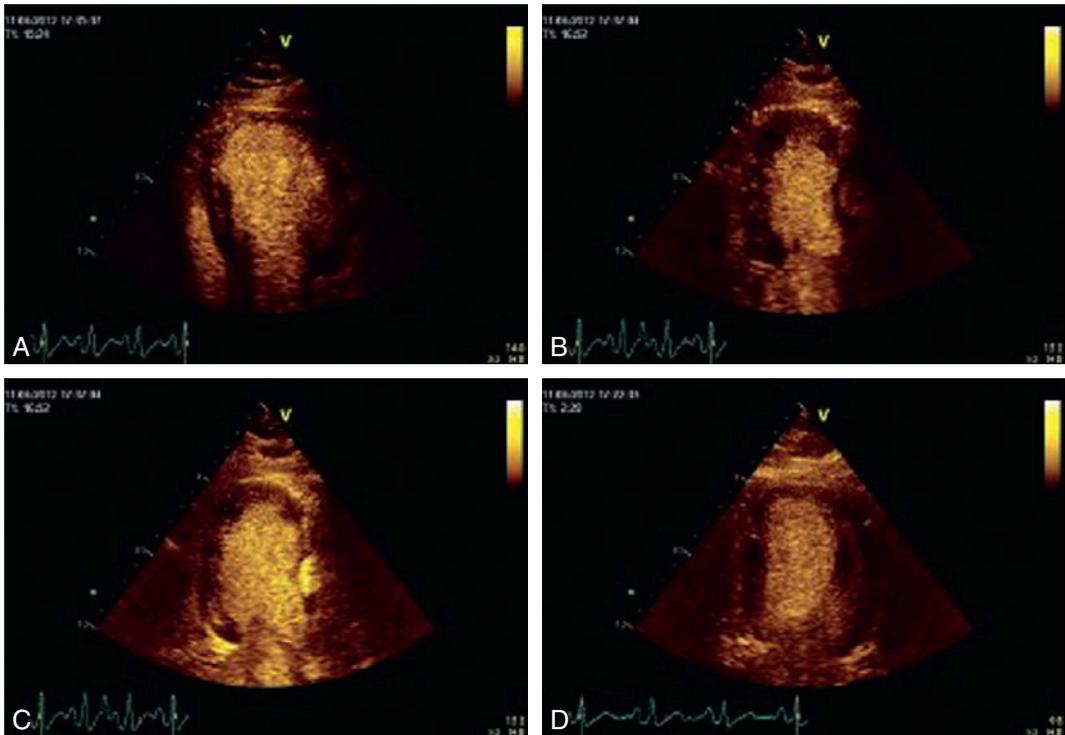
D'autres applications de l'ECM sont possibles.

### Étude de l'infarctus du myocarde (IDM)

L'ECM permet l'analyse de la perfusion myocardique en phase aiguë et chronique de l'infarctus du myocarde.

### L'ECM à la phase aiguë de l'IDM

L'ECM utilisée en temps réel par voie veineuse peut être réalisée et répétée si nécessaire au lit du



**Figure 8.10.** Échocardiographie de contraste.

Opacification du ventricule gauche après injection intraveineuse de SonoVue® suivie par une opacification progressive du myocarde. Vue apicale quatre cavités.

Source : Bracco France.

patient porteur d'un infarctus aigu qu'il soit en milieu de réanimation ou en salle de cathétérisme. Elle permet :

- de faire le diagnostic de l'IDM en phase aiguë (avant désobstruction coronaire);
- de détecter l'existence d'un *no-reflow*;
- de déterminer le succès d'une reperfusion myocardique (après désobstruction coronaire).

En effet, l'ECM permet une étude qualitative et topographique de la perfusion myocardique en phase aiguë d'infarctus.

### Intérêt de l'ECM avant désobstruction coronaire

Avant désobstruction coronaire, l'ECM permet l'évaluation de la taille de la zone à risque durant l'occlusion coronaire, paramètre déterminant de la gravité d'un infarctus. En fait, l'identification de la zone à risque, territoire menacé par la nécrose au cours de l'occlusion coronaire, est un facteur pronostique essentiel. Son étendue conditionne la taille définitive de l'infarctus.

La mise en évidence d'un défaut de perfusion myocardique dans la zone à risque peut orienter vers une prise en charge plus précoce et plus « agressive » du patient. L'ECM peut être également utile dans la prise en charge de syndromes douloureux thoraciques vus en urgence. Il s'agit de cas présentant :

- un doute diagnostique (modifications ECG peu importantes ou peu spécifiques, bloc de branche gauche...);
- le syndrome coronaire aigu sans sus-décalage du segment ST à l'ECG.

La détection d'un défaut de perfusion myocardique segmentaire dans ces cas particuliers apporte une précision dans la conduite du traitement.

### Intérêt de l'ECM dans la détection de *no-reflow*

L'analyse détaillée de la reperfusion myocardique a démontré un aspect hétérogène de la reperfusion du muscle cardiaque après la recanalisation de l'artère de l'infarctus avec les zones du myocarde nécrosées, viables, et les zones de non reperfusion (*no-reflow*). Le défaut de perfusion myocardique dû au phénomène *no-reflow* est observé en ECM dans environ 30 % des cas, malgré une artère coronaire parfaitement perméable.

Le phénomène *no-reflow* correspond à des lésions microvasculaires myocardiques, dont certaines sont secondaires à la reperfusion elle-même.

Il signifie un échec de reperfusion myocardique malgré la recanalisation complète (« illusion de reperfusion »).

L'ECM permet de détecter l'existence et l'extension des régions myocardiques de *no-reflow* conditionnant la récupération fonctionnelle des anomalies de la microcirculation myocardique (figure 8.11). Un « non-reflow » échographique est en effet associé à une moins bonne récupération myocardique fonctionnelle. À l'opposé, la détection d'une reperfusion myocardique complète en ECM est associée à une récupération fonctionnelle rapide. L'identification précoce du phénomène de « no-reflow » a également un intérêt pronostique.

En fait, le *no-reflow* est un facteur de mauvais pronostic, associé à une plus grande incidence de complications (troubles du rythme, tamponnade...), de remodelage ventriculaire gauche et d'insuffisance cardiaque.

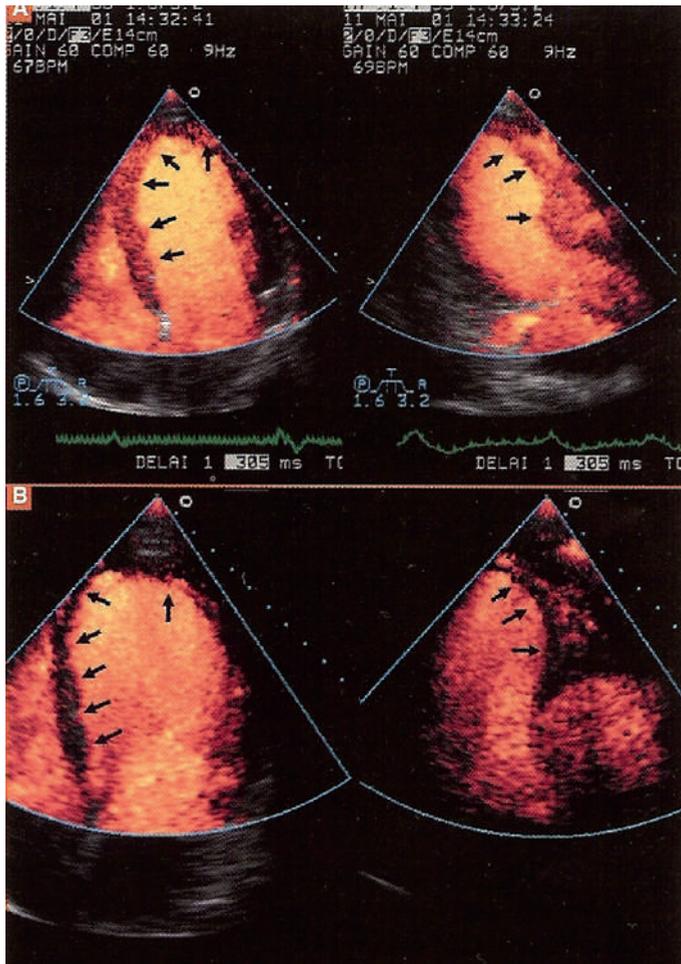
Enfin, le diagnostic de *no-reflow* a des implications thérapeutiques, car une partie des anomalies microvasculaires peut être réversible soit spontanément, soit sous l'influence de certaines drogues.

L'ECM pourrait être potentiellement utile dans l'évaluation de nouvelles thérapeutiques visant à améliorer la perfusion myocardique et à diminuer l'incidence du phénomène de *no-reflow*.

### Intérêt de l'ECM après désobstruction coronaire

L'ECM intraveineuse permet l'évaluation non invasive de l'efficacité de la reperfusion myocardique en phase aiguë de l'infarctus dans les suites immédiates d'une thrombolyse. Elle permet la détection des échecs de la thrombolyse au lit du patient afin de pratiquer une coronographie en urgence et de proposer une angioplastie de sauvetage, ou de prescrire un traitement pharmacologique adjuvant.

En pratique, l'ECM est particulièrement utile pour sélectionner les patients justiciables d'une coronographie en urgence. Cette démarche dite « rationnelle » permet surtout d'éviter la coronographie en urgence « inutile » pratiquée habituellement sur des critères dont on connaît les limites objectives (douleur thoracique, ECG, profil enzymatique).



**Figure 8.11.** Échographie de contraste myocardique.

**a.** Opacification myocardique homogène après thromolyse.

**b.** Persistance d'un défaut de perfusion septo-apicale après angioplastie primaire (*no-reflow*).

Source : E. Brochet, *Réalités Cardiologiques*, 2005.

Enfin, l'ECM permet d'évaluer le bénéfice de la recanalisation angiographique de l'artère de l'infarctus par angioplastie.

### L'ECM à la phase chronique de l'IDM

À la phase chronique de l'infarctus, l'ECM permet d'évaluer l'intégrité effective de la microcirculation coronaire et d'identifier la récupération fonctionnelle après un geste de revascularisation.

### Étude des sténoses des artères coronaires

L'ECM intraveineuse permet la détection non invasive de sténoses coronaires.

Grâce à la technique d'ECM à haute énergie (imagerie Doppler puissance) permettant la destruction des microbulles au fur et à mesure de leur arrivée dans les plus gros vaisseaux intramyocardiques, il est possible de calculer le volume sanguin artériolaire. Cette technique a permis la

détection de sténoses coronaires > 75 % au repos (sans effort ni injection de vasodilatateurs) avec une sensibilité > 80 % et une spécificité > 70 %.

L'usage des tests pharmacologiques ou sous effort est indiquée pour induire une réduction de la perfusion myocardique en présence d'une sténose coronaire.

La performance diagnostique de l'échographie de contraste sous dipyridamole pour la détection d'une sténose d'artère interventriculaire antérieure est meilleure que celle pour l'artère coronaire droite ou circonflexe.

L'analyse quantitative de l'imagerie de perfusion facilitée par des logiciels de traitement d'ECM, offre, sur une même image, les informations quantitatives régionales (vélocité des microbulles, volume et débit sanguin myocardique) d'une séquence de perfusion myocardique sur une incidence donnée. Le produit du volume sanguin régional et de la vitesse de transit donne une appréciation précise du flux myocardique régional.

Ces images d'ECM dites « paramétriques » facilitent l'interprétation des résultats à côté de l'analyse simultanée de la cinétique régionale au cours du stress.

## Étude de la viabilité myocardique

L'ECM peut également être utilisée pour la détection de la viabilité myocardique résiduelle après l'infarctus et du myocarde hibernant.

Un intérêt particulier de l'ECM est sa capacité à montrer la persistance du myocarde viable en aval d'une artère occluse.

La reperfusion précoce de l'infarctus du myocarde permet de préserver la microcirculation coronaire. Celle-ci peut également être partiellement maintenue par collatéralité en cas d'artère restant occluse. L'ECM permet dans toutes ces situations de préciser le maintien d'une intégrité microvasculaire se traduisant par une opacification myocardique homogène à distance de l'infarctus. L'opacification obtenue par collatéralité est prédictive d'une récupération fonctionnelle après angioplastie. En fait, la viabilité d'un tissu n'est possible qu'à un débit myocardique résiduel estimé à 0,25 ml/mn/g, en dessous duquel les cellules ne peuvent pas survivre longtemps (masse myocardique seuil pour obtenir une récupération

de la contraction). La présence d'un contraste dans la région d'un infarctus définit bien les niveaux de flux capables de maintenir une viabilité myocellulaire. À l'opposé, l'absence de prise de contraste myocardique est très prédictive de nécrose définitive témoignant de l'absence de perfusion résiduelle dans le territoire akinétique associée à une absence de viabilité.

En effet, l'ECM a une excellente valeur pronostique concernant la viabilité myocardique après un infarctus, comparable à celle de l'IRM. De plus, la valeur prédictive de la perfusion est meilleure que celle de la cinétique pariétale. L'avenir diagnostique réside dans l'association plus fréquente de l'ECM avec l'échographie de stress à la dobutamine dans le dépistage de la viabilité post-infarctus. La quantification de la perfusion myocardique en ECM permet d'améliorer la détection des segments viables à la dobutamine.

L'identification du myocarde hibernant l'ECM permet de sélectionner les patients susceptibles d'avoir une amélioration de leur fonction ventriculaire gauche.

## Étude de l'ischémie myocardique

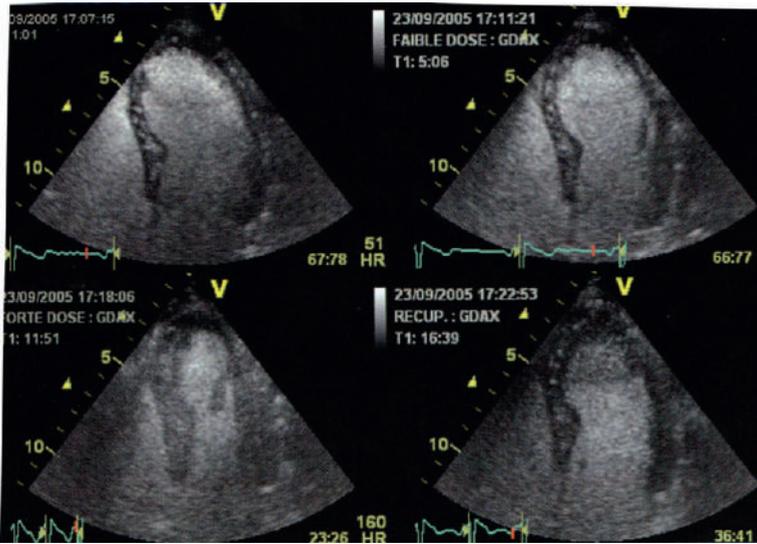
L'ECM intraveineuse permet le diagnostic non invasif de l'ischémie myocardique. En effet, il est possible d'analyser simultanément la perfusion et la fonction myocardique en couplant l'injection de contraste et l'échographie de stress avec les vasodilatateurs. De même, l'ECM permet de mesurer la réserve coronaire surtout dans les couches sous-endocardiques.

La place de l'ECM dans le dépistage de l'ischémie myocardique et son apport vis-à-vis des autres techniques échographiques (échographie sous dobutamine) ou scintigraphiques restent à préciser dans la stratégie thérapeutique (figure 8.12).

## Étude d'une insuffisance coronaire chronique

La détection d'anomalie de la perfusion coronaire au repos ou à l'effort détermine les points de repère de la maladie coronaire. Leur extension et leur sévérité sont étroitement corrélées au pronostic à court et moyen terme.

Dans la comparaison entre l'ECM et la scintigraphie myocardique, le siège des anomalies de



**Figure 8.12.** Échocardiographie de stress avec injection du contraste.

Mise en évidence d'une hypokinésie apicale (en bas à gauche) avec défaut de perfusion en regard de la zone hypokinétique.

Source : V. Pradeau et P. Réant, *Cardiologie Pratique*, n° 798, 2007.

perfusion et leur caractère réversible ou irréversible diagnostiqué par l'ECM était analogue à celui donné par la scintigraphie avec des scores de concordance à 92 % pour les deux méthodes.

### Autres applications potentielles de l'ECM

L'échocardiographie de contraste peut être également appliquée :

- à la détection des shunts intracardiaques droit gauche et des embolies paradoxales en particulier chez un patient porteur d'un foramen ovale perméable en utilisant les produits de contraste qui ne passent pas la barrière pulmonaire ;
- à la procédure d'alcoolisation septale des cardiopathies hypertrophiques obstructives. L'injection intracoronaire sélective d'un agent de contraste dans une artère coronaire septale permet de s'assurer que la zone opacifiée correspond bien au territoire cible de l'alcoolisation ;
- à la recherche clinique en pharmacologie pour l'évaluation de nouvelles thérapeutiques visant à améliorer la perfusion myocardique. L'effet des traitements adjuvants dans la maladie coronaire peut être également apprécié par l'ECM intraveineuse ;

- à l'utilisation thérapeutique des bulles. Des travaux de recherche expérimentale ont démontré que les microbulles qui transitent dans le myocarde au même rythme que les globules rouges avaient tendance à adhérer à la surface des cellules endothéliales endommagées par un mécanisme encore peu connu.

Les microbulles peuvent être ainsi utilisées comme des vecteurs thérapeutiques, en introduisant des substances actives à l'intérieur de celles-ci et en les faisant éclater au niveau d'un site précis.

La possibilité de détruire les microbulles sur des sites spécifiques tels que les thrombi, les zones d'inflammation, les plaques d'athérosclérose, etc. grâce à l'emploi des ultrasons rend envisageable l'utilisation des microbulles à la vectorisation de drogues, destinées à être libérées sur place. Ce procédé paraît également séduisant pour obtenir une action locale de la thérapie génique, destinée par exemple à introduire des facteurs de croissance vasculaire pour stimuler une néoangiogenèse, ou des cellules musculaires indifférenciées pour améliorer la cinétique d'un territoire myocardique nécrosé.

D'autres études ont montré l'intérêt des bulles à lyser des thrombi (effet fibrinolytique local). Cette action mécanique des bulles fait appel à l'implosion de ces bulles par les ultrasons émis à haute énergie.

## Limitations de l'ECM

L'ECM ne résout pas tous les problèmes diagnostiques concernant la cardiopathie ischémique. Les principales limitations de l'ECM sont :

- la faible échogénicité des patients.

L'apparition de nouveaux agents de contraste intraveineux et les progrès technologiques majeurs comme l'imagerie de seconde harmonique, intermittente, etc. ont permis de réduire considérablement le nombre des patients non exploitables.

Les astuces technologiques ont permis d'améliorer le contraste myocardique chez les sujets peu échogènes;

- l'expérience insuffisante de l'opérateur.

L'ECM reste une technique très dépendante de l'opérateur. En fait, l'appréciation visuelle de la perfusion myocardique est subjective, dépendante de l'expérience de l'opérateur mais également des conditions d'administration du produit de contraste. Une période d'apprentissage pour la pratique clinique de l'ECM est amplement justifiée afin d'obtenir des résultats précis et fiables;

- les artefacts dits d'atténuation.

Ces artefacts présents dans la région latérale du ventricule gauche en particulier sont liés à l'interposition pulmonaire et aux côtes. Ils sont provoqués par la respiration et peuvent créer de fausses anomalies de perfusion. De même, le phénomène d'atténuation par l'ombre d'un pilier cardiaque peut faire croire à une hypofixation du contraste myocardique. Enfin, une concentration trop élevée du contraste secondaire à un bolus ou à une administration trop rapide de contraste peut être source d'atténuation en zones postérieures (*shadowing*).

Pour éliminer ces artefacts d'atténuation la meilleure technique d'analyse ultrasonore en ECM pour chaque agent de contraste devra être définie;

- la disponibilité « administrative » restreinte des agents de contraste en fonction du pays, ce qui en limite théoriquement la portée d'utilisation;
- la nocivité potentielle de la technique d'ECM, en particulier lorsqu'elle fait appel à de haute puissance acoustique délivrée et aux nouveaux produits de contraste présentant d'éventuels effets secondaires;

- le coût du produit de contraste parfois prohibitif et son remboursement non consensuel.

Les limites actuelles de l'ECM sont potentiellement maîtrisables. La technique évolue rapidement et de nombreuses recherches sont menées pour optimiser les traitements d'images et les modalités de détection du contraste myocardique.

## Perspectives de l'ECM

Compte-tenu des progrès technologiques et méthodologiques rapides de l'ECM, les perspectives d'applications de cette technique apparaissent. Elles concernent :

- l'aide au diagnostic d'infarctus du myocarde dans les cas difficiles (en cas d'ECG non contributif par exemple);
- l'analyse précise de l'étendue de la zone à risque d'infarctus et de la stratification pronostique en fonction de son étendue;
- l'évaluation de la qualité de la reperfusion après thrombolyse, avec identification des patients justiciables d'une angioplastie de sauvetage en cas d'échec de reperfusion;
- l'étude précoce de la viabilité myocardique en cas d'artère occluse;
- l'évaluation pronostique précoce par la mise en évidence du phénomène de *no-reflow*;
- l'estimation de nouveaux traitements visant à réduire le *no-reflow*;
- l'utilisation au cours des procédures chirurgicales de revascularisation.

L'ECM pourrait par exemple être utile pour évaluer l'homogénéité de distribution des solutions de cardioplégie ou pour vérifier la perméabilité et l'efficacité des anastomoses;

- l'utilisation thérapeutique potentielle résultant de l'interaction entre le contraste et les ultrasons (délivrance locale de drogues, thérapie génique...);
- la détection de la dysfonction endothéliale.

Il semblerait que la dysfonction endothéliale ralentisse le temps de transit des produits de contraste dans la microcirculation. L'ECM pourrait donc servir au dépistage non invasif de la dysfonction endothéliale débutante (signe précoce de l'artériosclérose).

Enfin, le couplage de l'échographie de contraste aux autres techniques échographiques (échographie de stress, reconstruction 3D, imagerie de déformation) semble très prometteur dans l'évaluation plus précise de la perfusion myocardique.

## Conclusions

L'échographie de contraste myocardique (ECM) est une nouvelle technique permettant d'étudier à la fois la cinétique et la perfusion myocardique.

Initialement réalisée par voie intracoronaire, elle se développe actuellement par voie veineuse périphérique grâce à la mise au point de nouveaux agents de contraste et de nouvelles technologies échographiques.

L'ECM est particulièrement utile dans l'exploration non invasive des cardiopathies ischémiques. Ses indications ont, pour un grand nombre, été cliniquement validées chez l'homme. Son faible coût actuel, son innocuité et sa facilité d'utilisation répétée au lit du patient porte l'échocardiographie de contraste au premier plan pour l'évaluation de la perfusion myocardique dans l'insuffisance coronaire. Ses limites, peu nombreuses et heureusement surmontables, n'empêchent pas le développement grandissant de cette technique en routine cardiologique.

Utilisée au repos ou couplée à un examen de stress (pharmacologique ou d'effort), l'ECM apparaît complémentaire de l'imagerie conventionnelle où l'information sur la perfusion myocardique est simultanée.

En effet, l'ECM pourrait se positionner comme une alternative intéressante aux techniques scintigraphiques. Les avancées dans le domaine des agents de contraste et des techniques ultrasonores permettent d'espérer une véritable révolution dans l'étude non invasive de la perfusion myocardique, tout particulièrement à la phase aiguë de l'infarctus du myocarde (diagnostic précoce, confirmation de la reperfusion, étude de la viabilité...).

Enfin, l'ECM pourrait être utilisée dans le futur à des fins thérapeutiques (néoangiogenèse, délivrance des médicaments, etc.).

## Bibliographie

Balcells E, Powers ER, Leper W, et al. Detection of myocardial viability by contrast echocardiography in

acute infarction predicts recovery of resting function and contractile reserve. *J Am Coll Cardiol* 2003; 41 : 827-33.

Becher H, Burns PN. *Handbook of Contrast Echocardiography*. Springer Verlag; 2000.

Bokor D. Diagnostic efficacy of Sono Vue. *Am J Cardiol* 2000; 86 (Suppl.) : 19G-24G.

Brochet E, Karila-Cohen D, Czitrom D, et al. Échographie de contraste myocardique. *Cardiologie Pratique* 1998; 456 : 5-6.

Brochet E, Czitrom D, Karila-Cohen D, et al. Early changes in myocardial perfusion patterns after myocardial infarction : relation with contractile reserve and functional recovery. *J Am Coll Cardiol* 1998; 22 : 2011-7.

Brochet E. Évaluation non-invasive de la reperfusion au cours de l'infarctus aigu du myocarde : échographie de contraste. *Réalités Cardiol* 2005; 207 : 5-12.

Brochet E. Échographie de contraste : quelle utilisation en pratique clinique? *Cardiologie Pratique* 2006; 777 : 1-3.

Caidahl K, Kazzam E, Lidberg J, et al. New concept in echocardiography : harmonic imaging of tissue without use of contrast agent. *Lancet* 1998; 352 : 1264-70.

Cohen A. Échocardiographie. *Cardiologie Pratique* novembre 2004; 30-9.

Colonna P, Cadeddu Ch, Chen L, et al. Clinical application of contrast echocardiography. *Am Heart J* 2001; 141 : S36-44.

Czitrom D, Karila-Cohen D, Brochet E, et al. Acute assessment of microvascular perfusion patterns by myocardial contrast echocardiography during myocardial infarction : relation to timing and extent of functional recovery. *Heart* 1999; 81 : 12-6.

Diebold B. L'Échographie de contraste myocardique. *Cardioscopies* 2001; 82 : 32-6.

Diebold B. Apports de l'échocardiographie de contraste dans les cardiopathies ischémiques. *Réalités Cardiologiques* 2002; 176 : 31-6.

Diebold B, Delouche A. Contraste intracavitaires et perfusion myocardique. In : *Échocardiographie clinique de l'adulte*, vol. 1. Ed. Estem; 2003. p. 97-112.

Donal E. Fonction systolique ventriculaire gauche. *Cardiologie Pratique* 2010; 943 : 9-10.

Grayburn P, Mulvagh S, Crouse L. Left ventricular opacification at rest during stress. *Am J Cardiol* 2002; 90 : 21J-7J.

Gras E, Tison E, Sandor R. L'Échographie de contraste au seuil de son application clinique. *Angéiologie* 1998; 50 (1) : 63-70.

Jayaerweera AR, Skyba DM, Kaul S. Technical factors that influence the determination of microbubble transit rate during contrast echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1995; 8 : 198-206.

- Jung P. Improvement of diagnostic value of dobutamine stress echocardiograms using contrast enhancement and specific models of interpretation. ESC 2004, Eur Heart J 2004; 25 abst.
- Karila-Cohen D, Brochet E, Czitrom D. Échographie de contraste myocardique. Cardinale; 1988 tome X; 5. p. 6–11.
- Karila-Cohen D. Échographie de contraste myocardique et pathologie coronaire. Cardiologie Pratique 2006; 753 : 6–7.
- Kaul S. Myocardial contrast echocardiography in coronary artery disease : potential applications using venous injections of contrast. Am J Cardiol 1995; 75 : 61D–8D.
- Lardoux H, Ledos J.-Ph, Fauveau E, et al. Left ventricular opacification with contrast agent SonoVue® : a routine clinical tool in cardiology? Highlights in Contrast Ultrasound 2006; 3 : 3.
- Moir S, Haluska B, Leung D, et al. Quantitative myocardial contrast echocardiography for prediction of thrombolysis in myocardial infarction flow in acute myocardial infarction. Am J Cardiol 2004; 93 : 1212–7.
- Nanda N, Wistran D, Karlsberg R, et al. Multicenter evaluation of SonoVue for improved endocardial border delineation. Echocardiography 2002; 19 (1) : 27–36.
- Nahar T, Croft L, Shapiro R, et al. Accurate quantitative echocardiography requires harmonic contrast imaging. J Am Coll Cardiol 2000; 35 (Suppl. A) 477 : 189–95.
- Olszewska M, Tracz W. Echokardiografia Kontrastowa. In : Echokardiografia praktyczna. Medycyna Praktyczna – Astra Zeneca; 2004, tome I (14).p. 179–88.
- Peltier M. L'Échocardiographie de contraste. Cardiomas 2004; 11 : 13–7.
- Pierard L, Roelant J. L'Échocardiographie de contraste. Méthodes, applications et perspectives. Ann Cardiol Angéiol 1984; 33 (5) : 325–37.
- Porter T, Cwajg L. Myocardial contrast echocardiography : a new gold standard for perfusion imaging. Echocardiography 2001; 18 : 79–87.
- Roudaut R, Lafitte S. Les Agents de contraste échocardiographiques intraveineux. Nouvelles techniques en imagerie échocardiographiques. Medicorama 1998; 310 : 35–41.
- Schneider M. Characteristics of SonoVue®. Echocardiography 1999; 16 (2) : 743–6.
- Schneider M. Design of an ultrasound contrast agent for myocardial perfusion. Echocardiography 2000; 2 : S11–6.
- Schwarz KQ, Chen X, Bezante GP, et al. Doppler Kinetics of microbubble echo contrast. Ultrasound Med Biol 1996; 22 : 453–62.
- Senior R. Role of contrast echocardiography for the assessment of left ventricular function. Echocardiography 1999; 16 : 747–52.
- Senior R. Role of myocardial contrast echocardiography in the clinical evaluation of acute myocardial infarction. Heart 2003; 89 : I398–400.
- Shung KK, Flenniken RP. Time-domain ultrasonic contrast blood flowmetry. Ultrasound Med Biol 1995; 21 : 71–8.
- Steg G, Brochet E, Czitrom D, Karila-Cohen D. Échographie de contraste myocardique. Imagerie Médicale-Cœur, Zeneca Pharma; 1997.
- Steg G, Assayag P, Brochet E, et al. L'Échographie de contraste en phase aiguë d'infarctus. Nouvelles techniques en imagerie échocardiographique. Medicorama 1998; 310 : 42–9.
- Taniyel AY, Pasquet A, Vanderschelde JL. L'Échographie de contraste. Cardioscopie 2001; 86 : 117–23.
- Ten Cate V. Usefulness of ultrasound contrast for image enhancement during stress echocardiography. Echocardiography 2002; 19 : 621–5.
- Vargas F, Hilbert G, Gruson D, et al. Amélioration de la détection de l'endocarde du ventricule gauche par un agent de contraste de première génération. Arch Mal Cœur Vaiss 2000; 93 : 41–7.
- Villanueva FS, Kaul S. Assessment of myocardial perfusion in coronary artery disease using myocardial contrast echocardiography. Coronary Artery Dis 1995; 6 : 18–28.
- Villanueva FS. Myocardial contrast echocardiography in acute myocardial infarction. Am J Cardiol 2002; 90 (10A) : 38J–47J.
- Von Bibra H, Voigt JU, Fröman M, et al. Interaction of microbubbles with ultrasound. Echocardiography 1999; 7 : 733–41.
- Wei K, Skyba D, Firsckhe C, et al. Why are bubbles destroyed by ultrasound? Circulation 1996; 94–8 (Suppl. I) : 141.
- Zamarano JL, Garcia Fernandez A. Contrast Echocardiography in Clinical Practice. Springer; 2003.

## Introduction

L'analyse de la cinétique pariétale du ventricule gauche en routine repose sur une interprétation visuelle de l'excursion de l'endocarde et de l'épaississement myocardique en échocardiographie bidimensionnelle (2D). Cette approche hautement subjective dépend surtout de la qualité de définition, l'endocarde étant une structure fine et peu échogène, et de l'expérience de l'opérateur. Elle est soumise à une grande variabilité interobservateur.

Afin de compenser les limitations de l'échographie 2D classique, une nouvelle technique de Color Kinetic Imaging a été récemment développée par la Société Aloka (Hitachi Medical Systems). Deux produits sont, à l'heure actuelle, disponibles : le Color Kinesis (technique initialement introduite en échocardiographie par Hewlett Packard) et le KI-ASMA (Kinetic Imaging-Automated Segmental Motion Analysis); technique analogue d'Aloka mais perfectionnée grâce aux progrès informatiques en particulier. Ces techniques appliquant un codage couleur au déplacement de l'endocarde fournissent les informations sur l'amplitude et le rythme du déplacement systolo-diastolique de l'endocarde, en temps réel. Elles sont fondées sur le procédé technologique spécifique de « quantification acoustique » qui permet la détection automatique des contours endocardiques en temps réel, tout au cours du cycle cardiaque.

L'intérêt majeur du Color Kinetic Imaging est de faciliter l'étude de la cinétique globale et segmentaire du ventricule gauche au repos et au stress (d'effort ou pharmacologique).

Cependant, le Color Kinetic Imaging nécessite comme toute technique échocardiographique, une méthodologie rigoureuse et une courbe d'apprentissage adéquate.

## Méthodologie

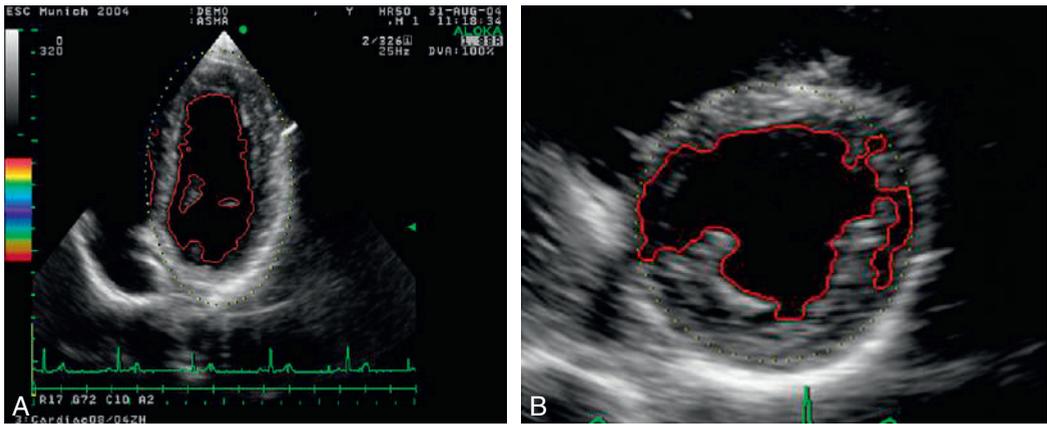
Le Color Kinesis/Color Kinetic Imaging est une extension de la reconnaissance automatique des contours endocardiques par la quantification acoustique.

## Quantification acoustique

Le principe de la quantification acoustique est celui de la reconstruction des interfaces sang-endocarde, par analyse parallèle du signal brut de radiofréquence numérisée (Automatic Border Detection ou ABD). Cette analyse en radiofréquence du signal ultrasonore rétrodiffusé avant toute déformation électronique est obtenue grâce à un calcul de coefficient de rétrodiffusion (Integrated Backscatter). Ce procédé sophistiqué permet de repérer la transition entre le muscle cardiaque et le sang, et de détecter l'endocarde.

La résultante du processus de la quantification acoustique aboutit à la détection automatique des contours de l'endocarde en temps réel, tant lors de la systole que de la diastole (figure 9.1).

Grâce aux avancées technologiques et informatiques, la technique de quantification acoustique fournit un contour de l'endocarde en continu et permet d'obtenir une courbe de variations de surface et de volumes ventriculaires au cours du cycle cardiaque.



**Figure 9.1.** Détection automatique du contour de l'endocarde du ventricule gauche par quantification acoustique selon la coupe 2D : grand axe (a) et Petit axe (b).

L'optimisation des échelles de gains (en axiale et latéral) est une étape essentielle de la technique ABD et détermine la fiabilité de la reconnaissance de l'endocarde. En fait, la définition de l'endocarde est en relation directe avec la qualité de l'imagerie, le type du capteur ultrasonore utilisé et, bien sûr, l'échogénéité du patient.

L'utilisation de l'imagerie d'harmonique améliore l'ABD en rehaussant le signal endocardique et en «noircissant» l'intérieur de la cavité cardiaque par une nette amélioration du rapport signal/bruit. En effet, les contours endocardiques sont mieux définis, les courbes surface/volume devant plus fiables et répétitives.

La possibilité de *switcher* entre l'image 2D et ABD permet de s'assurer de la reconnaissance effective et nette de l'endocarde surtout dans des régions apicales et latérales considérées comme «difficiles» à explorer. Enfin, pour lever l'ambiguïté de reconnaissance automatique de l'endocarde, il est nécessaire d'optimiser l'image 2D en affinant le réglage des paramètres échographiques (des gains en particulier) et d'éliminer les échos intracavitaires (faux tendons, cordages, réseau de Chiati...).

### Color Kinetic Imaging (CKI)

L'imagerie de Color Kinesis/Kinetic est une modalité de quantification de la cinétique pariétale directement issue de l'ABD. Elle analyse les

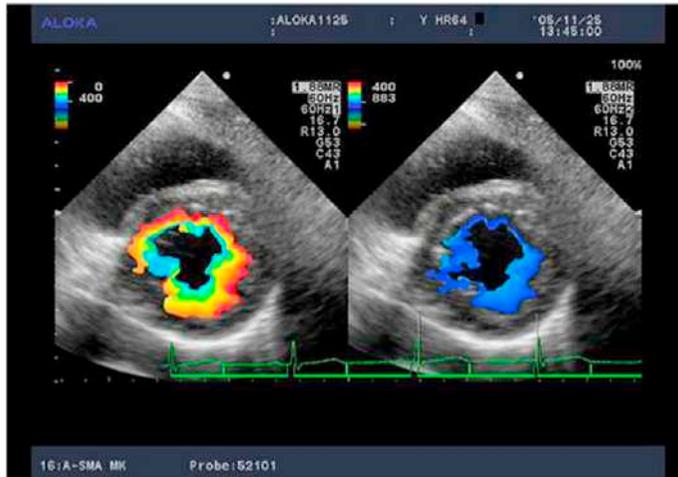
déplacements successifs de l'endocarde ventriculaire gauche par codage couleur des variations de la position du contour endocardique image par image tout au long de la systole et de la diastole (figure 9.2).

Pratiquement, l'ABD «empile» toutes les 40 ms par couches successives de couleurs différentes l'amplitude et le timing d'excursion de l'endocarde de la télédiastole à la télésystole. En effet les couleurs représentent les mouvements de l'endocarde en échelle de temps : de 0 à 300 ms, avec déclenchement fondé sur l'onde R de l'ECG.

L'échelle de couleur est utilisée avec une progression inverse en systole et en diastole. Pour le cœur normal, l'accumulation des bandes colorées est homogène au cours de la systole. Chaque pixel qui passe de l'état de sang à celui de tissu est coloré avec les tons différents pour chaque image. En diastole, Color Kinetic Imaging utilise une progression des tons opposée à celle de la systole.

Le codage couleur est superposé en temps réel sur l'image bidimensionnelle et renouvelé à chaque battement cardiaque.

En effet, le nombre de couches colorées contenues dans l'image télésystolique ou télédiastolique de la cavité cardiaque étudiée donne des informations temporelles sur le rythme du déplacement de l'endocarde. L'épaisseur totale de la bande couleur reflète l'amplitude de la cinétique de l'endocarde dans chaque territoire et dans chaque incidence.



**Figure 9.2. Color Kinetic Imaging.**

Représentation du déplacement endocardique du VG en codage couleur. **a.** En systole. **b.** En diastole (coupe petit axe).

Les limites de la technique de Color Kinetic Imaging (CKI) sont :

- la dépendance de CKI de la qualité de l'imagerie bidimensionnelle;
- la non quantification de la contraction réelle de la paroi myocardique en CKI qui permet l'analyse exclusive du déplacement de l'endocarde;
- la soumission du déplacement endocardique étudié en CKI aux mouvements de translation et de torsion du cœur;
- la non application de CKI en cas de bloc de branche gauche et de septum paradoxal, situations ne reflétant pas la contraction myocardique pure.

De nouvelles techniques échographiques comme l'imagerie 3D ou de Speckle Tracking sont susceptibles de contourner certaines limitations de Color Kinetic Imaging.

## Intérêt clinique

La technique de détection automatique des contours endocardiques en temps réel (ABD) par quantification acoustique complétée par un codage couleur en Color Kinesis/Color Kinetic Imaging offre la possibilité d'une analyse :

- de la fonction ventriculaire gauche régionale et globale;

- de la fonction auriculaire gauche;
- de la fonction régionale et globale du ventricule droit;
- de la viabilité myocardique;
- de l'asynchronisme cardiaque.

Les principaux paramètres systolo-diastoliques fournis par Color Kinesis/Color Kinetic Imaging sont :

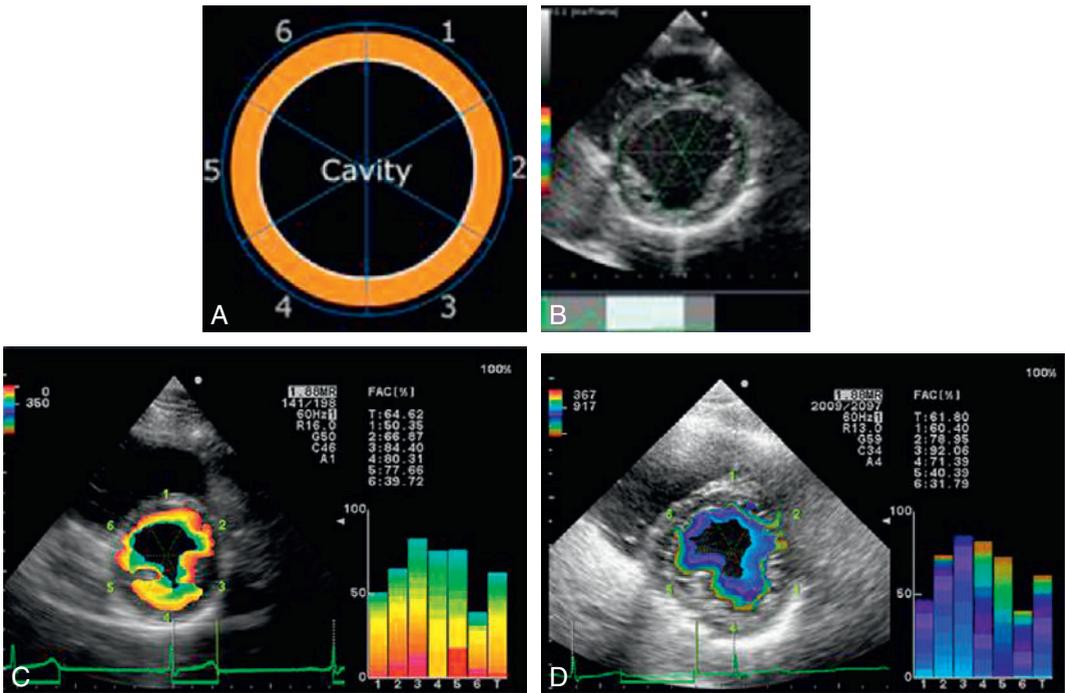
- le déplacement absolu de l'endocarde;
- le pourcentage de réduction de la surface lors de la systole dans un segment donné;
- la vitesse du pic d'éjection ou de relaxation;
- le *time to peak* systolique et diastolique;
- le temps moyen de contraction ou de remplissage.

Ces paramètres correspondent à des informations régionales spatiales et temporelles.

La technique d'A-SMA (Automatic Segmental Motion Analysis) constitue un nouvel outil d'évaluation quantitative en temps réel de la fonction myocardique (figure 9.3).

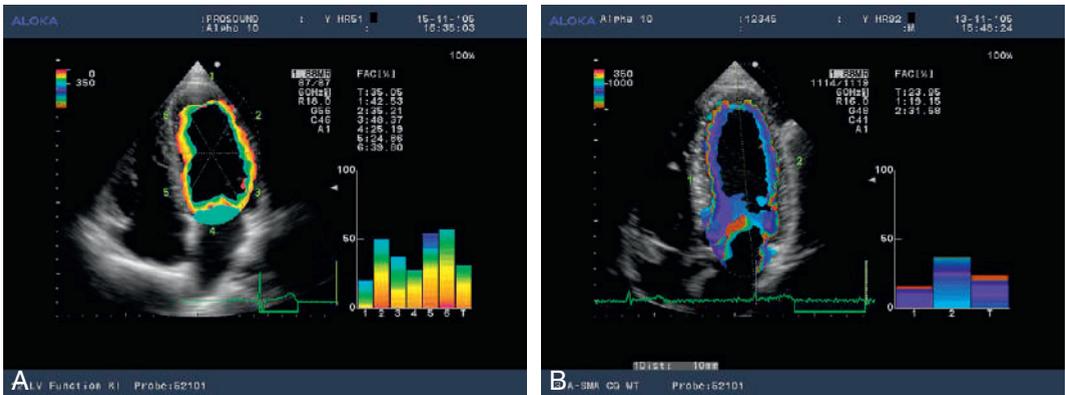
Le logiciel de quantification de Color Kinetic Imaging permet d'obtenir des histogrammes de couleurs empilées, avec des courbes temporelles régionales (figure 9.4).

D'autres outils associés permettent de mesurer en temps réel, à partir des données fournies par la quantification acoustique (figure 9.5) :



**Figure 9.3.**

Méthode d'analyse quantitative dite A-SMA, Automatic Segmental Motion Analysis. Technique d'analyse **a.**, **b.**; images 2D petit axe : **c.** télésystolique. **d.** télédiastolique en Color Kinetic Imaging avec les histogrammes correspondants. (Système Aloka-Hitachi)



**Figure 9.4.**

Histogrammes reflétant le profil du déplacement systolique (A) et diastolique (B) de l'endocarde ventriculaire gauche en Color Kinetic Imaging (coupe apicale quatre cavités).

- l'évolution du volume intraventriculaire gauche (Cardiac Quantification), grâce à la détection de l'endocarde. Le système peut ainsi déterminer la fraction d'éjection selon la méthode de Simpson, la FAC (Fractional Area Change), le dV/dt ou encore le nVol/dt;

- les changements d'épaisseur du muscle cardiaque sur une région déterminée (Wall Thickness).  

$$FAC = (EDA - Si) / EDA + 100 \% \text{ (systole)}$$

$$FAC = (Si - ESA) / EDA + 100 \% \text{ (diastole)}$$
 (EDA : End Diastolic Area; ESA : End Systolic Area; Si : Area of each frame).
- les changements d'épaisseur du muscle cardiaque sur une région déterminée (Wall Thickness).



**Figure 9.5. Étude quantitative du ventricule gauche en Color Kinetic Imaging appliquant la technique d'A-SMA.**

- Calcul de la fraction d'éjection du VG.
  - Mesure de la FAC (Fractional Area Change) du VG.
  - Analyse du mouvement pariétal du VG selon la méthode Wall Thickness.
- (Système Aloka-Hitachi)

Les principales applications cliniques de ABD/Color Kinesis/Color Kinetic Imaging sont développées dans les paragraphes suivants.

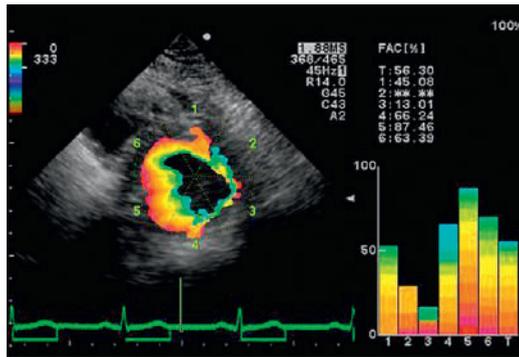
### Étude de la fonction systolique régionale du ventricule gauche

Le Color Kinetic Imaging permet l'évaluation plus objective des anomalies de cinétique segmentaire du VG par l'analyse automatisée du déplacement de l'endocarde à partir du signal de radiofréquence. Il ne permet pas cependant l'analyse de l'épaississement pariétal systolique reflétant la contraction myocardique.

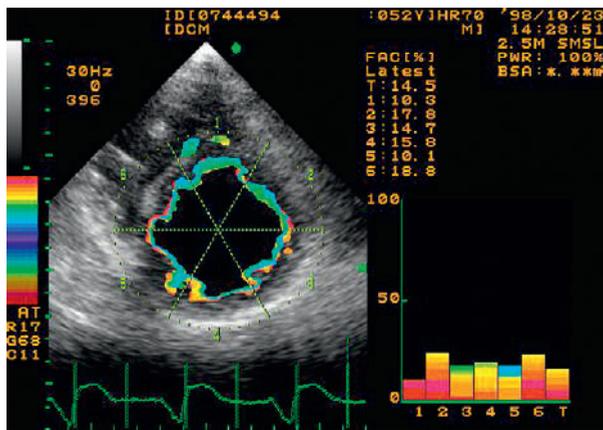
Utilisé conjointement avec l'échocardiographie bidimensionnelle, le Color Kinetic Imaging aide à la détection des anomalies segmentaires de cinétique qui s'expriment par l'amincissement ou la discontinuité localisés des bandes de couleur

obtenues en CKI. Les images fournies par Color Kinetic Imaging reflètent respectivement une amplitude de déplacement endocardique réduite (hypokinésie) ou absente (akinésie) (figure 9.6). La dyskinésie segmentaire est responsable d'un déplacement endocardique paradoxal en systole entraînant une inversion de couleurs en CKI. L'utilisation d'un logiciel spécifique permet une réelle quantification de la cinétique pariétale sous forme d'histogrammes. Il est donc désormais possible de déterminer le type d'anomalie de cinétique, sa gravité et son étendue (figure 9.7). Le Color Kinetic Imaging peut également être utilisé en échographie de stress ce qui permet d'être plus objectif dans le diagnostic et l'étendue des anomalies régionales.

Enfin, l'évaluation des anomalies de cinétique sous traitement médical ou après un geste de revascularisation peut être également appréhendée par CKI.



**Figure 9.6.** Image de l'infarctus antéro-latéral du VG en Color Kinetic identifié par des bandes colorées fines dans la région infarctée akinétique (vue petit axe).



**Figure 9.7.** Cardiomyopathie dilatée.

On note une nette diminution de FAC dans tous les segments du VG exploré en incidence petit axe (hypokinésie diffuse).

## L'étude de la fonction systolique globale du ventricule gauche

La technique de reconnaissance automatique des contours du ventricule gauche (ABD) couplée à l'imagerie harmonique permet le calcul des volumes et de la fraction d'éjection (FE) du ventricule gauche en analysant des courbes surface/temps (figure 9.8).

Ces courbes fondées sur les dérivées en fonction du temps des courbes de surface ventriculaire fournissent en temps réel des variations de volumes et la fraction d'éjection tout au long du cycle cardiaque.

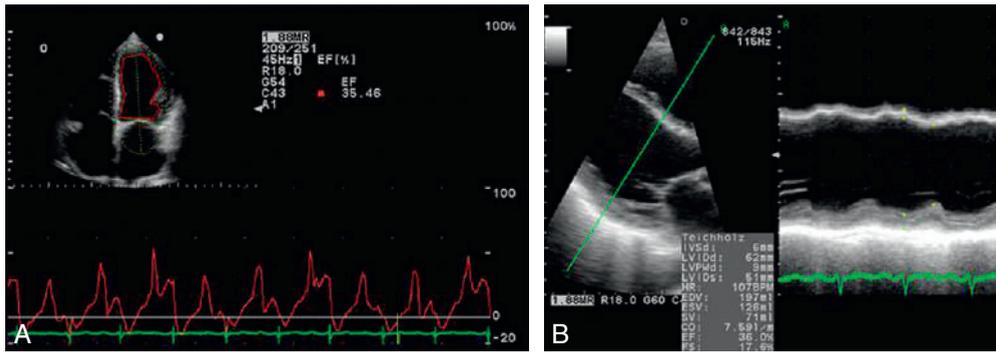
La technique ABD a comme avantage de s'affranchir du traçage manuel des contours de l'endocarde sur des images bidimensionnelles usuelles gelées en systole et en diastole.

L'imagerie harmonique rend l'utilisation de l'ABD non seulement plus fiable mais plus facile, grâce à une meilleure détection de l'endocarde. Elle diminue les variabilités inter et intra-observateurs et améliore la reproductibilité dans la quantification de la fraction d'éjection.

De plus l'ABD permet, grâce à l'analyse de plusieurs cycles reproductibles, de calculer une moyenne des valeurs de volume et de fraction d'éjection. L'association de l'ABD et de l'échocardiographie de stress permet une évaluation de la fraction d'éjection du ventricule gauche au stress.

Le comportement de la fraction d'éjection au cours du stress est un indice pronostique important témoignant de la sévérité des lésions.

Enfin, l'ABD est applicable à l'échocardiographie tridimensionnelle et de contraste. La reconstruction 3D des volumes ventriculaires en ABD donne



**Figure 9.8.** Calcul de la fraction d'éjection du VG (30 %).

a. Selon la technique de Color Kinetic. b. Mesure compatible avec le calcul réalisé au TM.

accès à un calcul de la fraction d'éjection du VG, prenant en compte les déformations de la cavité ventriculaire.

De même l'ABD couplée à l'échographie de contraste intraveineuse en améliorant l'interface myocarde-contraste permet une quantification plus précise des volumes ventriculaires et de la fraction d'éjection.

### L'étude de la fonction diastolique du ventricule gauche

L'analyse segmentaire des images télédiastoliques en Color Kinetic Imaging permet l'appréciation en temps réel de la qualité du remplissage ventriculaire gauche. La relaxation régionale du VG est reflétée par le déplacement diastolique de l'endocarde. Le traitement des courbes surface/temps des remplissages régionaux permet de détecter l'asynchronisme de la relaxation régionale du VG qui est un déterminant essentiel à l'origine d'anomalie du remplissage transmitral.

En fait, le CKI permet d'identifier les dysfonctions diastoliques du VG chez les patients ayant une normalisation des indices Doppler habituellement utilisés quelle qu'en soit l'origine (ischémique, hypertrophique...). De plus l'influence des interventions thérapeutiques sur la fonction diastolique du VG semble mieux objectivée à l'aide du CKI qu'avec les paramètres Doppler usuels.

### L'étude de la viabilité myocardique

Le Color Kinetic Imaging peut également s'appliquer à l'évaluation de la viabilité myocardique en échographie de stress sous Dobutamine.

Cette technique permet en particulier :

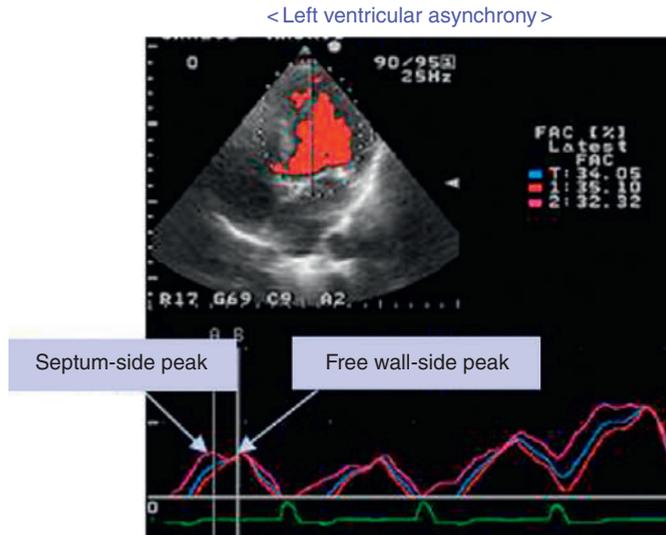
- la quantification des zones viables;
- l'affirmation objective de l'amélioration régionale des zones hibernantes.

La présence de viabilité sous Dobutamine est un excellent facteur pronostique lors d'une décision de revascularisation, tout particulièrement en cas d'altération de la fonction globale du ventricule gauche.

Enfin, l'utilisation des agents de contraste permet de renforcer la précision diagnostique du Color Kinetic Imaging dans l'étude de la viabilité myocardique.

### L'étude de l'asynchronisme cardiaque

La technique de Color Kinetic Imaging peut aider à détecter la présence d'un asynchronisme intraventriculaire après intégration des informations sous forme d'histogrammes d'empilement. La superposition des courbes de déplacement systolique et diastolique de l'endocarde permet de mettre en évidence un retard de contraction et/ou de relaxation segmentaire d'une paroi par rapport à une autre (territoires asynchrones) (figure 9.9). Le profil de



**Figure 9.9.** Asynchronisme intra-ventriculaire gauche (septo-latéral) identifié en Color Kinetic Imaging (décalage entre les pics de FAC).

déplacement de l'endocarde est cependant différent selon la cardiopathie sous-jacente responsable d'asynchronisme. Sur le plan clinique pratique, le mode de CKI possède un impact intéressant dans l'indication de stimulateurs cardiaques multisites. Il peut être également un outil pour juger l'efficacité sur la resynchronisation cardiaque.

## Conclusions

L'imagerie de Color Kinetic est fondée sur le procédé de « quantification acoustique » qui permet la détection automatique des contours de l'endocarde. Elle donne accès à l'étude de l'amplitude et du rythme des déplacements de l'endocarde ventriculaire pendant la systole et la diastole. Ce déplacement endocardique est apprécié automatiquement en temps réel et codé en couleur.

En fait, la technique de Color Kinetic permet d'évaluer segment par segment la qualité du déplacement systolo-diastolique de l'endocarde ventriculaire. L'intérêt de cette technique réside surtout dans l'évaluation de la cinétique pariétale, globale et régionale et dans l'étude de la fonction diastolique du ventricule gauche. Le système de détection automatique des contours endocardiques est surtout utilisé pour l'évaluation quantitative de la fonction systolique du ventricule gauche : calcul des volumes ventriculaires et de la fraction d'éjection.

Enfin, le Color Kinetic Imaging peut être associé à d'autres techniques : échocardiographie de stress, de contraste ou Doppler tissulaire. Ce « couplage » de techniques échographiques peut aider à l'étude de la fonction ventriculaire gauche régionale en accentuant certaines anomalies de la cinétique segmentaire.

## Bibliographie

- Fujino T, Ono S, Murata K, et al. New method of on-line quantification of regional wall motion with automated segmental motion analysis. *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14 (9) : 892-901.
- Koch R, Lang RM, Garcia MJ, et al. Objective evaluation of regional left ventricular wall motion during dobutamine stress echocardiographic studies using segmental analysis of color kinesis images. *J Am Coll Cardiol* 1999; 34 : 409-19.
- Lang R, Vignon P, Weinert L, et al. Echocardiographic quantification of regional left ventricular wall motion using Color Kinesis. *Circulation* 1996; 93 : 1877-85.
- Liu J, Murata K, Fujino T, et al. Effect of dobutamine on regional diastolic left ventricular asynchrony in patients with left ventricular hypertrophy. *Circ J* 2003; 67 (2) : 119-24.
- Malergue M-C. Une nouvelle approche de l'analyse de cinétique pariétale : le Color Kinesis. *Cardiologie Pratique* 1996; 355 : 4-6.
- Malergue M-C, Slama M, Temkine J, Dibie A. Estimation en temps réel des volumes ventriculaires gauches et de la fraction d'éjection par la quantification acoustique : corrélations avec l'angiographie. *Arch Mal Cœur Vaiss* 1997; 90 : 886.

- Malergue M-C. La détection automatique des contours : à quoi cela sert-il? *Réalités Cardiologiques* 1998; 130 : 30-3.
- Mallergue M-C. Intérêt de la détection automatique des contours et de Color Kinesis dans l'étude de la fonction globale et régionale. *Cardiologie Pratique* 2000; 525 : 3-5.
- Malergue M-C. L'Apport de Color Kinesis en échocardiographie. *La Lettre du Cardiologue* 2001; 348 : 31-6.
- Mor-Avi V, Vignon P, Koch R, et al. Segmental analysis of Color Kinesis images. *Circulation* 1997; 95 : 2082-97.
- Mor-Avi V, Spencer K, Lang R. Acoustic quantification today and its future horizons. *Echocardiography* 1999; 16 : 85-93.
- Moreno R, Zamorano J, Alvarez L, et al. Value of automated segmental motion analysis in the assessment of aortic stenosis severity. *J Heart Valve Dis* 2002; 11 (6) : 785-92.
- Vanoverschelde JL, Hnet C, Wijns W, Detry JM. On line quantification of left ventricular volumes and ejection fraction by automated backscatter imaging-assisted boundary detection : comparison with contrast cine-ventriculography. *Am J Cardiol* 1994; 74 : 633-5.
- Vignon Ph, Mor-Avi V, Spencer K, Lang R. Évaluation de la fonction systolique segmentaire du ventricule gauche avec Color Kinesis. In : *Diagnostic Actualités*, Hewlett Packard; 1996. p. 2.
- Vignon Ph.. Détection automatique des contours et Color Kinesis. *Medicorama* 1998; 310 : 238.
- Vignon Ph., Mor-Avi V, Weinert L, et al. Quantitative evaluation of global and regional left ventricular diastolic function with Color Kinesis. *Circulation* 1998; 97 : 1053-61.
- [www.aloka.com/news-detail.asp](http://www.aloka.com/news-detail.asp). Aloka News & Events News Another innovative technique is Aloka's unique A-SMA™ technology.
- [www.hitachi-medical-systems.com](http://www.hitachi-medical-systems.com) KI/A-ASMA (Kinetic Imaging/Automated Segmental Motion Analysis).

# Échocardiographie tridimensionnelle temps réel transthoracique (ETT 3D temps réel)

## Introduction

L'échocardiographie tridimensionnelle (3D) existe depuis de nombreuses années, mais elle est longtemps restée limitée au domaine de la recherche clinique en raison :

- des difficultés d'acquisition et de traitement des images (techniques de reconstruction difficiles, méthodologie lourde) ;
- d'une résolution d'imagerie insuffisante ;
- de repérages spatiaux imparfaits ;
- d'un temps de réalisation de l'examen long ;
- d'une courbe d'apprentissage longue et laborieuse

L'approche tridimensionnelle du cœur en échographie s'appuie sur les deux modalités évolutives reflétant une mutation technologique importante : l'échographie 3D de reconstruction et l'échographie 3D en temps réel (figure 10.1).

## Méthodologie

### Échographie 3D de reconstruction

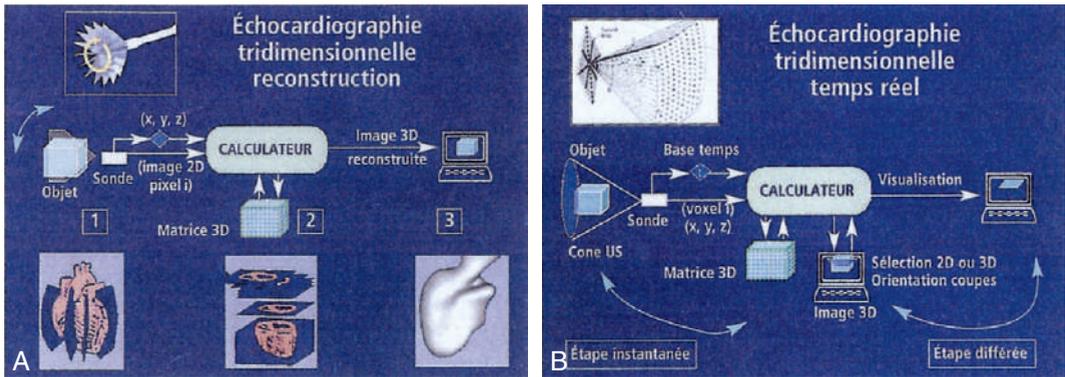
Classiquement, la reconstruction cardiaque 3D a été longtemps faite rétrospectivement à partir des images 2D habituelles. Ce mode 3D dit « reconstruit » a été fondé sur l'acquisition automatisée et sérielle de plusieurs plans de coupe 2D, utilisant une sonde transthoracique dite *free hand* ou la

voie transœsophagienne. Ces acquisitions multiplans pouvaient être de type angulaire, linéaire ou rotationnel. La relation spatiale et temporelle de chaque plan de coupe était alors assurée par un enregistrement « triggé » sur le cycle cardiaque et respiratoire, avant d'être traitée pendant plusieurs dizaines de minutes par des outils informatiques de reconstruction complexes (intégration du positionnement de chaque plan de coupe 2D dans l'espace analysé). Finalement, un volume cardiaque 3D est construit au sein d'un système informatique puissant se mouvant le long d'un unique cycle cardiaque.

L'opérateur, en jugeant d'abord la qualité optimale de son acquisition en 3D, réalise ensuite un « redécoupage » du volume 3D pour analyser la structure cardiaque souhaitée. Ce procédé de reconstruction 3D étant extrêmement long et complexe n'a pas réussi à s'imposer en routine clinique. Il est resté longtemps un outil essentiellement expérimental.

### Échographie 3D en temps réel

Les progrès technologiques et informatiques récents ont permis de développer une imagerie tridimensionnelle transthoracique en « temps réel » qui a révolutionné l'échographie 3D actuelle. En effet, grâce au développement de nouvelles sondes de grande performance dites « matricielles 3D » l'acquisition et le traitement des données peuvent se faire facilement et fiablement en quelques minutes pendant l'examen échographique standard



**Figure 10.1.** Représentation du principe technologique de l'échocardiographie 3D : a. De reconstruction. b. En temps réel.

Source : S. Lafitte, R. Roudaut, *Échocardiographie tridimensionnelle : bases techniques et applications cliniques*, La Lettre du cardiologue, 382, 2005.

en temps réel. L'exploration du cœur dans sa troisième dimension par voie transthoracique est devenue enfin accessible en routine. Elle reflète la réelle mécanique cardiaque.

La miniaturisation des sondes « matricielles » a permis ensuite le développement de l'échographie transoesophagienne tridimensionnelle en temps réel (ETO 3D temps réel) qui s'est imposée parfaitement dans la pratique cardiologique.

### Sonde matricielle 3D

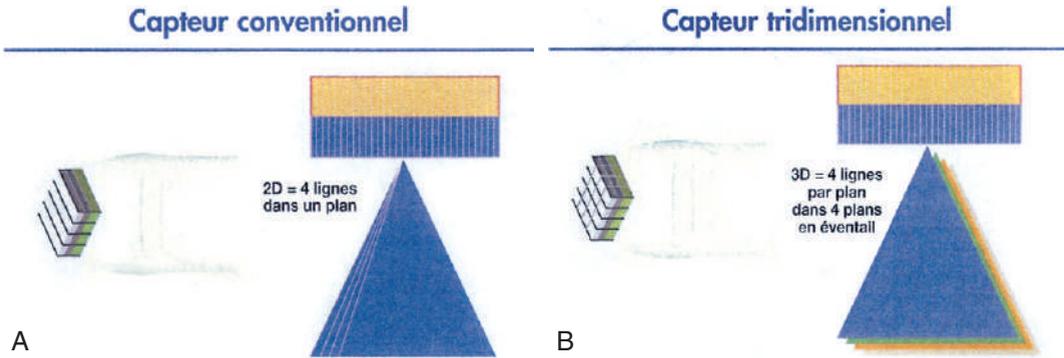
La sonde 2D *phased array* conventionnelle est constituée de barrettes placées côte à côte. En cardiologie, elles sont, en général, au nombre de 64, voire de 128. Chaque barrette échographique est émettrice puis réceptrice des signaux ultrasonores. Les décalages d'activation et de lecture de ces signaux orientent le faisceau ultrasonore. La création de l'image échographique 2D se fait par la construction de lignes placées les unes à côté des autres, en éventail, de façon à obtenir un secteur bidimensionnel. La sonde matricielle 3D dont la fréquence d'émissions varie de 1 à 3 MHz chez l'adulte (2 à 7 MHz en pédiatrie) comporte jusqu'à 4 000 éléments prézoélectriques contre 300 pour la sonde conventionnelle. Les sondes matricielles comptant près de 7000 éléments acoustiques sont actuellement proposées. En effet, le capteur est une matrice numérique caractérisée par une réelle surface active. Là où la 2D permet d'obtenir avec une seule émission un éventail élémentaire en quatre lignes, la 3D donne une mini-pyramide élémentaire composée de 16 lignes

(4 × 4) (figure 10.2). La juxtaposition de plusieurs pyramides élémentaires lors des émissions ultrasonores successives permet l'acquisition directe d'un volume pyramidal de 30 × 60° en temps réel (3D Live) (figure 10.3) (figure 10.4). Grâce à ce procédé dit « volume partiel » l'étude de structures cardiaques ciblées est possible (valve mitrale par exemple) mais pas l'exploration du ventricule gauche dans sa totalité.

La synchronisation de l'acquisition de plusieurs « sous-volumes » à l'ECG permet de reconstruire un volume cardiaque plus important (*full volume*). La reconstruction d'un grand volume dit total (une pyramide de 90 × 90°) est réalisée au cours d'une apnée en quelques secondes seulement à partir de quatre cycles cardiaques consécutifs, en général. Au cours de chaque cycle, l'échographe construit une série de pyramides étroites qui complètent progressivement les volumes.

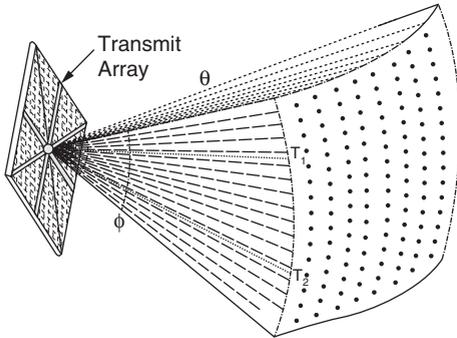
On parle donc de l'échographie 4D (la quatrième dimension étant le temps) permettant l'acquisition d'un volume dynamique total en temps réel sans aucun délai.

Cependant, l'échographie 3D temps réel possède encore des limites. La faible échogénicité transthoracique peut être un obstacle non négligeable pour l'imagerie 3D en temps réel. Le procédé de la « seconde harmonique » optimise l'imagerie biplan mais reste encore insuffisante pour l'imagerie volumique 3D transthoracique. L'introduction de la matrice au sein de la sonde transoesophagienne constitue une avancée majeure dans la définition de l'imagerie 3D temps réel.



**Figure 10.2.** Les principes de fonctionnement du capteur ultrasonore conventionnel bidimensionnel et tridimensionnel.

Source : B. Diebold, Principe de l'échographie tridimensionnelle, Consensus Cardio, janvier 2008.



**Figure 10.3.** Représentation du volume pyramidal obtenu par sonde matricielle en échographie cardiaque 3D.

### Technique d'examen

L'échographie transthoracique tridimensionnelle en temps réel (ETT 3D temps réel) permet une visualisation en 3D à l'écran de l'échographe du volume cardiaque acquis, sous la forme d'une pyramide.

Grâce aux progrès technologiques et informatiques importants, l'opérateur réalisant un examen échographique 3D peut :

- choisir le format d'acquisition du volume cardiaque (mode de visualisation) ;
- naviguer dans le volume 3D acquis (post-traitement de l'image) ;
- analyser l'imagerie 3D (étude morphologique et quantitative).

### Format d'acquisition

Au cours d'un examen 2D transthoracique conventionnel, le passage en mode 3D temps réel se fait en sélectionnant une fonction appropriée (touche 3D). Cette manipulation permet la visualisation d'un volume 3D plus ou moins large en fonction du mode d'acquisition choisi.

Les structures cardiaques sont visualisées d'emblée en rendu volumique 3D qui contient l'ensemble de l'information pouvant être exploitée immédiatement ou a posteriori.

Les manipulations suivantes sont possibles lors de l'examen 3D :

- l'optimisation du volume imagé par réduction ou augmentation progressive du niveau de gris.



**Figure 10.4.** Vue apicale des quatre cavités cardiaques en ETT 3D.

En fait, le réglage des gains est essentiel en imagerie 3D temps réel. Pour les gains trop élevés, les tissus trop brillants empêchent de voir l'intérieur de la cavité cardiaque. En revanche, pour les gains trop faibles, les valves ou les septa sont faussement troués ;

- la modification du format d'acquisition.

Plusieurs formats sont proposés.

En fait, un enregistrement temps réel continu du volume cardiaque peut se faire en format modulable, le mieux adapté aux besoins de l'opérateur. Pour le volume partiel une pyramide d'environ 60° pour 20° ou 80° pour 15° peut être choisie.

Une pyramide de 90 × 90° permet l'acquisition de la totalité du volume cardiaque sur quatre à huit cycles cardiaques en fonction de la résolution choisie, avec une cadence image de 20 à 25 Hz.

Cependant, pour améliorer la cadence d'image en 3D, il est conseillé de diminuer la taille de la pyramide ou d'utiliser un mode zoom.

### Mode zoom

Le mode zoom permet d'élargir le volume de visualisation, donc d'augmenter les champs d'exploration du cœur en 3D. La largeur de la fenêtre du zoom est également réglable au cours de l'examen. La fonction « zoom 3D » présente une résolution spatiale satisfaisante, tout en conservant l'étude en temps réel. Elle permet d'améliorer encore le rendu volumique.

L'utilisation du zoom en 3D est particulièrement utile pour l'étude de la valve mitrale ou de la valve aortique (figure 10.5).

Les formats volumiques partiels sont peu sensibles à la respiration ou aux troubles du rythme.

### Mode full volume

Le mode d'acquisition du *full volume* permet d'obtenir un volume cardiaque par acquisition de quatre sous-volumes juxtaposés, sur plusieurs cycles cardiaques. Il ne s'agit plus ici d'un mode temps réel strict. Cependant, ce mode d'acquisition particulier permet d'obtenir un volume cardiaque plus large et de coupler en plus le Doppler couleur à l'image 3D (figure 10.6). Néanmoins, le mode *full volume* est obtenu de façon satisfaisante et fiable uniquement chez le patient examiné en apnée et en excluant toute acquisition qui comporte des extrasystoles. Idéalement, ce mode d'analyse 3D nécessite un rythme sinusal. La fibrillation auriculaire est une source de limitation dans l'acquisition du *full volume*.

Enfin, le bon positionnement de la sonde 3D et l'ajustement des réglages sont nécessaires pour optimiser le volume « complet ».

### L'orientation des vues cardiaques

En effet, pendant l'examen en temps réel (ou en mode zoom), le volume 3D peut être déplacé à tout moment dans toutes les directions afin d'obtenir différents angles de visualisation « rentables » pour l'opérateur.

### La présentation visuelle colorisée du volume cardiaque 3D

Elle fait appel à des échelles de couleurs plus ou moins sophistiquées proposées par les constructeurs

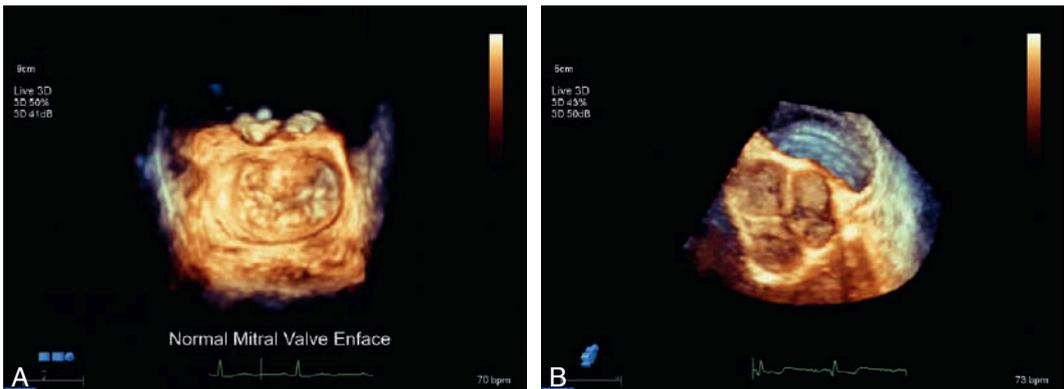
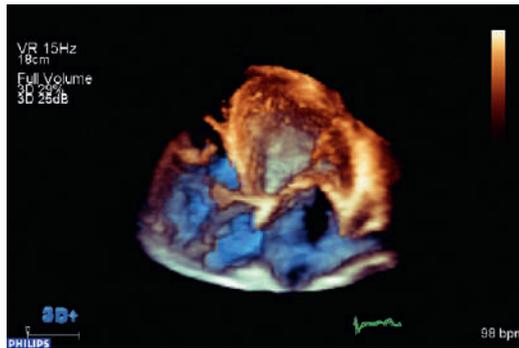


Figure 10.5. Valves.

a. Valve mitrale. b. Valve aortique cardiaques normales visualisées en mode zoom de 3D en position fermée.



**Figure 10.6.** Image 3D apicale des quatre cavités cardiaques en mode *full volume*.

des échographes. La colorisation « sépia » de l'image 3D sert pour aider à un meilleur rendu volumique.

De nouveaux dispositifs sont proposés pour utiliser les solutions de cinéma 3D ou de jeux vidéo 3D avec des lunettes colorées ou polarisées. Le but de ces outils facultatifs « cinématiques » est de mettre mieux en évidence la troisième dimension du cœur en échographie 3D.

### Navigation dans le volume

Une fois le volume cardiaque stocké, il est possible de le retraiter (post-traitement) c'est-à-dire d'exploiter les informations contenues dans le volume visualisé. Cette navigation dans le volume 3D permet :

- la « découpe » informatique illimitée du volume en temps réel pour effacer certaines structures cardiaques « inutiles » .

Cette découpe du volume 3D peut s'effectuer dans les différents plans de l'espace (dans n'importe quelle direction), indépendamment des plans utilisés pour l'acquisition.

Ces coupes « virtuelles » ont cependant une qualité d'image un peu inférieure à celle des coupes 2D classiques équivalentes. En pratique, ce procédé du « retraitement 3D » permet d'explorer sélectivement les structures cardiaques, par exemple de supprimer de l'oreillette gauche afin de visualiser la face atriale de la valve mitrale ou, au contraire, d'en étudier la face ventriculaire en découpant le ventricule gauche (figure 10.7). On choisira par exemple une vue « intraventriculaire » pour mieux étudier l'ouverture commissurale d'une valve mitrale. En revanche, une vue « intra-auriculaire » est préférable pour visualiser le mieux un prolapsus mitral.

Ce type de manœuvre peut être répété infiniment dans toutes les directions grâce aux outils de navigation embarqués dans l'échographe.

- l'acquisition multiplan.

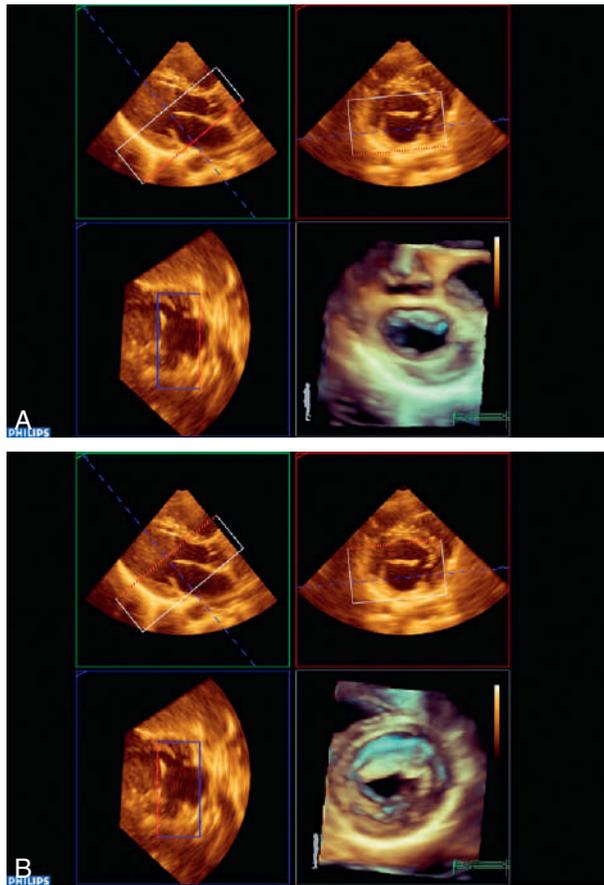
La sonde matricielle 3D donne accès au mode multiplan en post-traitement (X plan), permettant d'obtenir les formats biplan et triplan du cœur à partir d'une seule fenêtre acoustique (figure 10.8).

En effet, une pyramide « temps réel » est la combinaison des plans placés en éventail. Une navigation dans cette pyramide volumique permet d'obtenir des plans orthogonaux, voire angulés (plus ou moins inclinés les uns par rapport aux autres) de façon réglable. Cette navigation est fondée sur le déplacement électronique du réseau matriciel autorisant un mouvement dans l'axe de rotation et dans les axes latéral et vertical du faisceau ultrasonore.

En pratique, le mode multiplan permet, par exemple, de regarder simultanément les coupes apicales deux et quatre cavités ou des coupes grand axe et petit axe.

Dans le mode biplan « noir et blanc » les deux plans peuvent être orientés de manière séparée, de façon à sélectionner les plans de coupe souhaités pour l'analyse simultanée et comparative. Ces coupes multiplans, construites dès l'acquisition, donnent une qualité d'image proche de celle des images échographiques 2D classiques.

En cas de faible échogénicité, l'utilisation de l'imagerie harmonique permet de renforcer le signal ultrasonore en mode multiplan. Enfin, le mode multiplan peut être couplé au Doppler couleur de flux (étude des lésions valvulaires)



**Figure 10.7.** Valve mitrale normale visualisée en mode 3D *full screen* de l'oreillette gauche.

**a.** Vue auriculaire et du ventricule gauche. **b.** Vue intraventriculaire selon la technique de « découpe » du volume 3D.

ou au Doppler tissulaire (analyse des vitesses myocardiques) (cf. [fig 10.8b](#)).

Il permet également de réaliser des mesures de distance et de surface comme en échographie 2D conventionnelle.

### Mode Doppler couleur 3D

Le Doppler couleur 3D est utilisé en acquisition du volume total dans lequel les données acoustiques sont recueillies par les sous-volumes synchronisés à l'ECG. Le volume 3D couleur peut être découpé de la même façon que le volume total imagé. Le niveau des gains et de compression sont modulables. Les flux Doppler couleur peuvent être visualisés en 2D couleur avec ou sans l'image 3D des structures cardiaques (valves, septa...) ([figure 10.9](#)).

La fonction « pivotage 3D » améliore souvent la visualisation de la structure 3D.

Aucun calcul de vitesse ne peut être effectué à partir du volume 3D couleur. En effet, les vitesses 3D correspondent à des projections moyennes et ne sont pas nécessairement indicatrices des vitesses affichées en imagerie couleur 2D.

Enfin, l'imagerie Doppler couleur peut également s'appliquer au mode biplan et *full volume*.

### Analyse de l'imagerie 3D

L'acquisition d'un volume cardiaque en 3D temps réel permet une analyse morphologique et quantitative des structures cardiaques.

### Analyse morphologique

Cette analyse des structures anatomiques du cœur se fait en mouvement en trois dimensions dans tous les plans de l'espace sans nécessité de reconstruction.

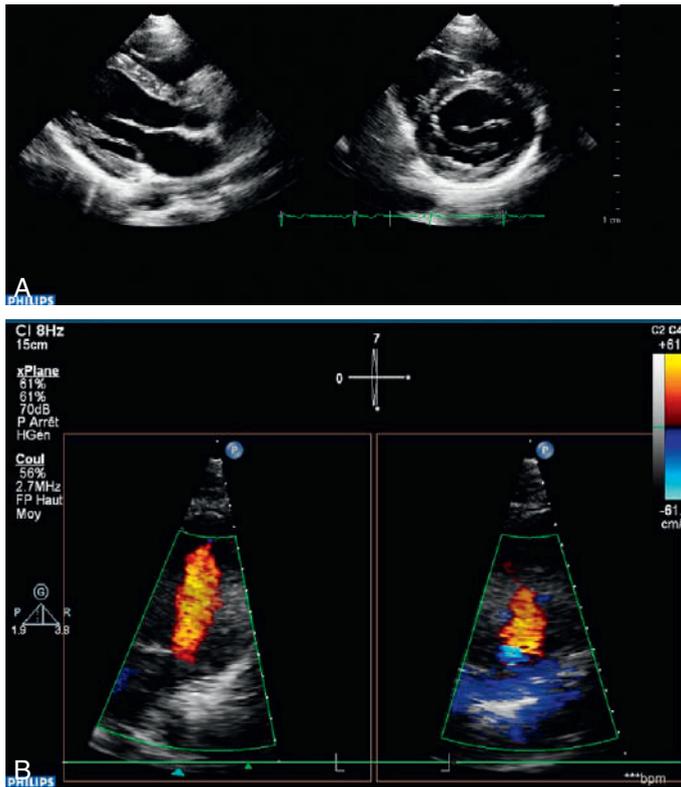


Figure 10.8. Mode X plane.

- a. Visualisation simultanée de la valve mitrale selon la coupe 2D grand axe et petit axe en mode biplan.
- b. Enregistrement simultané du flux sanguin en Doppler couleur en mode biplan.

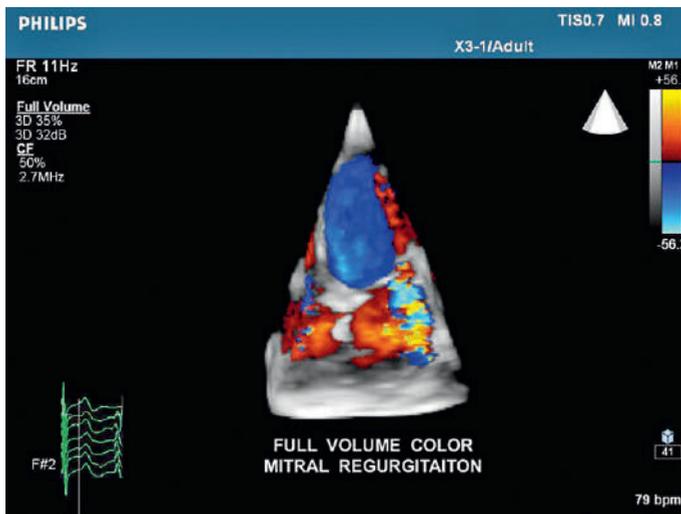


Figure 10.9. Régurgitation mitrale visualisée en mode Doppler couleur 3D full volume.

Elle permet d'évaluer :

- l'état morphologique des parois et des valves en particulier;
- les fonctions de rotation et de déplacement cardiaque;
- la visualisation précise de structures anatomiques grâce au mode de « découpe » en temps réel.

Pour optimiser le rendu volumique des structures cardiaques il faut exploiter la fenêtre qui donne les meilleures images et bien régler les paramètres techniques (les gains en particulier).

### Analyse quantitative

Les images obtenues en échographie 3D temps réel peuvent être relues sur un logiciel dédié, intégré à l'échographe ou déporté sur un ordinateur (logiciel de quantification QLAB de Philips par exemple). À partir des images 3D présentées en mode de reconstruction multicoupe, des mesures quantitatives des distances, surfaces, masses et des volumes sont réalisables. Le logiciel spécifique d'analyse dédié à la valve mitrale permet une quantification des lésions valvulaires.

## Intérêts cliniques de l'ETT 3D

L'échocardiographie transthoracique 3D temps réel s'impose dans les laboratoires d'échographies comme un outil réellement clinique et non purement expérimental.

Ces principales applications validées concernent :

- les valves cardiaques;
- le ventricule gauche;
- les masses intracardiaques;
- les prothèses valvulaires;
- certaines cardiopathies congénitales.

La haute qualité des images 3D obtenue en échographie transoesophagienne (ETO 3D temps réel) ouvre la voie à de nombreuses possibilités d'application clinique.

### Étude 3D ETT des valves cardiaques

L'échocardiographie bidimensionnelle transthoracique utilisée en routine, joue un rôle majeur et sou-

vent décisionnel dans la prise en charge des valvulopathies. L'échographie transthoracique 3D temps réel apporte des informations supplémentaires du fait de la structure anatomique tridimensionnelle des valves cardiaques et de leur cinétique complexe. Elle est donc très utile dans l'étude du mécanisme et dans la quantification des atteintes valvulaires.

## Valvulopathies mitrales

L'étude de la valve mitrale bénéficie considérablement de l'approche 3D. Les premières études réalisées en échographie 3D de reconstruction ont permis la description de l'aspect morphologique particulier dit « non plane » de l'anneau mitral (aspect en « selle de cheval ») et de ses relations avec les valves mitrales.

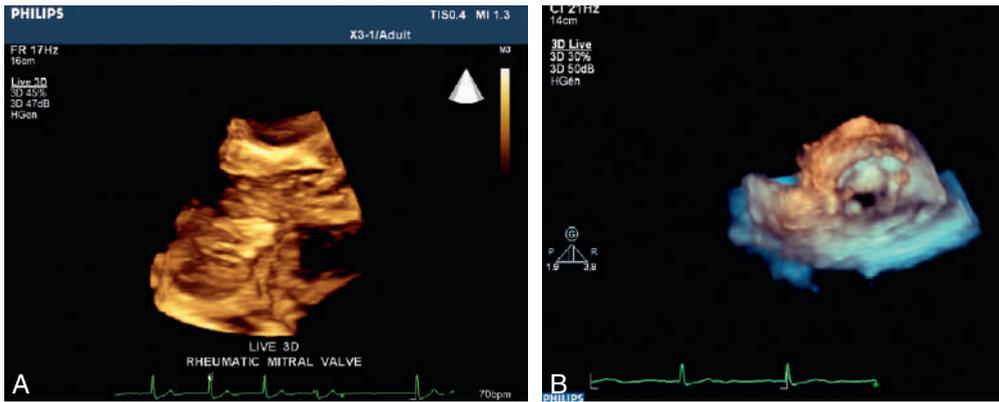
L'échographie 3D temps réel introduite plus tard permet la visualisation directe de l'appareil mitral en transthoracique sous différents angles : 3D ventriculaire ou auriculaire, 2D profil ou face, etc. Cette étude multi-angle permet d'apprécier précisément les lésions mitrales en termes de localisation (prolapsus mitral par exemple) ou de sévérité (planimétrie de l'orifice mitral sténosé par exemple). La procédure de post-traitement de l'imagerie 3D permet de « découper » la pointe du ventricule gauche et de regarder le mouvement de la valve mitrale depuis le VG.

La « découpe » symétrique opposée permet de regarder la valve mitrale depuis l'oreillette gauche, avec une vue dite « chirurgicale ».

### Sténose mitrale en ETT 3D

L'échographie 3D a démontré sa supériorité sur l'échographie 2D dans l'analyse de la morphologie de la valve mitrale rétrécie (figure 10.10). De même, l'évaluation de la sévérité d'une sténose mitrale est souvent difficile en échographie classique 2D du fait de la présence de calcifications et d'une orientation excentrée de l'orifice mitral. L'échographie 3D permet l'obtention rapide d'un alignement parfait sur l'orifice anatomique mitral et une planimétrie aisée et fiable de la surface orificielle. Elle permet de combler les limites de l'échographie 2D transthoracique utilisée en routine dans le choix du site de la planimétrie mitrale.

En fait, méthodologiquement, le plan de coupe échographique doit être strictement perpendiculaire à l'extrémité des valves mitrales étudiées. Grâce au mode 3D multiplan, le 3D permet de sélectionner le plan de coupe adéquat en évitant la coupe « oblique »



**Figure 10.10.** Rétrécissement de la valve mitrale visualisé en ETT 3D.  
a. Grand axe. b. Petit axe.

de l'orifice mitral surestimant la surface mitrale réelle (figure 10.11). Enfin, l'échographe 3D est utile après une commissurotomie mitrale. Elle permet d'évaluer de façon fiable l'ouverture commissurale induite, grâce à une vue intraventriculaire de la valve mitrale, la mesure de la surface mitrale post-dilatation et l'évaluation de l'insuffisance mitrale.

### Insuffisance mitrale en ETT 3D

L'étude du mécanisme d'une fuite mitrale peut également être facilitée par l'échographie 3D. Grâce au 3D, il est possible d'obtenir une vue « en face » de la valve mitrale, comparable à celle du chirurgien. Cette vue « chirurgicale » de la valve mitrale est réalisable à partir d'un volume 3D acquis en coupe apicale de quatre cavités cardiaques en « découpant » les oreillettes et en pivotant le volume pour visualiser la valve mitrale par sa face auriculaire. Par convention, on fait tourner l'image 3D afin de positionner la valve aortique en haut de l'image et la valve mitrale au-dessous. Ainsi, on visualise l'orifice mitral en « sourire » avec, de gauche à droite, la commissure antérolatérale, les segments mitraux A1 et P1, A2 et P2, A3 et P3 et la commissure postéro-médiane (figure 10.12 et 10.13). Cette manipulation 3D en post-traitement permet de déterminer la localisation exacte des segments valvulaires impliqués dans une fuite mitrale par prolapsus et d'étudier précisément les régions commissurales (figures 10.14). Afin de mieux appréhender les différentes structures valvulaires, il est recommandé de :

- travailler sur des images arrêtées en systole pour l'étude du prolapsus mitral ;
- régler correctement le gain global et la compression 3D pour mieux visualiser une structure cardiaque située à l'intérieur du volume de « découpe ». En fait, lorsque l'image 3D présente trop de gain, la structure étudiée apparaît « plane », identique à une coupe 2D classique. En revanche, en diminuant le gain global de façon progressive, l'image « se creuse » et l'on obtient le rendu volumique optimal permettant une analyse fiable ;
- régler au mieux le lissage et la luminosité en 3D pour affiner le rendu de l'image.

L'échographie 3D en temps réel ouvre également des perspectives dans la quantification d'une fuite mitrale par :

- l'étude de la zone de convergence (la taille de la PISA) grâce à l'acquisition d'un volume contenant l'information Doppler couleur ;
- la planimétrie de la surface de l'orifice régurgitant obtenu par une « découpe » dans le volume 3D Doppler couleur ;
- la mesure de la surface sous la tente mitrale ou *tenting area* (surface comprise entre les valves mitrales et le plan de l'anneau mitral) dans l'insuffisance mitrale ischémique. Cette mesure paraît cependant plus fiable en ETO 3D.

En effet, le mode multiplan de 3D permet de rechercher plus facilement l'incidence qui donne la meilleure visualisation de la PISA, de l'orifice mitral régurgitant et de la tente mitrale.

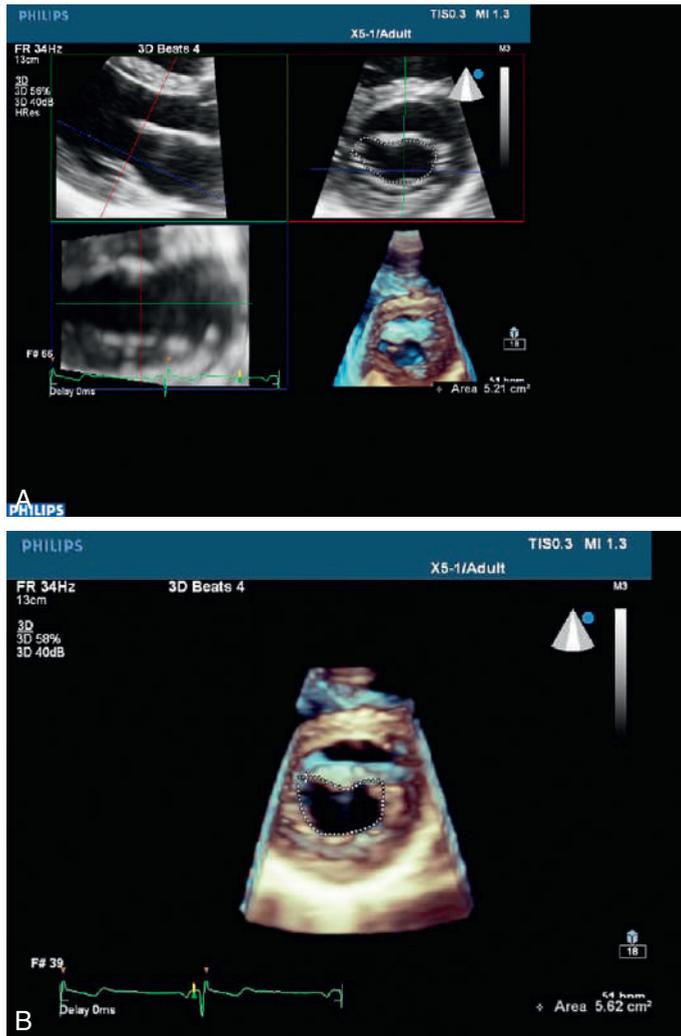


Figure 10.11. Planimétrie de l'orifice mitral réalisée en ETT 3D (B) selon le mode multiplan (A).

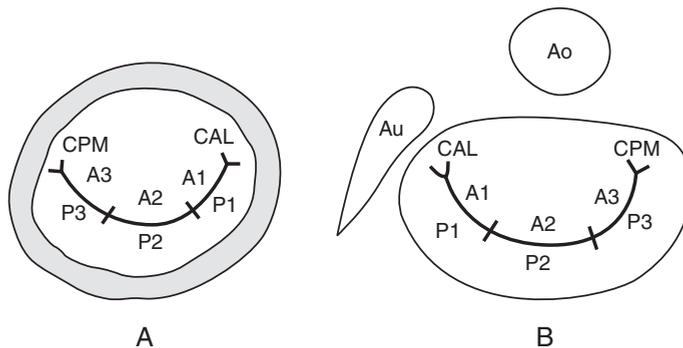
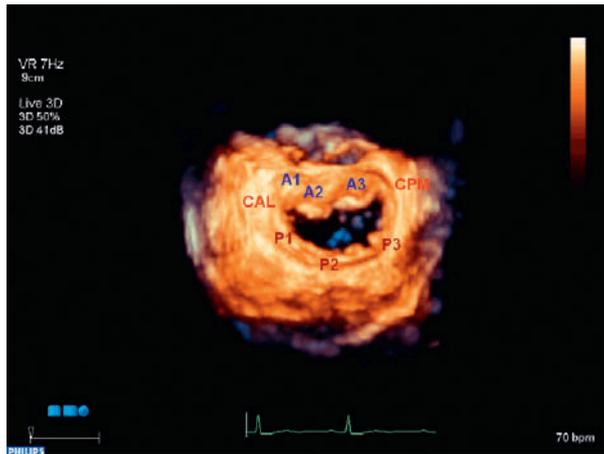
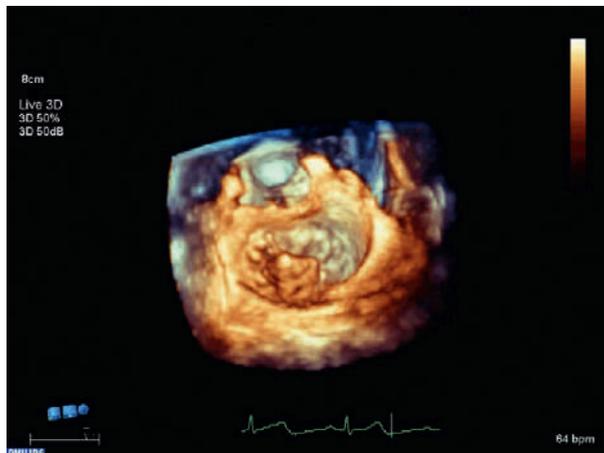


Figure 10.12. Représentation de la valve mitrale en mode bidimensionnel (ETT) : vue transmitrale classique (a) et en mode tridimensionnel (ETT/ETO) : vue de face « chirurgicale » par versant auriculaire (b). Segmentation valvulaire : trois segments de la grande valve mitrale (A1, A2, A3) ; trois segments de la petite valve mitrale (P1, P2, P3). Commissures valvulaires : antéro-latérale (CAL) et postéro-médian (CPM). Au : auricule gauche ; Ao : aorte.



**Figure 10.13.** Segmentation anatomique de la valve mitrale vue de face par son versant auriculaire (vue chirurgicale) en échographie 3D.



**Figure 10.14.** Prolapsus du segment P2 de la valve mitrale identifié en échographie 3D.

L'approche quantitative des fuites mitrales par débitimétrie 3D couleur est particulièrement utile dans la démarche diagnostique de l'atteinte mitrale.

Enfin, un logiciel dit de « modélisation » (QLab-MVQ de Philips) peut être utilisé pour l'analyse précise de la valve mitrale. Il permet en outre de définir la déformation annulaire, de quantifier le prolapsus et de reconstituer le volume valvulaire (figures 10.15 et 10.16).

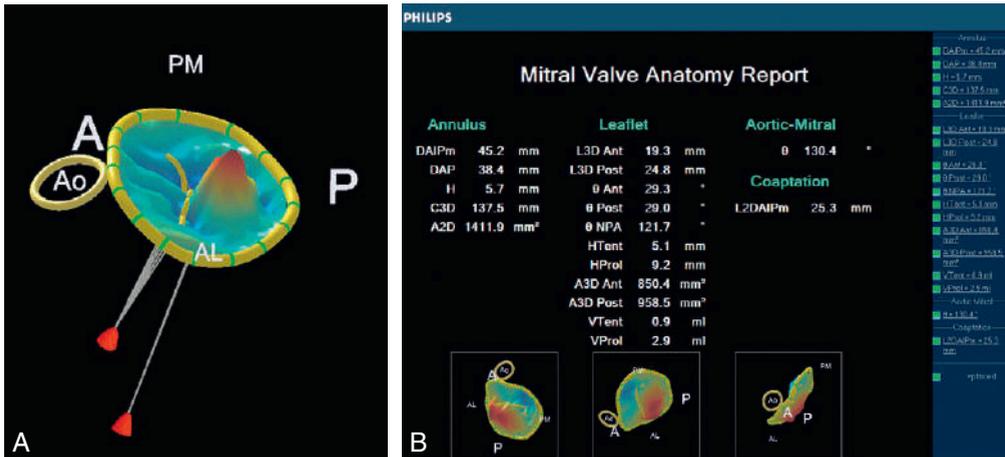
### Valvulopathies aortiques

Le mode 3D temps réel permet d'appréhender la valve aortique en ETT sous différents angles. L'exploration 3D transthoracique apporte des informations précieuses concernant :

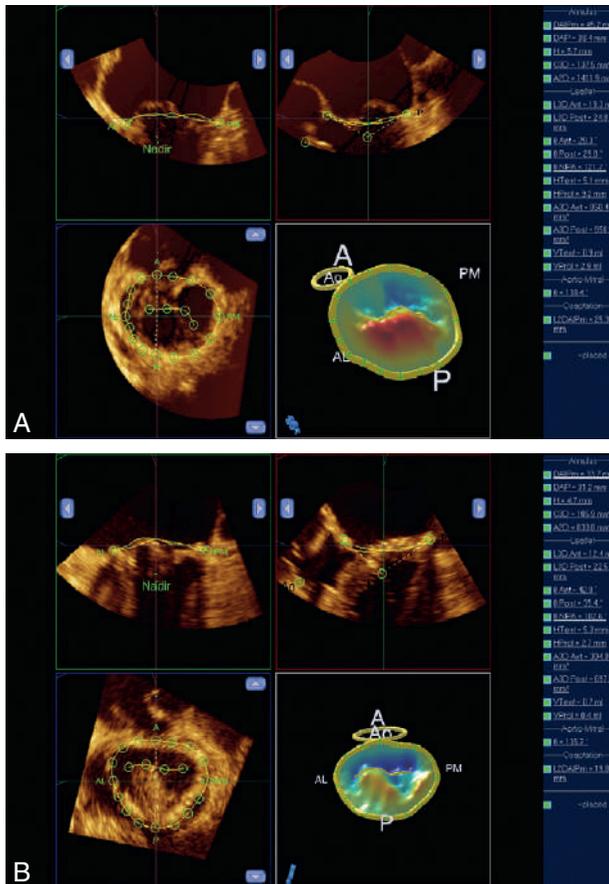
- la forme de l'orifice aortique (bicuspidé aortique, sténose orificielle, atteinte commissurale, masses valvulaires : végétations, calcifications...) (figure 10.17) ;
- la surface « anatomique » de l'orifice mitral sténosé (planimétrie) ou fuyant (PISA).

L'échographie 3D en temps réel permet une visualisation optimale et précise de l'orifice aortique par son versant ventriculaire ou aortique.

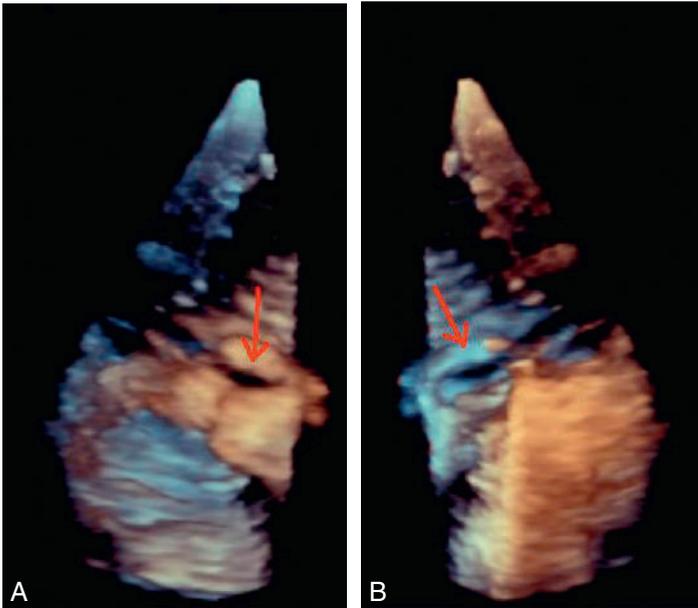
La rotation et « la découpe » de l'image 3D peuvent être utilisées pour bien localiser l'orifice de la sténose aortique et améliorer la planimétrie. De même, le mode multiplan en Doppler couleur 3D doit être privilégié pour rechercher l'incidence optimale permettant la mesure la plus fidèle de taille du PISA d'une fuite aortique.



**Figure 10.15.**  
**a.** Modèle géométrique MVQ du segment P2 de la valve mitrale. **b.** Rapport des mesures effectuées en MVQ.  
 (Système Philips)



**Figure 10.16.** Maladie de Barlow.  
**a.** Modélisation de la valve mitrale prolabée en pré-opératoire. **b.** Et en post-réparation opératoire.  
 Source : Système QLab MVQ de Philips.



**Figure 10.17.** Rétrécissement aortique étudié en ETT 3D sous différents angles (A, B).

En effet, le bénéfice de l'échographie 3D est devenu réel chez les patients porteurs d'une atteinte valvulaire aortique.

### Étude 3D ETT du ventricule gauche (VG)

Par voie transthoracique, les applications cliniques validées de l'échocardiographie 3D temps réel concernent :

- l'évaluation de la fonction ventriculaire gauche ;
- le calcul de la masse myocardique ;
- la détection de l'ischémie myocardique ;
- le diagnostic de l'asynchronisme intraventriculaire gauche.

### Évaluation de la fonction ventriculaire gauche

L'intérêt clinique de l'évaluation précise du volume et de la fraction d'éjection du VG est triple :

- diagnostique : pour détecter et quantifier la dysfonction systolique du VG ;
- pronostique : dans l'insuffisance cardiaque et dans les cardiopathies ischémiques en particulier ;

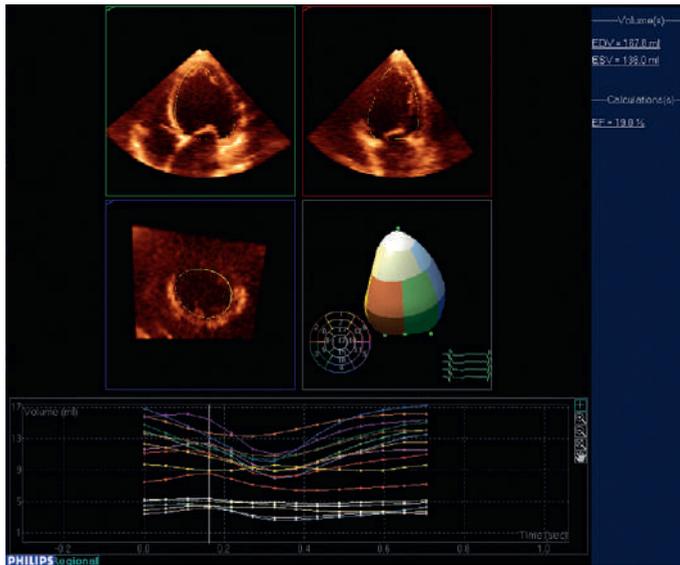
- thérapeutique : dans le suivi d'une cardiopathie valvulaire ou myocardique, lors de la resynchronisation, etc.

L'échocardiographie conventionnelle 2D transthoracique fait appel à la méthode de Simpson biplan, méthode de choix dans la mesure des volumes télédiastolique et télésystolique du VG et de la fraction d'éjection (FE).

Les principales limites de la méthode de Simpson sont :

- l'estimation des volumes 3D à partir de plans de coupe 2D ;
- la définition souvent imparfaite des contours du VG fondée sur le traçage endocardique manuel ;
- le calcul des volumes du VG fondé sur les hypothèses géométriques ;
- la sous-estimation fréquente des volumes au 2D ;
- l'amputation négligée de la région apicale du VG lors de la planimétrie.

L'échocardiographie 3D temps réel améliore significativement la mesure des volumes et de la fraction d'éjection du VG. Elle permet l'acquisition simple et précise de l'ensemble du volume ventriculaire en appliquant une détection semi-automatique ou automatique de la surface endocardique (figure 10.18).



**Figure 10.18.** Calcul des volumes et de la fraction d'éjection du ventricule gauche en ETT 3D à l'aide du logiciel QLab.

Les principaux avantages de l'échographie 3D temps réel par rapport à l'échographie 2D conventionnelle sont :

- le calcul de volumes ventriculaires 3D sans hypothèse géométrique ;
- l'amputation de la région apicale du VG évitée ;
- la réduction de la sous-estimation des volumes du VG.

En comparaison avec l'IRM, considérée comme la méthode de référence, la mesure de la FE du VG en échographie 3D est plus fiable qu'en échographie 2D, aussi bien pour les ventricules de morphologie normale qu'après infarctus du myocarde.

Cette quantification se caractérise par une meilleure reproductibilité des mesures que l'échographie 2D et une variabilité inter et intra-observateur étant de l'ordre de 10 %.

Cependant, les conditions de réalisation des mesures (volume, FE) en 3D nécessitent :

- un rythme sinusal stable ;
- une fenêtre échographique apicale quatre cavités de bonne qualité, dégagant l'apex du VG ;
- une correction de la détection automatique des contours endocardiques nécessaire dans certains cas ;

- un réglage optimal de l'imagerie 2D obtenue avec la sonde matricielle.

Enfin, la quantification de la FE en 3D nécessite une résolution spatiale suffisante permettant l'inclusion de l'ensemble du volume du VG.

La reconstruction du volume total (pyramidal) du VG demande une acquisition de quatre sous-volumes sur quatre cycles cardiaques consécutifs, en fin d'expiration, au cours d'une brève apnée.

L'évaluation des volumes et de la FE du VG peut être réalisée à l'aide du logiciel de quantification type QLAB. La méthodologie est fondée sur le VG présenté en mode multiplan. Elle demande la réalisation de l'examen étape par étape sur les images acquises en télédiastole puis en télésystole.

Les avancées technologiques en imagerie 3D pouvant rendre la mesure de la fonction systolique du VG (volumes, FE, débit cardiaque) encore plus rapide et plus précise sont :

- la performance des capteurs matriciels 3D renforcée ;
- le volume d'acquisition en 3D plus large ;
- l'association de l'échographie 3D au contraste cavitaire ;
- l'imagerie 3D couplée au 3D Strain (modalité du futur).

## Le calcul de la masse myocardique

L'hypertrophie du ventricule gauche (HVG) se traduit anatomiquement par un accroissement de la mesure myocardique.

La masse ventriculaire gauche (MVG) est calculée classiquement à l'échographie TM en utilisant deux formules mathématiques fondées sur la mesure télédiastolique des épaisseurs pariétales et du diamètre du VG (formule ASE : d'American Society of Echocardiography, formule de PENN : de Pennsylvanie).

Cependant, ces formules ne sont validées que pour le ventricule gauche de forme elliptique et morphologiquement homogène. Les principales limites de l'échographie TM dans le calcul de la MVG sont :

- les formules de calcul fondées sur les hypothèses géométriques;
- une erreur de calcul élevée dans de nombreuses situations : mesure imprécise des épaisseurs pariétales (sujets peu échogènes), hypertrophie pariétale asymétrique, dilatation ventriculaire gauche, cinétique septale paradoxale, etc.
- la reproductibilité médiocre du calcul de la MVG;
- la variabilité de mesure intra et interobservateur importante;
- la variabilité des valeurs seuils retenues pour le diagnostic d'HVG.

La MVG peut être également calculée en échographie 2D qui permet de s'affranchir partiellement du caractère hétérogène du VG, mais avec un gain de reproductibilité trop faible pour en justifier la complexité.

La quantification de la MVG en échographie 3D a fait la preuve de sa nette supériorité sur la mesure classique TM ou 2D. Elle est intéressante en particulier pour :

- le ventricule gauche de configuration irrégulière « déformé » (anévrisme, dyskinésie...);
- l'hypertrophie inhomogène (bourrelet septal, cardiomyopathie hypertrophique...).

L'échographie 3D temps réel repousse les limites de l'échographie TM/2D et améliore la reproductibilité de la mesure de la MVG. Cette amélioration est particulièrement utile et « rentable » chez les patients dont la géométrie et la cinétique pariétale du VG sont perturbés. Le calcul de la MVG est réalisé en 3D par une rotation des images selon un axe perpendiculaire au grand axe du ventricule gauche (figure 10.19).

## Détection de l'ischémie myocardique

Pour le diagnostic d'ischémie myocardique l'échocardiographie conventionnelle transthoracique 2D présente de nombreuses limites :

- la mauvaise qualité de l'imagerie 2D chez les patients peu échogènes;

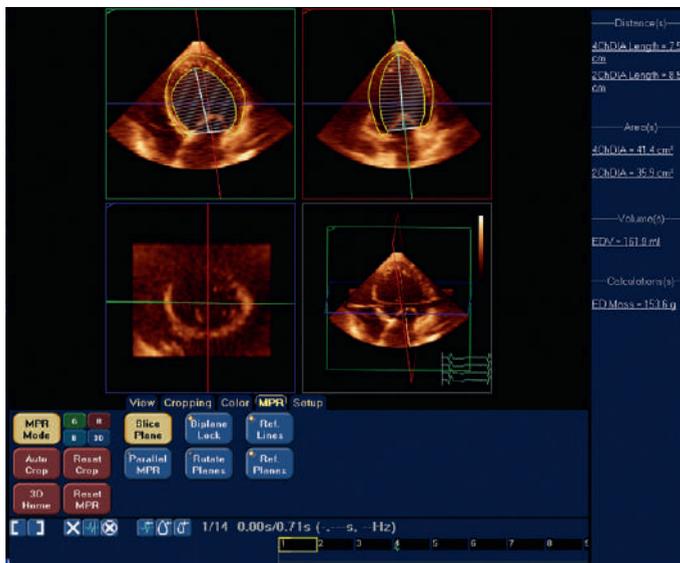


Figure 10.19. Calcul de la masse ventriculaire gauche en ETT 3D à l'aide du logiciel QLab.

- la subjectivité dans l'évaluation de la cinétique pariétale du VG;
- la nécessité de la multiplication des incidences échographiques 2D;
- le besoin d'une parfaite intégration par l'opérateur de la segmentation du VG et de la « reconstruction 3D mentale » à partir des différentes coupes 2D réalisées (parasternales et apicales);
- l'interprétation imprécise ou même erronée de l'état de la cinétique pariétale lors des acquisitions 2D multiples, notamment au cours de l'échographie de stress.

L'exploration volumique du VG par le 3D temps réel présente tous les éléments théoriques pour améliorer la qualité de l'examen et sa fiabilité diagnostique.

Les principales limites actuelles sont la qualité d'image, qui peut être contournée par l'injection d'agent de contraste et la cadence image relativement faible pour un enregistrement à fréquence cardiaque élevée.

Des avancées techniques dans le domaine de l'échographie 3D temps réel ont permis d'améliorer la résolution spatiale de l'imagerie et d'utiliser une approche non uniquement volumique mais triplan temps réel caractérisée par une rapidité plus grande dans l'obtention des coupes échographiques. Ces progrès permettent d'appréhender la cinétique segmentaire du VG de façon plus fiable et plus reproductible comparativement au mode conventionnel (figures 10.20 et 10.21).

## Diagnostic de l'asynchronisme cardiaque

L'échocardiographie 3D temps réel offre une supériorité en résolution spatiale de structures et de la fonction du ventricule gauche (VG). Elle permet de diagnostiquer plus facilement l'asynchronisme intraventriculaire gauche. Celui-ci combine la visualisation spatiale et temporelle de la contraction du VG (figure 10.22).

### Visualisation spatiale du VG

Elle peut être représentée sous forme d'une image paramétrique de type *bull eye* (« œil de bœuf »), facile à lire, avec l'apex au centre, ensuite la région moyenne et au pourtour la région basale du VG. Les parois du VG sont divisées en 16 segments classiquement étudiés en échographie de stress. Les zones de contraction précoce ou tardive sont représentées par des couleurs différentes.

Une autre façon d'aborder l'asynchronisme en échographie 3D repose sur l'analyse des courbes de volumes régionales obtenues à partir de l'acquisition d'un volume complet du VG. L'analyse visuelle ou quantifiée du déphasage des courbes volumiques permet d'approcher de façon plus concrète l'asynchronisme myocardique par sa résultante sur les volumes ventriculaires régionaux.

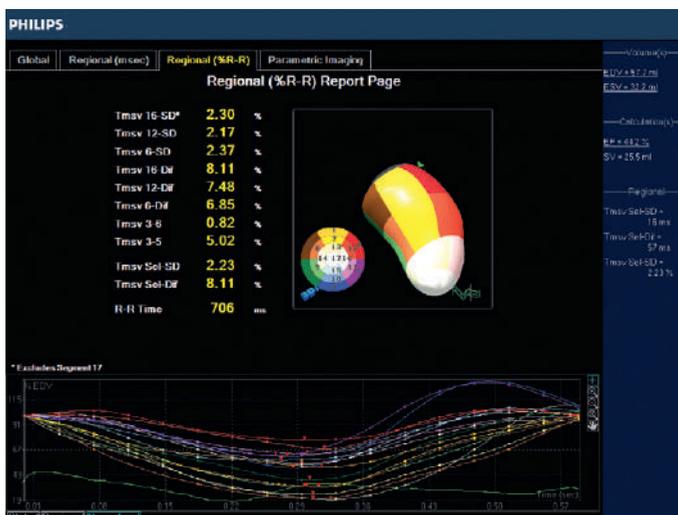


Figure 10.20. Étude de la contraction segmentaire du ventricule gauche en ETT 3D à l'aide du logiciel QLab.



Chez les patients présentant un bloc de branche gauche (BBG) l'asynchronisme pariétal du VG peut être identifié sur le *bull eye* sous forme U avec le délai maximum de contraction se situant souvent dans la région postéro-latérale. Néanmoins, cette activation retardée du VG peut être variable en cas de BBG (postéro-septale, antéro-apicale...). Les principales limites de l'approche 3D dans la problématique de l'asynchronisme intracardiaque gauche sont :

- la faible qualité de l'image pour la détection fiable de l'endocarde chez les patients peu échogènes ;
- le volume ventriculaire tronqué par une pyramide d'angulation insuffisante (en fonction de la technologie disponible) ;
- la cible de l'asynchronisme liée à l'endocarde et non systématiquement associée à un asynchronisme de contraction.

Les progrès de l'électronique en échographie 3D ont permis d'améliorer la résolution spatiale, d'augmenter des cadences images ainsi que de l'angle de la pyramide ultrasonore pour une acquisition d'un volume cardiaque plus important abordable sous tous les angles et coupes, pour une approche quantitative fiable et reproductible. En résumé, l'échographie 3D temps réel permet la visualisation non invasive de la distribution spatiale et temporelle de l'asynchronisme intraventriculaire gauche. Elle apporte un nouvel éclairage pour la sélection des patients en vue d'un traitement par resynchronisation. Un indice d'asynchronisme intégré dans certains logiciels de l'échographe 3D permet de prédire le niveau de réponse après traitement.

## Étude 3D ETT des masses intracardiaques

L'échocardiographie 3D temps réel ETT/ETO permet la visualisation directe et totale des masses intracardiaques et de leurs rapports avec les structures voisines.

La détection des myxomes ou des thrombi bénéficie indiscutablement de la technique 3D temps réel, avec une fiabilité identique à celle de l'IRM en termes de mesure des volumes (figure 10.23).

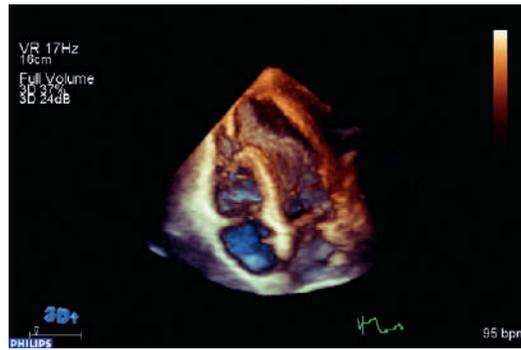
De même l'échographie 3D permet la détection en une seule vue des végétations de petite taille et de localisation atypique en particulier, des endocardites et des lésions infectieuses associées (rupture de cordages, perforations valvulaires, abcès annulaires...). Cependant cette détection est meilleure par voie transœsophagienne (ETO 3D) que par voie transthoracique (ETT 3D).

## Étude 3D ETT des cardiopathies congénitales

L'échocardiographie 3D temps réel est particulièrement adaptée à l'analyse des cardiopathies congénitales, dont l'étude est facilitée chez l'enfant par la mise à la disposition des échocardiographistes, d'une sonde 3D dédiée dite pédiatrique, fonctionnant à une fréquence d'émission supérieure à la sonde adulte. L'étude de nombreuses pathologies telles que la communication interventriculaire, interauriculaire et sa fermeture, le canal atrio-ventriculaire, la fente mitrale, la bicuspidie aortique peuvent bénéficier de l'apport de l'imagerie 3D en rendu volumique (figure 10.24).



Figure 10.23. Myxome de l'oreillette gauche visualisé en ETT 3D.



**Figure 10.24.** Communication interventriculaire trabeculée identifiée sur le septum inférieur en ETT 3D.



**Figure 10.25.** Bioprothèse aortique implantée par voie percutanée vue en ETT 3D.

La visualisation du volume cardiaque dans son intégrité devient une aide incontestable dans la compréhension des malformations complexes. La possibilité de « découpe » illimitée du volume permet une exploration spécifique des interconnexions entre les différentes structures et une analyse morphologique, indispensable pour guider la démarche thérapeutique. L'utilité du mode Doppler couleur 3D est également prouvée dans le diagnostic des anomalies congénitales.

### Autres intérêts de l'échographie 3D ETT

L'ETT 3D temps réel trouve également son intérêt dans l'étude :

- du ventricule droit (calcul des volumes ventriculaires et de la fraction d'éjection du VD, ana-

lyse de la valve tricuspide en particulier). La mesure 3D des volumes du VD est la mieux corrélée à l'IRM par comparaison à l'échographie 2D classique;

- des oreillettes gauche et droite (volume, fonction).

L'imagerie 3D est plus sensible que l'imagerie 2D pour la détection des thrombi de l'oreillette gauche surtout de petite taille et de localisation particulière;

- de la crosse aortique;

La crosse de l'aorte thoracique peut également être visualisée en 3D en plaçant la sonde matricielle dans le creux supra-sternal. Le mode biplan par rotation permet d'obtenir l'incidence orthogonale de la racine aortique, utile pour son étude détaillée;

- des prothèses valvulaires (figure 10.25).

L'exploration des prothèses valvulaires pourrait aussi être facilitée par l'échographie 3D temps réel. Cette technique permet de visualiser dans «l'espace» les structures prothétiques selon les incidences non conventionnelles mais plus familières aux chirurgiens.

Enfin, l'imagerie 3D peut être appliquée à la «cardiologie fœtale» pour détecter précocement les cardiopathies malformatives.

## Conclusions

---

L'échocardiographie 3D temps réel, véritable défi technologique lié aux contraintes du cœur en mouvement, est entrée dans une nouvelle ère avec

l'apparition de la sonde matricielle, techniquement révolutionnaire. Elle permet la visualisation directe en trois dimensions du cœur battant. Les applications cliniques de l'échographie 3D sont multiples aussi bien dans les cardiopathies acquises que congénitales.

Enfin, les sondes matricielles 3D doivent à moyen terme intégrer le mode TM et le Doppler pulsé et continu, afin de permettre la réalisation d'un examen échocardiographique complet. L'échographie 3D peut devenir un nouveau *gold standard* parfaitement fiable dans l'étude qualitative et quantitative du cœur humain comparable à l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et à la vision directe anatomique chirurgicale.

# Échocardiographie tridimensionnelle temps réel transœsophagienne (ETO 3D temps réel)

## Introduction

L'échographie cardiaque s'est enrichie ces dernières années de sondes œsophagiennes matricielles tridimensionnelles, miniaturisées dont la fréquence d'émission varie de 2 à 7 MHz. La sonde transœsophagienne 3D comporte approximativement 3 000 éléments prézoélectriques comparativement aux 64 éléments utilisés de manière standard en ETO 2D. Elle est de la même taille que la sonde ETO 2D et permet l'acquisition directe d'un volume cardiaque en temps réel (3D live) sans nécessité de synchronisation avec l'ECG. Les problèmes d'artefacts d'acquisition liés à la respiration ou aux arythmies cardiaques sont éliminés.

En effet, avec la sonde ETO 3D temps réel différents modes de visualisation sont possibles :

- bidimensionnel multiplan (rotation sur 180°);
- tridimensionnel en temps réel (*full volume* et « zoom 3D » compris);
- multiplanaire par « recoupe » illimitée des plans dans le bloc volumique 3D;
- mode Doppler couleur 3D.

L'ETO 3D temps réel permettant une étude complète des structures cardiaques et des flux sanguins intracardiaques accroît les capacités diagnostiques qualitatives et quantitatives de l'échocardiographie.

## Intérêts cliniques de l'ETO 3D

Les principales indications « spécifiques » de l'ETO 3D temps réel sont :

- les valvulopathies : mitrales en particulier;
- les communications interauriculaires;
- les procédures de cardiologie interventionnelle et chirurgicale;
- les pathologies aortiques.

Les autres applications de l'ETO 3D sont également valables et cliniquement « rentables » : les lésions endocarditiques, les masses intracardiaques, les prothèses valvulaires, les malformations congénitales, etc.

## Étude des valvulopathies mitrales en ETO 3D

L'ETO 3D temps réel ouvre de nouvelles perspectives dans l'exploration de la valve mitrale. Elle permet de mieux :

- analyser tous les segments de la valve mitrale, les régions commissurales et paracommissurales;
- étudier l'anneau mitral (morphologie, diamètre, surface, géométrie);
- explorer les prolapsus valvulaires complexes;
- quantifier les régurgitations mitrales;
- évaluer le degré de la sténose mitrale.

## Analyse ETO 3D de la valve mitrale

De par sa structure tridimensionnelle complexe, la valve mitrale est parfaitement adaptée à l'étude 3D en ETO devenue « temps réel ». L'excellente résolution échographique spatiale offerte par la voie transœsophagienne autorise une approche tridimensionnelle précise et fiable de la valve mitrale.

L'objectif principal de l'ETO 3D est de présenter la valve mitrale en vue « chirurgicale » (figure 11.1) permettant aux échographistes comme aux chirurgiens de partager une vision commune. Le mode zoom 3D est particulièrement adapté à l'étude de la valve mitrale.

### Acquisition de la valve mitrale en mode zoom 3D

Elle nécessite la réalisation de l'examen étape par étape selon la technique de Philips :

Première étape : définition de la « zone d'intérêt ».

Il est d'abord nécessaire de définir les limites de la « zone d'intérêt » constituant un volume cardiaque souhaité et non un plan simple. Cette zone d'intérêt volumique est délimitée à partir de deux plans orthogonaux simultanés afin de créer six faces de la pyramide 3D acquise.

En résultat :

- la limite supérieure de la zone d'intérêt définira la face supérieure du volume créé. Ce procédé permet d'obtenir une vue intra-atriale gauche : vue « chirurgicale » de la base du cœur (les valves auriculo-ventriculaires sont vues depuis les oreillettes et la valve aortique depuis l'aorte).

Cette vue « chirurgicale » est très utile pour étudier l'insuffisance mitrale. Une réduction de gain 3D est nécessaire afin de visualiser nettement la face atriale de la valve mitrale ;

- la limite inférieure de la zone d'intérêt définira la face inférieure du volume créé. Cette manipulation permet d'obtenir une vue intraventriculaire gauche particulièrement utile pour visualiser le rétrécissement mitral.

Deuxième étape : acquisition du volume dynamique.

Une fois la zone d'intérêt définie dans les deux plans, la pression du bouton zoom 3D de l'échographe permet la visualisation du volume cardiaque en temps réel. La rotation (bouton « tournez Z ») et la bascule du volume (avec le *trackball*) permettent d'orienter la valve mitrale en vue « chirurgicale ». En effet, le volume cardiaque acquis peut être mobilisé dans différentes directions pour accéder à une analyse de la valve mitrale sous différents angles de vue.

Troisième étape : navigation dans le volume cardiaque.

Le volume cardiaque obtenu en ETO 3D peut être « découpé » informatiquement. Cette découpe peut s'effectuer dans les différents plans de l'espace (« découpe multiplan ») permettant d'obtenir des coupes bidimensionnelles souhaitées. Ainsi des coupes 2D passant exactement par les segments mitraux au choix (A1 P1 ; A2 P2 ; A3 P3) ou des commissures sont possibles (cf. fig. 10.12).

En résumé, l'ETO 3D temps réel permet une analyse anatomique et dynamique complète de la valve mitrale et améliore la discussion entre



Figure 11.1. Vue 3D de face intra-atriale « chirurgicale » de la valve mitrale en mode *full screen*.

chirurgien et échographiste qui devient indispensable pour une décision thérapeutique adéquate.

## Étude de prolapsus valvulaire mitral

Classiquement, en ETO 3D le diagnostic du prolapsus valvulaire mitral (PVM) est retenu en échocardiographie transthoracique (ETT) à partir de la coupe 2D de «référence» parasternale longitudinale selon un critère bien défini (recul de plus de 2 mm du corps ou de l'extrémité d'un segment valvulaire par rapport au plan de l'anneau mitral).

Le but de l'échographie 3D temps réel en ETT et notamment en ETO est double :

- la confirmation et l'affinement du diagnostic lésionnel du PVM;
- l'évaluation précise de la réparabilité des lésions mitrales.

LETO 3D temps réel permet une analyse complète du PVM en précisant :

- la localisation segmentaire du prolapsus en utilisant la vue 3D « chirurgicale », le mode zoom 3D et le mode multiplan (figure 11.2). Le « balayage » de l'orifice mitral depuis la région centrale vers les régions commissurales externe et interne permet de déterminer le prolapsus de tout ou d'une partie de l'un ou des deux feuillets mitraux (segments prolapsés) ainsi que les prolapsus juxta-commissuraux, peu accessibles en ETT;
- la présence d'une ou plusieurs ruptures de cordages avec leur localisation valvulaire d'origine;

- le degré d'épaississement « myxoïde » des feuillets mitraux (figure 11.3);
- le degré de la dilatation et de la déformation de l'anneau mitral;
- l'existence des calcifications annulaires et leur éventuelle extension ventriculaire gauche;
- la présence et la sévérité de la régurgitation mitrale.

Le mode Doppler couleur transœsophagienne permet d'identifier le nombre de fuites mitrales, leur origine et leur importance. Tous ces éléments diagnostiques échographiques 2D/3D permettent de distinguer quatre formes de gravité croissante de PVM :

- prolapsus mineur avec fuite mitrale minime négligeable;
- prolapsus touchant un seul segment d'un seul feuillet mitral sans rupture de cordages avec fuite valvulaire plus que minime;
- prolapses avec rupture de cordages localisée à un seul segment d'un seul feuillet mitral avec fuite mitrale au moins modérée;
- prolapsus dit « complexe » touchant plusieurs segments voire les trois segments des deux feuillets et entraînant souvent plusieurs points de fuite.

Cette classification de PVM est « pratique » et utile pour discuter la stratégie thérapeutique. Evidemment, entre ces quatre formes « classiques » tous les intermédiaires de PVM sont possibles.

En pratique, la réparabilité (percutanée ou chirurgicale) des lésions mitrales dues au prolapsus dépend surtout :

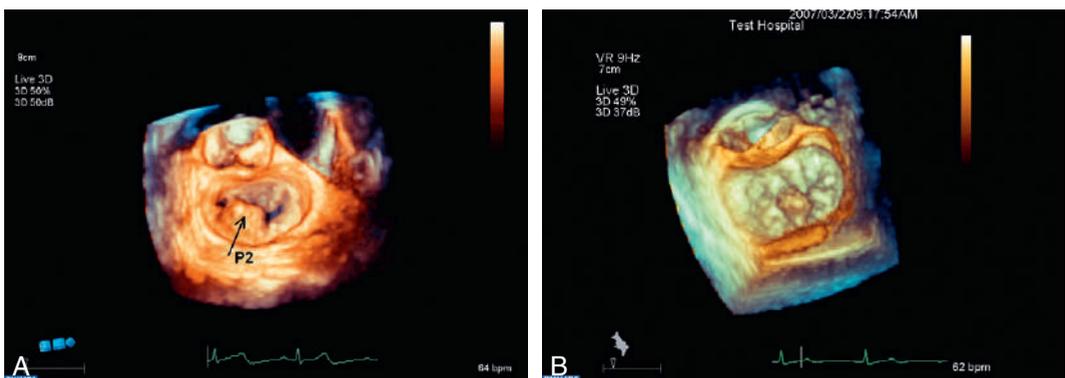


Figure 11.2. Exemples de prolapsus du segment P2 de la petite valve mitrale visualisé en ETO 3D (A et B).



**Figure 11.3.** Maladie de Barlow. Image 3D de l'épaississement « myxoïde » de la valve mitrale.

- du nombre de segments valvulaires prolabés ;
- du nombre et de la position segmentaire « d'origine » des cordages rompus ;
- de l'importance du remaniement valvulaire myxoïde ;
- de la sévérité de la fuite mitrale qui accompagne le prolapsus ;
- du retentissement hémodynamique de la fuite mitrale (ventriculaire, atriale et pulmonaire).

La combinaison de ces différents paramètres échographiques est nécessaire pour adopter une meilleure solution thérapeutique (chirurgie conservatrice, remplacement valvulaire). Il faut souligner que les prolapsus dit « complexes » restent difficilement accessibles à un geste conservateur. De même, les calcifications annulaires compliquent également la réparation mitrale, surtout en cas d'extension ventriculaire gauche.

## Quantification des régurgitations mitrales en ETO 3D

La complexité de l'appareil valvulaire et sous-valvulaire mitral ainsi que les multiples mécanismes de l'IM justifient pleinement l'intérêt de l'échographie 3D dans cette indication. En rendu volumique, la 3D améliore la compréhension du mécanisme de l'IM et permet une quantification plus précise des fuites mitrales par rapport à l'échographie conventionnelle. Le Doppler couleur (en *full volume* ou en mode biplan) est très utile pour mieux analyser les trois composantes de la régurgitation mitrale :

- la zone de convergence ;
- la vena contracta ;
- l'extension spatiale du jet régurgitant dans l'oreillette gauche.

### Étude 3D de la zone de convergence

La méthode de PISA (Proximal Isovelocity Surface Area) largement utilisée en Doppler couleur 2D transthoracique suppose que la zone de convergence (figure 11.4 A), située juste en amont de l'orifice mitral régurgitant soit hémisphérique (hypothèse de calcul de PISA).

Cette supposition est valable dans la grande majorité des cas d'insuffisance mitrale (IM) à condition que la forme de l'orifice régurgitant soit circulaire et localisée dans un plan. En réalité, la zone de convergence (PISA) n'est pas un hémisphère parfait, elle peut être déformée dans certaines situations, par exemple en cas de prolapsus isolé de la petite valve mitrale ou de prolapsus commissural (hémisphère tronqué ou héli-ellipse). Cette déformation géométrique de la zone de convergence conduit à une surestimation de la fuite mitrale. De même, dans l'IM fonctionnelle, la PISA peut être proche de deux voire trois hémisphères juxtaposés le long de l'orifice mitral en fente et conduire à une sous-estimation de l'IM.

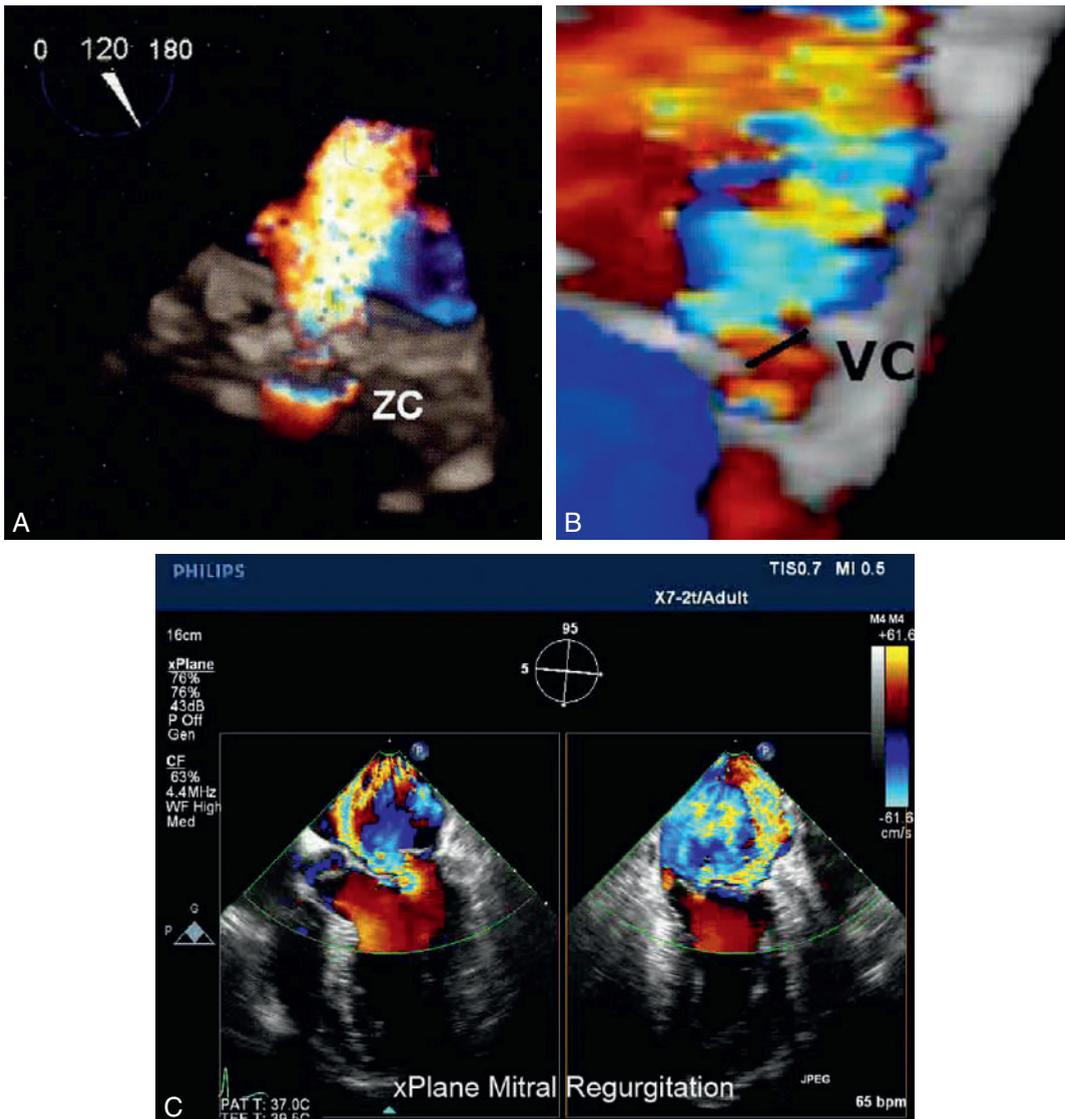
Le Doppler couleur 3D et les « recoupes » de PISA 3D permettent de « démasquer » les déformations de PISA et de contrôler la cohérence entre les résultats obtenus en 2D (PISA 2D) et 3D (PISA 3D).

### Étude 3D de la vena contracta

De même, la mesure de la largeur du jet régurgitant mitral à l'origine suppose que l'orifice régurgitant soit circulaire. Or, ceci est loin d'être toujours vrai car il existe une grande variété de formes des orifices, dont on ne mesure qu'une dimension en couleur 2D conventionnelle. Le Doppler couleur 3D applicable à la fuite mitrale permet de reconstruire la vena contracta en trois dimensions et de corriger d'éventuelles erreurs de mesures du Doppler couleur classique 2D (figure 11.4 B).

### Étude 3D d'extension spatiale du jet régurgitant

L'extension du jet régurgitant mitral dans l'oreillette gauche utilisée dans l'appréciation quantitative d'une fuite mitrale est critiquée du fait de nombreux



**Figure 11.4.** Quantification de l'insuffisance mitrale (IM) en ETO 3D.

- Étude de la zone de convergence (ZC) d'IM en mode *full volume* couleur.
- Étude de la vena contracta (VC) d'IM.
- Étude de l'extension d'IM en mode X-Plane (biplan).

facteurs déterminant sa propagation et sa taille (figure 11.4 C).

Le Doppler couleur 3D permet d'étudier en temps réel l'extension « spatiale » de la régurgitation mitrale. Il est surtout utile pour détecter les jets d'IM « atypiques » : excentrés, latéralisés, adhérents aux structures avoisinantes, commissuraux, multiples (en cas de prolapsus mitraux complexes).

Les autres méthodes de quantification de l'IM applicables en échographie 3D ETT/ETO sont :

- l'étude du *tenting mitral*;
- la mesure de la surface de l'orifice mitral régurgitant;
- le calcul du volume de la régurgitation mitrale.

#### Étude du *tenting mitral*

La déformation de l'appareil mitral dans l'IM ischémique est caractérisée par une majoration de la surface sous la « tente » mitrale formée par les

deux feuillets mitraux (*tenting area*). Cette surface mesurée classiquement en ETT selon la coupe 2D longitudinale est corrélée à l'importance de la fuite mitrale. L'échographie 3D ETT/ETO permet d'améliorer l'étude du tenting mitral en précisant sa géométrie et son volume. L'application du programme informatique spécifique MVQ (Mitral Valve Quantification) en ETO 3D facilite la mesure du tenting mitral (figure 11.5).

### Mesure de la surface de l'orifice mitral régurgitant (SOR)

Cette méthode de quantification de l'IM est déjà largement utilisée en ETT à partir de la PISA 2D. L'échographie 3D est susceptible d'améliorer la mesure de la SOR. Cette approche 3D est fondée sur 3 techniques :

- la planimétrie directe de l'orifice de régurgitation mitrale en «recoupe» 3D ETO ;
- la planimétrie de la «recoupe» de la racine du jet régurgitant en 3D ETO couleur ;
- le calcul de la SOR à partir de la PISA 3D selon les formules restant à définir.

### Calcul du volume de régurgitation mitrale

La quantification de l'IM bénéficie également de l'imagerie 3D grâce à la fiabilité des mesures volumiques du ventricule gauche permettant de calculer directement le volume régurgité mitral en soustrayant le volume d'éjection aortique au volume

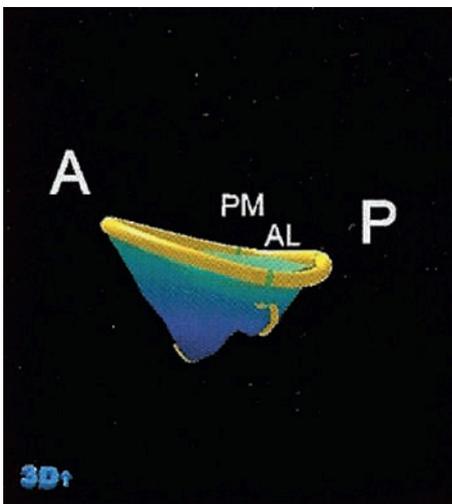
d'éjection ventriculaire gauche. L'échographie 3D permet la mesure fiable des volumes ventriculaires et la mesure précise des anneaux valvulaires, assimilés de façon approximative à des cercles dans les méthodes habituelles de calcul de débits.

La méthode de volumes ventriculaires déduits du 3D peut compléter l'arsenal des outils quantitatifs de la fuite mitrale.

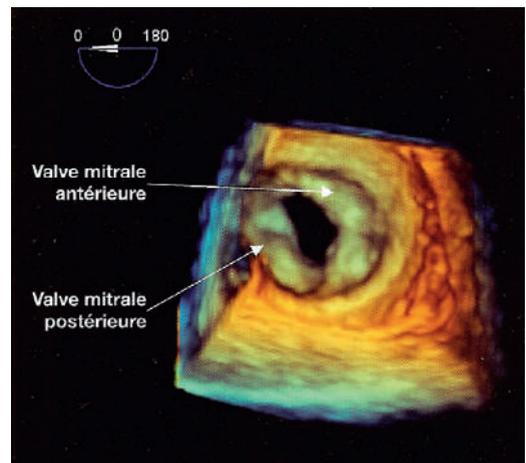
En résumé, en plus d'une amélioration des mesures quantitatives anciennes, l'échographie 3D propose de nouvelles méthodes d'évaluation de la sévérité de l'insuffisance mitrale. Elle peut être également utilisée pour conforter les résultats obtenus avec les méthodes classiques ou comme alternative dans les cas difficiles.

### Étude de la sténose mitrale en ETO 3D

La sténose mitrale bénéficie directement de l'apport de l'imagerie 3D en rendu volumique qui permet de mesurer la surface orificielle rétrécie et d'apprécier la possibilité de réalisation d'une commissurotomie (figure 11.6). L'ETO 3D temps réel est particulièrement utile chez les patients peu échogènes par voie transthoracique ou présentant des fortes calcifications valvulaires engendrant des cônes d'ombre en ETT. Elle permet une planimétrie de l'orifice mitral en recoupant l'échantillon 3D dans un plan perpendiculaire à l'orifice en



**Figure 11.5.** Étude du *tenting mitral* selon le modèle géométrique MVQ. (système Philips)



**Figure 11.6.** Sténose mitrale visualisée en mode zoom d'ETO 3D.

Source : E. Brochet, *Consensus cardio*, 2008.

passant précisément au sommet de l'entonnoir mitral. Grâce à un niveau de coupe parfaitement repéré dans l'espace, le véritable orifice mitral dit « anatomique » peut être mesuré de façon rapide et fiable en 3D. La mesure de la surface mitrale par planimétrie peut être effectuée en mode zoom ou *full volume* en utilisant le logiciel de découpe multiplannaire (QLAB). Le repositionnement des axes de découpe dans les différents plans permet d'affiner cette mesure.

Enfin, l'ETO 3D est utile pour mieux explorer les commissures mitrales :

- le degré de symphyse commissurale ;
- la présence des nodules fibrocalcaires commissuraux ;
- le degré de réouverture des commissures après commissurotomie.

### Étude des valvulopathies aortiques en ETO 3D

L'ETO 3D temps réel est utile pour mieux voir certains aspects des valvulopathies aortiques difficiles à interpréter en 2D classique ou en ETT 3D. Elle peut aider à préciser le mécanisme d'une régurgitation aortique. En cas d'une bicuspidie aortique fuyante, l'ETO 3D permet de distinguer un orifice central, un orifice commissural ou un orifice en fente. Cette description « anatomique » précise est utile si l'on envisage un traitement chirurgical conservant les sigmoïdes aortiques. Dans le rétrécissement aortique dégénératif, l'ETO 3D permet :

- un examen détaillé de la morphologie de la valve aortique en visualisant par exemple la présence des calcifications localisées au fond des sigmoïdes aortiques ou siégeant uniquement aux bords libres de la valve ;
- la mesure précise de l'anneau aortique, de la chambre de chasse du ventricule gauche, qui n'est pas réellement circulaire mais plutôt ovulaire en réalité ;
- la planimétrie de l'orifice aortique sténosé (surface « anatomique ») réalisée sur les recoupes du volume 3D. L'avantage de l'imagerie 3D par rapport au 2D classique réside dans l'acquisition simultanée de deux coupes perpendiculaires : la coupe petit axe pour la planimétrie de l'orifice

aortique, et la coupe grand axe pour le positionnement précis de l'image petit axe au bord libre des sigmoïdes aortiques.

### Étude des valvulopathies tricuspidiennes en ETO 3D

L'échographie 3D en ETT et surtout en ETO est la seule méthode échographique permettant d'obtenir une vue « intracardiaque » simultanée des trois feuillets tricuspidiens. Elle est particulièrement utile pour :

- mieux préciser la topographie valvulaire des lésions « localisées » en cas de prolapsus tricuspidiens ou de végétations par exemple. Les vues 3D ventriculaires de la valve tricuspide permettent de décrire le mécanisme de la coaptation valvulaire et de la fuite tricuspide ;
- mieux quantifier la régurgitation tricuspide en utilisant le Doppler couleur 3D en particulier ;
- mieux évaluer le retentissement hémodynamique d'une valvulopathie tricuspide au niveau ventriculaire droit (volume, fraction d'éjection) et atriale (volume, fonction).

Enfin, le résultat de la plastie chirurgicale de la valve tricuspide peut être apprécié sur les images 3D.

### Étude des communications interauriculaires en ETO 3D

Le septum interauriculaire (SIA) est une structure complexe constituée de deux feuillets :

- le septum primum de nature endocardique sur la face atriale gauche ;
- le septum secundum de nature myocardique sur la face atriale droite.

Physiologiquement, il existe chez le fœtus un shunt droit-gauche au sein de la fosse ovale du SIA à travers un foramen ovale perméable (FOP). À la naissance, l'élévation des pressions gauches induit classiquement la fermeture du FOP, mais sa persistance est possible.

La communication interauriculaire (CIA) constitue un défaut anatomique congénital de la partie moyenne du SIA correspondant à une CIA de type *ostium secundum* (forme la plus fréquente).

### Étude échographique du SIA

Le SIA est explorable en ETT, ETO 2D et ETO 3D :

- en ETT, le SIA peut être examiné selon différentes coupes 2D. Cependant, il faut se méfier des fausses images de CIA en coupe apicale transthoracique des quatre cavités correspondant à la fosse ovale de faible échogénéicité;
- En ETO 2D multiplan, le SIA peut être visualisé dans différentes incidences. La coupe à 110° dite « bi-cave » est particulièrement utile pour aborder la fosse ovale.
- En ETO 3D temps réel, le SIA est analysable de façon intégrale et précise. La vue unique « en face » du SIA (de l'oreillette gauche) permet une visualisation parfaite du septum primum et la recherche d'éventuels défauts septaux (FOP, CIA).

### Étude du FOP

LETT en imagerie harmonique, complétée par l'épreuve de contraste permet un dépistage du foramen ovale perméable. LETO est utile pour préciser la localisation septale exacte du passage des microbulles de contraste et pour mesurer la taille du FOP (le diamètre et la longueur du tunnel). Elle permet aussi de détecter une éventuelle CIA associée.

### Étude de la CIA

LETO 3D temps réel possède plusieurs avantages par rapport à l'ETO 2D. Elle permet une analyse précise de l'anatomie et de la morphologie de la CIA. Contrairement à l'ETO 2D nécessitant une analyse dans de multiples incidences, l'ETO 3D permet une visualisation « en face » de la CIA précisant :

- la variante anatomique de la CIA (type ostium secundum, ostium primum, sinus venosus, sinus coronaire);
- la forme du défaut septal (circulaire ou ovale);
- La taille exacte de la CIA (par planimétrie ou en utilisant un logiciel de reconstruction multiplan QLAB);
- le caractère unique ou multiple de la CIA;
- la qualité des berges de la CIA;
- la présence d'éventuelles anomalies associées à la CIA (prolapsus mitral, rétrécissement pulmonaire, retour veineux pulmonaire anormal...).

Le Doppler couleur 3D permet la visualisation du shunt interatrial (direction, extension spatiale) et sa quantification. Tous ces renseignements supplémentaires sont particulièrement utiles en vue d'une éventuelle fermeture de la CIA (soit percutanée, soit chirurgicale).

### Apport de l'ETO 3D en cardiologie interventionnelle et chirurgicale

L'ETO 3D temps réel est d'un apport particulièrement intéressant en chirurgie cardiaque et lors des cathétérismes interventionnels des procédures percutanées. Elle permet de :

- mieux guider les interventions percutanées :
  - la commissurotomie mitrale percutanée;
  - la fermeture de la communication interauriculaire ou de FOP;
  - l'implantation percutanée des prothèses valvulaires aortiques;
  - la plastie mitrale percutanée;
  - l'occlusion de l'auricule gauche;
  - la fermeture de l'orifice de régurgitation mitral paraprothétique;
  - la correction percutanée de la coarctation aortique;
  - les interventions cardiologiques rythmologiques percutanées;
- mieux contrôler les interventions chirurgicales :
  - la commissurotomie mitrale chirurgicale;
  - la plastie mitrale chirurgicale;
  - les remplacements valvulaires;
  - les interventions myocardiques et péricardiques;
  - la chirurgie aortique;
  - la correction des malformations congénitales;
- mieux surveiller la fonction ventriculaire en cardiologie interventionnelle et chirurgicale.

### Aide de l'ETO 3D aux procédures percutanées

L'ETO 3D temps réel est un complément important de l'ETO 2D au cours des interventions cardiaques percutanées grâce à :

- un excellent rendu volumique 3D en temps réel ;
- une analyse « en face » des structures cardiaques (septum interauriculaire, valve mitrale...);
- des vues « intracardiaques » totalement nouvelles : vues anatomiques, chirurgicales (semblables à celles obtenues par le chirurgical).

En effet, l'ETO 3D temps réel permet :

- une analyse instantanée précise des lésions cardiaques à réparer ;
- un meilleur repérage des zones cibles de l'intervention ;
- un guidage en temps réel et dans l'espace des cathéters et des dispositifs intracardiaques en précisant leur position par rapport aux structures voisines au cours de l'intervention.

### Commissurotomie mitrale percutanée (CMP)

La sélection des patients « candidats » à la CMP doit tenir compte des données cliniques et anatomiques apportées par l'ETT et l'ETO. L'ETO 3D temps réel est particulièrement utile au cours d'une CMP chez les porteurs d'une sténose mitrale. Elle permet :

- avant la procédure : de préciser la géométrie exacte de l'orifice mitral, le degré et la symétrie de la fusion des commissures qui sont des déterminants importants pour la prédiction du succès de la CMP. L'ETO permet également d'éliminer un thrombus siégeant dans l'OG, et surtout dans l'auricule gauche ;
- lors de la procédure : de guider le cathétérisme transeptal en visualisant un aspect caractéristique du septum interatrial en « tente » lors de la ponction septale, de suivre le cheminement du ballon de dilatation dans l'oreillette gauche, son orientation vers l'orifice mitral et enfin son bon positionnement transmitral au cours de l'inflation du ballon (figure 11.7) ;
- après la procédure : de vérifier l'efficacité du geste de dilatation (augmentation de l'aire valvulaire, le degré de réouverture des commissures, l'absence de fuite mitrale « traumatique »).

### Fermeture percutanée de la CIA

L'ETO 3D temps réel est une avancée importante dans l'analyse et la surveillance échographiques de la fermeture percutanée de la CIA,

en complément de l'ETO 2D (figure 11.8). Elle apporte les renseignements supplémentaires à chaque étape de la procédure :

- avant la procédure : l'analyse morphologique spatiale de la CIA (la localisation, la forme anatomique, la surface, le nombre des défauts septaux, les variations de taille systolo-diastolique de la CIA, la qualité des berges, le diamètre « étiré » de la CIA conditionnant la taille de la prothèse septale).

Toutes ces informations sont indispensables afin de choisir le matériel prothétique le plus approprié pour une fermeture étanche de la CIA. Enfin, une berge déficiente est une contre-indication à la fermeture percutanée et doit conduire à une fermeture chirurgicale de la CIA ;

- pendant la procédure : de suivre en temps réel la progression du guide lors du franchissement du défaut septal, le positionnement de la prothèse d'Amplatz (la plus utilisée) « à cheval » sur le septum et le déploiement du versant gauche et du versant droit de la prothèse, en s'assurant de la bonne « capture » des berges entre les deux disques prothétiques.
- après la procédure : la vérification du positionnement septal optimal de la prothèse, l'analyse de la morphologie de la prothèse (son endothelialisation), et de ses relations avec les structures adjacentes (figure 11.9).

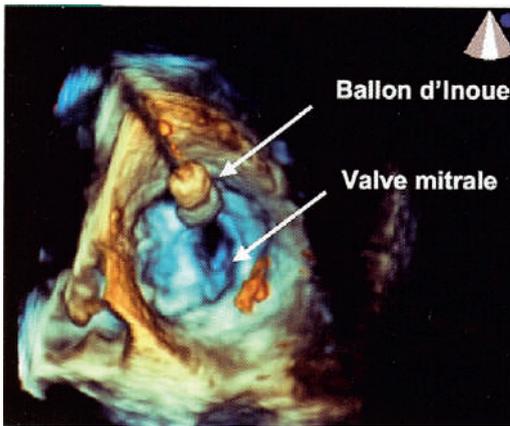
### Implantation percutanée des prothèses valvulaires aortiques

Le remplacement valvulaire aortique (RVA) percutané est arrivé à une maturité technique et constitue une alternative au remplacement chirurgical classique. Il est surtout indiqué chez les patients à haut risque opératoire ou avec une contre-indication au RVA classique.

L'ETO 3D temps réel est particulièrement adaptée à la procédure d'implantation des prothèses aortiques percutanées (par voie artérielle transfémorale ou par défaut par voie transapicale). Ici encore, les qualités de la visualisation de la valve aortique et de repérage spatial de l'ETO 3D sont un atout majeur au cours de l'intervention.

En fait, l'ETO 3D temps réel aide dans :

- le positionnement précis de la prothèse valvulaire au niveau de l'orifice aortique (figure 11.10) ;



**Figure 11.7.** Commissurotomie mitrale percutanée. Positionnement du ballon de dilatation dans l'oreillette gauche au dessus de la valve mitrale sténosée.

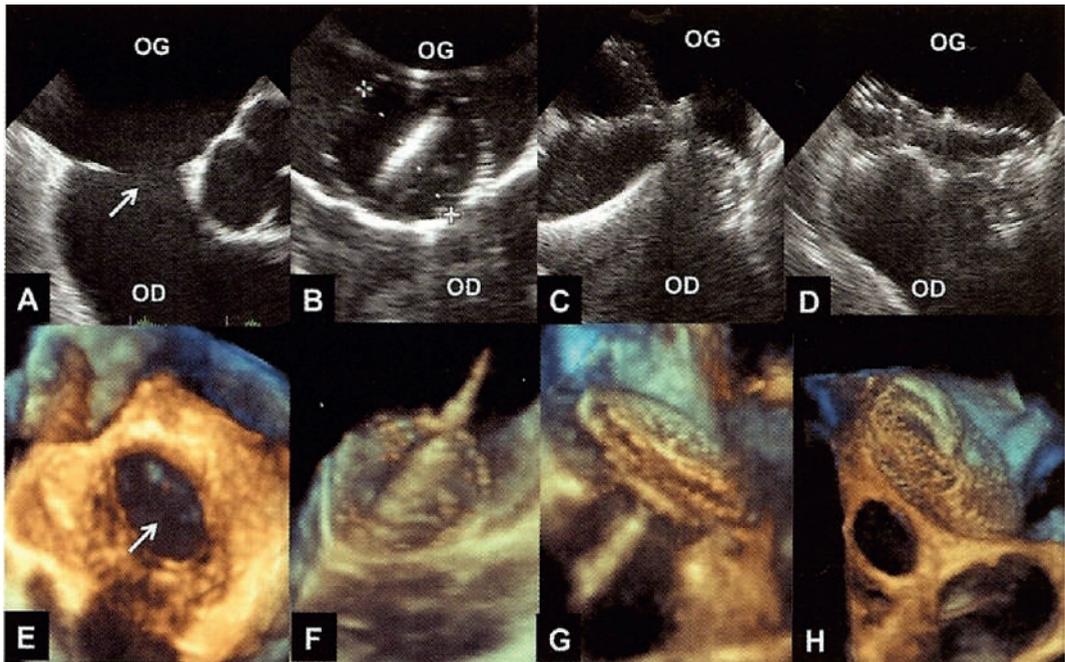
Source : M.-C. Malergue, E. Brochet, *ÉchoCardiographie*, n° 19, 2009.

- la visualisation séparée de la prothèse et du ballon sur lequel elle est implantée;
- l'insertion annulaire aortique étanche de la prothèse (la prothèse comprimée sur un ballonnet est larguée par gonflage du ballonnet);
- la localisation d'une éventuelle fuite aortique : périprothétique ou intraprothétique (mauvais positionnement ou dysfonction valvulaire primaire).

### Plastie mitrale percutanée

La plastie mitrale percutanée est une nouvelle technique au cours du développement permettant une réparation des fuites mitrales fonctionnelles et dégénératives dues aux prolapsus valvulaires localisés et médians en particulier. Elle est surtout indiquée chez les patients ayant un risque opératoire élevé. Le principe de cette technique est de transformer l'orifice mitral en deux hémi-orifices.

La technique de suture « bord à bord », reproduisant l'intervention chirurgicale d'Alfieri, est la plus utilisée. La réparation percutanée par pose d'un clip qui vient littéralementagrafer les deux

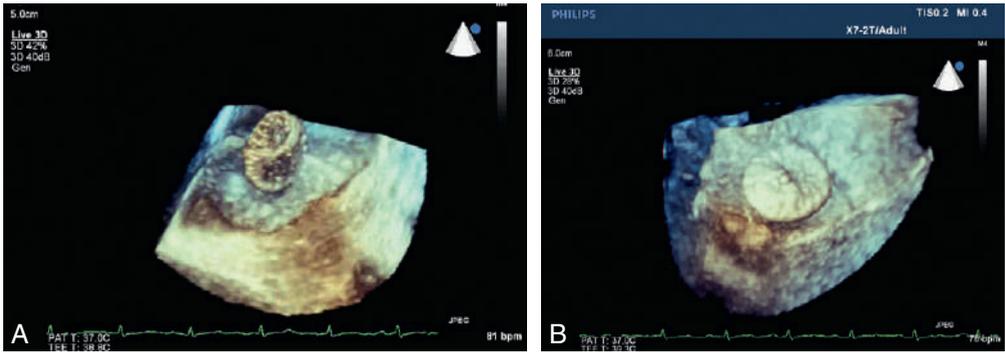


**Figure 11.8.** Fermeture percutanée de la communication interauriculaire (CIA).

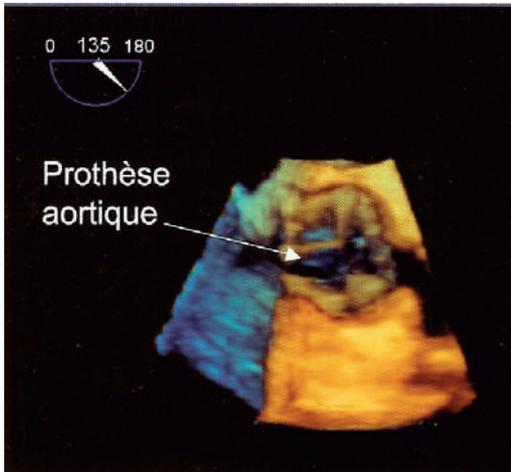
En haut : analyse morphologique de la CIA en ETO 2D.

En bas : visualisation de la CIA, déploiement de la prothèse d'Amplatz sur le défaut septal sous contrôle d'ETO 3D.

Source : E. Brochet, *L'Écho de la Filiale*, 2010.



**Figure 11.9.** Vue de la prothèse d'Amplatz avant (A) et après (B) la fermeture de la CIA. Images en ETO 3D.



**Figure 11.10.** Vue en ETO 3D de la prothèse aortique implantée par voie percutanée.

Source : A. Vahanian, *Consensus Cardio*, 2008.

feuilles mitraux en corrigeant ainsi leur absence de coaptation est une alternative intéressante à la plastie mitrale chirurgicale. L'implantation du clip mitral nécessite un abord transeptal par voie veineuse fémorale.

L'ETO 3D temps réel a prouvé sa crédibilité dans la plastie mitrale percutanée à toutes ses étapes :

- avant la procédure : elle précise mieux l'importance et la localisation des zones valvulaires prolabées (cibles de l'intervention) ;
- pendant la procédure : elle permet d'abord de guider le cathétérisme transeptal et ensuite la « capture » des bords valvulaires à réparer ;

- après la procédure, elle vérifie le résultat anatomique de la réparation mitrale et l'étanchéité de la valve.

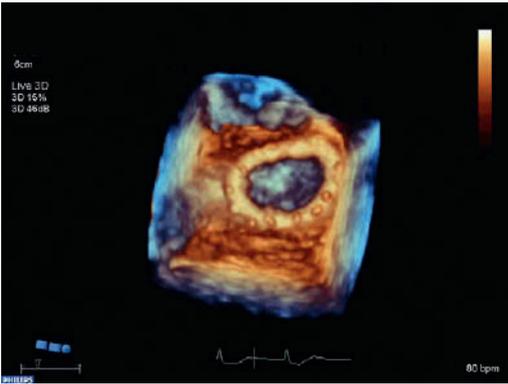
### Aide de l'ETO 3D aux interventions chirurgicales

L'ETO 3D temps réel permet de guider et surveiller de nombreuses interventions chirurgicales cardiaques (remplacements ou réparations valvulaires, chirurgie aortique, correction des malformations congénitales en particulier). Le monitoring peropératoire sous ETO 3D temps réel est particulièrement utile en cas d'interventions chirurgicales complexes. Il permet une communication directe et contributive avec le chirurgien qui peut adopter immédiatement la stratégie opératoire appropriée.

Le rôle de l'ETO 3D temps réel est primordial dans la chirurgie conservatrice de la valve mitrale. L'échographie 3D permet d'évaluer la réparabilité des lésions valvulaires en cas de prolapsus mitral. Elle permet également de guider et de contrôler la plastie mitrale chirurgicale reconstructrice, ainsi que de vérifier les résultats de la plastie (étanchéité des valves, fuite mitrale résiduelle...) (figure 11.11).

### Aide de l'ETO 3D à la surveillance per-interventionnelle de la fonction ventriculaire

L'ETO 3D temps réel n'est pas seulement un outil de quantification. Elle permet également de surveiller la fonction ventriculaire gauche et droite au cours



**Figure 11.11.** Vue en ETO 3D de l'anneau prothétique mitral placé au cours de la plastie mitrale.

des procédures percutanées ou chirurgicales. De nombreux paramètres peuvent être mesurés tels que : les volumes cardiaques (ventriculaires, atriales), la fraction d'éjection, le débit cardiaque.

Des logiciels automatisés permettent d'analyser de façon fiable et rapide la fonction globale et régionale du muscle cardiaque. Tous ces renseignements pourront sans doute contribuer à une meilleure «sécurité» et une meilleure efficacité du geste interventionnel cardiaque.

### Étude ETO 3D de la crosse aortique

L'échographie 2D s'est longtemps heurtée à l'impossibilité de la visualisation complète de la crosse aortique.

L'ETO 3D temps réel s'est affranchie de cet obstacle. Elle permet une nouvelle approche «anatomique» de la crosse aortique en réduisant la «zone aveugle» de l'aorte ascendante, due à l'interposition de la trachée, comparativement à une ETO 2D classique.

Le mode biplan par rotation électronique du réseau matriciel permet d'obtenir l'incidence orthogonale de la racine aortique et ainsi la mesure précise des diamètres aortiques. L'échographie 3D est une méthode simple et efficace de diagnostic et de surveillance des anévrismes et des dissections aortiques ainsi que du syndrome de Marfan. Seule l'échographie 3D permet d'offrir des vues endoluminales de la

coarctation aortique, très proches des descriptions anatomopathologiques.

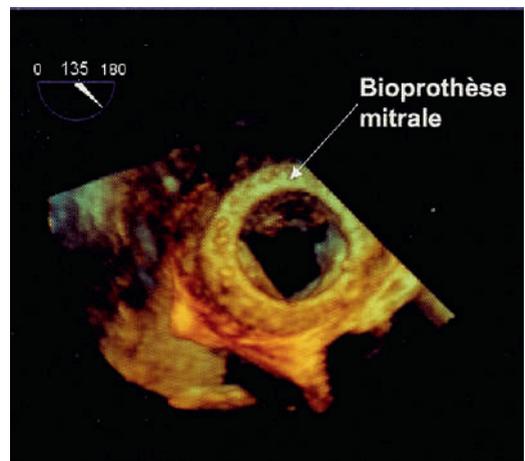
La mesure de la surface de la zone coarctée dynamique au cours du cycle cardiaque, peut aider à un éventuel cathétérisme interventionnel (choix de la taille du ballon et/ou du stent).

Enfin, l'athérome aortique peut être aussi exploré en 3D avec des images en «relief» saisissantes.

### Étude ETO 3D des prothèses valvulaires

L'analyse des prothèses valvulaires en ETO 3D temps réel possède l'impact diagnostique et clinique incontestable. Cette technique donne accès à une vue unique et immédiate de la prothèse valvulaire en rendu volumique réel (figure 11.12). Elle permet de préciser :

- l'aspect anatomique et morphologique de la prothèse;
- le fonctionnement de l'élément prothétique mobile (la cinétique des ailettes des prothèses mécaniques, la mobilité des cuspidés des bioprothèses...);
- la morphologie de la couronne prothétique (l'anneau avec les fils de suture);
- les jets de régurgitations physiologiques et pathologiques (intra ou paraprothétiques);



**Figure 11.12.** Vue en ETO 3D de la bioprothèse mitrale.

Source : E. Brochet, *Consensus Cardio*, 2008.

- les anomalies prothétiques (dysfonctionnement mécanique, désinsertion prothétique, végétations, thrombus, abcès para-prothétiques...).

L'identification de tous ces éléments prothétiques physiologiques et pathologiques est facilitée par le procédé de rotation volumique permettant de tourner en temps réel autour de la prothèse. Cependant, l'échographie 3D temps réel comporte les mêmes limitations que l'échographie 2D classique concernant les artefacts acoustiques (les « cônes d'ombre » de la prothèse) empêchant la visualisation nette de certains versants prothétiques.

Les fuites dues aux prothèses valvulaires bénéficient de l'examen 3D en mode *full volume* couplé au Doppler couleur.

## Conclusions

Le développement de l'échocardiographie tridimensionnelle a longtemps été limité par la nécessité de reconstruire les images de façon différée. Une nouvelle étape d'évolution du 3D a été franchie avec l'échographie tridimensionnelle en temps réel qui existe en version clinique depuis 2004, date à laquelle est apparue la première sonde matricielle permettant une acquisition transthoracique volumique instantanée. Depuis cette date, l'échographie 3D a fait des progrès spectaculaires liés au développement des logiciels permettant une « découpe » illimitée des images et une quantification *off line*.

L'acquisition du *full volume* est devenue simple, les logiciels de calcul sont facilement embarqués dans l'échographe ou dans un ordinateur, avec traitement a posteriori des images acquises et possibilité de quantification.

Les limites de l'échocardiographie 3D en transthoracique sont en train de reculer grâce aux progrès technologiques tels que : l'amélioration des cristaux, la miniaturisation de la matrice, la qualité et la vitesse de traitement des données, l'introduction du Doppler couleur 3D, etc.

En effet, après des décennies « d'imagerie en coupes », l'échographie 3D redécouvre des images plus proches de la réalité d'un examen peropératoire ou anatomique.

Les progrès récents ont permis l'élargissement du champ d'investigation en 3D avec l'apparition des

sondes dédiées à la pédiatrie et des sondes transœsophagiennes 3D temps réel.

L'échocardiographie 3D temps réel se propage progressivement dans tous les domaines de la cardiologie depuis l'échographie pédiatrique jusqu'au guidage des procédures invasives (cardiologie interventionnelle, chirurgie cardiaque valvulaire...) en passant par les valvulopathies et les cardiomyopathies. Cette technique offre également d'importantes perspectives dans une meilleure analyse de masse, des volumes et de fraction d'éjection du ventricule gauche. La facilité d'utilisation actuelle va permettre d'étendre en routine cardiologique les applications de l'échocardiographie 3D.

## Bibliographie

- Acar P, Piéchaud JF, Bonhoeffer P, et al. Évaluation anatomique des communications inter-auriculaires de type ostium secundum par échographie tridimensionnelle. *Arch Mal Cœur* 1998; 91 : 543-50.
- Acar P, Saliba Z, Bonhoeffer P, et al. Assessment of the geometric profile of the Amplatzer and Cardioseal septal occluders by three-dimensional echocardiography. *Heart* 2001; 85 : 451-3.
- Acar Ph. L'Échocardiographie 3D temps réel – une révolution pour le clinicien. *Cardiologie Pratique* 2004; 693/694 : 4-8.
- Acar Ph. Échocardiographie 3D des cardiopathies congénitales. *L'Écho de la Filiale* 2010; 24 : 52.
- Agler D, Shiota T, Tsujino H, et al. Real-time 3D echo Doppler improves spatial localization of mitral prolapse or flail : operative validation. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13 : (abstract) : 430.
- Anayiotos AS, Smith BK, Kolda M, et al. Morphological evaluation of a regurgitant orifice by 3D echocardiography : application in the quantification of valvular regurgitation. *Ultrasound Med Biol* 1999; 25 : 209-23.
- Balestrini L, Fleishman C, Lanzoni L, et al. Real-time three-dimensional echocardiography evaluation of congenital heart disease. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13 : 171-6.
- Bauer F, Shiota T, Quin JX, et al. Measurement of left atrial and ventricular volumes in real-time 3D echocardiography. *Arch Mal Cœur Vaiss* 2001; 94 : 31-8.
- Bauer F. L'Échocardiographie 3D. *Cardiomax* 2004; 11 : 9-12.
- Belohlavek M, Foley DA, Gerber TC, et al. Three and four dimensional cardiovascular ultrasound imaging : a new era for echocardiography. *Mayo Clin Proc* 1993; 68 : 221-40.
- Belohlavek M, Foley DA, Gerber TC, et al. Three-dimensional reconstruction of color doppler jets in the human heart. *J Am Soc Echocardiogr* 1994; 7 : 553-60.

- Berrebi A. Place de l'échocardiographie peropératoire en chirurgie valvulaire. In : Échocardiographie clinique de l'adulte. Ed. Estem; 2003.
- Bicudo LS. Value of real time three-dimensional echocardiography in patients with hypertrophic cardiomyopathy : comparison with two-dimensional echocardiography and magnetic resonance imaging. *Echocardiography* 2008.
- Binder TM, Rosenhek R, Porenta G, et al. Improved assessment of mitral valve stenosis by volumetric real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2000; 36 : 1355–61.
- Brochet E, Messika-Zeitoun D, Lepage L, et al. Échocardiographie tridimensionnelle 3D en temps réel : modalités pratiques, applications cliniques potentielles. *Consensus Cardio* janvier 2008; 7–10.
- Brochet E. Échocardiographie 3D temps réel. Apport au cours des procédures interventionnelles percutanées. *L'Écho de la Filiale* 2010; 24 : 53–7.
- Brochet E, Lepage L, Messika-Zeitoun D, et al. 3D real time transoesophageal echocardiography in interventional cardiology. *Archives of Cardiovascular Diseases* 2011; 3(Suppl.) : 147–53.
- Chauvel C, Bogino E, Clerc P, et al. Usefulness of three-dimensional echocardiography for the evaluation of mitral valve prolapse : an intraoperative study. *J Heart Value Dis* 2000; 9 : 341–9.
- Cohen A, Meuleman C, Haddour N. 3D une technique très séduisante. *Cardiologie Pratique* 2010; 925/926 : 1–2.
- Corsi, et al. Volumetric quantification of global and regional left ventricular function from real-time three-dimensional echocardiographic images. *Circulation* 2005; 112(8) : 1161–70.
- De Castro S, Salandin V, Cartoni D, et al. Qualitative and quantitative evaluation of mitral valve morphology by intraoperative volume-rendered three-dimensional echocardiography. *J Heart Value Dis* 2002; 11 : 173–80.
- Dehant P, Bogino E, Chauvel C. L'Échocardiographie tridimensionnelle en l'an 2000. *Cardioscopie* 2001; 82 : 37–41.
- Diebold B. Principes de l'échocardiographie tridimensionnelle. *Consensus Cardio* Janvier 2008; 3–6.
- Diebold B. L'Échocardiogramme tridimensionnel trans-thoracique : une rupture technologique riche de promesses cliniques. *Cardioscopie* 2006; 110 : 25–9.
- Donal E. L'Écho 3D – une dimension qui va croissante. *Cardiologie Pratique* 2006; 766.
- Donal E. Que peut-on attendre de l'échocardiographie 3D? *Cardiologie Pratique* 2010; 918 : 4–5.
- Gopal AS, Keller AM, Shen Z, et al. Three dimensional echocardiography : in vitro and in vivo validation of left ventricular mass and comparison with conventional echocardiographic methods. *J Am Coll Cardiol* 1994; 24 : 504–13.
- Gopal AS, Schnellbaecher MJ, Shen Z, et al. Freehand three-dimensional echocardiography for measurement of left ventricular mass : in vivo anatomic validation using explanted human hearts. *J Am Coll Cardiol* 1997; 30 : 802–10.
- Hagège A, Mirochnik N, Messas E, et al. L'Échocardiographie tridimensionnelle : utopie ou outil d'avenir? *Sang Thrombose Vaisseaux* 1997; 9(2) : 99–106.
- Hagege A. Échographie tridimensionnelle. *Imagerie Médicale Cœur* 1998.
- Hagege A, Mirochnik N, Guerot C. Reconstructions tridimensionnelles des structures cardiaques par échocardiographie. *Cardinale*; 1998, tome X, 9. P. 10–3.
- Hagege A. Approches tridimensionnelles en échocardiographie. *Cardiologie Pratique* 2000; 526 : 10.
- Hagege A. Échocardiographie tridimensionnelle. Avancées techniques. *Cardiologie Pratique* 2001; 578 : 2–3.
- Hagege A, Mirochnik N. Échocardiographie tridimensionnelle. In : Échocardiographie clinique de l'adulte. Ed. Estem; 2003. p. 125–35.
- Hagege A. Échocardiographie 3D temps réel. *La Lettre du Cardiologue* 2004; 373 : 27–30.
- Handke M, Schafer DN, Heinrichs G, et al. Quantitative assessment of aortic stenosis by three-dimensional anyplane and three-dimensional volume-rendered echocardiography. *Echocardiography* 2002; 19 : 45–53.
- Juliard JM, Aubry A, Brochet E. Échocardiographie transœsophagienne et fermeture des défauts de la cloison interauriculaire. *Consensus Cardio* Janvier 2008; 13.
- Kahlert P, Plicht B, Schenk IM, et al. Direct assessment of size and shape of noncircular vena contracta area in functional versus organic mitral regurgitation using real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2008; 21 : 912–21.
- Kaplan SR, Basheim G, Sheehan FH, et al. Three-dimensional echocardiographic assessment of annular shape changes in the normal and regurgitant mitral valve. *Am Heart J* 2000; 139 : 378–87.
- Kasprzak JD, Nosir YFM, Roelant JRTC. Trojwymiarowa rekonstrukcja obrazow echokardiograficznych : potencjal kliniczny i doswiadczenia wstepne. *Kardiologia Pol* 1997; 46 : 515.
- Kasprzak JD, Lipiec P, Drozd J. Echokardiografia trojwymiarowa. In : *Echokardiografia*. Ed. Via. Medica; 2005. p. 76–81.
- Lafitte S, Roudaut R. Échocardiographie tridimensionnelle : bases techniques et applications cliniques. *La Lettre du Cardiologue* 2005; 382 : 25–9.
- Lee D, Fuisz AR, Fan PH, et al. Real-time three-dimensional echocardiographic evaluation of left ventricular volume : correlation with magnetic resonance imaging. A validation study. *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14 : 1001–9.

- Levine RA, Handschumacher MD, Sanfilippo AJ, et al. Three-dimensional echocardiographic reconstruction of the mitral valve with implications for the diagnosis of mitral valve prolapse. *Circulation* 1989; 80 : 589-98.
- Levy F, Lafitte S, Brochet E. Mémento d'échographie tridimensionnelle. *Cardiologie Pratique* Takeda, Philips, 2007.
- Levy F. Comment explorer la valve mitrale en échocardiographie transœsophagienne tridimensionnelle temps réel? *L'Écho de la Filiale* 2010; 24 : 11-7.
- Liodakis E, Al Sharef O, Dawson D, Nihoyannopoulos P. The use of real-time three-dimensional echocardiography for assessing mechanical synchronicity. *Heart* 2009; 95 : 1865-71.
- Lipiec P, Drozd J, Kasprzak JD. Echokardiografia trojwymiarowa. In : *Echokardiografia praktyczna*. Ed. Medycyna Praktyczna-Astra Zeneca, tome I; 15; 2004. p. 189-97.
- Malerque MC, Brochet E. L'ETO 3D temps réel. *Écho Cardiographie* 2009; 19 : 5-7.
- Maribas Ph. Qu'attendre réellement de l'échocardiographie tridimensionnelle? *Consensus Cardio* 2011; 69 : .
- Marsan NA, Westenberg JJM, Ypenburg C, et al. Quantification of functional mitral regurgitation by real-time 3D echocardiography. Comparison with 3D velocity-encoded cardiac magnetic resonance. *J Am Coll Cardiol* 2009; 2 : 1245-52.
- Messika-Zeitoun D, et al. Three-dimensional evaluation of the mitral valve area and commissural opening before and after percutaneous mitral commissurotomy in patients with mitral stenosis. *Eur Heart J* 2007; 28 : 72-9.
- Mirochnik N, Hagege A. Échocardiographie tridimensionnelle : principes possibilités, applications cliniques. *Arch Mal Cœur pratique* 1998; 73 : 19-20.
- Mor-Avi V, et al. Fast measurement of left ventricular mass with real-time three-dimensional echocardiography : comparison with magnetic resonance imaging. *Circulation* 2004; 110(13) : 1814-8.
- Mor-Avi V, Sugeng L, Lang R. Real-time three-dimensional echocardiography. An integral component of the routine echocardiographic examination in adults patients? *Circulation* 2009; 119 : 314-29.
- Nanda N, Hsiung MC, Miller AP, Hage FG. *Live / real 3D Echocardiography*. Wiley-Blackwell; 2010.
- Osama II, Soliman M. Quantification of left ventricular systolic dyssynchrony by real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2009; 22 : 232-9.
- Ota T, Kisslo J, Von Ramm OT, et al. Real-time volumetric echocardiography : usefulness of volumetric scanning for the assessment of cardiac volume and function. *Am J Cardiol* 2001; 37 : 93-101.
- Pandian NG, Roelandt J, Nanda NC, et al. Dynamic three-dimensional echocardiography : methods and clinical potential. *Écho Cardiographie* 1994; 11 : 237-59.
- Quin JX, Jones M, Shiota T, et al. New digital measurement methods for left ventricular volume using real-time three-dimensional echocardiography : comparison with electromagnetic flow method and magnetic resonance imaging. *Eur J Echocardiogr* 2000; 1 : 96-104.
- Reant P, Lafitte S, Roudaut R. L'ETO 3D frappe à la porte. *Cardiologie Pratique* 2008; 832 : 12-4.
- Roelandt JRCT., Ten-Cate FJ, Vletter WB, et al. Ultrasonic dynamic three-dimensional visualisation of the heart with a multiplane transoesophageal imaging transducer. *J Am Soc Echocardiogr* 1994; 7 : 217-29.
- Roelandt JRCT. Three-dimensional echocardiography : new views from old windows. *Br Heart J* 1995; 74 : 4-6.
- Roelandt JRCT., Yao J, Kasprzak JD. Three-dimensional echocardiography. *Curr Opin Cardiol* 1998; 13 : 386.
- Salustri A, Roelandt JRCT. Three-dimensional reconstruction of the heart with rotational acquisition : methods and clinical applications. *Br Heart J* 1995; 473 (Suppl. 2) : 10-5.
- Salustri A, Becker AE, Van Herwerden L, et al. Three-dimensional echocardiography of normal and pathologic mitral valve : a comparison with two-dimensional transoesophageal echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27 : 1502-10.
- Scheuble C. L'Échocardiographie tridimensionnelle temps réel. *Cardiologie Pratique* 2006; 753 : 2-4.
- Schmidt MA, Ohazama CJ, Agyeman KO, et al. Real-time three-dimensional echocardiography for measurement of left ventricular volumes. *Am J Cardiol* 1999; 84 : 1434-9.
- Sitges M, Jones M, Shiota T, et al. Real-time three-dimensional color Doppler evaluation of the flow convergence zone for quantification of mitral regurgitation : Validation experimental animal study and initial clinical experience. *J Am Soc Echocardiogr* 2003; 16 : 38-45.
- Sportouch C. Analyse du SIA et recherche d'un FOP. *L'Écho de la Filiale* 2010; 24 : 7-10.
- Sugeng L, et al. Real-time three-dimensional transoesophageal echocardiography in valve disease : comparison with surgical findings and evaluation of prosthetic valves. *J Am Soc Echocardiogr* 2008; 21 : 1347-54.
- Sun JP, Merlini J, Felner J. *Practical Handbook of Echocardiography*. Wiley-Blackwel; 2010.
- Thébault Ch, Bernard A, Leclercq C, et al. Échocardiographie 3D temps réel : une nouvelle technique dans l'évaluation de l'asynchronisme mécanique ventriculaire gauche. *L'Écho de la Filiale* 2010; 24 : 48.
- Touche T. L'Échocardiographie tridimensionnelle temps réel des valvulopathies. *L'Écho de la Filiale* 2010; 24 : 58-60.

- Vahanian A, Himbert D, Brochet E. Utilisation de l'ETO en 3D et interventions valvulaires percutanées. *Consensus Cardio* Janvier 2008 ; 11-2.
- Wang X, Deng Y, Nanda N, et al. Live 3D echocardiography : imaging principles and clinical application. *Echocardiography* 2003 ; 20(7) : 593-7.
- Xie T, Abreo M, Ahmad M. Real-time 3D dobutamine stress echocardiography in quantitative assessment of ischaemia. *Eur Heart J* 1999 ; (abstact) : 1600.
- Yao J, Kasprzak JD, Nosir YE, et al. Appropriate three-dimensional echocardiography data acquisition interval for left ventricular volume quantification : implications for clinical application. *J Am Soc Echocardiogr* 1999 ; 12 : 1053-7.
- Zamorano J, et al. Real-time three-dimensionnal echocardiography for rheumatic mitral valve stenosis evaluation. An accurate and novel approach. *J Am Coll Cardiol* 2004 ; 43 : 2091-6.
- Ziani AB, et al. Assessment of proximal isovelocity surface area (PISA) shape using three-dimensional echocardiography in a paediatric population with mitral regurgitation or ventricular shunt. *Arch Cardiovasc Dis* 2009 ; 102 : 185-91.

## Introduction

Plusieurs techniques permettant la visualisation des artères coronaires sont actuellement disponibles en cardiologie :

- la coronarographie, examen clé dans la prise en charge du syndrome coronaire aigu;
- la coroscanner;
- l'imagerie par résonance magnétique;
- la tomographie par cohérence optique (OCT);
- l'angioscopie coronaire;
- l'échographie endocoronaire.

Chacune de ces techniques présentent des avantages et des inconvénients.

Les limites évidentes de la coronarographie et du scanner coronaire ont contribué au développement des techniques parallèles comme l'échographie endocoronaire (examen morphologique) et le Doppler intracoronaire (examen fonctionnel).

Ces techniques ultrasonores invasives car nécessitant un cathétérisme coronaire sont utilisées en pratique clinique et en recherche.

Elles ont pour buts de :

- visualiser les rétrécissements artériels coronaires et les plaques d'athérome;
- caractériser la sévérité des sténoses coronaires;
- quantifier les territoires de perfusion des artères coronaires;
- mesurer la réserve du flux sanguin coronaire.

Enfin, plusieurs recherches prometteuses sont en cours en vue d'applications thérapeutiques de ces techniques ultrasonores intracoronaires.

## Méthodologie

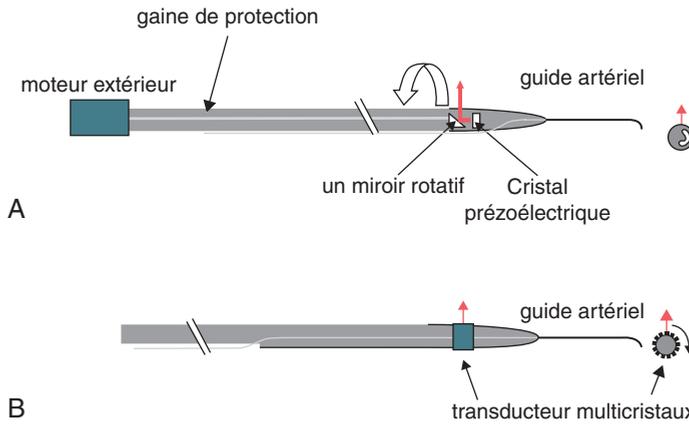
Pratiquement, l'échographie et le Doppler endocoronaires sont réalisables lors du cathétérisme artériel coronaire. Le développement des techniques acoustiques et informatiques a permis la création des sondes échographiques miniaturisées, susceptibles d'analyser *in vivo* la lumière vasculaire et la paroi artérielle coronaire (échographie endocoronaire) ainsi que le flux coronaire (Doppler intracoronaire).

## Échographie endocoronaire

L'échographie endocoronaire ou IVUS (Intra Vascular Ultra Sound) est réalisée au décours d'une coronarographie à l'aide d'une sonde d'échographie miniaturisée dont le diamètre varie entre 0,87 et 1,17 mm.

Il existe deux systèmes de cathéter d'échographie (figure 12.1) :

- un système mécanique permettant la rotation d'un transducteur distal ou d'un miroir acoustique, afin d'obtenir un plan de coupe vasculaire en temps réel. Le cathéter d'échographie est positionné dans l'artère coronaire à l'aide d'un système de guide artériel;



**Figure 12.1. Deux systèmes de sondes d'échographie endocoronaire.**

a. Système mécanique : un cristal piézoélectrique fixe est placé à l'extrémité distale de la sonde introduite à l'intérieur d'une gaine de protection et positionnée dans l'artère coronaire à l'aide d'un guide artériel. Le coup émis par le cristal est dirigé vers un miroir acoustique rotatif (animé par un moteur extérieur) réfléchissant des ultrasons et créant une image plane de l'artère.

b. Système électronique : un transducteur multicristaux disposés côte à côte de l'extrémité distale de la sonde introduite dans l'artère coronaire à l'aide d'un guide coaxial. Le balayage électronique des différents cristaux permet l'acquisition d'une image circulaire de l'artère en temps réel.

Source : A. Gackowski, *Echokardigrafia Praktyczna, Medycyna Praktyczna, tome I, 21, 2004.*

- Un système électrique utilisant un transducteur composé de 64 cristaux polymériques disposés sur la circonférence de l'extrémité distale d'un cathéter. La lumière centrale du cathéter permet le passage coaxial d'un guide d'angioplastie. La fréquence émettrice utilisée va de 20 à 40 MHz. Ce procédé électronique permet d'obtenir en temps réel des images artérielles circulaires (coupes d'une section de vaisseau) sur 360°, sans rotation du transducteur.
- les complications de l'échographie endocoronaire sont rares (2,9%) incluant le spasme coronaire (le plus souvent), la dissection, la thrombose et une occlusion aiguë.

Actuellement, les systèmes compacts d'IVUS rotatif à haute fréquence ou à déphasage, raccordés aux consoles d'IVUS fonctionnant comme un appareil d'échographie sont proposés par les fabricants (Boston Scientific ou Volcano) (figure 12.2).

En pratique :

- l'utilisation des sondes électroniques s'impose en pratique clinique ;
- les sondes à usage unique sont disponibles sur le marché ;
- la durée de l'examen est brève, n'excédant pas quelques minutes ;
- le retrait de la sonde peut se faire de façon manuelle ou automatique (retrait motorisé permettant de réaliser une série d'images) ;
- les images générées sont analysables en temps réel et peuvent être stockées sur un support informatique en vue d'une analyse ultérieure ;
- les mesures multiples sont possibles : surfaces (du vaisseau, de la lumière interne...), volume de l'athérome, longueur (de la lésion ou du stent) surface intrastent... ;

## Doppler intracoronaire

Le doppler intracoronaire est une technique relativement nouvelle qui se développe progressivement grâce aux progrès technologiques incessants du matériel de cathétérisme artériel et d'ultrasonographie.

Initialement, l'examen du flux Doppler par voie intracoronaire a été réalisé grâce à l'utilisation d'un cathéter artériel classique muni d'une sonde Doppler consistant en un cristal piézoélectrique de 20 MHz et reliée à un appareil externe de vélocimétrie Doppler. Depuis, des modifications technologiques ont permis la miniaturisation du matériel et l'obtention d'un guide Doppler spécifique très fin facilitant le cathétérisme sélectif des artères coronaires et le franchissement des sténoses. Enfin,



**Figure 12.2.** Échographie endocoronaire réalisée en salle de cathétérisme (A). Schéma d'une microsonde coronaire (B), console d'échographiel IVUS de Boston Scientific (C). Exemple d'un examen coronarographique et échographique d'une artère coronaire normale (D).

Source : N. Dagher et coll, Apport de l'échographie endocoronaire en salle de cathétérisme, Euro-Pharmat, Centre Hospitalier du Pays d'Aix 2010.

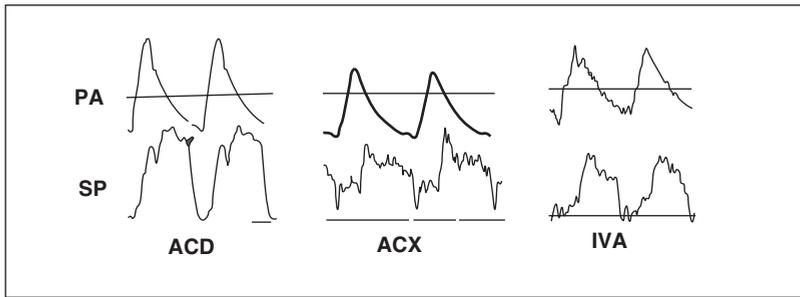
la sonde Doppler peut être incorporée au cathéter d'angioplastie permettant une vélocimétrie au cours d'une procédure de revascularisation.

Le transducteur ultrasonore monté à l'extrémité du cathéter Doppler permet l'acquisition du signal Doppler intracoronaire sous forme :

- d'un signal sonore;

- d'un signal phasique de morphologie différente suivant l'artère coronaire exploitée (figure 12.3).

En effet, le rapport normal : signal systolique sur signal diastolique est de  $0,17 \pm 0,05$  pour l'artère interventriculaire antérieure, alors qu'il est de  $0,67 \pm 0,11$  pour l'artère coronaire droite. La vélocité protosystolique est nulle.



**Figure 12.3.** Morphologie du signal phasique (SP) enregistré en Doppler intracoronaire dans l'artère coronaire droite (ACD), artère circonflexe (ACX) et artère interventriculaire antérieure (IVA). Courbes de pression aortique (PA) simultanées.

Source : R. Koning et coll., *La Lettre du cardiologue*, n°103, 1988.

## Intérêt clinique

Les renseignements fournis par échographie et Doppler endocoronaires sont nombreux et utiles cliniquement.

## Application de l'échographie endocoronaire

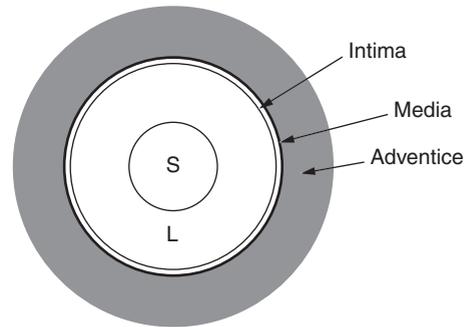
L'échographie endocoronaire donne des informations sur l'aspect morphologique et dynamique de l'artère coronaire normale (saine) et pathologique (athéroscléreuse).

### Artère coronaire normale

À l'échographie l'artère coronaire normale présente un aspect circulaire et lisse. La paroi artérielle saine est composée du centre vers la périphérie de trois couches d'aspect échographique différent (figures 12.4 et 12.5) :

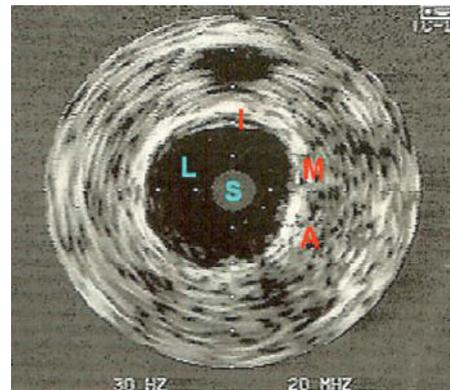
- l'intima : zone interne, fine (0,2-0,3 mm) et échogène;
- la média : zone sous-jacente, non échogène et fine (0,2 mm) donnant une image échographique de « bande noire »;
- l'adventice : zone externe, très échogène, épaisse et brillante, mal différenciée des tissus périadventiciels.

La distensibilité d'une artère coronaire normale est > 10 % (diamètre diastolique – diamètre systolique/diamètre diastolique).



**Figure 12.4.** Représentation schématique de la section de l'artère coronaire normale en échographie intracoronaire.

Sonde ultrasonore (S) vue dans la lumière (L) de l'artère coronaire. Trois couches de la paroi artérielle identifiables : l'intima, la média et l'adventice.



**Figure 12.5.** Échographie endocoronaire.

Coupe d'une section de l'artère coronaire normale. (S : Sonde; L : Lumière artérielle, I : intima; M; Média, A : Adventice).

Source : S. Makowski, *Échographie endocoronaire : actualités et perspectives. Réalités Cardiologiques*, 23 : 8-14, 1992.

## Artère coronaire pathologique

La lumière d'une artère pathologique (athéromateuse) est irrégulière. L'intima est plus échogène et s'épaissit progressivement. La média d'aspect anéchogène devient également, anormalement épaisse.

En effet, l'artère lésée devient moins distensible, moins compliant.

Schématiquement, on peut définir trois types d'athérome d'aspect échographique différent :

- l'athérome « mou » qui se présente sous forme d'échos stratifiés, ou intenses, plus ou moins homogènes. Des zones non échogènes à l'intérieur de la plaque d'athérome suggèrent la présence de dépôts lipidiques ou des zones nécrotiques sans « cône d'ombre » postérieur ;
- l'athérome « dur » qui revêt l'aspect d'échos denses et uniformes. La présence des îlots calciques au sein de la plaque se manifeste par des échos très denses et brillants (aspect hyperéchogène) responsables du phénomène du « cône d'ombre » ;
- l'athérome mixte qui correspond à une combinaison de ces deux formes en proportion plus ou moins équivalente.

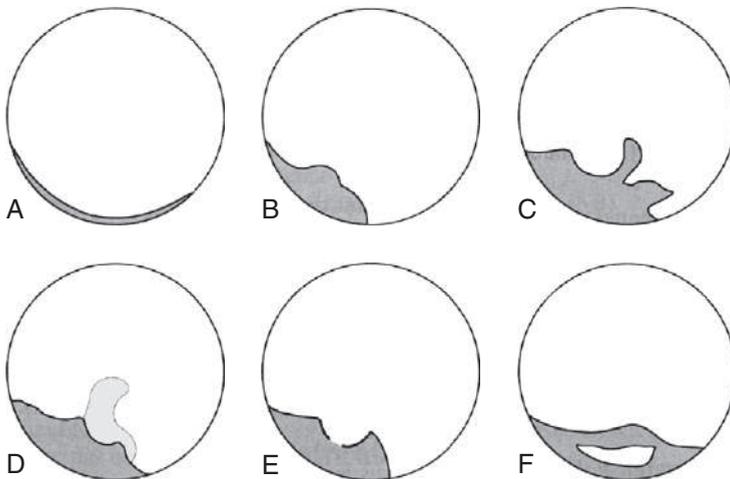
Les différentes formes morphologiques des lésions coronaires athéromateuses sont illustrées dans la [figure 12.6](#).

En pratique, l'intérêt clinique de l'échographie endocoronaire réside :

- dans la visualisation et la quantification de la plaque d'athérome ([figure 12.7](#))

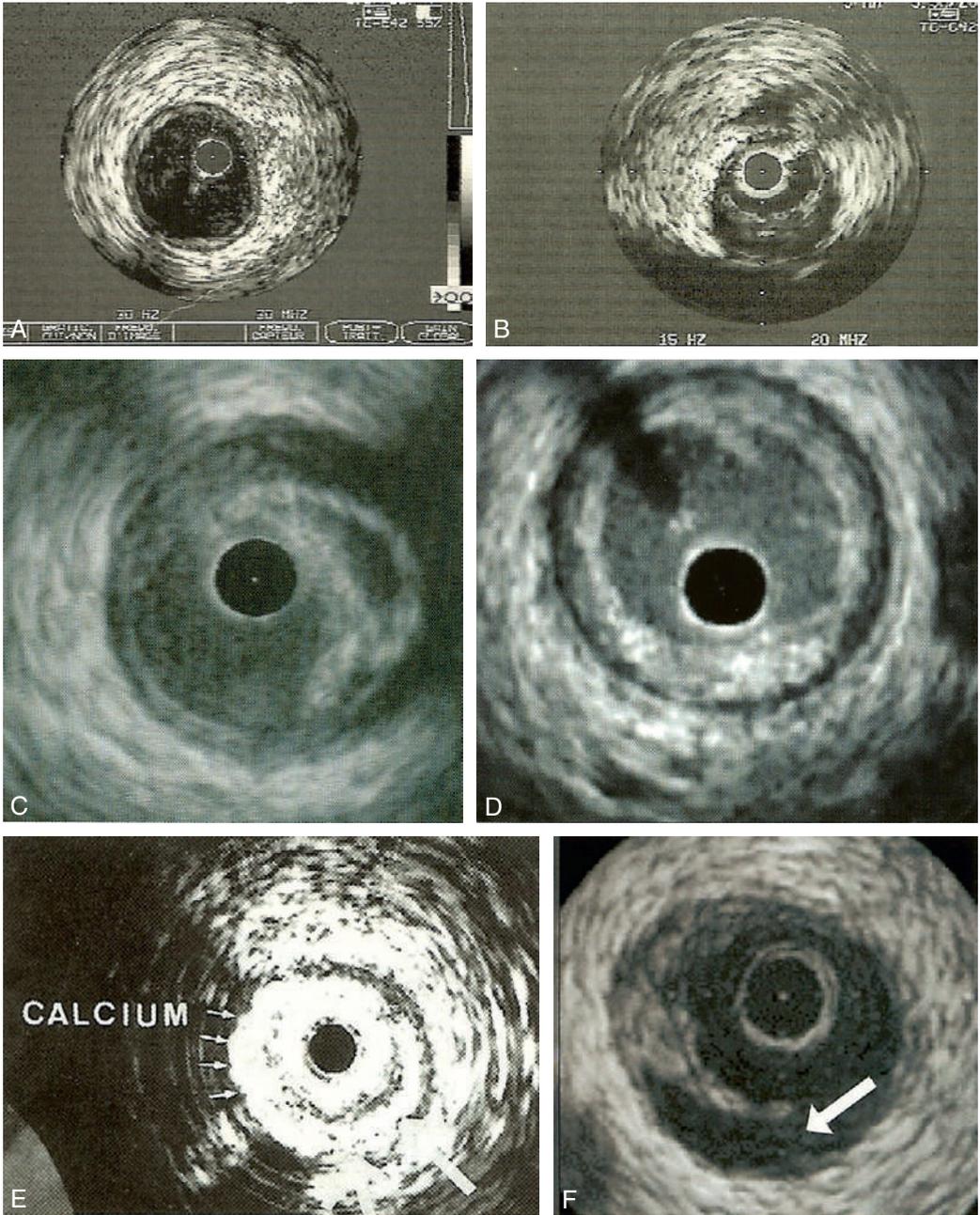
En produisant des images circonférentielles de la paroi artérielle, en temps réel, l'échographie endocoronaire permet de :

- mesurer le diamètre de la lumière artérielle ;
- mesurer l'épaisseur et la longueur (ou du volume) de la plaque d'athérome ([figure 12.8](#)) ;
- déterminer le caractère concentrique ou excentrique de la plaque (remodelage artériel) ;
- apprécier qualitativement les différents composants de la plaque (lipide, fibrose, calcaire) ;
- diagnostiquer des plaques d'athérome complexes dites « vulnérables » ou instables ;
- dépister un thrombus attaché à la plaque ou à la paroi artérielle (thrombus intraluminal) ;
- détecter la dissection de la paroi artérielle ;
- préciser les relations de la sténose coronaire athéromateuse avec les branches associées.



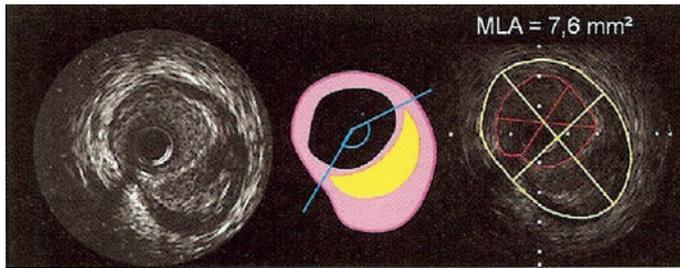
**Figure 12.6.** Formes morphologiques des lésions coronaires athéromateuses.

- Épaississement isolé régulier de l'intima.
- Plaque athéromateuse simple, homogène lisse.
- Plaque anfractueuse, hétérogène pédiculée avec des dépôts lipidiques.
- Plaque compliquée d'un thrombus surajouté.
- Plaque ulcérée compliquée d'une rupture intimale.
- Hématome formé dans la plaque.



**Figure 12.7.** Images pathologiques de l'artère coronaire en échographie endo-coronaire.

- a. Hypertrophie intimale modérée concentrique.
- b. Plaque lipidique hypo-échogène en croissant réduisant la lumière artérielle.
- c. Importante plaque fibro-lipidique encapsulée.
- d. Plaque lipidique excentrée rompue au niveau de la capsule fibreuse.
- e. Plaque calcifiée concentrique hyper-échogène entraînant une sténose coronaire serrée.
- f. Rupture intracoronaire de la plaque athéromateuse



**Figure 12.8.** Analyse quantitative de la plaque athéromateuse en IVUS : chape fibreuse fine, forte composante lipidique, remodelage positif, surface de plaque/surface totale de l'artère > 40 %, extension de la plaque < 2 quadrants, surface luminale = 7,6 mm<sup>2</sup>.

Source : P. Motreff. *Consensus Cardio*, 2011.

Ainsi, l'échographie endocoronaire apporte des informations sur la composition, l'importance et la mobilité de la plaque athéromateuse artérielle. La coronarographie ne donne qu'une image de contour de la paroi artérielle. En plus, l'importance de la plaque d'athérome est sous-estimée par la coronarographie, en particulier à la phase précoce de la maladie athéromateuse. Le développement de la plaque se fait d'abord de façon excentrique sans diminuer la lumière vasculaire. Le segment artériel paraît normal tant que la plaque occupe moins de 40 % de la circonférence de la limitante élastique interne.

L'angioscopie coronaire par fibres optiques permet d'explorer le contenu de la lumière artérielle et d'obtenir des images de surface de la paroi, sans information sur ses composants.

L'échographie endocoronaire autorise l'évaluation directe de la lésion athéromateuse. Cependant, il est difficile de différencier à l'échographie le thrombus de l'athérome mou. La brillance est équivalente, mais l'aspect du thrombus est plutôt granulé, appendu en « grelot » mobile à la paroi artérielle (figure 12.9). La dissection artérielle est responsable d'un vide échographique entre la plaque et l'intima ou la média ;

- la détection de la plaque d'athérome à un stade plus précoce avant l'apparition de symptômes ;
- l'évaluation fonctionnelle des lésions d'athérothrombus coronaire stables.

Ainsi, l'échographie endocoronaire en complément d'autres examens (épreuve d'effort, EDS, scintigraphie, IRM, ...) permet de légitimer une revascularisation chez les patients stables à faible risque ou asymptomatiques, (cas litigieux).

- le diagnostic des sténoses coronaires angiographiquement intermédiaires lorsqu'il existe une ischémie documentée. De même, l'échographie endocoronaire peut être utile dans le cas d'une lésion angiographiquement ambiguë ou inhabituelle ;
- le choix de la stratégie thérapeutique s'il existe un doute angiographique sur la sévérité et la nature d'une lésion résiduelle (dissection localisée, thrombus, fracture de plaque...);
- la confirmation de l'intégralité endovasculaire dans un syndrome coronaire aigu surtout en cas d'un doute angiographique ;
- l'évaluation pronostique du devenir de la sténose coronaire ;
- l'aide dans les procédures coronaires interventionnelles.

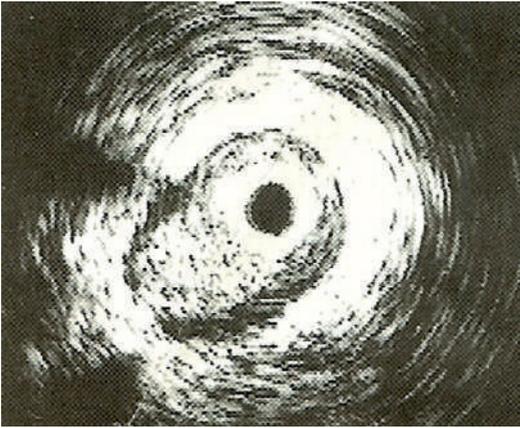
L'échographie endocoronaire est utile lors des procédures de cardiologie interventionnelle (angioplastie par ballonnet, prothèses endovasculaires).

Elle permet de :

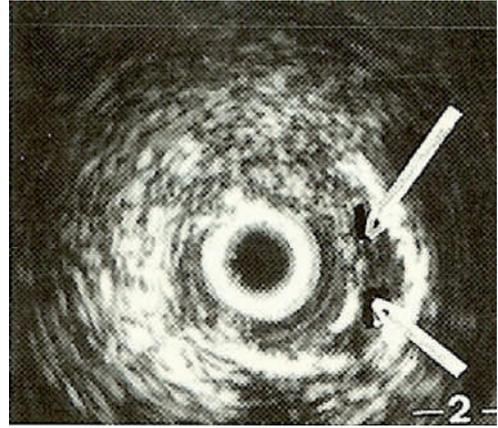
- optimiser et mieux adapter les résultats de la revascularisation à chaque technique (ballon, stent...).

L'échographie endocoronaire peut orienter le choix du ballon et de la taille du stent la plus appropriée ;

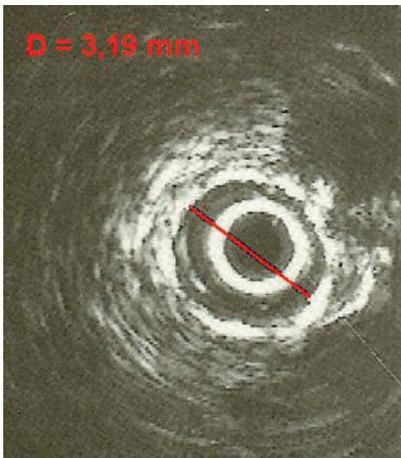
- prédire l'évolution immédiate (dissection, occlusion) et à long terme (resténose) de la procédure de revascularisation choisie en fonction de la morphologie et de la composition de la plaque d'athérome ;
- guider les procédures d'angioplasties complexes, en particulier pour les sténoses du tronc coronaire ou de certaines bifurcations ;



**Figure 12.9.** Thrombus intracoronaire appendu en « grelot » à la paroi artérielle visualisé en échographie endocoronaire.



**Figure 12.11.** Dissection de la plaque coronaire calcifiée après procédure de dilatation identifiée en échographie « endocoronaire (flèches).



**Figure 12.10.** Image normale du stent en échographie endocoronaire. Diamètre du stent = 3,19 mm.

- mesurer précisément le diamètre artériel et la longueur du segment atteint en préstenting;
- vérifier l'expansion correcte (ouverture concentrique et homogène) de l'endoprothèse implantée, sur toute sa longueur (figure 12.10);
- diagnostiquer d'éventuelles complications de la procédure de revascularisation (dissection artérielle, thrombose, mal apposition du stent, ...) (figures 12.11 et 12.12);

En fait, la malposition du stent est un puissant facteur de thrombose et de resténose intrastent.

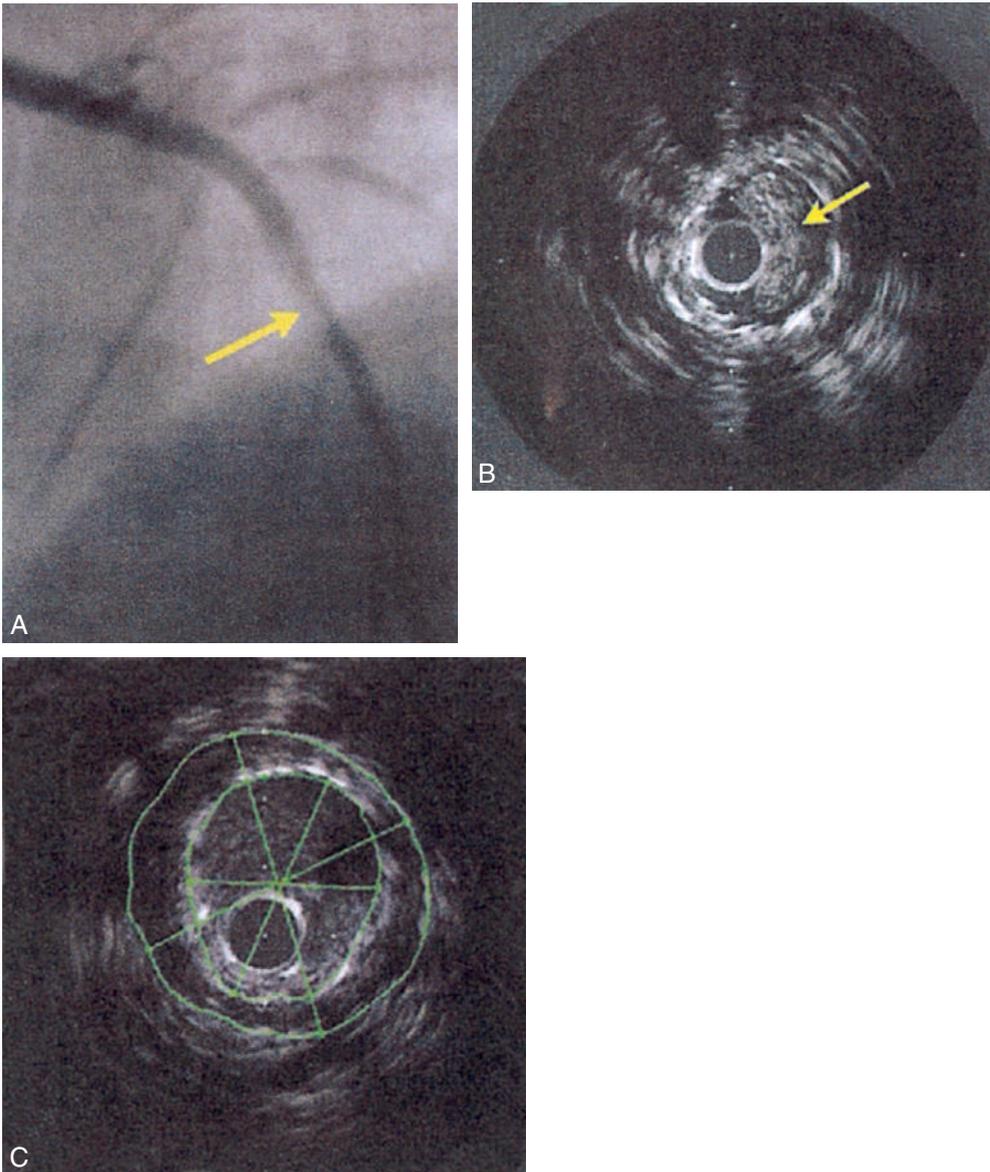
- détecter le mécanisme de la resténose post-interventionnelle (retour élastique de la prothèse, mauvaise apposition du stent, discontinuité dans le stent, traumatisme aux berges du stent, constriction du vaisseau, hyperplasie endoluminale, ...) (figure 12.13).

Un contrôle systématique par échographie endocoronaire d'implantation d'un stent actif peut être envisagé. Cette surveillance permettra de diminuer le taux de thrombose intrastent et d'adopter un traitement approprié en cas de diagnostic positif.

### Applications potentielles

D'autres applications de l'échographie endovasculaire sont possibles :

- l'étude de la vasomotricité coronaire lors d'études pharmacologiques ou de tests de provocation en cas d'angor à coronaires saines;
- l'utilisation « thérapeutique » de l'échographie endocoronaire :
  - visualisation d'une stabilisation ou d'une régression de la plaque d'athérome sous traitement médicamenteux (statines...);
  - suivi de l'évolution des plaques compliquées ou des thrombi après traitement antithrombotique;
- la détection du rejet chronique chez un transplanté cardiaque.



**Figure 12.12.** Thrombose subaigüe du stent coronaire objectivée en coronarographie (A) et en échographie endocoronaire (B). On note une nette sous-expansion du stent sans mal apposition. Le contrôle échographique après la post-dilatation du stent indique une expansion satisfaisante du stent (C).

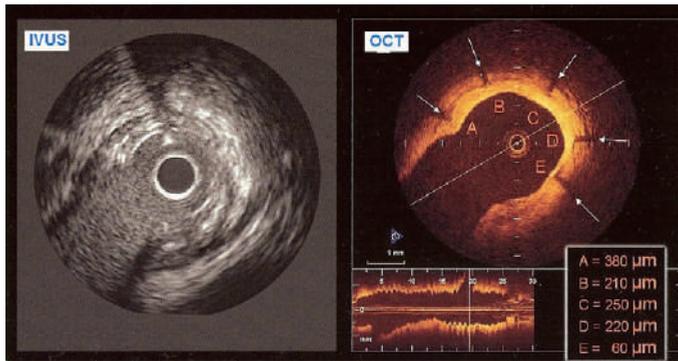
Source : Q. S. Champin et coll., *Coronaires*, n° 20, 2009.

Ce rejet est dû à la prolifération et au développement d'athérosclérose au niveau du greffon. L'échographie endocoronaire permet de visualiser l'hyperplasie intimale et la lésion athéromateuse à un stade précoce du rejet cardiaque.

- l'étude de l'anastomose des pontages aorto-coronaires.

Le contrôle échographique peropératoire permet d'évaluer la qualité et la congruence entre le calibre du greffon et la taille de l'anastomose.

- l'exploration des vaisseaux pulmonaires (artère pulmonaire avec ses branches).



**Figure 12.13.**

Images comparatives de l'artère coronaire en post-stenting : échographie (IVUS) et tomographie (OCT). La néoprolifération circulaire intima est quantifiée maille par maille en OCT.

Source : P. Motreff, *Coronaires*, 2008.

L'échographie endovasculaire peut aider dans la détection d'une embolie pulmonaire et l'évaluation de son extension.

Elle est également capable d'apporter des renseignements anatomiques et dynamiques dans les hypertensions artérielles pulmonaires primitives (hypertrophie de la paroi vasculaire, diminution de la pulsatilité artérielle).

### Applications du Doppler intracoronaire

Le Doppler intracoronaire représente une nouvelle approche efficace dans l'évaluation du flux coronaire en aval des sténoses et de mesurer plusieurs paramètres comme la vitesse sanguine, le débit sanguin ou la réserve coronaire. La réserve coronaire est certainement le paramètre le plus intéressant dans la pratique clinique. Elle traduit la potentialité que garde la microcirculation myocardique en aval de la sténose à se dilater. La réserve coronaire d'une artère coronaire normale est entre 2,5 et 5,0 (figure 12.14).

En pratique, les applications cliniques principales du Doppler intracoronaire sont :

- une étude sélective du flux coronaire régional (normal ou perturbé).

En fait, l'avantage essentiel du Doppler intracoronaire réside dans sa capacité de détecter les modifications instantanées du flux coronaire.

En présence d'une sténose coronaire serrée, les vitesses enregistrées dans la partie post-sténotique sont faibles, voire nulles. Ceci est lié à la diminution du flux à travers la sténose. La morphologie du

signal d'un segment post-sténotique se caractérise par une composante systolique prédominante ;

- une étude de la réserve coronaire reflétant le retentissement fonctionnel d'une sténose coronaire.

L'ischémie myocardique provoquée par la sténose entraîne une nette diminution de la réserve coronaire (< 2,5).

Cependant, le flux intracoronaire de repos ne diminue qu'à partir d'un diamètre sténosé excédant 83 %. En revanche, l'hyperémie réactionnelle maximale commence à décroître le flux coronaire à partir de 30 % de diamètre sténosé.

La détermination de la réserve coronaire implique donc l'induction d'une hyperémie réactionnelle maximale. Celle-ci peut être induite par :

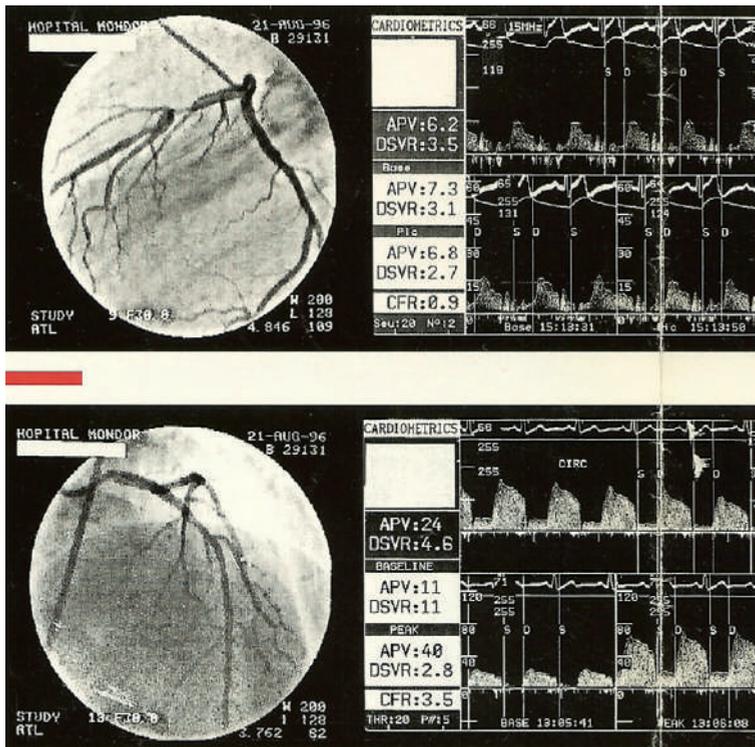
- injection de produit de contraste engendrant une hyperémie brève (3 à 5 secondes) ;
- occlusion transitoire du vaisseau ou injection de substance pharmacologique.

Dans ce cas, l'ischémie entraîne une vasodilatation importante du lit coronaire. La reperfusion est marquée par une hyperémie durable qui régresse en une minute. Ceci s'observe en cours d'angioplastie ;

- une étude des procédures interventionnelles.

Dans le cadre de l'angioplastie coronaire, la mesure de la réserve coronaire permet de :

- guider la procédure ;
- rationaliser la décision d'implantation d'une endoprothèse ;



**Figure 12.14.** Étude de la réserve coronaire (RC) en Doppler intracoronaire.

En haut : avant angioplastie : RC = 0,9

En bas : après angioplastie : RC = 3,5

Source : P. Dupouy, BMS 1996.

- évaluer le succès fonctionnel de l'angioplastie,
- la mesure de la réserve coronaire en post-infarctus permettant d'évaluer la viabilité myocardique;
- l'évaluation du retentissement fonctionnel d'une sténose coronaire intermédiaire;
- l'aide à la décision thérapeutique chez les porteurs d'une sténose coronaire angiographiquement ambiguë;
- l'appréciation de l'efficacité du geste thérapeutique de revascularisation coronaire.

En résumé, le Doppler intracoronaire permet :

- une meilleure compréhension de l'hémodynamique coronaire normale et pathologique;
- une évaluation du retentissement fonctionnel d'une sténose coronaire;
- une appréciation des effets de thérapeutique médicamenteuse ou de revascularisation.

## Perspectives

Les développements futurs de l'échographie endocoronaire sont :

- la miniaturisation du cathéter d'échographie permettant d'élargir les indications à de plus petites artères;
- la mise au point d'un cathéter d'angioplastie contenant le transducteur (cathéter combiné) qui permettra d'obtenir des images de la lésion coronaire avant, pendant et après la dilatation (mise du stent).

Ainsi, l'échographie endocoronaire pourrait faire partie intégrante du geste d'angioplastie;

- l'évolution de la sonde d'échographie endocoronaire classique vers une reconstruction tridimensionnelle (3D) endocoronaire des images.

Cette reconstruction endovasculaire 3D vise notamment à résoudre le problème de la représentation spatiale des lésions athéromateuses. Elle est susceptible de mieux décrire et quantifier les sténoses coronaires;

- l'application d'une technique novatrice appelée l'histologie virtuelle (Virtual Histology, VH) visant spécifiquement la détection du contenu tissulaire de la plaque à partir de l'échographie endovasculaire.

En réalité, l'échographie endocoronaire permet une analyse morphologique de plaques, mais avec certaines limites. En effet, par rapport à l'histologie, elle perd en spécificité (88 %) pour les plaques calcifiées, en sensibilité pour les plaques fibreuses (66 %) et riches en lipides (70 %). La technique d'histologie virtuelle prétend réaliser ainsi une véritable analyse histologique in vivo, en distinguant quatre composants de la plaque : les calcifications, la fibrose dense, le tissu fibro-lipidique et le tissu nécrotique. Elle est fondée sur une analyse particulière du signal écho-réfléchi à partir de la plaque d'athérome : analyse par ondelettes du signal de radiofréquence (RF) (figure 12.15).

Les images paramétriques (colorées) reflètent la caractérisation et la composition d'une plaque

athéromateuse. Ainsi, les composants de la plaque d'athérome codés selon des couleurs permettent d'identifier les zones :

- lipidiques (en rouge);
- fibreuses (en vert);
- calcifiées (en blanc).

En effet, la technique d'histologie virtuelle est susceptible d'accroître la précision diagnostique de la plaque athéromateuse.

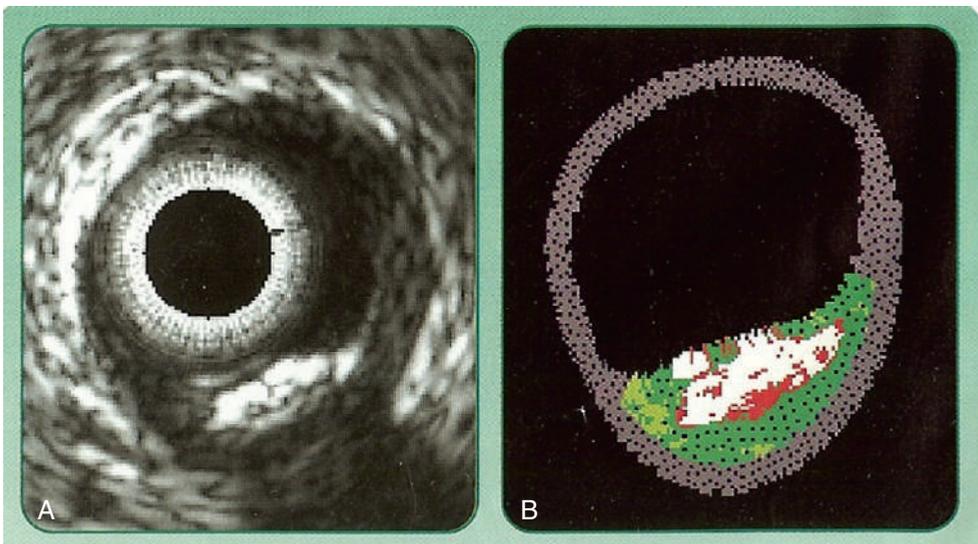
## Conclusions

L'utilisation intracoronaire des ultrasons constitue un outil diagnostique novateur et performant en pratique clinique et un domaine de recherche passionnant.

L'échographie endocoronaire apparaît comme un complément direct et bénéfique de l'évaluation angiographique du réseau coronaire. Elle reste malgré tout une procédure interventionnelle.

Réalisée à l'aide de capteur miniaturisé, elle permet :

- la réalisation des coupes tomographiques de la paroi artérielle, en temps réel;



**Figure 12.15.** L'analyse radiofréquence en « histologie virtuelle » des composants de la plaque athéromateuse visualisée en échographie endovasculaire.

Source : F. Schiele, *Coronaires* 2008.

- l'analyse de la structure, des composants et de l'importance de la lésion athéromateuse dans l'espace;
- l'orientation sur les indications ponctuelles de la revascularisation coronaire;
- le guidage des procédures interventionnelles intracoronaires (angioplastie, stent);
- la surveillance des résultats des thérapeutiques interventionnelles;
- l'appréciation de l'impact thérapeutique de certaines drogues sur l'évolution de la plaque athéromateuse.

Ses principaux inconvénients sont son coût relativement élevé, son caractère invasif et sa faible diffusion, mais en progression constante.

En ce qui concerne le Doppler intracoronaire, cette technique également invasive, permet de compléter les informations morphologiques sur la plaque d'athérome par l'étude hémodynamique du flux coronaire.

En résumé, l'échographie et le Doppler intracoronaire jouent un rôle important dans la compréhension de la physiopathologie de l'athérosclérose coronaire. L'importance des applications cliniques (diagnostiques et thérapeutiques) de ces techniques endocoronaires justifie pleinement la poursuite des efforts en vue de leur utilisation fiable et sans danger en routine cardiologique.

## Bibliographie

Abizard A, Pichard AD, Mintz GS, et al. Acute and long-term results of an intravascular ultrasound-guided percutaneous transluminal coronary angioplasty/provisional stent implantation strategy. *Am J Cardiol* 1999; 84 (11) : 1298-303.

Alibelli-Chemarin NJ, Puel J. Échographie intracoronarienne. Médicorama, Synthélabo France; 1993. p. 297.

Briguori C, Anzuini A, Airolidi F, et al. Intravascular ultrasound criteria for the assessment of the functional significance of intermediate coronary artery stenoses and comparison with fractional flow reserve. *Am J Cardiol* 2001; 87 : 136-41.

Caussin C, Pesenti-Rossi D, Habib Y, Ghostine S. La Sténose significative vue par l'échographie endocoronaire (IVUS). *Réalités Cardiologiques* 2007; 236 (1) : 21-4.

Champagne S, Boughalem K, Teiger E, Dubois-Rande J-L. Échographie endocoronaire : intérêts et pertinence clinique. Wolters Kluwer Health France; 2008.

Champion S, Besnard C, Lantelme P. Thrombose de stent : un cas prévisible. *Coronaires* 2009; 20 : 6-7.

Chandraratna PAN, Choudhary S, Jones J, Yitiger E. Differentiation between fatty plaque and thrombus by quantitative ultrasonic methods. *Circulation* 1991; 84 (Suppl. II) : 4702.

Chokshi SK, Hogan J, Desai V, et al. Intravascular ultrasound assessment of implanted endovascular stents. *J Am Coll Cardiol* 1990; 15 : 29A.

Colombo A, Hall P, Nakamura S, et al. Intracoronary stenting without anticoagulation accomplished with ultrasound guidance. *Circulation* 1995; 91 : 1676-88.

Dagher N, Dupeyron J, Rahal Y, et al. Apport de l'échographie endocoronaire en salle de cathétérisme. *Euro-Pharma* 2011, Centre Hospitalier du Pays d'Aix.

Drobinski G. Les Progrès de l'échographie endocoronaire. *La Lettre du Cardiologue* 2005; 384 : 3-4.

Dudek D, Legutko J, Kaluza GL, et al. Intravascular ultrasonic evaluation of the magnitude of stent expansion and the mechanisms of lumen enlargement after direct stenting and after conventional stenting with balloon predilatation. *Am J Cardiol* 2002; 90 (6) : 639-41.

Dupouy P, Dubois-Rande JL, El Ghalid A, Geschwind H. Écho endo-coronaire. Une nouvelle référence dans l'étude des artères coronaires? *Cardiologie Pratique* 1994; 291 : 1-5.

Gackowski A, Gajos G, Matysek J, Zmudka K. Podstawy klinicznego zastosowania ultrasonografii wewnątrzciężnicowej. *Echokardiografia Kliniczna. Medycyna Praktyczna, Astra-Zeneca*; 2004.

Gerber ThC, Erbel R, Gorge G, et al. Extend of atherosclerosis and remodeling of the left main coronary artery determined by intravascular ultrasound. *Am J Cardiol* 1984; 73 : 666-71.

Hodgson JM, Graham SP, Savakus AD, et al. Clinical percutaneous imaging of coronary anatomy using an over-the-wire ultrasound catheter system. *Int J Card Imaging* 1989; 4 : 1987-93.

Jasti V, Ivan E, Yalamanchili V, et al. Correlations between fractional flow reserve and intravascular ultrasound in patients with an ambiguous left main coronary artery stenosis. *Circulation* 2004; 110 : 2831-6.

Keren G, Paredes A, Fremerman A, et al. Intravascular ultrasound after acute myocardial infarction : differentiation between "soft" and "hard" atheroma. *Circulation* 1991; 84 : 11.

Koning R, Juilliere Y, Serruys PW. La Vélométrie Doppler intracoronaire. *La Lettre du cardiologue* 1998; 103 : 3-9.

Lewis B, Kattan D, Laughrun D. Use and limitations of immediate post procedural intracoronary Doppler blood flow measurements for predicting late result after coronary balloon angioplasty. *Cardiology* 1997; 88 : 433-40.

Makowski S, Diebold B, Guernonprez J-L. Échographie endocoronaire : actualités et perspectives. *Réalités Cardiologiques* 1992; 23 : 8-14.

- Mintz GS, Painter JA, Pichard AD, et al. Atherosclerosis in angiographically "normal" coronary artery reference segments : an intravascular ultrasound study with clinical correlations. *J Am Coll Cardiol* 1995; 25 : 1479–85.
- Mintz GS, Nissen SE, Anderson WD, et al. American College of Cardiology clinical expert consensus document on standards for acquisition, measurement and reporting of intravascular ultrasound studies (IVUS). *J Am Coll Cardiol* 2001; 37 : 1478–92.
- Nissen SE, Yock P. Intravascular ultrasound : novel pathophysiological insights and current clinical applications. *Circulation* 2001; 103 : 604–16.
- Okabe T, Mintz GS, Buch AN, et al. Intravascular ultrasound parameters associated with stent thrombosis after drug-eluting stent deployment. *Am J Cardiol* 2007; 100 (4) : 615–2015.
- Pandian NG, Kreis A, Odonnell T. Intravascular ultrasound estimation of arterial stenosis. *J Am Soc Echocardiogr* 1989; 2 : 390–7.
- Pandian NG, Kreis A, Brockway B. Intravascular ultrasound and intracardiac echocardiography : concepts for the future. *Am J Cardiol* 1992; 69 : 6H–17H.
- Puel J, Alibelli-Chemarin MJ, Elbaz M, et al. Explorations endocoronaires par ultrasons. *Cardioscopie* 1993; 12 : 69–77.
- Puel J. Sténoses du tronc commun de la coronaire gauche. Place de l'échographie endocoronaire. *Réalités Cardilogiques* 1996; 101 : 4–7.
- Rioufol G, Elbaz M, Dubreuil O, et al. Adventitia measurement in coronary artery : in vivo intravascular ultrasound study. *Heart* 2006; 92 : 985–6.
- Roeland JR, Bom N, Serruys PN, et al. Intravascular high-resolution real-time cross-sectional echocardiography. *Echocardiography* 1989; 6 : 9–16.
- Roy P, Steinberg DH, Sushinsky SJ, et al. The potential clinical utility of intravascular ultrasound guidance in patients undergoing percutaneous coronary intervention with drug-eluting stents. *Eur Heart J* 2008; 29 : 185–7.
- Schiele F. L'Histologie virtuelle : principes et reproductibilité. *Coronaires* 2008; 17 : 5–6.
- Tobis JM, Mahon D, Lehman K, et al. Intravascular ultrasound imaging : a new method for guiding interventional vascular procedures. *Echo* 1990; 7 (4) : 415–42.
- Waller BF, Pinkerton CA, Slack YD. Intravascular ultrasound : a histological study of vessels during life. The new "gold standard" for vascular imaging. *Circulation* 1992; 85 : 2305–11.
- Wolf J-E. Écho endocoronaire 3D. *Le Journal Faxe du Cardiologue* mars 1998.
- Yock PG, Linker DT, Angelsen BA. Two-dimensional intra-vascular ultrasound and initial clinical experience. *J Am Soc Echocardiogr* 1989; 2 : 296–304.
- Yock PG, Fitzgerald PJ, Linker DT, et al. Intravascular ultrasound guidance for catheter-based coronary interventions. *J Am Coll Cardiol* 1991; 17 : 39B–45B.

[www.euro-pharmat.com/documents/44pdf](http://www.euro-pharmat.com/documents/44pdf).

## Introduction

Plusieurs méthodes d'imagerie cardiaque peuvent être utilisées pour la visualisation des cavités cardiaques :

- la résonance magnétique (IRM) ;
- le scanner cardiaque ;
- l'échocardiographie transoesophagienne (ETO) ;
- l'endoscopie cardiaque ;
- l'échocardiographie intracardiaque (EIC).

L'échographie intracardiaque (ou endocardiaque) constitue une alternative intéressante à l'ETO. Elle utilise des sondes-cathéters spécifiques munies de capteurs ultrasonores permettant d'obtenir des images échographiques de structures cardiaques via des cavités cardiaques.

Les applications cliniques de l'EIC sont multiples et particulièrement utiles en cardiologie interventionnelle.

## Méthodologie

L'échographie intracardiaque a été développée avec la mise au point des cathéters intracardiaques munis de capteurs ultrasonores, dont deux types sont actuellement disponibles :

- un capteur mécanique rotatif de fréquence d'émission de 9 MHz monté sur un cathéter.

Ce système permet d'obtenir l'imagerie échographique radiale circulaire de 360° par retrait progressif du cathéter (coupes tomographiques perpendiculaires au grand axe du cathéter) ;

- un capteur électronique dit *phased array* composé classiquement de 64 éléments prézoélectriques de fréquence de 5,5 à 10 MHz monté sur une sonde-cathéter. Ce capteur échographique peut être mobilisé soit par rotation sur l'axe de la sonde, soit à l'aide de molettes situées sur la poignée de la sonde comme en ETO.

La technique électronique s'impose en pratique cardiologique. Elle permet d'obtenir des coupes sectorielles bidimensionnelles (90°) identiques à celles de l'ETO, avec les fonctions Doppler spectral et couleur, y compris le mode tissulaire.

La sonde d'EIC Acu Nav™ d'Acuson-Siemens est actuellement la plus utilisée (figure 13.1).

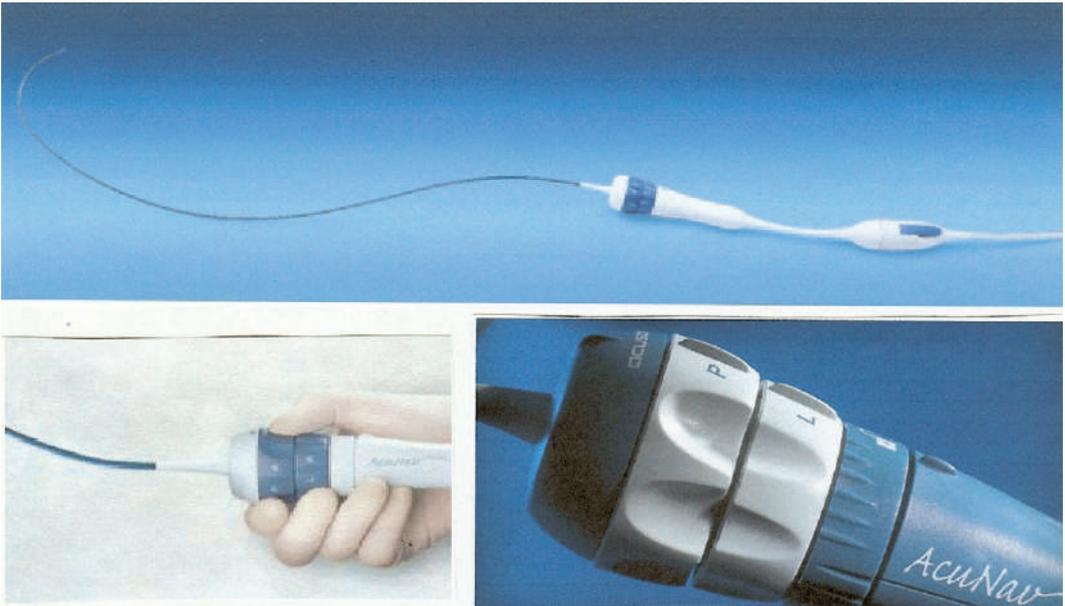
Cette sonde de calibre 8 ou 10F (4 ou 3,3 mm) et de 90 cm de longueur est équipée d'un capteur ultrasonore *phased array*. Son extrémité peut être mobilisée dans toutes les directions grâce à deux molettes situées à la poignée de la sonde.

## Technique d'examen

En pratique, le cathéter électronique à usage unique est introduit par voie veineuse fémorale via un introducteur spécifique, dans la veine cave inférieure jusqu'à l'oreillette droite, sous contrôle scopique. Ce cathéter est connecté sur un échographe conventionnel grâce à un adaptateur spécial.

La procédure d'introduction du cathéter se déroule sous anesthésie locale.

Le cathéter d'EIC peut être également utilisé par voie fémorale rétrograde (applications artérielles d'EIC).



**Figure 13.1.** Sonde-cathéter d'échographie intracardiaque Acu Nav d'Acuson/Siemens. Cathéter ultrasonore raccordé à un dispositif-poignée avec les commandes d'orientation.

## Imagerie échographique

Les images d'EIC sont obtenues par mobilisation du cathéter dans l'oreillette droite, en associant des mouvements :

- de rotation horaire ou antihoraire sur l'axe de la sonde;
- de flexion antérieure ou postérieure de capteur;
- d'inclinaison latérale de cathéter.

Ces manipulations de la sonde d'EIC sont réalisées sous contrôle scopique en fonction de repères anatomiques échographiques. Ainsi, l'orientation du capteur ultrasonore dans différentes directions de l'espace permet la visualisation de l'ensemble des structures cardiaques.

Les coupes bidimensionnelles classiques du cœur obtenues en EIC sont (figure 13.2) :

- la coupe de la chambre d'admission et d'éjection du ventricule droit avec les valves : tricuspide et pulmonaire (position dite « neutre » de molettes de la sonde d'EIC);
- la coupe de la racine aortique avec la valve aortique (rotation horaire de la sonde);
- la coupe du septum interauriculaire selon son grand axe avec la fosse ovale (rétroflexion de la

sonde) et de la veine cave supérieure (par avancement de la sonde vers le toit de l'oreillette droite);

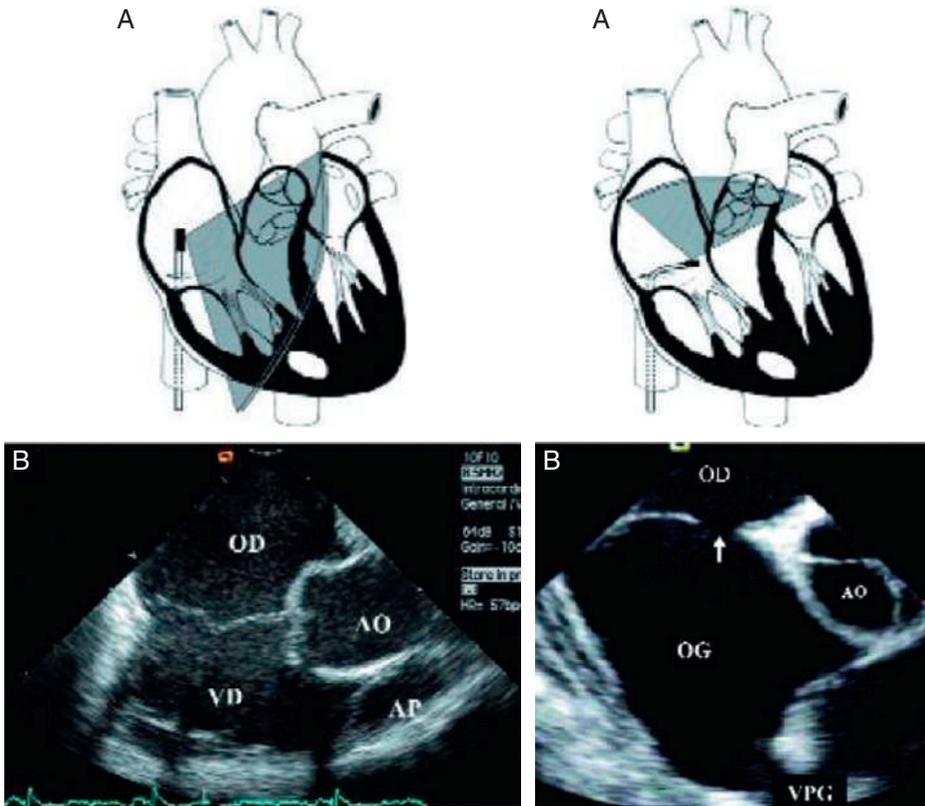
- la coupe du septum interauriculaire selon son petit axe (rotation horaire de 90° de la sonde);
- les coupes des structures gauches : oreillette gauche, auricule gauche, veines pulmonaires gauche, valve mitrale (flexion antérieure de la sonde).

Des coupes cardiaques supplémentaires peuvent être obtenues en positionnant la sonde d'EIC à travers un foramen ovale perméable ou une communication interauriculaire.

## Avantages et limites de l'EIC

Les avantages de l'échographie intracardiaque sont nombreux :

- le caractère semi-invasif de la technique;
- la souplesse de réalisation de l'examen en salle de cathétérisme, sous anesthésie locale;
- la facilité et la rapidité d'acquisition des images
- la vision excellente des structures endocardiaques en temps réel (haute résolution de l'imagerie);



**Figure 13.2.** Exemples des coupes 2D obtenues en échographie intracardiaque.

a. Coupe 2D centrée sur les cavités droites, l'aorte et l'artère pulmonaire (AP).

b. Coupe 2D centrée sur les oreillettes séparées par le septum interauriculaire présentant une petite communication interauriculaire (flèche).

Source : A. Girod. *Revue Médicale Suisse*.

- la stabilité de l'imagerie lors des mouvements cardiaques et respiratoires;
- l'intégration avec les différents systèmes utilisables;
- l'application facultative des fonctions Doppler (pulsé, couleur, tissulaire).

Les principales limites de l'EIC sont :

- le coût relativement élevé des cathéters;
- l'usage unique et non restérilisable des cathéters;
- la nécessité d'un abord veineux fémoral supplémentaire en salle de cathétérisme;
- la nécessité d'un apprentissage adéquat de la technique (introduction du cathéter, manipulation de la sonde, familiarisation avec l'imagerie endocardiaque);

- la nécessité d'une bonne collaboration entre échographistes et cathétériseurs.

Enfin, les complications de l'EIC sont peu nombreuses et limitées essentiellement aux troubles du rythme auriculaire.

## Intérêt clinique

Les applications cliniques de l'échographie intracardiaque concernent :

- les procédures interventionnelles percutanées;
- l'électrophysiologie;
- les cardiopathies congénitales complexes.

## Procédures interventionnelles percutanées

L'échographie intracardiaque trouve son intérêt clinique particulier en salle de cathétérisme cardiaque autour des procédures percutanées.

Les applications cliniques de l'EIC sont analogues à celles de l'ETO. Elles concernent :

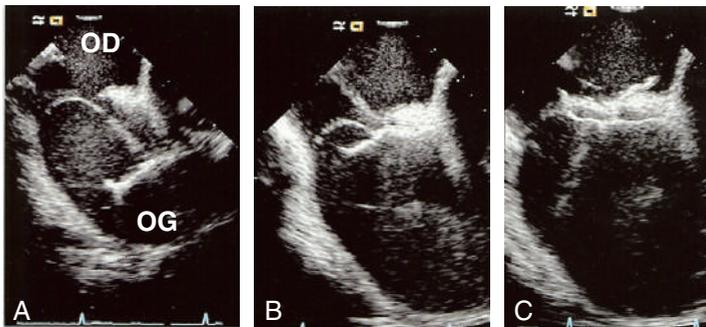
- la fermeture du foramen ovale perméable (FOP) et des communications interauriculaires (CIA) (figure 13.3);
- le cathétérisme transeptal (pour guider la ponction trans-septale);
- l'occlusion de l'auricule gauche;
- la commissurotomie mitrale percutanée (pour aider au cathétérisme trans-septal et à la dilatation mitrale) (figure 13.4);

- l'implantation percutanée des valves prothétiques (prothèses aortiques en particulier);
- la correction percutanée de fuite mitrale;
- l'alcoolisation septale dans les cardiomyopathies obstructives.

Dans ces indications les images échographiques obtenues en EIC sont proches de celles réalisées en ETO.

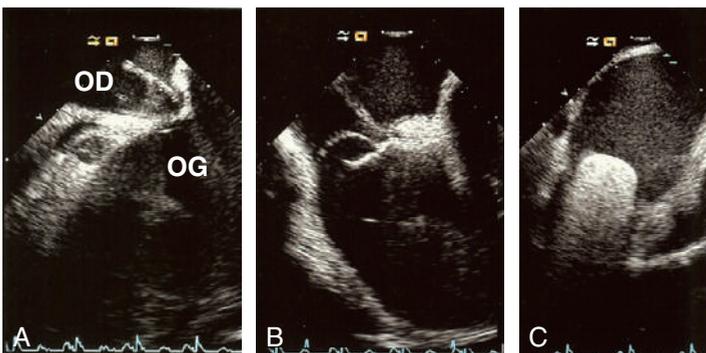
Les avantages de l'EIC sont :

- la possibilité de réaliser l'examen sans anesthésie générale (pour éliminer le risque anesthésique et diminuer la durée d'hospitalisation);
- l'application potentielle de l'examen en situation urgente (cathétérisme septal difficile ou en urgence, anesthésie générale non programmée ou impossible...);



**Figure 13.3.** Fermeture de foramen ovale perméable sous contrôle de l'échographie intracardiaque.

Source : E. Brochet, *ÉchoCardiographie*, 2009.



**Figure 13.4.** Utilisation de l'échographie intracardiaque au cours d'un cathétérisme transeptal (A) et d'une commissurotomie mitrale percutanée (B, C).

Source : E. Brochet, *ÉchoCardiographie*, 2009.

- la faisabilité de l'examen dans le cas où l'ETO est impossible voire contre-indiquée;
- une exploration parfaite de la totalité du septum interatrial et notamment de la zone de la fosse ovale par voie intracardiaque.

En ce qui concerne la fermeture percutanée de FOP et de CIA, l'échographie intracardiaque est particulièrement utile pour :

- l'analyse complète et détaillée du défaut septal (localisation, taille, morphologie, anomalie associée...);
- le guidage précis de la procédure de fermeture de FOP ou de CIA;
- le contrôle et la surveillance du geste interventionnel.

En fait, l'EIC apporte les mêmes renseignements que l'ETO mais sans nécessité d'intubation œsophagienne ni d'anesthésie générale.

## Électrophysiologie

L'échographie intracardiaque est également utile pour guider le cathéter de l'ablation par radiofréquence. Elle permet :

- le repérage spatial précis des structures cardiaques;
- la surveillance de la progression intracardiaque du cathéter;
- la vérification du positionnement optimal du cathéter sur le site d'ablation;
- la détection des thrombi pouvant éventuellement se former sur le cathéter d'ablation.

## Cardiopathies congénitales

Dans ce domaine, l'échographie intracardiaque trouve son intérêt particulier dans le diagnostic des malformations congénitales complexes et dans le contrôle des gestes opératoires. Elle permet d'obtenir de véritables vues chirurgicales des structures cardiaques de haute résolution.

## Conclusions

L'échographie intracardiaque (EIC) constitue une nouvelle approche échographique particulièrement

utile et rentable en cardiologie interventionnelle. Elle offre des vues échographiques des structures cardiaques de grande qualité.

Les renseignements apportés par l'EIC sont très intéressants et précis sur le plan diagnostique et thérapeutique.

Les perspectives de l'EIC résident dans la miniaturisation des cathéters et dans la reconstruction intracardiaque tridimensionnelle (vision 3D en temps réel).

Enfin, le prix des systèmes d'EIC et leur facilité d'utilisation évoluent favorablement en motivant l'application plus large de cette technique en pratique clinique.

## Bibliographie

- Armstrong WF, Ryan T. Feigenbaum's Echocardiography. Lippincott Williams and Wilkins; 2009.
- Bartel T, Konorza T, Arjumand J, et al. Intracardiac echocardiography in superior to conventional monitoring for guiding device closure of interatrial communications. *Circulation* 2003; 107 : 795-7.
- Brochet E, Aubry P, Juliard JM, Vahanian A. L'Échographie intracardiaque : une nouvelle approche échographique en cardiologie interventionnelle. *Cardiologie Pratique* 2005; 736 : 1-3.
- Brochet A. L'Échographie intracardiaque. *Échocardiographie* 2009; 18 : 5-8.
- Calo L, Lambert F, Loricchio ML, et al. Intracardiac echocardiography : from electroanatomic correlation to clinical application in interventional electrophysiology. *Ital Heart J* 2002; 3 : 387-98.
- Citro R, Ducceschi V, Salustri A. Intracardiac echocardiography to guide transeptal catheterization for radiofrequency catheter ablation of left-sided accessory pathways : two case reports. *Cardiovasc Ultrasound* 2004; 2 : 20.
- Daoud EG, Kalbfleisch SJ, Hummel JD. Intracardiac echocardiography to guide transeptal left heart catheterization for radiofrequency catheter ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1999; 10 : 358-63.
- Girod A, Delabays C, Roguelov F, et al. Échographie intracardiaque : un nouvel outil en cardiologie interventionnelle. *Revue Médicale Suisse*; 3118 (revue.medhyg.ch).
- Green NE, Hansgen AR, Carroll JD. Initial clinical experience with ICE in guiding balloon mitral valvuloplasty : technique, safety, utility and limitations. *Catheter Cardiovasc Interv* 2004; 63 : 385-94.
- Kalman JM, Olgin JE, Karch MR, et al. Use of intracardiac echocardiography in interventional electrophysiology. *Pacing Clin Electrophysiol* 1997; 20 : 2248-62.

- Koenig PR, Abdulla RI, Cao QL, et al. Use of intracardiac echocardiography to guide catheter closure of atrial communications. *Echocardiography* 2003; 20 : 781–7.
- Mangrum JM, Mounsey JP, Kok LC, et al. Intracardiac echocardiography-guided, anatomically based radiofrequency ablation of focal atrial fibrillation originating from pulmonary veins. *J Am Coll Cardiol* 2002; 39 : 1964–72.
- Mullen MJ, Dias BF, Walker F, et al. Intracardiac echocardiography guided device closure of atrial septal defects. *J Am Coll Cardiol* 2003; 41 (2) : 285–92.
- Ren JF, Marchlinski FE, Callans DJ, Schwartzman D. *Practical Intracardiac Echocardiography in Electrophysiology*. Wiley-Blackwell; 2005.
- Silvestry FE, Wieggers SE. *Intracardiac Echocardiography*. Informa Healthcare; 2005.
- Szili-Torok T, Kimman G, Theuns D, et al. Transseptal left heart catheterization guided by intracardiac echocardiography. *Heart* 2001; 86 : E11.
- Szili-Torok T, Kimman G, Scholten MF, et al. Interatrial septum pacing guided by three-dimensional intracardiac echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2002; 40 : 2139–43.
- Wissner E. *Utility of intracardiac echocardiography during transseptal puncture*. Sudwestdeutscher Verlag für Hochschulschriften. 2010.
- <http://www.biosensewebster.com/products/diagnostic/acunaw.aspx>.
- <https://www.medical.siemens.com>.
- Stryker® Sustainability solutions (MKT0056D-AcuNaw-Brochure-2011.pdf).

## Introduction

L'échocardiographie peropératoire est devenue une aide indispensable à l'anesthésiste et au chirurgien cardiaque. Cet examen, spécialisé, peu invasif, permet l'exploration du cœur à l'aide d'une sonde transœsophagienne ou d'une sonde spécifique peropératoire externe (sonde épicaudique).

L'échocardiographie transœsophagienne (ETO) constitue une voie privilégiée pour explorer le cœur en peropératoire. Elle offre des images échographiques d'une grande résolution, sans gêner le chirurgien pendant son intervention. Les données de l'ETO aident à l'optimisation du geste chirurgical, notamment lors de la chirurgie valvulaire, et au monitoring peropératoire de la fonction cardiaque en particulier.

## Méthodologie

L'échocardiographie péropératoire nécessite un matériel échographique adapté et le respect de certaines conditions d'examen pratiqué au bloc opératoire.

## Technique d'examen

Techniquement, l'échocardiographie peropératoire peut être réalisée en utilisant deux voies d'abord :

- la voie transœsophagienne ou ;
- la voie externe à l'aide d'une sonde peropératoire posée sur la peau du patient ou directement en contact de l'organe à examiner. La sonde « épicaudique » permet l'exploration de l'aorte et

de structures cardiaques sans interface dans le « champ opératoire » .

L'échocardiographie transœsophagienne est une technique de choix, rapide et fiable pour l'évaluation cardiaque peropératoire. Elle est réalisable en mode 2D ou 3D en temps réel selon la disponibilité en matériel et en fonction des compétences de l'opérateur.

La technique d'examen et les modalités de l'ETO sont discutées dans le chapitre 3.

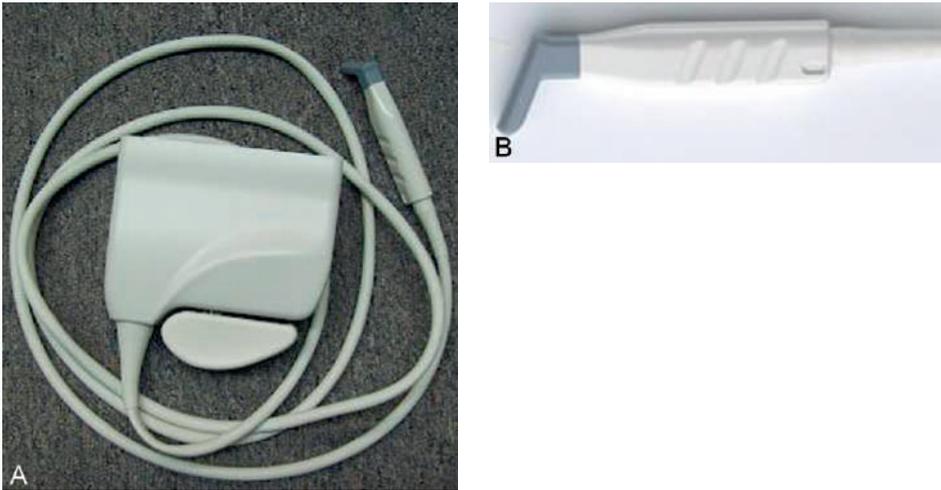
L'ETO 3D en temps réel est une avancée technologique très utile et très efficace dans le cadre de la chirurgie cardiaque (chapitre 10).

L'échographie dite épi-aortique constitue une méthode particulière de l'échographie externe appliquée à l'exploration directe de la crosse aortique en peropératoire. On utilise une sonde peropératoire spécifique linéaire *phased array* avec 128 éléments prézoélectriques et la fréquence d'émission de 7,5 à 15 MHz (système Philips) (figure 14.1). Cette sonde autorise l'imagerie 2D trapézoïdale et panoramique et le mode Doppler (pulsé et couleur). Dans le cas d'échographie épi-aortique, la sonde ultrasonore est recouverte d'une gaine de protection adaptée et stérile.

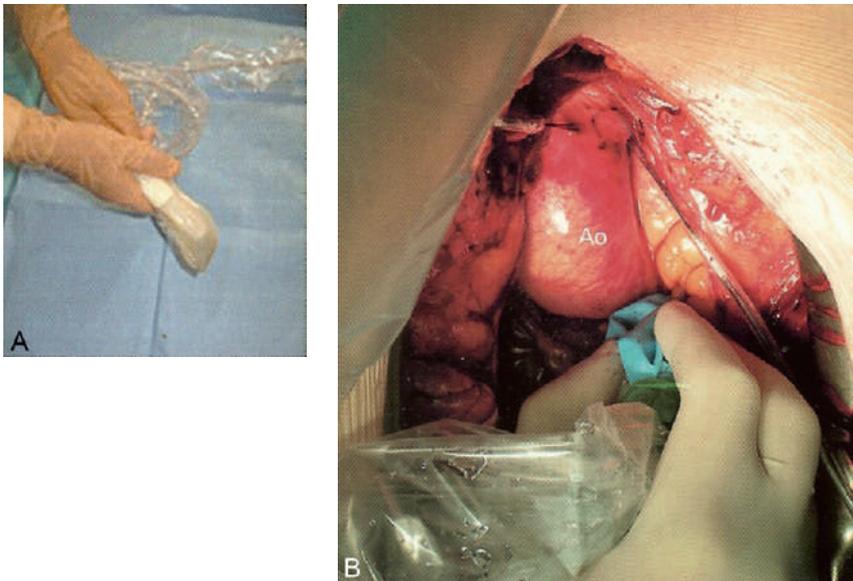
## Conditions d'examen

L'échocardiographie peropératoire nécessite :

- une collaboration étroite multidisciplinaire entre l'échographiste, le chirurgien et l'anesthésiste pour optimiser la technique chirurgicale et les tactiques anesthésiques ;
- une solide formation théorique et pratique en échographie cardiaque transthoracique et transœsophagienne ;



**Figure 14.1.** Sonde peropératoire *phased array* de Philips avec son connecteur à l'échographe (A). La tête de la sonde barette haute fréquence (B).



**Figure 14.2.** Technique d'examen échographique peropératoire.

**a.** La sonde introduite dans la gaine protectrice stérile est placée sur le champ stérile en face de l'organe à explorer.

**b.** La sonde peut être directement au contact de l'organe-aorte ascendante (échographie épi-aortique).

Sources : Fig. A : d'après A. Maudière, D. Chatel, J. Frederic et al, *Apport de l'échocardiographie épi-aortique per-opératoire. L'Écho de la Filiale*, 2010. Fig. B : d'après J. Andres, P. Podolec, A. Gackowski, *Echokardiografia srodoperacyjna. In : Echokardiografia praktyczna. Medycyna Praktyczna – Astra Zeneca* 2004.

- une bonne connaissance de l'environnement chirurgical cardiaque (techniques chirurgicales, facteurs hémodynamiques, procédures anesthésiques...).

Pour garantir la sécurité du patient monitoré par échocardiographie lors d'une intervention chirur-

gicale, il faut respecter les conditions suivantes (figure 14.2) :

- vérifier attentivement la sonde échographique avant chaque utilisation ;
- utiliser un équipement de protection obligatoire y compris une gaine protectrice stérile agréée

enveloppée sur la sonde ainsi qu'un gel de transmission échographique stérile lors de l'examen peropératoire direct;

- assurer un couplage adéquat entre la surface du patient et la surface de la gaine afin d'obtenir un bon contact acoustique;
- retirer toujours la sonde du patient avant une défibrillation électrique;
- respecter scrupuleusement le protocole de désinfection de la sonde peropératoire.

Pour éviter une contamination de l'échographe en présence de maladie infectieuse, il est nécessaire de prendre des précautions réglementées et de recouvrir l'échographe d'un champ opératoire à usage unique.

Enfin, un médecin pratiquant l'échographie peropératoire doit posséder les compétences dans :

- le fonctionnement et l'entretien du matériel échographique;
- la protection du patient lors de l'intervention conformément aux pratiques médicales appropriées;
- la reconnaissance et l'interprétation de l'image échographique peropératoire.

## Intérêt clinique

Une sonde échographique peropératoire est utilisée lors d'une intervention chirurgicale cardiaque pour aider le chirurgien à :

- visualiser, localiser et évaluer les structures cardiaques anatomiques;
- identifier et quantifier les flux sanguins intracardiaques;
- effectuer les mesures cardiaques précises (diamètres, surfaces, vitesses...) lors de l'intervention;
- guider et optimiser le geste chirurgical.

## Applications cliniques

Les applications cliniques de l'échographie peropératoire en chirurgie cardiaque sont :

- le contrôle de la chirurgie valvulaire réparatrice.

L'ETO peropératoire est un examen clé dans la prise en charge des patients opérés d'une insuffisance mitrale (plastie mitrale). Elle permet de mieux définir les anomalies anatomiques et fonctionnelles de la valve mitrale en expliquant les mécanismes de la fuite valvulaire (figure 14.3).

Ces données échographiques peropératoires sont un complément très utile pour le chirurgien qui peut contrôler et optimiser au maximum le geste chirurgical. En cas d'anomalie importante, un geste complémentaire de plastie ou le remplacement valvulaire, peuvent être justifiés.

Enfin, après la réparation valvulaire, l'échographie permet de vérifier le résultat fonctionnel de la plastie mitrale. Cependant ce contrôle doit être attentif en présence de troubles du rythme (fibrillation auriculaire en particulier) et de variations

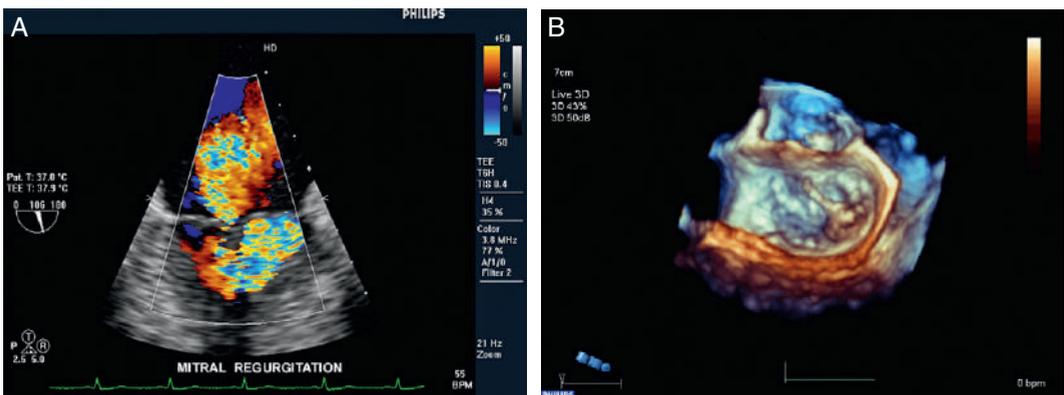


Figure 14.3. Analyse de la valve mitrale en ETO peropératoire.

- Jet de régurgitation mitrale visualisée en ETO 2D multiplan.
- Morphologie de la valve mitrale étudiée en ETO 3D temps réel.

des conditions de charge du VG pouvant compliquer l'analyse d'une fuite mitrale résiduelle (risque de minimiser ou de majorer la régurgitation valvulaire);

- l'évaluation hémodynamique en temps réel de la fonction cardiaque quel que soit le type de chirurgie.

En effet, l'échographie peropératoire permet d'évaluer fiablement la cinétique globale et segmentaire du ventricule gauche (VG).

La performance globale du VG est appréciable en ETO peropératoire par la fraction de réduction de surfaces (FRS) : télédiastolique (STD) et télésystolique (STS) du VG, calculées à partir de la coupe petit axe transgastrique (FRS =  $STD - STS/STD$ ) (figure 14.4).

La précharge et la post-charge du VG sont des facteurs déterminants respectivement de la STD et de la STS ventriculaire gauche.

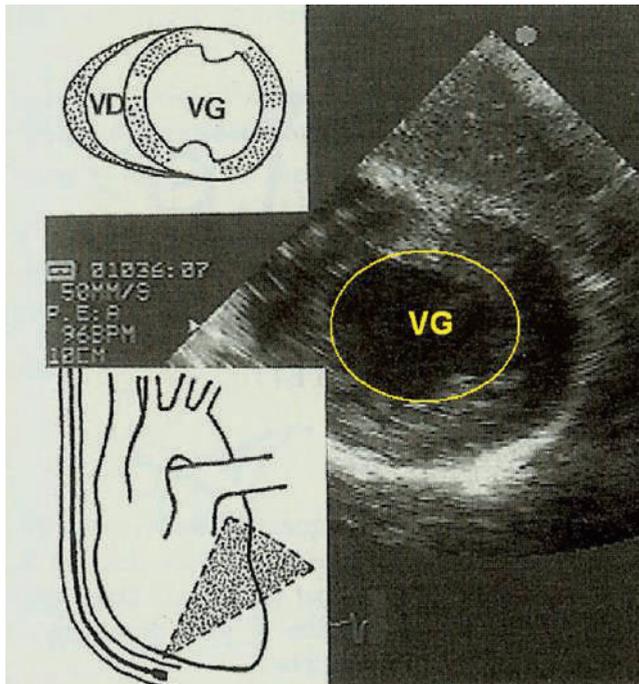
Ainsi, l'ETO permet d'orienter l'anesthésiste sur l'optimisation d'un remplissage volémique. Pour éviter la surcharge volémique du VG, il est parfois

possible d'apprécier les pressions de remplissage du VG par l'analyse du flux mitral, du flux veineux pulmonaire et des vitesses annulaires mitrales en Doppler transœsophagien.

L'évaluation d'un bas débit peropératoire va rechercher une hypovolémie et/ou une altération de la fonction systolique du VG. L'hypovolémie est évoquée sur l'aspect « vide » du VG souvent hyperkinétique dont la STD devient très faible ( $< 5 \text{ cm}^2/\text{m}^2$ ).

La détection des anomalies de la cinétique segmentaire du VG nécessite une analyse segment par segment des parois ventriculaires gauches en ETO peropératoire.

Cette analyse est parfois difficile et incomplète en ETO peropératoire même en mode multiplan. De plus, l'apparition des troubles segmentaires en période peropératoire ne signifie pas toujours la présence d'une ischémie myocardique car ce signe peut être retrouvé dans d'autres circonstances : hypovolémie, anomalie de conduction, effets des agents anesthésiques, arrêt de circulation extracorporelle (CEC), ... De même, après un pontage aortocoronaire, l'interprétation des troubles de cinétique seg-



**Figure 14.4.** Étude de la fonction globale du ventricule gauche en ETO peropératoire selon la coupe transgastrique petit axe.

(Mesure des surfaces télédiastolique et télésystolique du VG).

mentaire du VG reste souvent délicate. Elle nécessite la connaissance de la cinétique du VG en préopératoire. De plus, la dyskinésie du septum interventriculaire est quasiment constante après CEC.

L'analyse peropératoire de la fonction du ventricule droit (VD) est complexe et souvent négligée. L'augmentation brutale de la post-charge du VD est identifiable en cas d'embolie crurienne (chirurgie prothétique de hanche) ou d'embolie gazeuse massive (neurochirurgie). Elle s'exprime par une dilatation du VD peu compliant qui gêne le remplissage du VG et entraîne une chute du débit cardiaque (risque de choc peropératoire).

Enfin, l'échographie peropératoire permet d'étudier les interactions entre l'hémodynamique et la ventilation artificielle, ainsi que l'interdépendance ventriculaire;

- le diagnostic d'un shunt intracardiaque responsable d'une hypoxémie peropératoire.

En fait, un shunt droit-gauche par ouverture du foramen ovale peut être détecté par l'ETO peropératoire. Cependant, l'hypoxémie peropératoire peut être également due à une obstruction artérielle pulmonaire prouvée par la présence d'un thrombus dans une artère pulmonaire à l'ETO;

- le diagnostic d'un obstacle sous-valvulaire aortique.

Cette obstruction sous-aortique s'apprécie en ETO peropératoire par une étude morphologique et dynamique du VG.

La correction de la volémie et du remplissage ventriculaire gauche est susceptible de réduire cette obstruction dynamique dans certains cas;

- le contrôle de l'implantation des prothèses valvulaires mécaniques et biologiques.

L'ETO peropératoire permet le diagnostic rapide et précis d'une dysfonction prothétique, d'une fuite paraprothétique ou d'une thrombose requérant une reprise chirurgicale rapide;

- le contrôle des interventions chirurgicales cardiaques complexes (coronaires, valvulaires, chirurgie du myxome, transplantation cardiaque...).
- le contrôle des interventions en chirurgie cardiaque pédiatrique.

En utilisant la sonde de petit calibre dite pédiatrique, l'ETO peropératoire permet la surveillance et la correction chirurgicale optimale des anomalies congénitales;

- le contrôle de la position du ballon contre pulsion intra-aortique;
- le dépistage de l'athérosclérose aortique.

En ce qui concerne la crosse aortique, l'ETO peropératoire est limitée dans l'exploration de la partie haute de l'aorte ascendante (zone dite « aveugle »). L'usage d'une sonde peropératoire « épi-aortique » de haute fréquence est capable de résoudre cet accueil de l'ETO peropératoire. L'intérêt clinique de l'échographie épi-aortique peropératoire réside dans la recherche de l'athérome de l'aorte ascendante (de la zone « aveugle » comprise) (figure 14.5). Cette approche diagnostique permet d'adapter la stratégie opératoire optimale (clampage aortique évité, cannulation aortique ou fémorale, remplacement de l'aorte ascendante, intervention sans CEC...) pour diminuer le risque d'accidents



**Figure 14.5.** Imagerie 2D en peropératoire avec la sonde « épicardique ». a. Coupe visualisant l'aorte (A), la valve aortique (AV), la chambre de chasse du VG (LVOT) et l'auricule gauche (LA). b. Coupe longitudinale de l'aorte ascendante identifiant l'athérome aortique (échographie épi-aortique).

Source : J. Andres, *Echocardiografia Kliniczna*, 2004.

vasculaires cérébraux (AVC) liés à la manipulation de l'aorte ascendante en peropérateur.

Enfin, les applications de l'ETO peropérateur se diffusent en chirurgie non cardiaque (orthopédique, neurologique, hépatique, pulmonaire...).

Lors des transplantations pulmonaires, outre son rôle dans la prise en charge hémodynamique, l'ETO peropérateur permet de préciser les indications d'assistance puis de visualiser les anastomoses vasculaires.

## Complications potentielles

Le taux de complications induites par l'ETO peropérateur est relativement faible. Ces complications vont de la simple dysphagie aux ruptures exceptionnelles de l'œsophage, voire de la trachée, essentiellement dans un contexte préopérateur péjoratif (œsophagopathies, pathologie trachéale).

## Conclusions

L'échocardiographie peropérateur fondée essentiellement sur la technique transœsophagienne (ETO) est un examen clé dans la prise en charge des patients opérés en chirurgie cardiaque. Elle s'est imposée comme un moyen diagnostique performant et comme un outil de monitoring peropérateur précis du geste chirurgical et de la fonction cardiaque. Les renseignements échodoppler fournis par l'ETO peuvent être exploités avant, pendant et après une intervention chirurgicale.

En fait, la collaboration étroite entre échographiste et chirurgien cardiaque est indispensable pour obtenir les résultats optimaux dans cette chirurgie.

Les indications de l'échocardiographie peropérateur sont larges, en fonction de la complexité de la pathologie à opérer en particulier. L'analyse de l'aorte ascendante en échographie épicaudique permet de modifier la stratégie opératoire. D'apparition récente, l'échocardiographie transœsophagienne tridimensionnelle en temps réel (ETO 3D) a démontré son intérêt majeur au bloc opératoire. Elle permet d'obtenir de véritables

« vues chirurgicales » des structures cardiaques et de reconstruire en couleur les flux sanguins.

Enfin, l'utilisation de l'échocardiographie peropérateur s'est élargie également à la chirurgie non cardiaque.

## Bibliographie

- Andres J, Podolec P, Gackowski A. Echokardiografia srodoperacyjna. In : Echokardiografia praktyczna, vol. 6. Medycyna Praktyczna – Asrea Zeneca; 2004. p. 8597.
- Berrebi A, Michel-Cherqui M. Échocardiographie au bloc opératoire. Arch Mal Cœur Vaiss 2001; 94 (3) : 109–20.
- Berrebi A. Place de l'échocardiographie peropérateur en chirurgie valvulaire. In : Échocardiographie clinique de l'adulte. Estem; 2003.
- Bogino E, Chauvel Ch., Dehant P, Simon M. Échocardiographie et chirurgie cardiaque. Ed. Merck; 2003.
- Chassot PG, Bettex D. Échocardiographie transœsophagienne en anesthésie-réanimation. Williams Wilkins; 1997.
- Chauvel C. Intérêt de l'échocardiographie peropérateur dans la prise en charge des insuffisances mitrales. Ann Cardiol Angéiol 2003; 52 (2) : 108–16.
- Couture P, Denault AY, Mckenty S, et al. Impact of routine use of intraoperative transoesophageal echocardiography during cardiac surgery. Can J Anesth 2000; 47 : 20–6.
- Davila-Roman VG, Phillips KJ, Daily BB, et al. Intraoperative transoesophageal echocardiography and epiaortic ultrasound for assessment of atherosclerosis of the thoracic aorta. J Am Coll Cardiol 1996; 28 : 942–7.
- Forest AP, Lovelock ND, Hu JM, et al. The impact of intraoperative transoesophageal echocardiography on an unselected cardiac surgical population : a review of 2343 cases. Anaesth Intensive Care 2002; 30 : 734–41.
- Greim CA, Roewer N. Atlas de poche d'échocardiographie transœsophagienne en anesthésie-réanimation et soins intensifs. Flammarion-Médecine Sciences; 2007.
- Klimczak Ch Échographie cardiaque transœsophagienne. Masson; 2002.
- Lehot JJ, Blanc P, Arvieux CC, et al. Transoesophageal echocardiography for minimally invasive cardiac surgery. J Cardiovasc Surg 2001; 42 : 291–5.
- Lehot JJ, Duperret S, Gressier M. Que doit savoir faire un anesthésiste en échographie cardiaque? MAPAR 2004; 225–34.
- Lennon MJ, Gibbs NM, Weightman WM, et al. Transoesophageal echocardiography – related gastrointestinal complications in cardiac surgical patients. J Cardiothorac Vasc Anesth 2005; 19 : 141–5.

- Maudière A, Chatel D, Frédéric J, et al. Apport de l'échocardiographie épiœortique per-opératoire. *L'Écho de la Filiale* 2010; 24 : 18-23.
- Michel-Cherqui M. Intérêt de l'échocardiographie peropératoire en chirurgie thoracique. *IRBM* 2009; 30 (Suppl. 1) : S21-6.
- Mihaileanu S, El Asmar B, Acar C, et al. Intra-operative transoesophageal echocardiography after mitral repair-specific conditions and pitfalls. *Eur Heart J* 1991; 12 (Suppl. B) : 26-9.
- Nguyen A, Florens E, Menasche Ph, Bloch G. Pièges de l'échocardiographie transœsophagienne per-opératoire. Paris : Congrès SFT; 2000.
- Perrino AC, Reeves ST, Glas C. Practice of perioperative transoesophageal echocardiography : essential cases. Lippincott Williams Wilkins; 2010.
- Savage RM, Aronson S, Shernan SK. Comprehensive textbook of perioperative transoesophageal echocardiography. Lippincott Williams Wilkins; 2010.
- Shanewise JS, Cheung AT, Aronson S, et al. ASE/SCA guidelines for performing a comprehensive intraoperative multiplane transoesophageal echocardiography examination. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12 : 884-900.
- Slama M. Manuel d'échocardiographie Doppler pour le patient en état critique. Elsevier Masson; 2009.
- Sylivris S, Calafiore P, Matalanis A, et al. The intraoperative assessment of ascending aortic atheroma : epiœortical imaging in superior to both transoesophageal echocardiography and direct palpation. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1997; 11 : 704-7.
- Vandenberg BF, Kerber RE. Transoesophageal echocardiography and intraoperative monitoring of left ventricular function. *Anesthesiology* 1990; 73 : 798-801.
- Vignon P. Évaluation hémodynamique en situation aiguë. *Arch Mal Cœur Vaiss* 2001; 94 (III) : 101-8 Échographie iE33 Mise en route, Philips 2007..
- <http://www.ultrasolutions.com/L157io-Cardiac-transducer.cfm>.

## Introduction

L'arrivée de « petites machines compactes » ou des échographes dits portables ou portatifs est une constante chez pratiquement tous les constructeurs du matériel d'échographie.

Après les appareils de première génération, souvent de qualité médiocre en termes d'imagerie et de fonctionnalité, comparativement aux échocardiographes dits « haut de gamme » l'avènement des échographes portables risque de transformer la pratique cardiologique actuelle.

En fait, la miniaturisation des échographes ne se fait pas aux dépens de la qualité car les performances de ces nouvelles « petites machines » se sont améliorées au fil des années.

Les avantages des échographes portables sont évidents. Ces appareils d'échographie sont maniables et aisés à déplacer. Cela les rend facilement utilisables au lit du patient. Leurs domaines d'application potentiels recouvrent l'examen des malades hospitalisés mais aussi l'évaluation échographique ciblée des patients lors d'une consultation, voire le dépistage de certaines affections cardiaques. Ces avantages expliquent l'intérêt actuel porté aux échographes portables.

## Méthodologie

Les progrès de la technologie ont rendu possible la miniaturisation des échographes, dorénavant portables voire ultraportables. Le concept initial

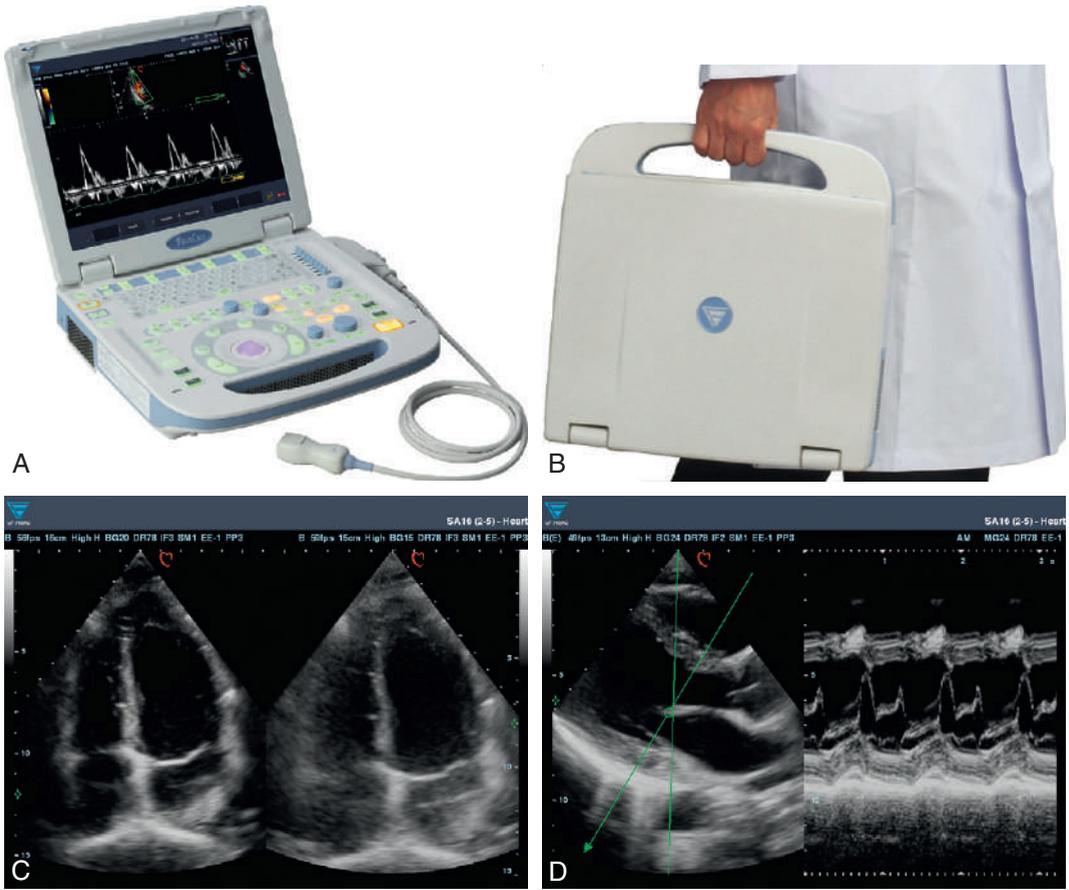
reste celui d'un ordinateur de bureau, d'un poids non négligeable, facilement transportable, performant et facile à utiliser (figure 15.1 et figure 15.2).

## Évolutions technologiques

Les premières machines portables sont apparues il y a une dizaine d'années, ne faisant tout d'abord que de l'imagerie bidimensionnelle sans possibilité de mesure. Ensuite, ces machines se sont équipées de Doppler pulsé, puis de Doppler couleur, avec la possibilité pour certaines d'entre elles de faire même de l'échocardiographie transœsophagienne. Une série de mesures a été également proposée aux praticiens. Enfin, la nouvelle génération des échographes dits ultraportables a fait son apparition. Ces appareils de la taille d'un smartphone pouvant tenir dans une poche donnent des images d'une définition remarquable. En effet les échographes ultraportables sont devenus un « super stéthoscope » ultrasonique, une aide précieuse à l'examen clinique, constituant un équivalent d'échoscopie (figure 15.3). Ces échographes vont certainement envahir la pratique médicale dans le futur, surtout dans l'optique d'une utilisation polyvalente.

## Facteurs décisionnels

Le choix des échographes portables est aujourd'hui large. Les facteurs déterminants ce choix et la diffusion médicale plus large des appareils portables sont multiples :



**Figure 15.1.** Échocardiographe portable compact (système Fukuda Denshi).

**a.b.** Conçus pour utilisation séparée autonome ou sur chariot.

Exemples de l'imagerie 2D : **c.** Harmonique versus fondamentale. **d.** Mode anatomique.

- le lieu de l'activité et la vocation de l'échographe portable;
- la qualité du parc d'échographes existants et son accessibilité (permanente ou ponctuelle);
- la qualité d'images et la performance diagnostique de l'échographe permettant d'affirmer ou d'infirmer un diagnostic évoqué;
- la fréquence des examens échographiques pratiqués déterminant le besoin d'un échographe supplémentaire;
- le poids de l'échographe (de 2 à 10 kg) et sa conception adaptée au besoin de l'utilisateur;
- l'autonomie maximale de l'échographe portable sur batterie et les possibilités de rechargement rapide;
- la transportabilité de l'échographe (à la main, dans un sac, en bandoulière, dans une valise à roulette, sur un support détachable, ...);
- la qualification de l'utilisateur et son niveau de formation (opérateur débutant ou expérimenté);
- la morphologie des patients usuellement explorés;
- le type de pathologies concernées (classiques, simples, diversifiées, complexes, ...);
- la possibilité d'édition d'images (nécessité d'un périphérique?) et de la récupération des images sur un support informatique (ordinateur, disque dur, CD/DVD, clé USB...);
- la possibilité de l'intégration de l'échographe dans un réseau;



**Figure 15.2.** Échographe portable (B) (système Zonare) déconnectable de la plateforme « mère » (A) pour utilisation autonome au chevet des patients. Exemple d'image couleur 2D (C).

- la possibilité de la déportation des images échographiques sur un répéteur (moniteur vidéo, ordinateur, ...)

En effet, autant de facteurs décisionnels souvent complexes qui font que le jugement porté sur l'appareil d'échographe portable pourra être variable d'une équipe à l'autre. Cependant, l'objectif du choix adéquat de l'échographe portable est commun : être assuré d'une fiabilité de la machine qui permettra la réalisation d'un examen échographique à part entière.

## Intérêt clinique

Les échographes portables présentent de nombreux avantages et certains inconvénients.

### Avantages du portable

Ils sont les suivants :

- la petite taille et la légèreté de l'appareil ;
- la maniabilité, la facilité de transport et d'installation de la machine ;



**Figure 15.3.** Échographe ultraportable-Vscan (système General Electric Healthcare) permettant d'obtenir des performances optimales en tout lieu. (iconographie : bibliographie)

- le coût financier réduit du portable ;
- les fonctions (modalités, mesures) optimales disponibles ;
- les améliorations (technologiques et informatiques) réalisables.

En fait, l'échographe portable considéré longtemps comme un matériel insuffisant de «débrouil-

lage» permettant d'éliminer les «grosses urgences» a consolidé sa position au sein de la pratique-cardiologique. Il peut accomplir la plupart des opérations effectuées par un échographe de «haut de gamme». Autrement dit, ce type d'appareil, dans les mains d'échographistes expérimentés, est suffisant dans un certain nombre de contextes.

## Utilisations spécifiques

L'échographe portable trouve son intérêt particulier :

- au lit du malade (invalide, âgé, peu mobilisable, infecté, en situation d'urgence,...);
- dans le cadre de la réanimation chez les patients en état critique;
- dans un service d'urgences, de soins intensifs, de cardiologie ou de réanimation (non équipé d'un appareil en propre en particulier);
- dans un bloc opératoire où installer un échographe classique est contraignant;
- dans une salle de cathétérisme;
- chez les patients ambulatoires;
- dans les cabinets de ville;
- en cas de non disponibilité (ou de panne) d'un appareil fixe plus performant.

## Applications cliniques

Les indications cliniques de l'échographie portable sont multiples. Elles dépendent de l'aptitude de l'examen en cause à préciser un diagnostic donné avec une sensibilité et une spécificité convenables.

La qualité des images acquises et l'exactitude de leur interprétation sont des facteurs qui dépendent étroitement des capacités de l'opérateur. L'utilité réelle de l'échographie portable a été démontrée dans les situations cliniques considérées « difficiles » comme :

- la défaillance cardiaque (altération de la fonction pompe et de remplissage);
- l'hypertension artérielle pulmonaire (chez les patients sous ventilation mécanique en particulier);
- les valvulopathies aiguës sévères;
- la dysfonction prothétique aiguë;
- une suspicion de tamponnade cardiaque;
- une lésion sévère de l'aorte suspectée (anévrisme, dissection).

La capacité diagnostique de l'échographie portable dans ces indications dites « ciblées » paraît proche de celle de l'appareil haut de gamme mais ne répondent pas encore à toutes les attentes.

La découverte d'une anomalie potentiellement « grave » doit conduire à une exploration écho-

cardiographique complète à l'aide d'un appareil plus performant.

L'échographie portable ouvre également la perspective :

- dans le dépistage large chez les populations à risque (grandes populations exposées);
- dans un guidage des gestes cardiologiques invasifs (valvulaires, coronaires, péricardiques, ...).

Enfin, certains échographes portables peuvent être également utilisés pour des usages non cardiaques, par exemple abdominaux (utilisation polyvalente).

## Inconvénients du portable

Les inconvénients de l'échographie portable sont surtout dus :

- à la fragilité potentielle du matériel du fait du faible volume de l'échographe portable;
- à la gêne ressentie par l'utilisateur du fait de la petitesse de l'écran intégré à l'échographe;
- aux limites dans les fonctions de certains types de portables (manque du Doppler continu ou de DTI, ...);
- à la nécessité de chargement rapide des batteries pour avoir accès à toute heure à l'appareil;
- au risque de contamination (chez les patients infectés, en réanimation...);
- au risque de vol (petite machine facile à voler).

Enfin, une formation adéquate des utilisateurs de l'échographe portable est nécessaire pour assurer la réalisation fiable et précise de l'examen échographique (courbe d'apprentissage optimale).

## Perspectives

Difficile de ne pas imaginer que les échographes portables vont s'imposer en pratique cardiologique quotidienne dans un futur proche avec :

- un éventail des sondes ultrasonores au choix;
- l'amélioration de la qualité des images (augmentation de la cadence d'acquisition en particulier);
- les fonctions disponibles comme sur la machine « de haut de gamme » : Doppler continu, DTI, échographie transœsophagienne, de stress, 3D;
- le stockage numérique élargi, l'édition rapide disponible, le transfert facile des données;

- le prix réduit des échographes portables ;
- une législation sur l'utilisation d'un tel appareil (recommandation, cotation...).

En fait, les échographes portables vont naturellement et inévitablement suivre l'évolution des téléphones portables : miniaturisation, fonction Internet, Wi-Fi, etc. Tout dépend de ce que l'on attend d'eux et de l'usage que l'on veut en faire. La conception d'un dispositif d'échographie cardiaque de poche composé d'un « appareil-sonde » ultrasonore (de la taille d'un microphone) raccordée à un iPhone/smartphone, voire iPad via une entrée USB est potentiellement réaliste. Une application spécifique (logiciel d'échographie) installée sur iPhone permettra l'affichage instantané des images échographiques. Ce système d'échographie de poche compact et miniaturisé (stéthoscope ultrasonore) est désormais disponible sur le marché et dédié à l'échographie abdominale en particulier (système MobiUS par exemple) (figure 15.4). En outre, avec un téléphone mobile, il est possible, entre autres choses, d'expédier les images pour qu'elles soient examinées plus précisément ou stockées sur un serveur.



**Figure 15.4.** Système d'échographie portable « de poche » MobiUS de Mobi Santé.

L'appareil-sonde ultrasonore de la taille d'un microphone est connecté par une entrée USB à un iPhone affichant des images échographiques acquises en temps réel.  
*iconographie : bibliographie.*

## Conclusions

Les échocardiographes portables sont nés des progrès technologiques et de la miniaturisation de l'informatique. Ils ont la taille d'un ordinateur PC portable et même celle d'un smartphone (échographe ultraportable ou échoscope), ce qui les rend très maniables et faciles d'utilisation au lit du patient. Ces échographes vont faciliter l'exercice de l'échographie dans de nombreuses situations (salle de cathétérisme, bloc opératoire, réanimation, cabinet de ville, etc.) avec une portabilité et un faible encombrement. Leur champ d'application et d'action semble majeur et potentiellement prometteur en routine cardiologique. Les limites technologiques seront probablement repoussées par les progrès incessants, notamment en informatique. Ainsi, les échographes ultraportables en devenant des « assistants ultrasonores » à l'examen clinique, sont susceptibles de bousculer le microcosme de la cardiologie non invasive.

## Bibliographie

- Berges AC, Knebel F, Walde T, et al. Diagnostic accuracy of new handheld echocardiography with Doppler and harmonic imaging properties. *J Am Soc Echocardiogr* 2004; 17 : 234.
- Derumeaux G. Les Échographes sur la voie de la miniaturisation. *Profession Cardiologique* octobre 2010; 17-8.
- Gallet B. Intérêt des examens échocardiographiques réalisés au moyen d'un appareil portable chez les patients en situation critique. *La Lettre du Cardiologue* 2001; 349 : 38.
- Goodkin GM, Spevack MD, Tunick PA, et al. How useful is hand-carried bedside echocardiography in critically ill patients? *J Am Coll Cardiol* 2001; 37 : 2019-22.
- Hagège A. Échocardiographie – le stéthoscope remplacera-t-il bientôt le stéthoscope? *Arch Mal Cœur Pratique* 2001; 95 : 28-30.
- Lipczynska M, Szymanski P, Hoffman P. Przenosne echokardiografy. In : *Echokardiografia*, vol. 7. Via Medica; 2005. p. 83-4.
- Malergue M-C. L'Imagerie cardiovasculaire : le point phare du congrès (ESC, Munich 2008). *Cardiologie Pratique* 2008; 863 : 1-4.
- Malergue M-C. Quelle est la place de l'écho portable? *Cardiologie Pratique* 2009; 872/873 : 14-5.
- Melamed R, et al. Assessment of left ventricular function by intensivists using hand-held echocardiography. *Chest* 2009; 135 (6) : 1416-20.

- Petrovic T, Lapostolle F, Adnet F. La Portabilité des échographes : un critère important mais pas unique en médecine d'urgence préhospitalière. La revue des SAMU 2007 ; 257-9.
- Roelandt JRTC. A personal ultrasound imager (ultrasound stethoscope). A revolution in the physical diagnosis. Eur Heart J 2002 ; 23 : 523.
- Schouman-Claeys E, Fernandez P. Échographie portable : expérience et point de vue. Bulletin de la SFR Septembre 2002.
- Spencer KT, Anderson AS, Bhargava A, et al. Physician-performed point-of-care echocardiography using a laptop platform compared with physical examination in the cardiovascular patient. J Am Coll Cardiol 2001 ; 37 (8) : 2013-8.
- Vignon P.h, Chastagner C, Francois B, et al. Capacité diagnostique et impact thérapeutique de l'échocardiographie portable en réanimation. Réanimation 2002 ; 11 (Suppl. 3) : 189S.
- Vignon P.h. Intérêt de l'échographie portable en pratique cardiologique. Cardinale; 2003 tome XV (7) P. : 46-9.
- Vourvouri EC, Poldermans D, De Sutter J, et al. Experience with an ultrasound stethoscope. J Am Soc Echocardiogr 2002 ; 15 : 80-5.
- <http://www.maxiapple.com/2011/10mobisantes>.
- MobiSante Mobi US iPhone : Système d'Échographie de Poche.
- Planète Cardio Magazine. Ed. Bianca Medica; 2008. n° 7.
- <http://www.gehealthcare.com/eufr/ultrasound>.
- <http://medgaget.com/2012/05ge-upgrades-its-portable-vscan>.
- <http://echonews.fr?tag=vscan>.

# Doppler transthoracique du flux coronaire

## Introduction

Le Doppler intrac coronaire permet l'analyse du flux coronaire et de la réserve coronaire (chapitre 12). Cependant, le caractère invasif de cette technique échographique limite considérablement son utilisation en routine cardiologique.

Avec le développement technologique des sondes ultrasonores à haute fréquence d'émission et de l'imagerie harmonique (chapitre 5), l'analyse non invasive du flux coronaire est devenue désormais possible par voie classique transthoracique.

## Méthodologie

Pour étudier le flux coronaire par voie transthoracique, on utilise la sonde ultrasonore standard multifréquence (de 3, à 7,0 MHz de préférence) munie d'une technologie harmonique.

En pratique, l'enregistrement optimal du flux coronaire est réalisable dans l'artère coronaire interventriculaire antérieure (IVA), au niveau de sa portion distale.

En fait, cette portion de l'IVA dite « superficielle » ou épicaudique se trouve anatomiquement proche de la paroi thoracique, donc de la sonde ultrasonore, et son trajet vertical est parallèle au faisceau Doppler assurant un alignement optimal avec le flux coronaire.

La méthodologie de l'examen du flux coronaire en transthoracique comprend successivement (figure 16.1) :

- le repérage spatial bidimensionnel (2D) de l'IVA selon l'incidence transthoracique appropriée : à mi-chemin entre la parasternale et l'apicale en effectuant une légère rotation antihoraire de la sonde.

L'artère IVA est visualisée en mode 2D sous forme d'une structure tubulaire et oblique qui chemine vers la pointe du cœur ;

- l'application du mode Doppler couleur bidimensionnel en réglant l'échelle de vitesse en couleur entre 12 et 24 cm/s.

Ce procédé favorisant la détection des faibles vitesses sanguines permet la visualisation optimale du flux coronaire en Doppler couleur ;

- l'enregistrement du flux coronaire en Doppler pulsé transthoracique en utilisant la porte Doppler de taille de 3–4 mm.

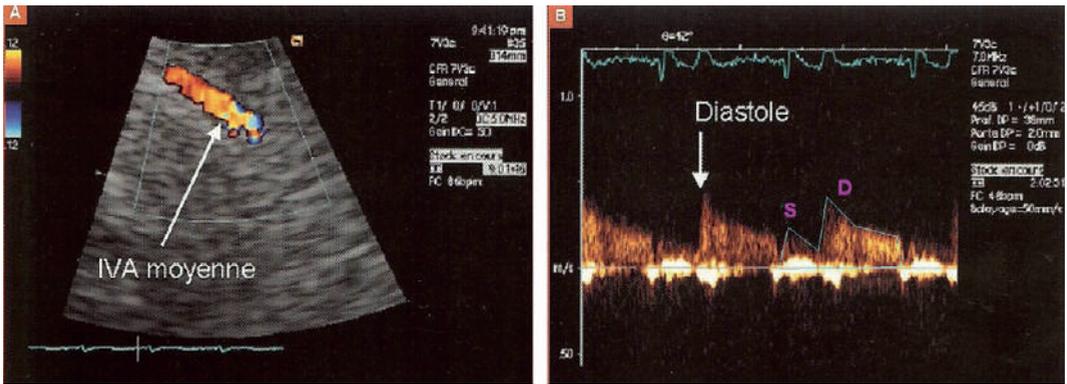
L'aspect spectral du flux coronaire normal est biphasique à nette prédominance diastolique.

Dans certains cas, il est possible d'étudier le flux coronaire de l'artère interventriculaire postérieure ou de la circonférence distale mais la faisabilité de cette approche est moins bonne que pour l'IVA.

## Intérêt clinique

Le Doppler transthoracique appliqué à l'artère coronaire épicaudique permet de mesurer :

- les vitesses systolo-diastoliques du flux coronaire ;
- la réserve du flux coronaire, paramètre clé dans l'évaluation de la perméabilité coronaire.



**Figure 16.1.** Flux coronaire normal visualisé en Doppler couleur.

**a.** Dans l'IVA moyenne. **b.** Enregistré en Doppler pulsé transthoracique.

Aspect biphasique systolo-diastolique du flux coronaire à prédominance diastolique ( $D > S$ ).

Source : A. Scheublé, *Réalités Cardiologiques*, 2005.

## Étude de la réserve coronaire

La réserve du flux coronaire (RFC ou CVR : Coronary Velocity Reserve) reflète l'adaptation du débit coronaire à la demande métabolique du myocarde. Elle se définit par le rapport entre le flux coronaire après stimulus hyperémique et le flux coronaire à l'état basal (figure 16.2).

L'hyperémie dite provoquée est obtenue grâce à l'injection intraveineuse d'adénosine, à la dose de 140  $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$  sur cinq minutes. Ce test à l'adénosine entraîne une vasodilatation coronaire qui se traduit par une augmentation de la vélocité coronaire mesurée simultanément en Doppler transthoracique.

Ainsi, la réserve du flux coronaire (RFC) est un rapport de deux vélocités : hyperémique au pic/basal. En pratique une valeur de RFC  $< 2$  témoigne d'une diminution significative de la réserve coronaire.

## Applications cliniques

Les applications cliniques principales de la réserve de RFC sont :

- la détection de la sténose coronaire significative.

En fait, la RFC permet d'évaluer l'influence d'une sténose coronaire sur le flux sanguin. Elle est inversement corrélée au degré de la sténose coronaire. Ainsi, une RFC  $< 2$  est en faveur d'une sténose coronaire épicaire significative.

Pour les sténoses coronaires intermédiaires de l'IVA (50–70 %) la mesure de la RFC permet de s'abstenir de l'angioplastie en cas de valeur de RFC  $> 2$ .

Cependant, il faut souligner que la RFC permet uniquement une évaluation du retentissement fonctionnel des sténoses coronaires, elle ne prétend en aucun cas remplacer les explorations anatomiques habituelles (coronarographie, scanner coronaire...);

- l'évaluation du flux coronaire dans l'infarctus du myocarde (IDM).

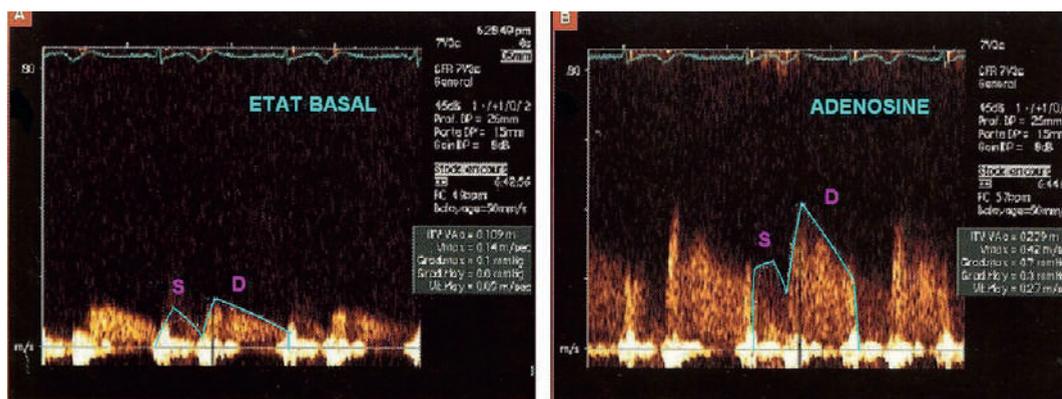
Il s'agit de :

- la détection de la perméabilité coronaire en phase aiguë de l'IDM antérieur.

Ainsi une vélocité maximale du flux coronaire  $\geq 25 \text{ cm/s}$  enregistrée en Doppler transthoracique dans l'IVA prédit la présence de la perméabilité coronaire;

- l'évaluation du résultat de la revascularisation myocardique.

Le succès de la thrombolyse en phase aiguë de l'IDM peut être démontré par la visualisation directe de l'artère coronaire coupable de l'infarctus. L'analyse du flux d'IVA par Doppler transthoracique permet d'apprécier le degré de la perméabilité coronaire due à la thrombolyse. De même, après une angioplastie coronaire avec *stenting*, la RFC tend à se normaliser en quelques jours.



**Figure 16.2.** Réserve du flux coronaire normale (RFC = 3,0) mesurée en Doppler transthoracique au niveau de l'IVA.

**a.** Aspect du flux coronaire à l'état basal. **b.** Lors de l'hyperhémie sous adénosine.

Source : A. Scheuble, *op. cit.*

La diminution paradoxale de la RFC en post-angioplastie permet de soupçonner une resténose coronaire.

Enfin, une RFC basse enregistrée au niveau de la partie distale du pontage mammaire/IVA, ou sur l'IVA native, juste en aval de l'anastomose, peut évoquer une occlusion du pontage coronaire ;

- le dépistage du phénomène de *no-reflow*.

Le phénomène de *no-reflow* correspond à une obstruction diffuse des microvaisseaux dans le territoire de l'infarctus.

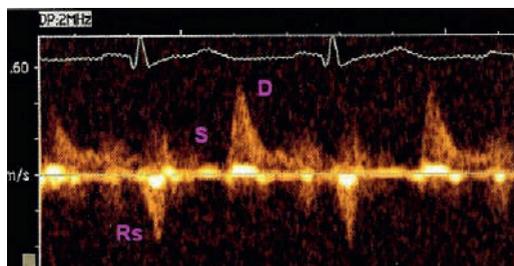
Le Doppler transthoracique permet d'identifier le profil de *no-reflow* dans les IDM antérieurs.

Ce profil est caractérisé par une morphologie particulière du flux coronaire associant (figure 16.3) :

- un flux systolique antérograde diminué ;
- un flux systolique rétrograde précoce ;
- un flux diastolique prédominant avec une pente de décélération rapide.

De plus, le Doppler transthoracique aide à différencier le *no-reflow* dû à la nécrose myocardique, du *no-reflow* lié aux troubles microcirculatoires transitoires potentiellement réversibles pouvant s'observer immédiatement en post-angioplastie. Ainsi, la persistance soutenue d'un profil coronaire de *no-reflow* en Doppler transthoracique témoigne du caractère irréversible des lésions microcirculatoires.

Elle est habituellement associée à l'absence de récupération contractile du myocarde à distance (absence de viabilité myocardique résiduelle) ;



**Figure 16.3.** Profil *no-reflow* du flux coronaire enregistré en Doppler transthoracique dans l'IVA après revascularisation d'un infarctus antérieur aigu.

Reflux systolique précoce (Rs), flux systolique abaissé (S), pente de décroissance diastolique rapide (D).

Source : P. Meimoun, *AMC Pratique*, 2007.

- la détection de la dysfonction microcirculatoire coronaire « secondaire ».

La mesure de la RFC est également utile dans l'analyse de l'état de la microcirculation coronaire en l'absence de sténose coronaire. La baisse significative de la RFC a été observée dans de nombreuses affections telles que l'hypertension artérielle, la cardiomyopathie dilatée, le diabète, le syndrome X, etc. Elle témoigne de la dysfonction microcirculatoire coronaire plus ou moins diffuse liée à la maladie sous-jacente. L'évolution spontanée ou sous traitement de cette dysfonction coronaire peut être suivie par la mesure de la RFC.

## Conclusions

Le Doppler transthoracique est une technique d'exploration coronaire non invasive, fiable et facilement réalisable au lit du patient. Il permet l'étude précise du flux coronaire et de la réserve coronaire.

Son intérêt clinique réside essentiellement dans l'évaluation fonctionnelle ainsi que le suivi des sténoses coronaires et dans l'analyse de la micro-circulation coronaire.

Cette technique permet également de mettre en évidence le phénomène de *non-reflow* après infarctus aigu du myocarde conditionnant le pronostic ultérieur. Elle peut être également utilisée pour le dépistage de la resténose coronaire en post-angioplastie et pour la surveillance de la perméabilité des pontages coronaires. Enfin, c'est aussi un outil dans l'étude de la physiopathologie de la circulation coronaire sous diverses thérapeutiques.

## Bibliographie

- Chaib A, Spaulding G. La Mesure de la fraction de réserve du flux coronaire. *Cardiologie Pratique* 2010; 919 : 12-3.
- Lambertz H, Tries HP, Stein T, et al. Non-invasive assessment of coronary flow reserve with transthoracic signal-enhanced Doppler échocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12 : 186-95.
- Lee S. Serial measurement of coronary flow velocity by transthoracic Doppler echocardiography : prediction of left ventricular remodeling in reperfused acute myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol* 2002; 39 (Suppl. A).
- Lepper W, Sieswerda GT, Franke A, et al. Repeated assessment of coronary flow velocity pattern in patients with first acute myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol* 2002; 39 : 1283-9.
- Meimoun P. Exploration coronaire par échographie-Doppler transthoracique. *Arch Mal Cœur Pratique* 2007; 161 : 17-21.
- Meimoun P, Tribouilloy C. Non-invasive assessment of coronary flow and coronary flow reserve by transthoracic Doppler echocardiography : a magic tool for the real world. *Eur J Echocardiogr* 2008; 9 : 449-57.
- Meimoun P. La Mesure non invasive du flux et de la réserve coronaire : applications dans la pathologie coronaire. *L'Écho de la Filiale* septembre 2009; 23 : 27-30.
- Meimoun P, Benali T, Elmekies F, et al. Prognostic value of transthoracic coronary flow reserve in medically treated patients with proximal left anterior descending artery stenosis of intermediate severity. *Eur J Echocardiogr* 2009; 10 : 127-32.
- Nohtomi Y, Takeuchi M, Nagasawa K, et al. Persistence of systol coronary flow reversal predicts irreversible dysfunction after reperfused anterior myocardial infarction. *Heart* 2003; 89 : 382-8.
- Pizzuto F, Voci P, Mariano E, et al. Assessment of flow velocity reserve by transthoracic Doppler echocardiography and venous adenosine infusion before and after left anterior descending coronary artery stenosis. *J Am Coll Cardiol* 2001; 38 : 155-62.
- Rigo F, Gherardi S, Galderisi M, et al. The prognostic impact of coronary flow-reserve assessed by Doppler echocardiography in non-ischæmic dilated cardiomyopathy. *Eur Heart J* 2006; 27 : 1319-23.
- Scheuble A, Brochet E, Faraggi E. Transthoracic Doppler assessment of coronary flow velocity pattern as an early predictor of persistent left ventricular dysfunction after primary angioplasty for acute myocardial infarction. *Eur J Echocardiogr* 2004; 5 : S103(630).
- Scheuble A. Évaluation non-invasive de la reperfusion au cours de l'infarctus aigu du myocarde : Doppler transthoracique. *Réalités Cardiologiques* 2005; 207 : 13-8.
- Scheuble A. Apport du Doppler transthoracique dans l'appréciation de la reperfusion myocardique après IDM aigu. *Cardiologie Pratique* 2005; 712 : 13-4.
- Scheuble A. La réserve coronaire par Doppler transthoracique. *Écho Cardiographie* 2009; 12 : 5-7.
- Ueno Y, Nakamura Y, Kinoshita M, et al. Can coronary flow velocity reserve determined by transthoracic Doppler echocardiography predict the recovery of regional left ventricular function in patients with acute myocardial infarction? *Heart* 2002; 88 : 137-41.

## Introduction

L'échocardiographie 3D s'est enrichie récemment de l'imagerie temps réel 4D « One Beat » permettant de réaliser l'échographie du cœur entier en un seul battement cardiaque.

Afin de créer des images dynamiques 4D, ayant une résolution latérale, en profondeur et temporelle suffisante, une nouvelle génération de sondes a été créée : les sondes matricielles 4D. Entendons par 4D une image « anatomique » volumique 3D du cœur, temps réel, la quatrième dimension étant le temps. Étant donné l'émission et la réception temps réel, l'image obtenue est en quatre dimensions. Cette innovation technologique constitue une avancée majeure en échographie cardiaque et un outil diagnostique performant.

## Méthodologie

L'imagerie échographique 4D a pu être développée grâce à la mise au point d'une sonde électronique matricielle 4D et d'un formateur de faisceau ultrasonore 4D. Ce double enjeu en échographie 4D (sonde, formateur) a été réalisé efficacement par certains constructeurs des échographes tels que Toshiba (système Artida) en exploitant les derniers progrès scientifiques et techniques en ultrasonographie.

### Sonde matricielle 4D

La sonde ultrasonore 4D (figure 17.1 A) contrôle électroniquement deux rangées de cristaux céramiques permettant de créer une onde tridimensionnelle. À la réception, le signal 3D forme une image volumique du cœur, en forme de pyramide. Les sondes matricielles 4D émettent les ultrasons aux fréquences identiques aux sondes 2D, soit en

imagerie cardiaque adulte aux alentours de 2,5 MHz. Selon les constructeurs de ces sondes sont également compatibles avec les harmoniques et les multifréquences.

### Formateur de faisceaux 4D

Le formateur de faisceaux 4D est un formateur de nouvelle génération qui doit être à la fois capable de générer mais également de traiter un nombre très conséquent des données ultrasonores. Outre le formateur spécifique de faisceau, l'électronique et l'informatique embarqués doivent être suffisamment puissants pour créer des images 4D ayant des cadences dites volumiques (cadence image du volume 4D) en rapport avec l'exigence de la dynamique cardiaque, soit de l'ordre de 15 à 20 volumes par seconde minimum.

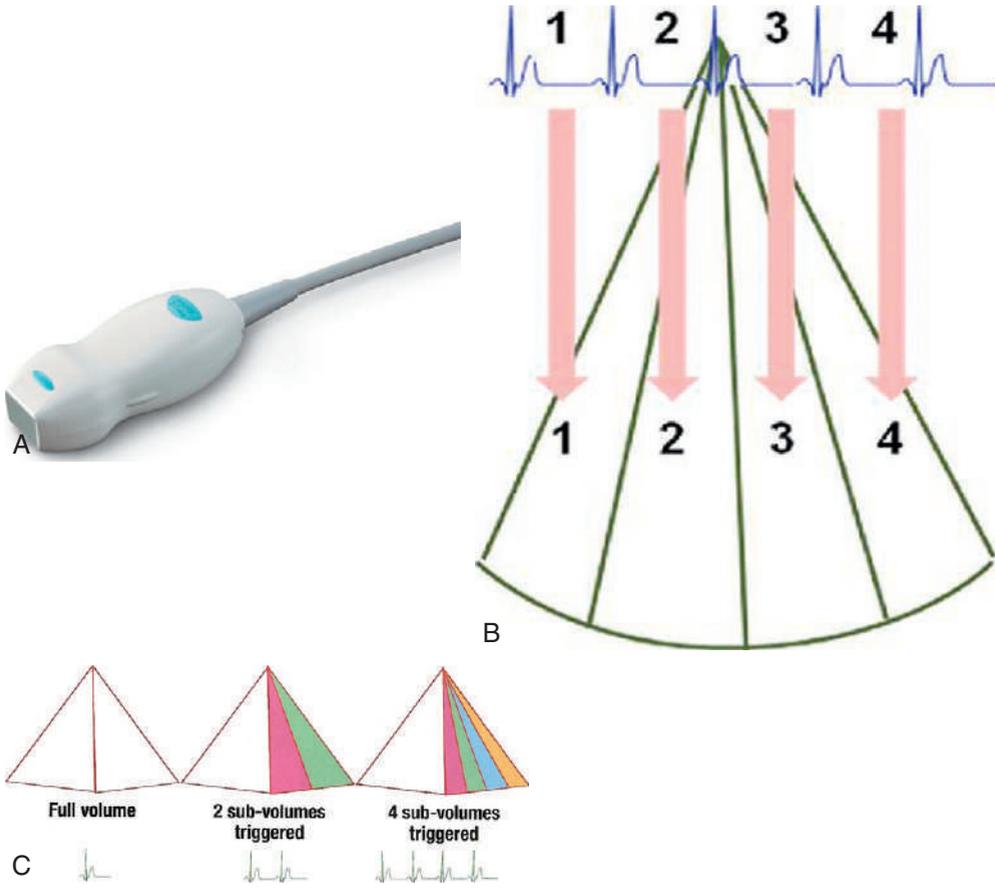
### Modes d'acquisition en 4D

L'acquisition des images cardiaques en 4D peut se faire soit au cours d'un seul cycle cardiaque, soit sur plusieurs cycles cardiaques (figure 17.1 B, C).

#### Mode 4D temps réel, sur un cycle cardiaque

Il est constitué d'une seule « pyramide » de données. L'acquisition se fait en temps réel : en *live*. Cela signifie que l'utilisateur va pouvoir bouger sa sonde, le patient peut respirer ou bouger lui-même. L'utilisateur peut changer de profondeur d'exploration ou de gain ou de tout autre paramètre en cours d'acquisition. Cette acquisition n'est pas soumise à des contraintes de rythme cardiaque.

L'acquisition peut se faire sur l'ensemble de la « largeur » et de « l'épaisseur » de la pyramide d'acquisition (paramètres d'azimut, élévation et profondeur). Selon les constructeurs, l'utilisateur



**Figure 17.1. Échocardiographie 4D.**

a. Sonde matricielle 4D. b., c. Modes d'acquisition des images en 4D (Toshiba Medical Systems).

peut modifier ces paramètres en cours d'acquisition pour se « concentrer » ou non sur certaines zones. En général, ce mode d'acquisition est réservé au patient en fibrillation auriculaire, ou à l'exploration de zones de tailles réduites : les oreillettes, une valve et plus rarement pour les ventricules. En effet, tout le volume acquis est soumis à des compromis concernant la qualité souhaitée, en termes de cadence volumique ou de résolution. En effet, en réduisant la résolution (on réduit le nombre de ligne et leur « écartement » dans le volume) alors on augmente la cadence volumique. Ainsi dans le même temps, par exemple une seconde, on réalise moins de lignes volumiques donc on améliore le nombre possible de volume par seconde. La cadence volumique est exprimée en volume par seconde. Lorsque le rythme cardiaque équivaut à 60 battements par minute : un battement = une seconde, alors la

cadence volumique est égale à un nombre de volume par battement.

Si la fréquence cardiaque est très élevée, comme au pic de l'examen de stress ou d'effort, alors la cadence volumique n'est pas toujours suffisante dans ce mode d'acquisition Live. L'utilisateur doit alors privilégier un autre mode d'acquisition : mode « Trigger » détaillé ci-dessous.

### Mode 4D « Trigger » ou acquisition sur plusieurs cycles cardiaques

Le mode Trigger permet de regrouper plusieurs acquisitions partielles pour pallier soit le déficit de résolution, soit le déficit de cadence volumique. Ce mode est généralement utilisé pour l'exploration des ventricules. Il est réalisé sur deux, quatre,

six, ou sept battements consécutifs alors que certains constructeurs permettent de regrouper des cycles non consécutifs.

Lors du premier cycle, une acquisition 4D va par exemple enregistrer un quart du ventricule, puis sur le deuxième cycle le second quart et ainsi de suite jusqu'au quatrième, et afficher ensuite les quatre portions du ventricule.

Au cours de l'acquisition, il faut que le patient et la position de la sonde soient parfaitement stables et dans ce cas la reconstruction du ventricule complet sera de très bonne qualité. Sinon, il peut y avoir des défauts de cohérence entre les volumes partiels (*mismatch*).

Il est recommandé dans l'utilisation de ce mode de demander au patient de maintenir une apnée qui sera de quelques secondes, le temps d'acquérir les différents cycles consécutifs.

## Modes d'affichage 4D

Deux modes d'affichage peuvent être réalisés en échographie cardiaque 4D : multiplan ou volumique.

### Mode 4D multiplan

Il est constitué d'un affichage de plusieurs plans de coupes 2D simultanément et en temps réel (figure 17.2 A et B). Plutôt que de privilégier l'affichage de la « pyramide » tridimensionnelle, le multiplan n'affiche que certains plans de coupes 2D. L'utilisateur va alors visualiser deux, trois, cinq, ou jusqu'à neuf plans de coupes. Ces plans de coupes ne sont pas nécessairement orthogonaux. Ils peuvent être obliques, parallèles ou non et donc se situer dans n'importe quels angles à l'intérieur de la pyramide 4D.

L'utilisateur va faire une acquisition à partir d'une voie d'abord de son choix : apicale ou parasternale. Il pourra par exemple obtenir simultanément une coupe parasternale grand axe et petit axe en encore une coupe quatre, deux et trois cavités dans la même image.

Ainsi on obtient des images de neuf plans de coupes petits axes pris à partir de l'apex et jusqu'à la base du ventricule gauche, typiques des modalités scanner et IRM.

Les vues sagitales, coronales, transverses sont visualisées sans « reconstruction » et de manière simultanée.

L'utilisateur détermine, selon les constructeurs, la profondeur d'exploration, les fréquences et les réglages de gain et tous les autres prétraitements classiques avant de faire l'acquisition en multiplan. Selon les constructeurs, il pourra décider d'afficher le nombre et l'angle des plans de coupes avant, pendant ou après l'acquisition 4D.

### Mode 4D volumique

Il est constitué d'un affichage de l'aspect « volumique » des structures cardiaques (fig 17.2 C).

La plupart des constructeurs proposent un affichage de la surface des structures (valves/ventricules, etc.) avec éventuellement un aspect colorisé qui rend compte de la profondeur dans l'image. En effet, les structures sont vues en « 3D » selon un angle de vue laissé au choix.

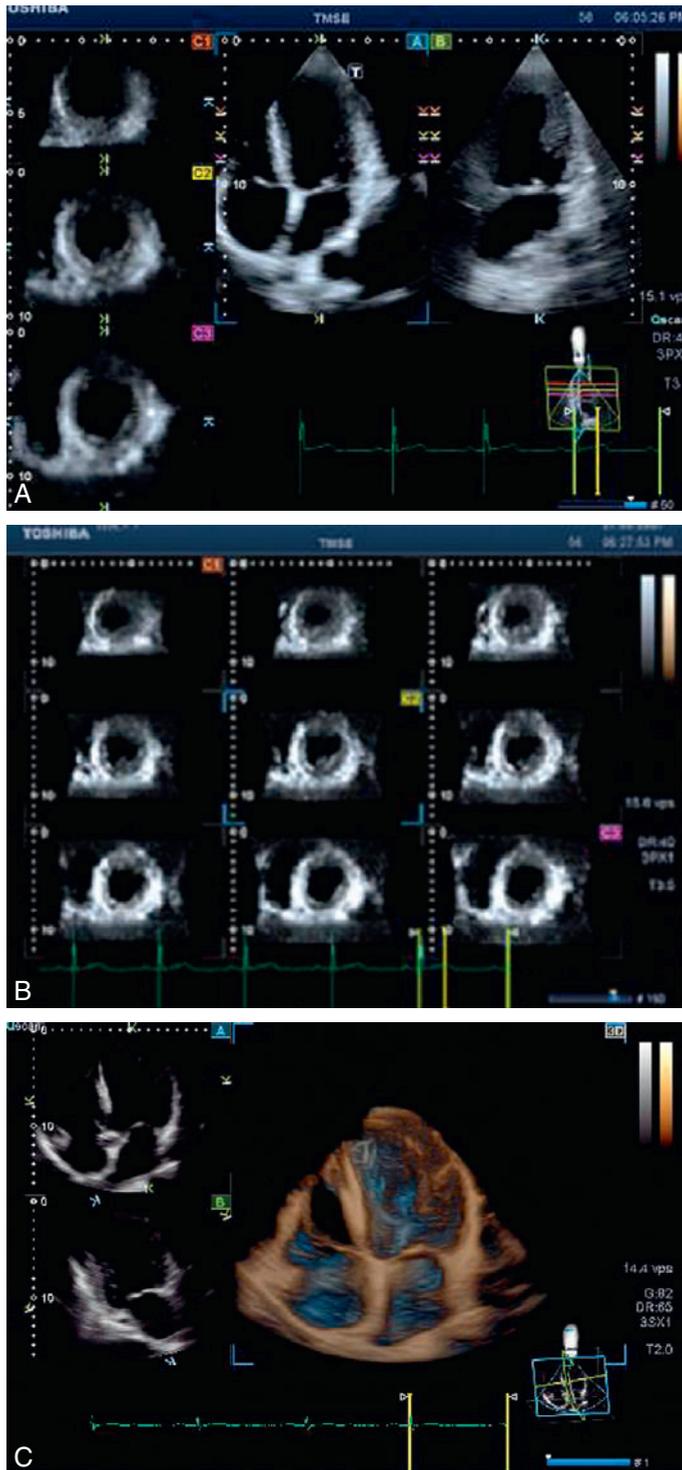
Le mode volumique permet de voir la surface des structures cardiaques à condition qu'elles soient entourées de liquide, qui lui apparaît en noir dans l'image 4D. Cette condition est indispensable.

Selon la structure que l'on cherche à voir, il faudra privilégier la voie d'abord apicale ou au contraire la voie d'abord parasternale.

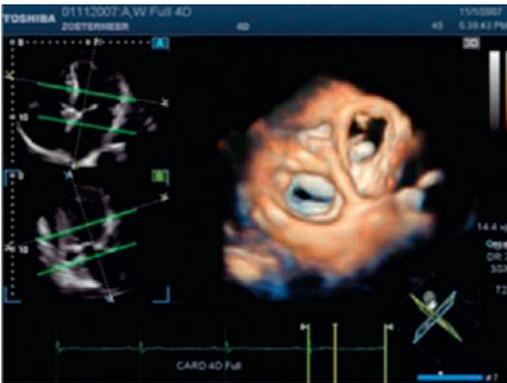
### Méthode de *cropping* ou découpages des volumes

Il est nécessaire d'utiliser des méthodes de *cropping* pour permettre la visualisation en mode volumique (figure 17.3). Le *cropping* est une méthode de découpage en 3D à l'intérieur du volume. Il peut s'agir, dans des formes simples d'une découpe strictement orthogonale d'une partie du volume. Ainsi, pour visualiser une valve mitrale on va « découper » l'apex du ventricule pour ouvrir le VG et visualiser la mitrale dans la partie médiane du VG.

Certains constructeurs proposent des méthodes semi-automatiques ou multidirectionnelles qui permettent de réaliser ce qui peut s'apparenter à des méthodes d'endoscopie virtuelle. Dans ce cas, le découpage se fait à partir du point de vue que l'on souhaite obtenir sur une structure. Par exemple, pour visualiser la valve mitrale l'utilisateur place un point qui devient la tête



**Figure 17.2.** Échocardiographie 4D.  
Modes d'affichage des images 4D. a., b. Multiplan. c. Volumique.  
Source : Toshiba Medical Systems.



**Figure 17.3. Échocardiographie 4D.**  
Méthode de découpage des volumes 4D de *cropping*.  
Source : Toshiba Medical Systems.

de l'endoscope et dirige la « caméra » dans n'importe quelle direction vers la valve.

En résumé, les sondes matricielles 4D permettent une nouvelle approche de l'imagerie échographique. De nouveaux appareils d'échographie comme Artida de Toshiba offrent à la pratique clinique quotidienne une imagerie cardiaque 4D de haute qualité, fiable et reproductible. Ses fonctions intuitives permettent de couper, trancher et positionner efficacement le volume cardiaque 4D. Cette avancée rend l'examen et l'analyse autonomes des données 4D de plus en plus importants.

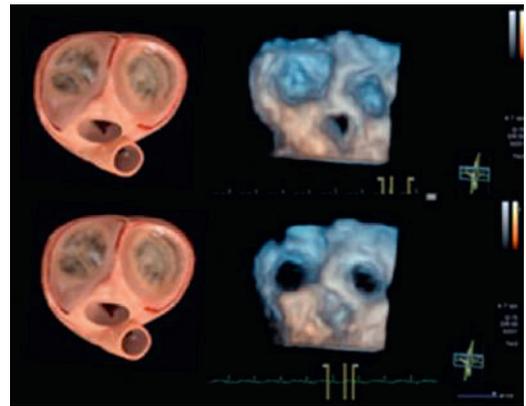
## Intérêt clinique

L'échocardiographie traditionnelle est souvent limitée dans la description et la quantification des lésions cardiaques. L'imagerie 4D offre de nouvelles fonctionnalités en produisant des images 4D précises. Elle présente les intérêts cliniques spécifiques en modes multiplan et volumique (figure 17.4).

### Intérêts cliniques des multiplans

Ils sont listés ci-après :

- créer des coupes non visibles habituellement en imagerie 2D (tous les angles entre les deux, quatre et trois cavités peuvent être explorés sans bouger la sonde et donc à partir de la même voie d'abord);



**Figure 17.4. Échographie 4D multidirectionnelle.**

Découpe « ciblée » et précise des structures cardiaques du type endoscopie virtuelle.

Source : Toshiba Medical Systems.

- afficher simultanément des coupes petit axe et apicales, par exemple pour explorer une zone ischémique;
- afficher toutes les coupes autour d'une valve, de son anneau, des différentes valvules.

### Intérêts cliniques en mode volumique

Ils sont listés ci-après :

- créer des vues chirurgicales des valves;
- afficher des vues de type « cœur entier » pour l'évaluation des volumes des ventricules;
- explorer le fonctionnement des valves au cours de la systole et diastole à l'aide de Doppler couleur associé;
- mesurer les dimensions exactes des structures en tenant compte de l'anatomie tridimensionnelle du cœur.

Les applications cliniques validées de l'échographie cardiaque 4D concernent :

- les pathologies valvulaires, mitrales notamment (prolapsus, sténose) en permettant :
  - une meilleure évaluation des rapports avec les structures avoisinantes;
  - une localisation plus fiable de prolapsus et de son étendue;

- une analyse plus précise de la géométrie et de la mobilité valvulaire, de l'état des commissures et de la surface de l'orifice valvulaire;
- l'étude des ventricules (ventricule gauche en particulier) fondée sur le calcul des masses, des volumes et de la fraction d'éjection. La méthode 4D est aussi fiable que les études par résonance magnétique nucléaire (RMN);
- les masses intracardiaques (tumeurs, thrombi, végétations).

Le 4D permet d'apprécier précisément la localisation, la forme et le volume des masses.

Les applications cliniques potentielles de l'échocardiographie 4D sont surtout :

- l'aide au geste interventionnel (percutané ou chirurgical) comme la fermeture de CIA, la correction de fuite prothétique, la dilatation mitrale percutanée, le remplacement valvulaire, ...;
- l'analyse des prothèses valvulaires, vasculaires, etc. (morphologie, fonctionnement);
- l'évaluation de la géométrie et de la cinétique ventriculaire dans les cardiomyopathies notamment ischémiques et hypertrophiques.
- l'étude de l'asynchronisme cardiaque;
- l'étude des cardiopathies congénitales du cœur droit en particulier.

Enfin, l'intérêt de l'échographie cardiaque 4D en recherche clinique est certain.

## Conclusions

Les techniques permettant la visualisation en trois dimensions (3D) du cœur battant se sont remarquablement développées ces 10 dernières années. L'apparition de l'échocardiographie 4D en temps réel permettant l'acquisition en un seul cycle cardiaque de l'ensemble du volume cardiaque, constitue un progrès technologique certain.

L'imagerie 4D est particulièrement utile pour l'analyse des valves cardiaques, notamment la valve mitrale, et des volumes ventriculaires. La quantification de fonction du ventricule gauche gagne en simplicité et en intuitivité.

D'autres pistes sont intéressantes comme l'étude des prothèses valvulaires, la détection des végétations

endocarditiques, des thrombi, etc. La 4D accompagne également des méthodes interventionnelles percutanées en particulier.

Ainsi, l'échocardiographie 4D émerge comme un nouvel outil d'investigation cardiaque non invasif très promoteur.

## Bibliographie

- Acar Ph. L'Échocardiographie 3D temps réel – une révolution pour le clinicien. *Cardiologie Pratique* 2004; 693/694 : 4–8.
- Agricola E, Oppizzi M, Pisani M, et al. Accuracy of real-time 3D echocardiography in the evaluation of functional anatomy of mitral regurgitation. *Int J Cardiol* 2008; 127 : 342–9.
- Bonciu Cl. Restitution 4D du ventricule gauche du cœur par échocardiographie [thèse]. Orléans : université d'Orléans; 1997.
- Brochet E. Échocardiographie 3D temps réel. *L'Écho de la Filiale* 2010; 24 : 53-7.
- Cohen A, Meuleman C, Haddour N. 3D : une technique très séduisante. *Cardiologie Pratique* 2010; 925/926 : 1–2.
- Corsi C, Lang RM, Veronesi F, et al. Volumetric quantification of global and regional left ventricular function from real-time three dimensional echocardiographic images. *Circulation* 2005; 112 : 1161–70.
- Debrun D, Therain F, Leger C. Mesure des volumes du ventricule gauche par échocardiographie 4D : résultats préliminaires sur la comparaison à la tomo-scintigraphie myocardique synchronisée. *J Medecine Nucléaire* 1999; 23 (2) : 77–80.
- Donal E. Que peut-on attendre de l'échocardiographie 3D? *Cardiologie Pratique* 2010; 918 : 4–5.
- Gopal AS, Shen Z, Sapin PM, et al. Assessment of cardiac function by three-dimensional echocardiography with conventional noninvasive methods. *Circulation* 1995; 92 (4) : 642–53.
- Gopal AS., Chukwu EO, Iwuchukwu CJ, et al. Normal values of right ventricular size and function by real-time 3-dimensional echocardiography : comparison with cardiac magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2007; 20 : 445–55.
- Greenberg NL, Fukuda S, Agler D, et al. Quantification échographie 4D de la fonction VG et valvulaire pathologie. *Information en cardiologie* 2006; 33 : 729–31.
- Hung J, Lang R, Flachskampf F, et al. 3DEchocardiography : a review of the current status and future directions. *J Am Soc Echocardiogr* 2007; 20 : 213–33.
- Jacobs LD, Salgo IS, Goonewardena S, et al. Rapid quantification of left ventricular volume from real-time three-dimensional echocardiographic data. *Eur Heart J* 2006; 27 : 460–8.

- Jenkins C, Bricknell K, Hanekom L, et al. Reproducibility and accuracy of echocardiographic measurements of left ventricular parameters using real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44 : 878–86.
- Kapetanakis S, Kearney MT, Siva A, et al. Real-time three-dimensional echocardiography : a novel technique to quantify global left ventricular mechanical desynchrony. *Circulation* 2005; 112 : 992–1000.
- Lang RM, Mor-Avi V, Sugeng L, et al. Three-dimensional echocardiography the benefits of the additional dimension. *J Am Coll Cardiol* 2006; 48 : 2053–69.
- Maribas Ph. Qu'attendre réellement de l'échocardiographie tridimensionnelle? *Consensus Cardio* 2011 ; 69.
- Mor-Avi V, Jenkins C, Kuhl HP, et al. Real-time 3D echocardiographic quantification of left ventricular volumes : multicenter study for validation with magnetic resonance imaging and investigation of sources of error. *Am Coll Cardiol Imaging* 2008; 1 : 413–23.
- Nesser HJ, Sugeng L, Corsi C, et al. Volumetric analysis of regional left ventricular function with real-time three-dimensional echocardiography : validation by magnetic resonance and clinical utility testing. *Heart* 2007; 95 : 572–8.
- Nihoyannopoulos P, Kisslo J. *Echocardiography*. Springer; 2010.
- Salgo IS, Ackerman WB, Lang RM. Segmental evaluation of LV remodeling by 3D dynamic shape analysis stratifies functional myocardial performance. *Am J Cardiol* 2007; 49 : 177A(abstract).
- Sebag IA, Morgan JH, Handschumacher M, et al. Usefulness of three-dimensionally guided assessment of mitral stenosis using matrix-array ultrasound. *Am J Cardiol* 2005; 96 : 1151–6.
- Sugeng L, Weinert L, Thiele K, et al. Real-time three-dimensional echocardiography using a novel matrix array transducer. *Echocardiography* 2003; 20 : 623–35.
- Sugeng L, Coon P, Weinert L, et al. Use of real-time three-dimensional transthoracic echocardiography in the evaluation of mitral valve disease. *J Am Soc Echocardiogr* 2006; 19 : 413–21.
- Sugeng L, Mor-Avi V, Weinert L, et al. Quantitative assessment of left ventricular size and function : side-by-side comparison of real-time three-dimensional echocardiography and computed tomography with magnetic resonance reference. *Circulation* 2006; 114 (7) : 654–61.
- Takeuchi M, Jacobs A, Sugeng L, et al. Assessment of left ventricular desynchrony with real-time 3 dimensional echocardiography : comparison with Doppler tissue imaging. *Am Soc Echocardiogr* 2007; 20 : 1321–39.
- Yap SC, Van Geuns RJ, Nemes A, et al. Rapid and accurate measurement of LV mass by biplane real-time 3D echocardiography in patients with concentric LV hypertrophy comparison to CMR. *Eur J Echocardiogr* 2008; 9 : 255–60.
- Zuber M. Quantifying Myocardial Function by using 2D and 3D Wall Motion Tracking Analysis. *Toshiba-Leading Innovation*; 2008.
- <http://www.informationhospitalier.com/actualite-10768-toshiba-tomtec>.

## Introduction

Le Strain exploré en Doppler tissulaire s'était révélé décevant car peu reproductible. L'apparition du strain en mode 2D (à partir des *speckles* détectés au sein du myocarde) a rendu la technique plus fiable, d'autant que les cadences images sont plus élevées et que l'étude du strain en 2D est indépendante de l'angle des ultrasons.

La principale limite du 2D Strain repose sur le fait que les déplacements du myocarde ont un caractère tridimensionnel, alors même que le 2D Strain ne permet un suivi des *speckles* que dans un unique plan. Le système d'échographie récemment développé par Toshiba offre l'analyse du mouvement des *speckles* dans les trois dimensions à partir d'une acquisition 4D (3D Wall Motion Tracking).

En fait, seul le 3D Strain permet d'analyser véritablement la contractilité cardiaque, en suivant l'anatomie complexe 3D du cœur. Cette innovation technologique ouvre la porte vers une quantification fonctionnelle réelle et précise des ventricules, notamment du ventricule gauche.

## Méthodologie

Le 2D Wall Motion Tracking (2D Strain) est une technologie de Speckle Tracking permettant une analyse bidimensionnelle des déformations myocardiques.

Cependant, seule l'analyse de la contraction longitudinale apparaît comme réellement fiable et reproductible en 2D Strain. Les autres composantes radiales et circonférentielle notamment, sont moins robustes car particulièrement concernées par le phénomène de perte de *speckles* dans un plan de coupe exploré.

Le couplage du Speckle Tracking avec une acquisition en 3D/4D constitue une alternative séduisante pour remédier au problème de perte de *speckles* en mode 2D.

## Technologie de Strain 3D

La technologie 3D Wall Motion Tracking valide chaque point de *speckle* par son signal brut. L'analyse est réalisée en continu, dans toute l'épaisseur du volume, en suivant le mouvement 3D des fibres cardiaques. Les *speckles* sont pistés «traqués» dans les trois dimensions volume par volume. Ainsi les trajectoires réelles sont analysables (figure 18.1).

En effet, on obtient le 3D Strain, le 3D déplacement, les torsions et les rotations cardiaques (figure 18.2).

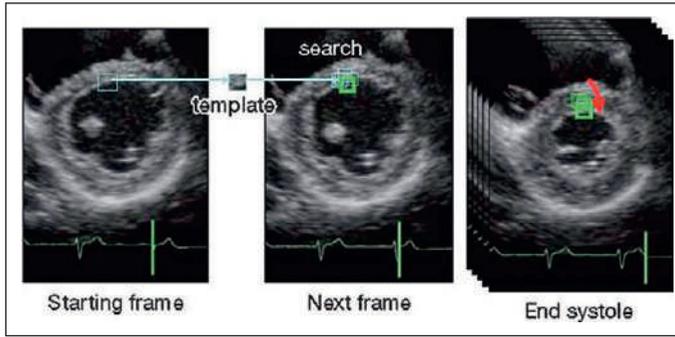
## Avantages de Strain 3D

Les principaux avantages de 3D Strain sont :

- le volume myocardique inclus en globalité dans la pyramide d'acquisition ultrasonore;
- la zone myocardique d'intérêt explorée en totalité en trois dimensions (pas de phénomène de « sortie » du plan de coupe 2D);
- l'accès immédiat et facile aux mesures complètes et précises (déformation, déplacement, torsions, etc.);
- le gain de temps d'acquisition de 3D Strain réduit par rapport au mode 2D Strain.

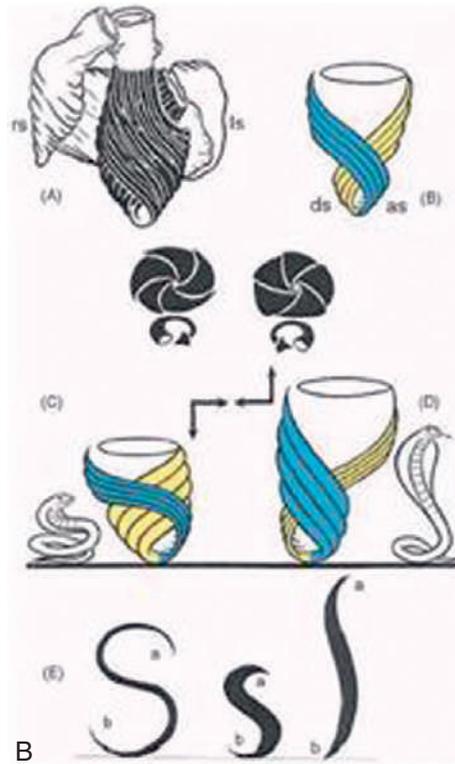
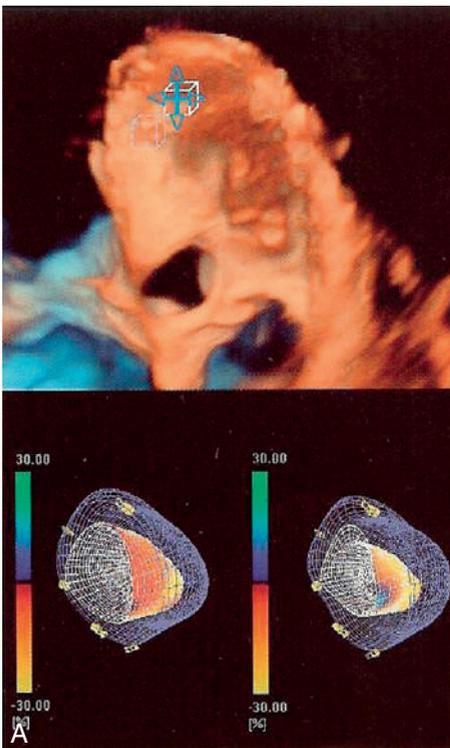
En fait, le 3D Strain permet par une seule acquisition d'obtenir rapidement l'ensemble des *speckles*.

Les trois types de Strain sont analysables selon la déformation myocardique : le strain longitudinal, le strain radial et le strain circonférentiel (figures 18.3 et 18.4). Le strain dit rotationnel n'évalue pas une variation de longueur mais le déplacement angulaire en degré des segments par rapport au centre de



**Figure 18.1.** Principe de Wall Motion Tracking (Strain) : chaque *speckle* est pisté (traqué) image par image afin de déterminer sa trajectoire au sein du myocarde.

Source : Yasuhiko Abe et al., *Medical Review, Toshiba Medical Systems.*



**Figure 18.2.** A. et B. Analyse des mouvements des speckles dans les trois dimensions à partir d'une acquisition 4D. On obtient : le 3D Strain, le 3D déplacement, la torsion et la rotation.

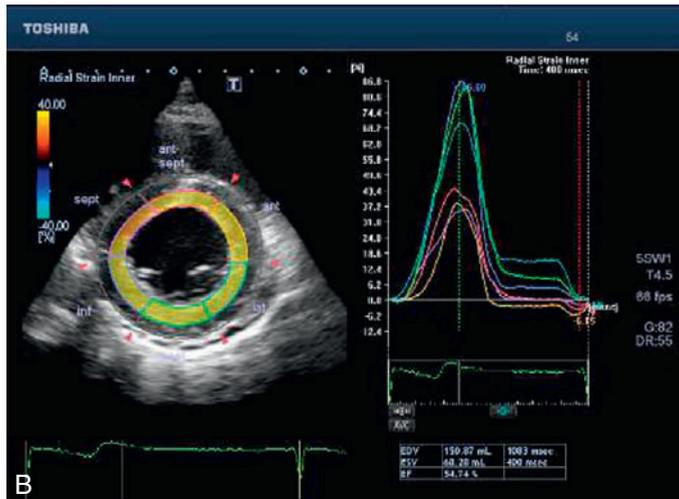
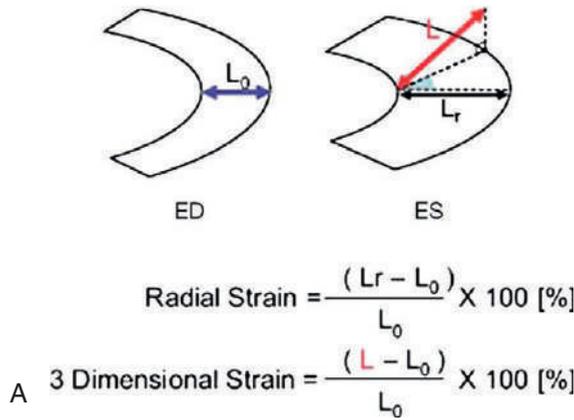
Source : Toshiba Medical Systems.

la cavité ventriculaire. Le phénomène de rotation/torsion cardiaque (chapitre 2) est parfaitement exploitable en 3D Strain (figure 18.5).

Cependant, la méthode de 3D Strain est encore limitée par de faibles résolutions spatiales et cadence volumique. Ces difficultés devraient être levées dans l'avenir en raison de la rapidité des progrès techniques et informatiques en échocardiographie.

## Intérêt clinique

Le 2D Strain a été validé dans de nombreuses affections cardiaques (chapitre 2). L'arrivée de 3D Strain devrait permettre de perfectionner l'étude des déformations myocardiques grâce à l'acquisition volumique des speckles en 3D (figure 18.6).



**Figure 18.3.** Calcul du Strain radial en mode 3D (A). Image paramétrique du strain radial du ventricule gauche (B).

Source : Toshiba Medical Systems.

Les principales applications cliniques validées de 3D Strain concernent :

- l'évaluation de la fonction ventriculaire gauche globale et régionale (strain 3D globale et segmentaire, déplacement 3D, torsion 3D, etc.).

L'utilité de 3D Strain a été démontrée dans la détection précoce des dysfonctions ventriculaires, l'évaluation de la fraction d'éjection et des volumes en 3D (figure 18.7 A).

Cette quantification est rapide et reproductible au cours de l'évolution d'une pathologie. Grâce au mode 3D, les volumes et la fraction d'éjection sont réellement et précisément mesurés ;

- l'évaluation quantitative de la contraction myocardique dans le cadre des cardiopathies ischémiques (figure 18.8).

Une navigation en volume 3D rapide et directe autorise une quantification avancée des mouvements des parois et une comparaison d'un segment par rapport à l'autre ;

- la mesure de la masse ventriculaire gauche (figure 18.7 B).

Les résultats préliminaires sont satisfaisants et reproductibles ;

- l'étude de l'asynchronisme cardiaque (figure 18.9).



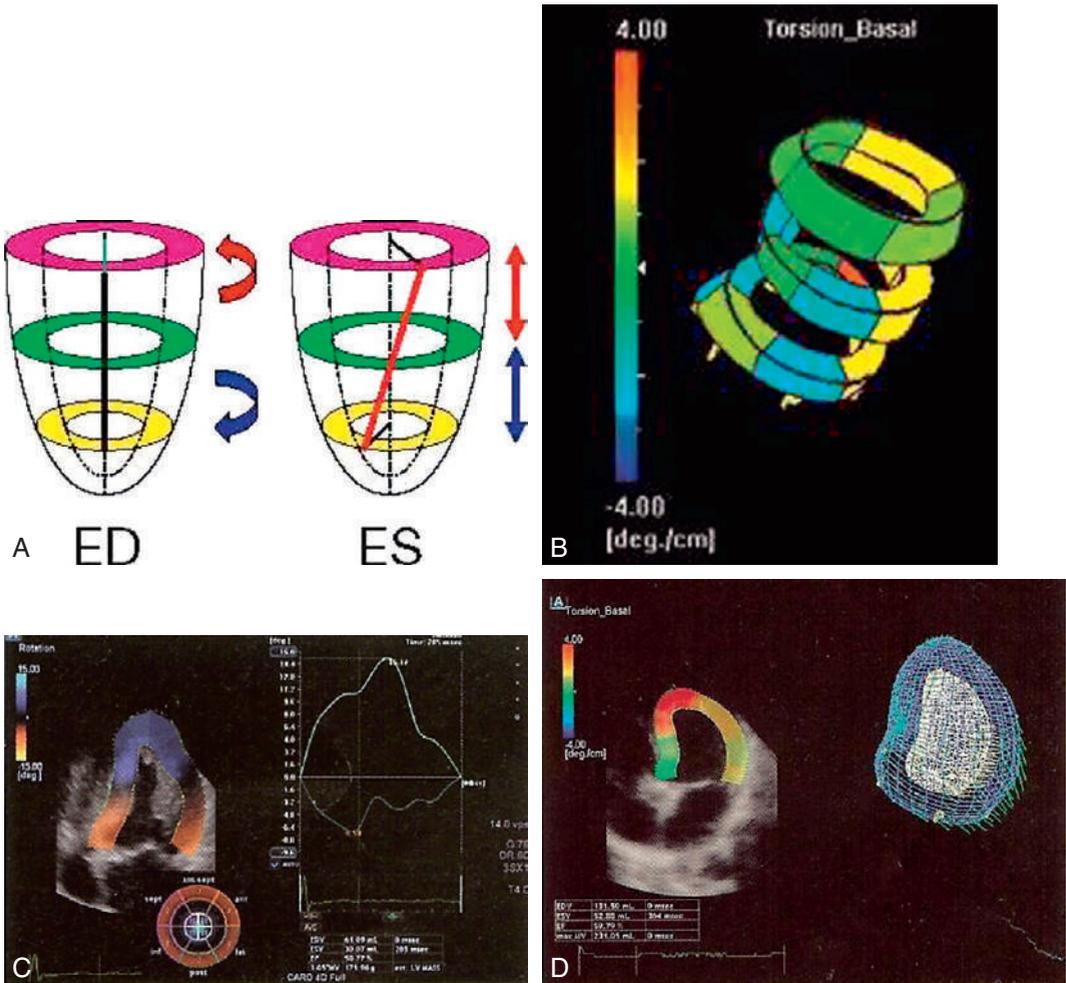
**Figure 18.4.** Analyse paramétrique du strain 3D circonférentiel (A) avec calcul de la fraction d'éjection du VG (B).

Source : Toshiba Medical Systems.

Des indices d'évaluation de l'asynchronisme cardiaque utilisant la technique de Strain 3D restent à définir de façon précise et consensuelle.

Les applications cliniques potentielles de 3D Strain concernent particulièrement :

- l'évaluation fonctionnelle du ventricule droit et des oreillettes (figure 18.10) ;
- l'étude des valvulopathies sténosantes et fuyantes (réserve contractile) ;
- l'évaluation de la fonction diastolique du ventricule gauche (relaxation, compliance, pressions de remplissage) ;
- l'étude de myocardiopathies telles que : amyloïde, diabétique, tako-tsubo, ... ;
- la détection précoce du rejet du greffon cardiaque ;
- le dépistage sensible de la toxicité cardiaque de la chimiothérapie ;
- l'étude précise des cardiopathies congénitales.

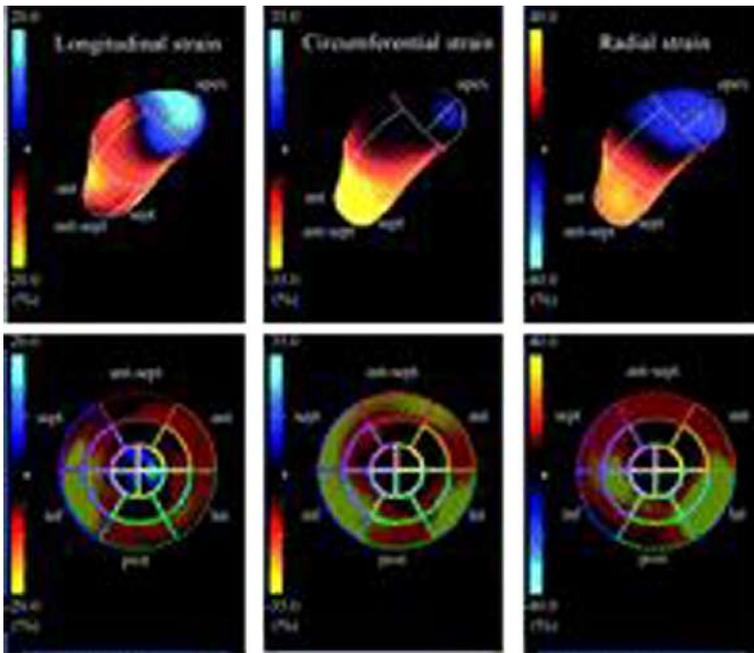


**Figure 18.5.** Analyse de la rotation/torsion cardiaque en mode 3D Strain.

Source : Toshiba Medical Systems.

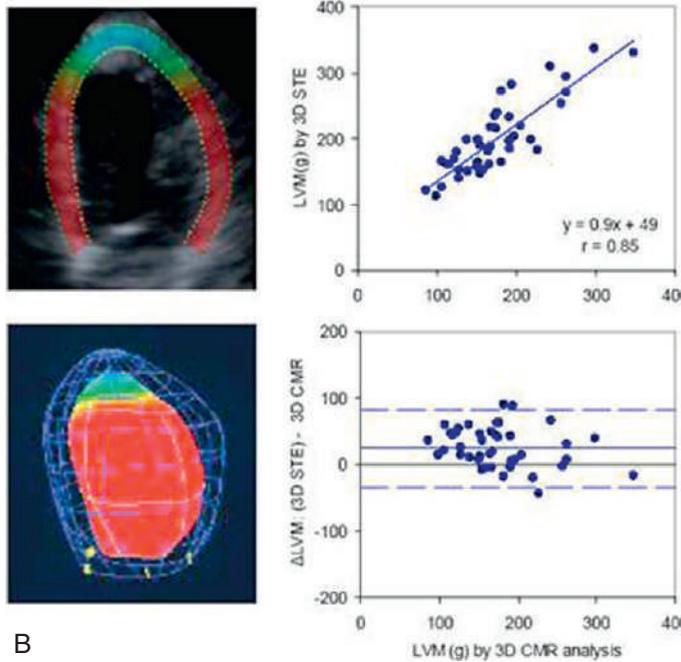
La place exacte et l'intérêt réel de la technique de 3D Strain dans ces situations pathologiques reste à préciser. Néanmoins, le 3D Strain est, dès à pré-

sent, un outil de diagnostic et de recherche clinique qui a fait ses preuves.



**Figure 18.6.** Présentation du Strain longitudinal, circonférentiel et radial du VG en mode 3D avec projection des segments en « polar map » (*bull's eye*).

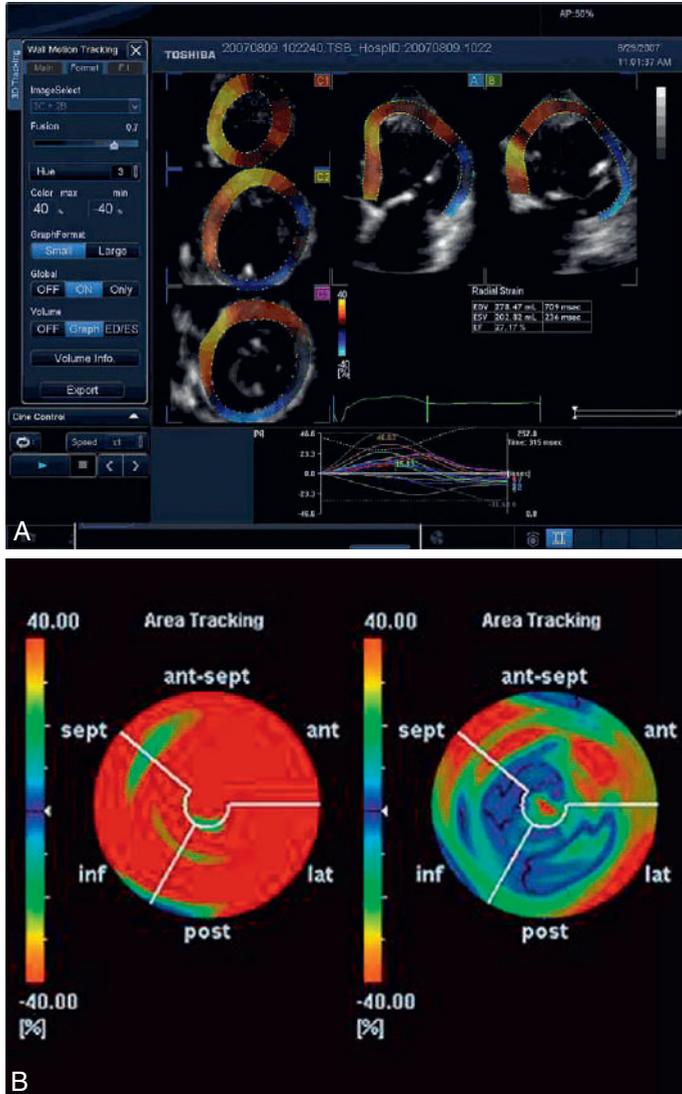
Source : Toshiba Medical Systems.



B

**Figure 18.7.** Calcul automatique des volumes, de la fraction d'éjection (A) et de la masse ventriculaire gauche (B) en mode 3D Strain comparée à l'IRM.

Source : Toshiba Medical Systems.



**Figure 18.8.** Étude de l'ischémie myocardique en 3D Strain.  
**a.** Parametric imaging. **b.** Area tracking.

Source : A.S. Cerezo et al., Toshiba Medical Systems.

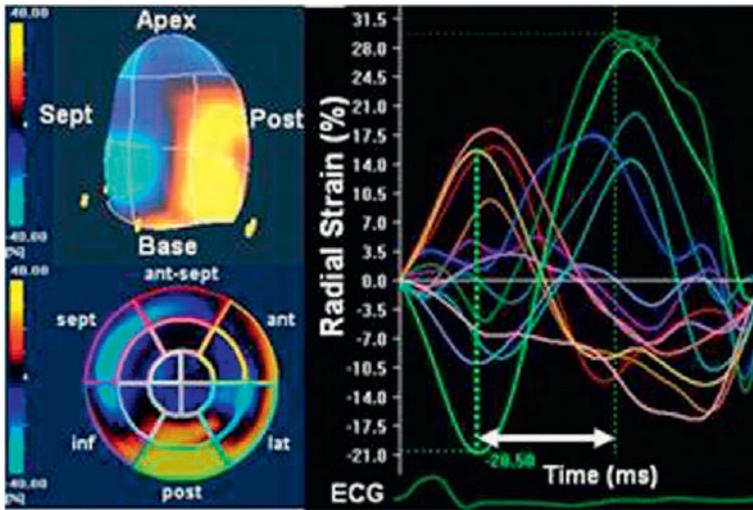


Figure 18.9. Étude de l'asynchronisme intra-VG radial en 3D Strain.

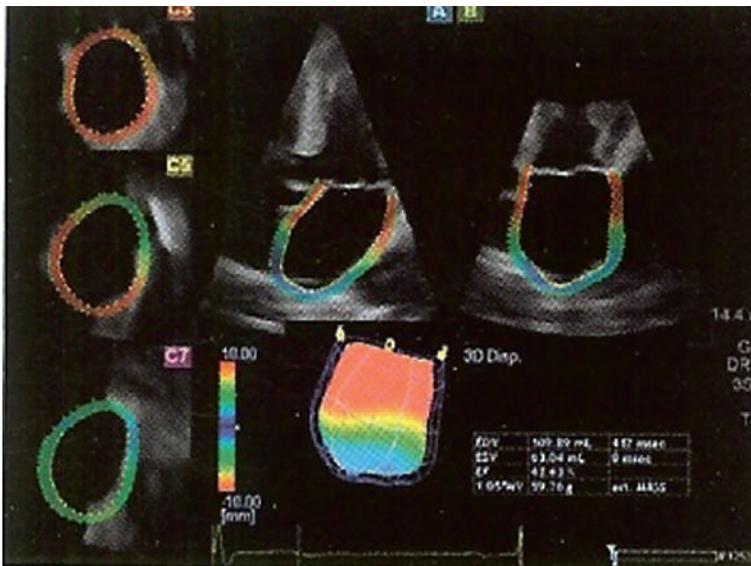


Figure 18.10. Étude de la contractilité de l'oreillette gauche en 3D Strain.

## Conclusions

L'étude des déformations myocardiques a bénéficié d'une avancée technologique majeure : le 3D Strain.

Cette technique fondée sur le principe de Speckle Tracking donne l'accès aux mesures 3D du déplacement des *speckles* pour une réelle quantification 3D des déformations myocardiques. De même, les

torsions cardiaques sont réellement visualisées grâce au 3D Strain.

Les avantages du 3D Strain par rapport au 2D Strain sont certains. Les déformations obtenues en mode 3D révèlent la dynamique 3D du cœur entier.

Les indications cliniques de 3D Strain se cristallisent en prouvant l'efficacité, la fiabilité et la précision diagnostique de cette nouvelle technique échographique.

L'intérêt clinique de 3D Strain réside surtout dans la quantification de la fonction du ventricule gauche, ce dernier étant l'un des principaux paramètres étudiés en échocardiographie.

En conclusion, le 3D Strain constitue à la fois la toute dernière évolution de l'imagerie échographique et un formidable bond en avant qui fait entrer cette technique novatrice pour l'avenir, dans la pratique cardiologique quotidienne.

## Bibliographie

- Abe Y, Kawagishi T, Ouchi H. Novel 3-Dimensional Speckle Tracking Technique. ACC; 2008. p. P. 0903.
- Ashraf M, Shentu W, Zhiwen Z, et al. Speckle Tracking based evaluation et three-dimensional strain : validation against sonomicrometry. ACC; 2009; e-Abstract. p. 1002-312.
- Baccouche H, Maunz M, Beck T, et al. Echocardiographic assessment and monitoring of the clinical course in a patient with tako-tsubo cardiomyopathy by novel 3D-speckle tracking strain analysis. Eur J Echocardiogr 2009; 10 : 729-31.
- Basagiannis C, Olszewski R, Zuber M, Becher H. Normal values and reproducibility of strain parameters derived from 3D speckle tracking echocardiography. Stockholm : ESC; 2010. p. P5705.
- Becker M, Lenzen A, Ocklenburg C, et al. Myocardial deformation imaging based on ultrasonic pixel tracking to identify reversible myocardial dysfunction. J Am Coll Cardiol 2008; 51 : 1473-81.
- Cerezo A, Perez De Isla L, Romenteria J., et al. 3D Wall Motion Tracking : implementing a new tool in daily clinical practice. Toshiba Medical Systems. Journal ISSN : 1617-2876.
- Delgado V, Ypenburg C, Zhang Q, et al. Changes in global left ventricular function by multidirectional strain assessment in heart failure patients undergoing cardiac resynchronization therapy. J Am Soc Echocardiogr 2009; 22 : 688-94.
- Donal E, Moreau O. L'Étude des déformations myocardiques. Comment et pourquoi? L'Écho de la Filiale 2010; 25 : 19-22.
- Evangelista A, Nesser J, De Castro S, et al. Systolic wringing of the left ventricular myocardium : characterization of myocardial rotation and twist in endocardial and midmyocardial layers in normal humans employing Three-Dimensional Speckle Tracking Study. ACC; 2009. p. 1018-268.
- Flu WJ, Van Kuijk JB, Bax JJ, et al. Three-dimensional speckle-tracking echocardiography : a novel approach in the assessment of left ventricular volume and function? Eur Heart J 2009; 30 : 2304-7.
- Geyer H, Caracciolo G, Haruhiko A, et al. Assessment of myocardial mechanics using Speckle Tracking echocardiography : fundamentals and clinical applications. J Am Soc Echocardiogr 2010; 23 (4) : 351-69.
- Gorissen N. Artida 3D Wall Motion Tracking. Toshiba White Paper 08/2008.
- Gorissen N. An introduction to area tracking, a new parameter using 3D Wall Motion Tracking. Toshiba White Paper 07/2009.
- Ishizu T. Validation of intramural Strain with a newly developed 2-Dimensional Speckle tracking System. ACC; 2009. p. 1018-244.
- Jurcut R, Pappas CJ, Masci PG, et al. Detection of regional myocardial dysfunction in patients with acute myocardial infarction using velocity vector imaging. J Am Soc Echocardiogr 2008; 21 : 879-86.
- Lafitte S, Perlant M, Réant P, et al. Impact of impaired myocardial deformations on exercise tolerance and prognosis in patients with asymptomatic aortic stenosis. Eur J Echocardiogr 2009; 10 : 414-9.
- Lancelotti P, Cosyns B, Zacharakis D, et al. Importance of left ventricular longitudinal function and functional reserve in patients with degenerative mitral regurgitation : assessment by two-dimensional speckle tracking. J Am Soc Echocardiogr 2008; 21 : 1331-6.
- Maffessanti F, Nesser HJ, Weinert L, et al. Quantitative evaluation of regional left ventricular function using three-dimensional speckle tracking echocardiography. Euro Echo 2009; P1023.
- Manovel Sanchez A, Sulemane S, Dielhoff B, et al. Myocardial area-strain by three-dimensional speckle echocardiography : a novel quantitative parameter for assessment of myocardial function in ischaemic heart disease. ACC; 2009; abstract p. P3872.
- Manovel A, Dawson D, Smith B, Nihoyannopoulos P. Assessment of left ventricular function by different speckle-tracking software. E Heart J 2010; 11 : 417-21.
- Moreau O, Kerivo G, Thebault C, et al. Three-dimensional speckle tracking for assessing function and dyssynchrony in patients adressed for cardiac resynchronization therapy. Euro Echo 2010; P289.
- Nesser HJ, Mor-Avi V, Gorissen W, et al. Quantification of left ventricular volume using speckle-tracking : comparison with MRI. Eur Heart J 2009; 30 : 1565-73.
- Perez De Isla L, Zamorano J, Montes C, et al. 3D-wall motion tracking : a new tool for myocardial contractility analysis. Euro Echo 2009; 0313.
- Saito K, Watanabe N, Koichiro I, et al. Direct Ultrasound Measurements of Circumferential Longitudinal and Radial Strain Using Newly Developed Three-Dimensional Myocardial Tracking Image in Normal Adults. ACC; 2009. e-Abstract. p. 1027-242.

- Saito K, Watanabe N, Hayashida A, et al. Comprehensive evaluation of left ventricular strain using speckle tracking echocardiography in normal adults : comparison of three-dimensional approaches. *J Am Soc Echocardiogr* 2009; 22 : 1025–30.
- Thebault C, Donal E, Bernard A, et al. Real-time three-dimensional speckle-tracking echocardiography : a novel technique to quantify global left ventricular mechanical dyssynchrony. *ESC Stockholm 2010*; P25–92.
- Yasuhiko A, Tetsuya K, Hiroyuki O. Toshiba Medical Systems Corporation, Japon Accurate detection of regional contraction using novel 3-Dimensional Speckle Tracking Technique. *AHA Poster*; 2008.
- Yasuhiko A, Hiroyuki O, Tetsuya K. Two and three dimensional Wall Motion Analysis. *Medical Review Toshiba Medical Systems*.
- Echocardiographe Artida-3D WMT. Toshiba Leading Innovation. *L'Écho de la Filiale 2011*; 26 : 38–9.

## Introduction

Classiquement l'analyse et l'observation des flux intracardiaques et plus particulièrement dans le ventricule gauche, reposaient sur des techniques Doppler spectral et couleur. Même si l'image échocardiographique recueillie correspond à un plan, les informations concernant les vitesses, du fait de la technique Doppler, ne nous informent que sur les valeurs dans l'axe de la ligne de tir ultrasonore. Une nouvelle méthode mathématique, le Vector Flow Mapping (VFM), fondée sur les concepts de « Stream Function » et de « Flow Function », permet désormais, à partir des données Doppler couleur, d'estimer les différentes composantes des vecteurs vitesses, en incluant la composante orthogonale (figure 19.1). Cette analyse est effectuée à partir des données radiales des vitesses (coordonnées polaires, Raw Data) et permet de réaliser une cartographie précise de la distribution 2D des vecteurs vitesses des flux sanguins (figure 19.2). Cette nouvelle approche permet en outre d'extraire et de visualiser des informations concernant les lignes d'iso-vitesses (« Stream lines ») ainsi qu'un certain nombre de paramètres concernant les vortex ou tourbillons dans les cavités cardiaques.

L'intérêt majeur du Vector Flow Mapping est de mieux comprendre le rôle et les interactions du flux sanguin avec son milieu dans l'étude de la cinétique globale et segmentaire du ventricule gauche ainsi que dans l'étude des valvulopathies.

Cette nouvelle technique émergente développée par les chercheurs de la société Aloka nécessite pour le moment une phase d'apprentissage et de post-traitements assez importante qui peut être rapidement réduite grâce à une automatisation

accrue des logiciels et l'apport de nouvelles connaissances en IRM cardiaque, technique considérée comme *gold standard*.

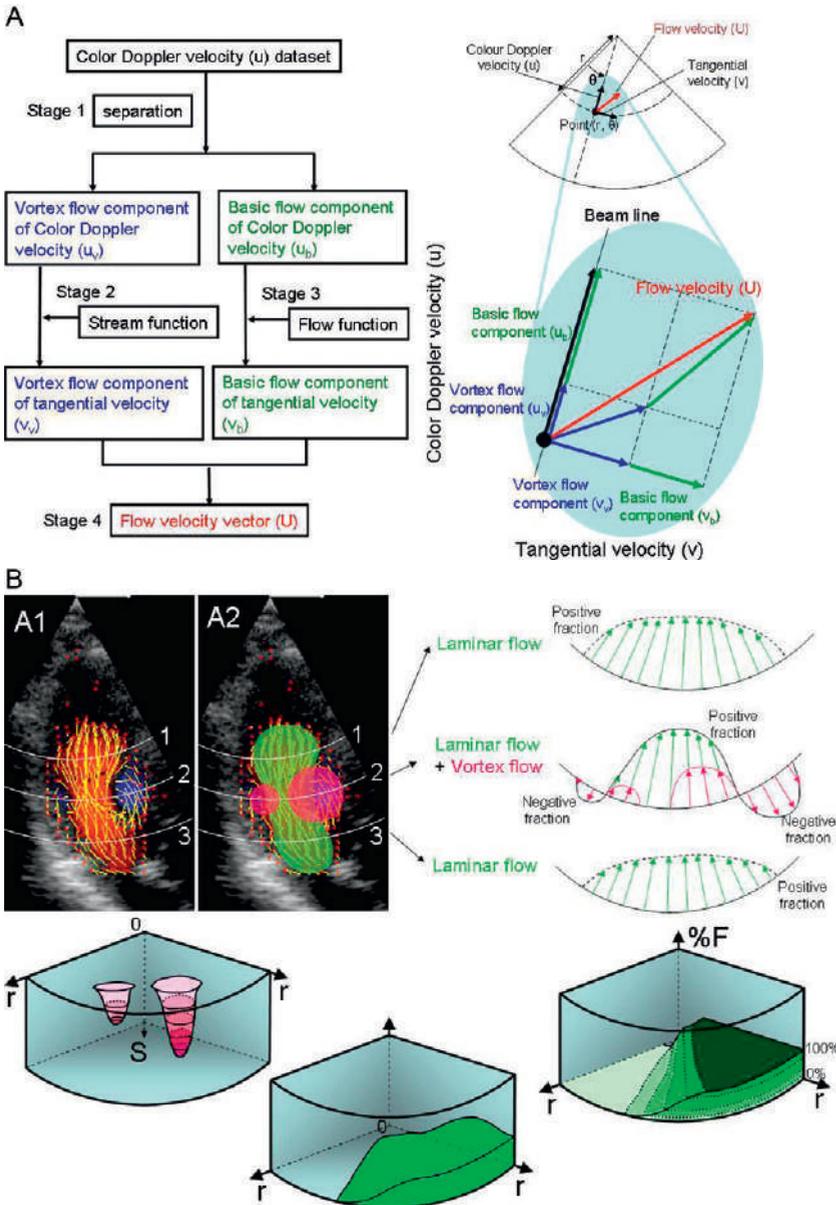
## Méthodologie

Le principe du Vector Flow Mapping est fondé sur la détermination des lignes d'iso-vitesse des flux intracardiaques. L'analyse du signal radiofréquence ultrasonore des données Doppler couleur permet de calculer en chaque point de l'image la valeur locale du débit de flux (en  $\text{cm}^2/\text{s}$  car nous travaillons dans un plan). L'intégration mathématique des différentes données, ligne par ligne, permet ensuite de rapprocher les différents éléments d'iso-vitesse afin de les relier entre eux et ainsi matérialiser les lignes de courant (*stream lines*) des flux sanguins, à l'image des lignes de niveaux d'une carte topographique (figures 19.3 A et B).

Sachant que le vecteur vitesse réelle est toujours tangentiel à la ligne d'iso-vitesse et en connaissant la valeur de la composante de ce premier dans l'axe de la ligne de tir ultrasonore (la mesure étant effectuée grâce à la technique Doppler), il est alors très simple d'en extraire mathématiquement les autres composantes.

Un procédé sophistiqué permet ensuite de séparer les composantes des vortex des composantes de flux unidirectionnels (écoulement sanguin tourbillonnaire matérialisé par l'enroulement spiralé) (figures 19.3 C et D).

La phase d'acquisition des données nécessite un calibrage particulier de l'échographe. En effet, l'acquisition des données Doppler couleur doit s'effectuer sur toute la cavité cardiaque, ce qui nécessite l'utilisation d'une grande fenêtre et, de



**Figure 19.1. Technologie du Vector Flow Mapping (VFM).**

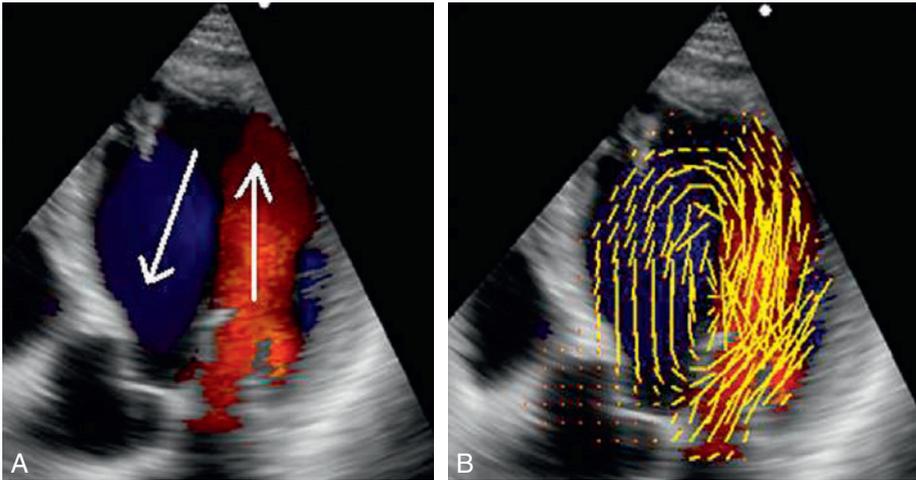
**a.** Algorithme du procédé de VFM intégrant Stream Function et Flow Function.

**b.** Analyse des composantes du flux intracardiaque selon VFM.

Source : Tokuhisa Uejima et al, *The Cardiovascular Institute Tokyo* ; Aloka Medical Systems.

fait, implique une dégradation des cadences d'images. Un réglage approprié de la profondeur et une priorité aux vitesses d'acquisition plutôt qu'à la résolution spatiale sont privilégiés afin de pouvoir conserver une bonne résolution temporelle. Il est à noter que toutes les informa-

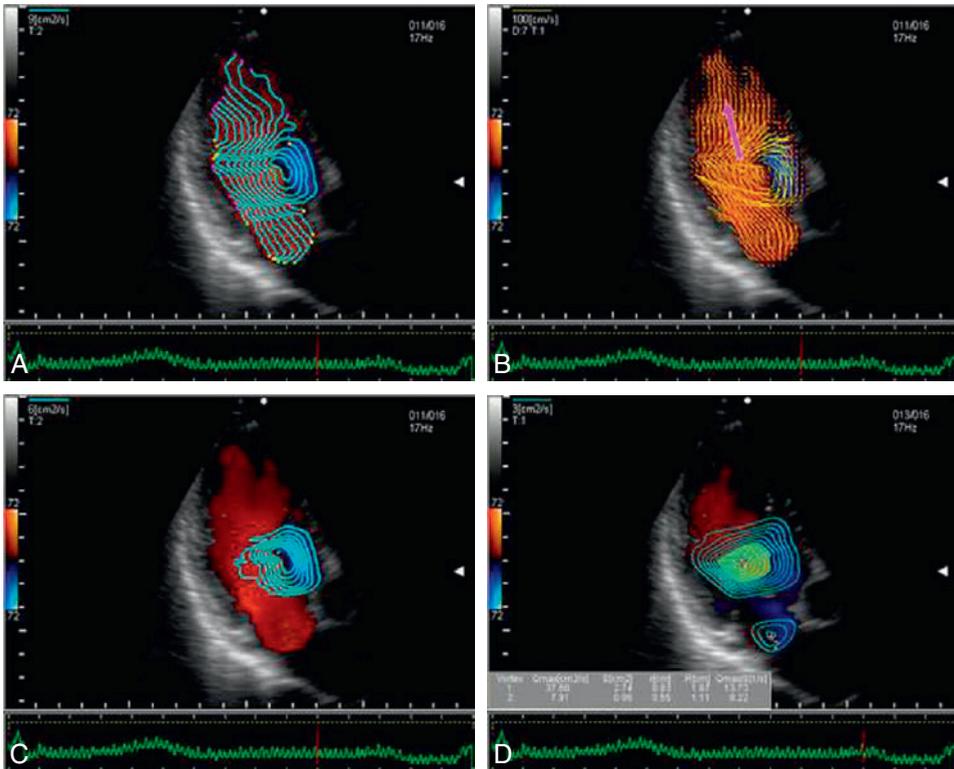
tions vitesses contenues dans la cavité cardiaque sont nécessaires pour la détermination la plus fiable des lignes de flux. De plus, les filtres couleurs et de parois doivent être limités à leur minimum pour une meilleure précision sur les flux lents.



**Figure 19.2.** Étude du flux intracardiaque en Color Flow Mapping (CFM) versus Vector Flow Mapping (VFM).

- a. Étude bidirectionnelle en CFM classique
- b. Étude multidirectionnelle en VFM (multi directionnal velocity vector).

Source : Aloka Hitachi Medical Systems.



**Figure 19.3.** Visualisation des données recueillies en Vector Flow Mapping.

- a. Lignes d'iso-vitesses *stream lines*.
- b. Vecteurs vitesses moyens *vectors mapping*.
- c. Turbillons *vortex maps*.
- d. Quantification du vortex.

Source : Aloka Hitachi Medical Systems.

Un réglage optimal des gains 2D et couleurs est aussi à prendre en compte.

Une fois l'acquisition effectuée, la phase suivante de post-traitement des données se compose alors de deux étapes principales et ce avant toute mise en œuvre des mesures et analyses :

- dans un premier temps, une segmentation semi-automatique minutieuse de la cavité est effectuée, à la fois en diastole et en systole, à partir des données tissulaires (endocarde) afin de déterminer pour chaque image la zone d'intérêt où sera effectué le traitement. Cette segmentation permet de s'assurer que seul le flux intracavitaire sera pris en compte tout en éliminant d'éventuels artéfacts liés par exemple au déplacement des tissus ;
- dans un second temps, il faut corriger tout *aliasing* apparaissant dans l'information couleur. Pour cela, le logiciel permet de multiplier par deux la PRF et ainsi de recalibrer les vitesses trop élevées dans la limite de deux fois la PRF maximale.

Ces deux phases sont effectuées à partir des données Line Data (coordonnées polaires, Raw Data). Les résultats et mesures disponibles sont de différents ordres (figure 19.4) :

- affichage des vecteurs vitesses, vecteur vitesse moyen, lignes de flux et vortex pour une analyse visuelle et qualitative ;
- courbe des profils des vecteurs vitesses (ainsi que de leurs différentes composantes), le long d'un axe (en général le long du vortex), en fonction du temps ;

- mesures de temps (timing des vortex par exemple), de délais, de distance ;
- diamètre, rayon et surface des vortex ;
- intensité  $Q_{max}$  des vortex et rapport  $Q_{max}/surface$ .

Enfin, les limites de la technique du Vector Flow Mapping sont :

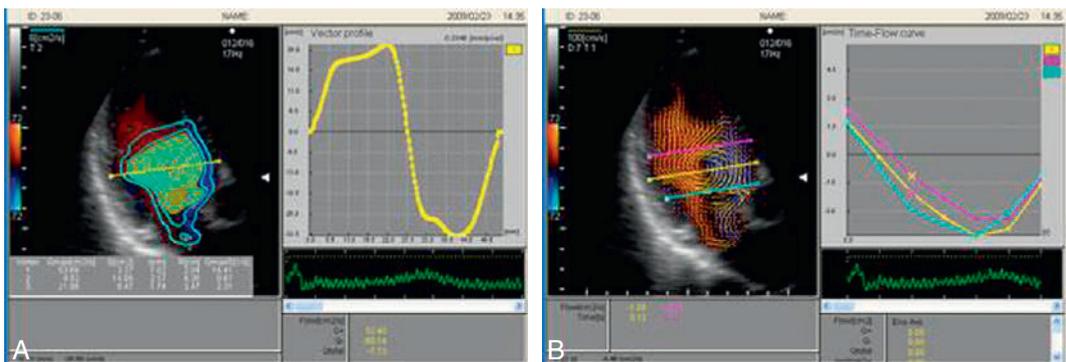
- la dépendance du Vector Flow Mapping de la qualité de l'imagerie couleur ;
- les flux très lents qui sont en général filtrés par les programmes cardiaques car ils correspondent aux déplacements des tissus ;
- les flux turbulents : la technique est adaptée aux flux laminaires et permet la correction d'un seul niveau d'*aliasing* (le double de la PRF maximale) ;
- les flux très rapides, tel qu'une sténose aortique.

De nouvelles techniques échographiques comme l'imagerie 3D doivent permettre de réduire certaines limitations du Vector Flow Mapping.

## Intérêt clinique

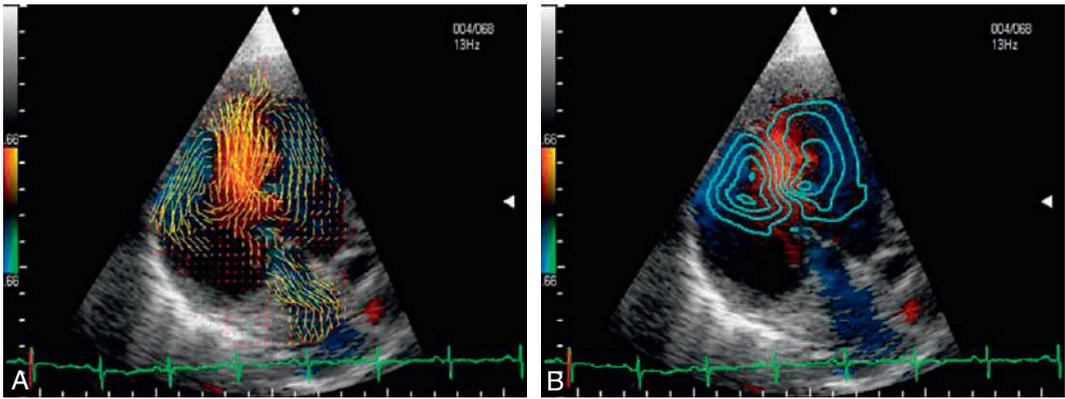
La technique de Vector Flow Mapping est une technique émergente. De nombreuses études ont débuté afin de valider ses multiples intérêts cliniques (figures 19.5 et 19.6).

La compréhension de la dynamique des flux intracardiaques et plus particulièrement de leurs



**Figure 19.4.** Exemples de quantification des données recueillies en Vector Flow Mapping (courbes VFM).  
a. Analyse des profils de vitesses (*velocity profile display*).  
b. Mesure des temps de flux-timing (*time-flow curve*).

Source : Aloka Hitachi Medical Systems.

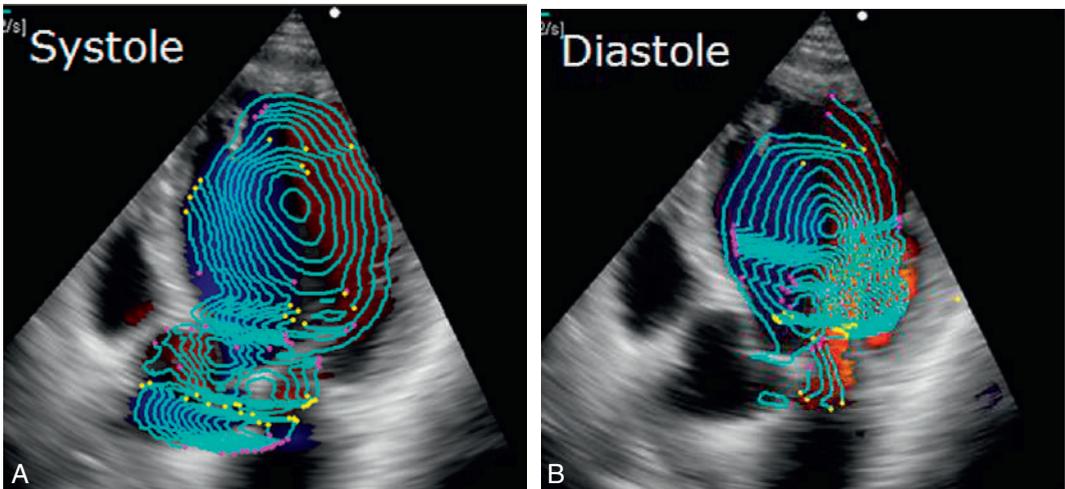


**Figure 19.5.** Imagerie de Vector Flow Mapping dans l'anévrisme ventriculaire gauche.

a. Vectors mapping.

b. Stream lines.

Source : Aloka Hitachi Medical Systems.



**Figure 19.6.** Imagerie de Vector Flow Mapping dans la dysfonction ventriculaire gauche.

a. Vortex en systole.

b. Vortex en diastole.

Source : Aloka Hitachi Medical Systems.

distributions ainsi que l'étude des vortex présentent un intérêt croissant. Nous ne parlons pas des mesures Doppler conventionnelles effectuées dans le cadre des valvulopathies et autres pathologies cardiaques, mais bien du comportement des flux et de leurs interactions avec leur milieu.

Par exemple, les flux qui décrivent un mouvement circulaire (vortex ou tourbillon) dans le ventricule gauche répondent à une géométrie et une situation anatomique spécifiques. Ces caractéristiques influent directement sur la qualité de

l'éjection; en effet, les flux intraventriculaires sont optimisés afin de favoriser et faciliter l'éjection du sang lors de la systole.

Il est généralement observé, dans le ventricule gauche normal, un vortex, durant la période de contraction iso-volumétrique, jusqu'en tout début de systole. Lorsque la fonction systolique est dégradée, ce vortex perdure durant toute la systole et ne semble donc plus apporter aucune contribution à l'éjection du flux sanguin.

De même, il est aussi observé dans le ventricule gauche, durant le début de la phase de remplissage

rapide de la diastole, la présence de deux vortex à l'origine du jet, après le passage de la valve mitrale. Le vortex antérieur étant plus important que le postérieur. Ces deux vortex ont pour rôle d'aider au recul des feuillets mitraux et leur étude pourrait éventuellement servir d'indicateur supplémentaire pour l'étude de la fonction diastolique.

D'autres études réalisées à l'aide de l'IRM suggèrent que les vortex anormaux reflètent une dynamique sous-optimale des flux intraventriculaires.

Il semblerait que le rôle des vortex serait de conserver une partie de l'énergie cinétique du flux pénétrant dans le ventricule gauche, grâce à ce mouvement de rotation, pour ensuite rediriger le flux vers la chambre de chasse aortique.

Plusieurs études en cours montrent une relation entre la fraction d'éjection et les paramètres qui décrivent les vortex. Une altération des caractéristiques de ces vortex est corrélée à une dysfonction du ventricule gauche, le Vector Flow Mapping pourrait donc apporter de nouvelles informations relatives à la fonction cardiaque.

Le champ d'investigation des caractéristiques des flux intracardiaques trouve des applications dans les études des fonctions diastolique et systolique mais il peut aussi s'élargir à la chirurgie des valves (relations entre les vortex et l'orientation du jet), à l'étude de l'asynchronisme cardiaque (relation entre la formation des vortex et les retards de contraction) ou encore des cardiomyopathies.

## Conclusions

Le Vector Flow Mapping est une toute nouvelle technologie sans équivalent dans le monde de l'échographie. La majorité des outils de quantification développés depuis une vingtaine d'années est principalement dédiée à l'étude des tissus et de leurs interfaces. Seule l'IRM a développé des outils comparables au VFM destinés à l'étude des flux et des vortex intracardiaques.

Le Vector Flow Mapping donne l'accès à de nouveaux champs d'investigations et surtout à une meilleure compréhension de la façon dont fonctionne notre cœur à travers les interactions entre fluides et tissus.

Ce nouvel outil va certainement permettre dans un avenir très proche d'apporter de nouveaux index afin

d'évaluer plus précisément la fonction cardiaque, car finalement la qualité des vortex – leurs géométries et situations – synthétise l'efficacité des différents paramètres électrique, tissulaire et hémodynamique mis en œuvre lors du cycle cardiaque.

## Bibliographie

- Baccani B, Domenichini F, Pedrizzetti G, Tonti G. Fluid dynamics of the left ventricular filling in dilated cardiomyopathy. *J Biomech* 2002; 35 (5) : 665–71.
- Gharib M, Rambod E, Kheradvar A, et al. Optimal vortex formation an index of cardiac health. *Proc Nat Acad Sci U S A* 2006; 103 : 6305–8.
- Kheradvar A, Milano M, Gharib M. Corelation between vortex ring formation and mitral annulus dynamics during ventricular rapid filling. *J Amer Soc Artificial Internal Organs (ASAIO)* 2007; 53 (1) : 8–16.
- Kheradvar A, Gharib M. Influence of ventricular pressure drop on mitral annulus dynamics through the process of Vortex ring formation. *Ann Biomed Eng* 2007.
- Le Thu-Thao, Huang F, Gu Y et al. Characterization of intra-left ventricular flow using novel velocity flow mapping method. National Heart centre Singapore. Sing Health; 2010.
- Li Ch, Zhangt J, Li Xiaoging, et al. Quantification of chronic aortic regurgitation by vector flow mapping : a novel echocardiographic method. *Eur J Echocardiogr* 2010; 11 : 119–24.
- Lu J, Li W, Zhong Y, et al. Intuitive visualization and quantification of intraventricular convection in acute ischemic left ventricular failure during early diastole using color Doppler-based echocardiographic vector flow mapping. *Int J Cardiovasc Imaging* 2008; 24 (5).
- Mayumi Kudak A. VFM (Vector Flow Mapping). A novel method to visualize « multi directionnal Velocity Vector and stream line ». Clinical Group Marketing Dept. Aloka Science & Humanity, 2010.
- Ohtsuki S, Yamamoto A, Tanaka M, Okujima M. A method of flow vector mapping deduced Doppler data on sector scanned plane and its application. *Automedica 12 Gordon Breach Science. Pub. Inc;* 1989. p. 41–52.
- Ohtsuki S, Tanaka M. The flow velocity distribution from the Doppler information on a plane in three-dimensional flow. *J Visualis* 2006; 9 (1) : 69–82.
- Pierrakos O, Vlachos PP. The effect of vortex formation on left ventricular filling and mitral valve efficiency. *J Biomech Eng* 2006; 128 : 527–39.
- Sengupta PP, Burke R, Khandheria BK, Belohlavek M. Following the flow in chambers. *Heart Fail Clin* 2008; 4 : 325–32.
- Söderqvist E, Cain P, Lind B, et al. Feasibility of creating estimates of left ventricular flow-volume dynamics using echocardiography. *Cardiovasc Ultrasound* 2006; 4 : 40.

- Tanaka M, Yamamoto A, Endo M, et al. Quantitative evaluation of flow character of the blood flow in heart chambers. *J Flow Visual Soc Jap* 1989; 9 : 411–34.
- Tokuhisa Uejima A, Akira K, Hitosh S, et al. A new echocardiographic method for identifying vortex flow in the left ventricle : numerical validation. Tokyo : The Cardiovascular Institute.
- Uejima Tokuhisa, Akira K, Hitoshi S, et al. *Ultrasound in Medicine and Biology* 2010; 36(5) : 772–88.
- Llejina T, Koike A, Sawada H, et al. A new echocardiographic method for identifying vortex flow in the left ventricle : numerical validation. *Ultrasound Med Biol* 2010; 36 : 772–88.
- Yang GZ, Merrifield R, Masood S, Kilner PJ. Flow and myocardial interaction : an imaging perspective. *Philos Trans R Soc Land B Biol Sci* 2007; 362 : 1329–41.
- Uejima Tokuhisa, Akira K, Hitoshi S, et al. *Ultrasound in Medicine and Biology* 2010; 36(5) : 772–88.

## Introduction

L'échocardiographie classique utilisée en routine par voie transthoracique permet d'évaluer l'anatomie et la fonction cardiaques.

Cependant, elle présente des limitations pour l'étude de la caractérisation de la texture du myocarde insonifié.

En réalité, la recherche d'une caractérisation tissulaire en échocardiographie est ancienne, mais son application pratique est restée limitée pour des raisons technologiques, en particulier.

En fait, les signaux réfléchis sur le myocarde sont de faible amplitude et donnent un rapport signal-bruit bien moindre que celui fourni par les réflexions sur les interfaces cœur-sang. Pour contourner cet inconvénient, de nouvelles solutions technologiques ont été élaborées afin de mieux approcher la caractérisation des tissus cardiaques.

## Méthodologie

Deux techniques de la quantification de la texture myocardique sont applicables en échocardiographie transthoracique : la vidéodensitométrie et la radiofréquence (figure 20.1).

### La vidéodensitométrie

Cette technique développée initialement, utilise l'image « brute » fournie par l'échographe (vidéo-composite) qui est ensuite digitalisée, filtrée et traitée pour en extraire une information quantifiable sur la texture myocardique. Cette information est analysable sous deux formes :

- d'histogrammes des niveaux de gris pour une région d'intérêt sélectionnée dans le myocarde. En effet, l'opérateur fixe manuellement la position et la taille de la région d'intérêt dans l'image échographique. Il analyse ensuite la répartition des niveaux de gris dans cette région myocardique sélectionnée;
- de la matrice de co-occurrence permettant d'appréhender l'agencement des différents niveaux de gris dans la région d'intérêt du myocarde explorée par les ultrasons.

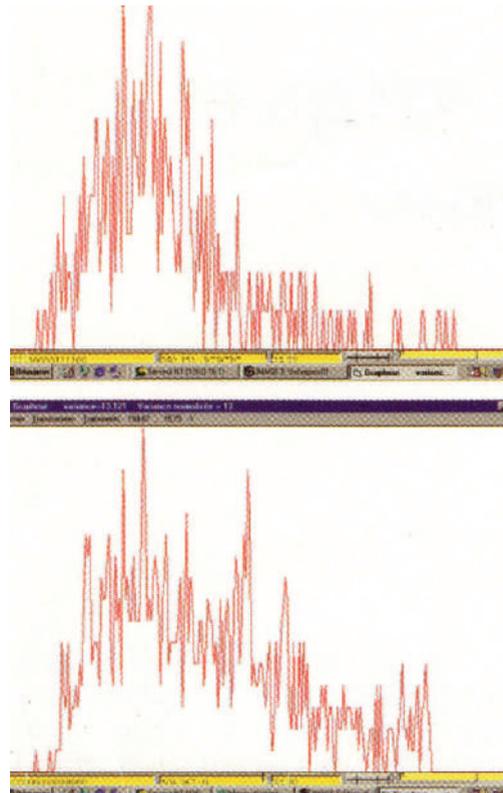
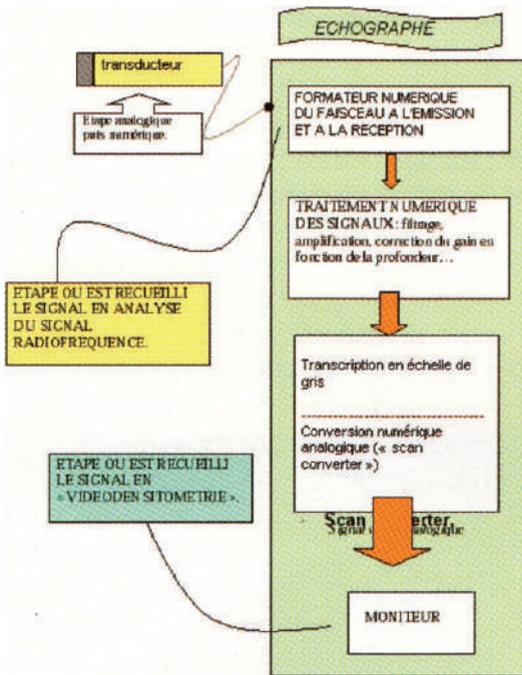
Ces deux formes d'analyse d'images échographiques permettent le calcul des paramètres quantitatifs de la texture myocardique tels que : la médiane, la moyenne, la variante, la contrainte, l'énergie, etc.

### La radiofréquence

Cette technique plus récente utilise le signal radiofréquence (*raw data*) recueilli par les cristaux piézoélectriques de la sonde ultrasonore. Le signal rétrodiffusé par le tissu myocardique en analyse radiofréquence est numérisé et traité par l'échographe.

Ce procédé permet une amélioration progressive du signal incident en atténuant les bruits de fond des interfaces sanguines.

À partir du signal ultrasonore complexe et de large dynamique, un coefficient d'atténuation du faisceau incident dit *backscatter index* est calculé. Il traduit l'énergie moyenne du signal pour une région d'intérêt donnée dont la position et la taille dépendent de l'opérateur (comme en vidéodensitométrie). Ce paramètre quantitatif obtenu à l'aide d'un logiciel spécifique permet une caractérisation de la texture myocardique en temps réel,



**Figure 20.1. Caractérisation myocardiographique ultrasonore.**

**a.** Chaîne de traitement du signal radiofréquence recueilli par le transducteur permettant la quantification de la texture myocardiographique.

**b.** Exemple d'histogramme reflétant la répartition des niveaux de gris dans la région myocardiographique insonifiée.

Source : E. Donal et D. Coisne, *AMC Pratique*, 2003.

dans des territoires précis, sur la base des images échographiques bidimensionnelles.

L'arrivée de l'imagerie harmonique et des agents de contraste, en rehaussant sensiblement la qualité de l'image échographique a permis d'améliorer le potentiel de caractérisation tissulaire en augmentant les rapports signal-bruit et signal-dispersion.

## Intérêt clinique

L'objectif de la caractérisation tissulaire est de pouvoir définir la structure de l'organe exploré. Limitée par des difficultés techniques et la complexité d'analyse quantitative, l'évaluation de la texture en échocardiographie n'est pas passée dans le domaine de la pratique quotidienne. Des

études menées dans les laboratoires de recherche ont montré l'intérêt de la technique de caractérisation tissulaire dans les états pathologiques suivants :

### Hypertrophie ventriculaire gauche

La caractérisation tissulaire permet de différencier le myocarde sain du myocarde hypertrophique. En effet, une différence significative a été démontrée au niveau de gris (en vidéodensitométrie) et du *backscatter index* (en radiofréquence) entre la population «saine» et la population de cardiopathie hypertrophique.

En exploitant les paramètres quantitatifs issus de la caractérisation tissulaire, cette approche devient un outil potentiel pour différencier l'h-

perthrophie de la cardiopathie hypertensive, de la cardiomyopathie hypertrophique ou de l'amylose cardiaque.

### Cardiopathie ischémique

Dans ce domaine, la caractérisation tissulaire peut être utile pour différencier précocement le myocarde nécrosé du myocarde viable. Ainsi, elle est potentiellement capable de distinguer les zones akinétiques représentant une cicatrice mature d'infarctus anciens, d'une zone akinétique identique mais viable, en rapport avec une ischémie, et qui devrait bénéficier d'une reperfusion rapide.

### Myocardiopathie dilatée

La caractérisation tissulaire permet de faire la distinction entre les porteurs d'une myocardiopathie dilatée et les sujets témoins. Sa capacité diagnostique pour reconnaître une forme étiologique de myocardiopathie d'une autre reste problématique.

### Cardiopathie diabétique

Chez les patients diabétiques insulino-dépendants, les modifications significatives des paramètres quantitatifs issus de la caractérisation tissulaire ont été démontrées en présence d'une rétinopathie ou d'une néphropathie.

### Cardiopathie urémique

En cas d'insuffisance rénale chronique, une corrélation a été démontrée entre métabolisme phosphocalcique et des paramètres échographiques issus des histogrammes de niveaux de gris du myocarde.

L'apport diagnostique de la caractérisation tissulaire dans d'autres affections cardiaques reste à déterminer. En attendant, une amélioration de la méthodologie d'examen ainsi qu'une meilleure compréhension des phénomènes quantifiés sont encore nécessaires.

Enfin, l'échographie de contraste myocardique couplée à la caractérisation tissulaire devrait permettre d'avoir l'accès à la quantification de la perfusion tissulaire.

## Conclusions

La caractérisation de la structure des tissus biologiques abordée à partir de l'analyse de la diffusion ultrasonore trouve son intérêt diagnostique particulier dans l'étude du muscle cardiaque. Un progrès récent vient de l'accès au signal ultrasonore radiofréquence réfléchi par le myocarde et réceptionné par le transducteur.

Sur ce signal, des méthodes spécifiques permettent l'extraction de paramètres, en particulier l'atténuation ultrasonore, dont la valeur dépend des caractéristiques du tissu exploré (nature, architecture, état normal ou pathologique). Ainsi, la caractérisation tissulaire ouvre la perspective vers un diagnostic « histologique » et fonctionnel du myocarde.

Les résultats d'analyse de la texture myocardique concernant la cardiopathie hypertrophique ou ischémique sont encourageants. Ils motivent vers une exploitation plus large de l'échographie de caractérisation tissulaire en cardiologie.

En fait, l'analyse de la texture myocardique en échocardiographie est attractive, évolutive et prometteuse malgré de nombreuses limites techniques et méthodologiques potentiellement maîtrisables. Elle mérite d'être utilisée en dehors des laboratoires de recherche et d'être fournie aux praticiens.

## Bibliographie

- Bhandari AK, Nanda NC. Myocardial texture characterization by two-dimensional echocardiography. *Am J Cardiol* 1983; 51 : 817-25.
- Bijnens B, D'hooge J, Sutherland G, et al. Robustness of integrated backscatter for myocardial tissue characterization. *Ultrasound Med Biol* 1999; 25 : 95-103.
- Bouki KP, Lange A, Palka P, et al. Regional variations of ultrasonic integrated backscatter in normal and myopathic left ventricles. *Eur Heart J* 1996; 17 : 1747-55.
- Cuilla M, Paliotti R, Hess DB, et al. Echocardiographic patterns of myocardial fibrosis in hypertensive patients : endomyocardial biopsy versus ultrasonic tissue characterization. *J Am Soc Echocardiogr* 1997; 10 : 657-64.
- Donal E, Coisine D, Blouin P, et al. Caractérisation tissulaire en échodensitométrie : utilisation des histogrammes de niveaux de gris, de la matrice de co-occurrence et de la dimension fractale. *Arch Mal Cœur Vaiss* 1999; 22 : 159.
- Donal E, Coisine D, Christiaens L, et al. Caractérisation myocardique en échographie. *Arch Mal Cœur Vaiss* 2000; 93 (7) : 857-64.

- Donal E; Coisine D. Caractérisation myocardique en échocardiographie. *Arch Mal Cœur Pratique* 2003; 117 : 21-3.
- Lange A, Moran CM, Palka P, et al. The variation of integrated backscatter in human hearts in differing ultrasonic trans-thoracic views. *J Am Soc Echocardiogr* 1995; 8 : 830-8.
- Lattanzi F, Spirito P, Picano E, et al. Quantitative assessment of ultrasonic myocardial reflectivity in hypertrophic cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol* 1991; 17 : 1085-90.
- Morales MA, Ferdeghini EM, Pizzarelli F. Charecterization of myocardial tissue in patients undergoing maintenance hemodialysis by quantitative echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1990; 9 : 480-7.
- Naito J, Masuyama T, Tamamoto K, et al. Analysis of transmural trend of myocardial integrated ultrasound backscatter for differentiation of hypertrophic cardiomyopathy. *J Am Cardiol* 1994; 24 : 517-24.
- Neskovic AN, Mojsilovic A, Jovanovic T, et al. Myocardial tissue characterization after acute myocardial infarction with wavelet image decomposition. *Circulation* 1998; 98 : 634-41.
- Perez JE, Mc J, Santiago JV, et al. Abnormal myocardial acoustic properties in diabetic patients and their correlation with the severity of disease. *J Am Coll Cardiol* 1992; 19 : 1154-62.
- Takiuchi S, Ito H, Iwakura K, et al. Ultrasonic tissue characterization predicts myocardial viability in early stage of reperfused acute myocardial infarction. *Circulation* 1998; 97 : 356-62.
- Zoni A, Regolisti G, Aschieri D, et al. Myocardial ultrasonic tissue characterization in patients with different types of left ventricular hypertrophy : a vide densitométric approach. *J Am Soc Echocardiogr* 1997; 10 : 74-82.

## Introduction

La télé-échocardiographie est un concept relativement nouveau provenant d'une «migration» technologique issue de la médecine spatiale. Son principe est fondé sur l'utilisation de connexions spécifiques permettant la transmission en temps réel de l'imagerie écho-Doppler (vidéo et son) de l'échographiste au cardiologue expert distant du lieu d'examen.

Les connexions utilisables pour la transmission d'informations médicales à distance sont nombreuses : téléphone, fax, Internet, réseau numérisés et dérivés, ATM, RNIS, ...

## Méthodologie

Initialement, la transmission des données échographiques à distance a été réalisée avec la technique spécifique de Tom Tec (Tom Tec Imaging Systems) consistant en :

- l'enregistrement de ciné-loup digitalisés dans l'échographe par l'opérateur;
- la transmission sans compression des images par la ligne téléphonique;
- la réception des boucles échographiques sur l'ordinateur personnel de l'expert contenant un software de relecture;
- l'analyse et interprétation des images transmises par un expert médical;
- la rédaction d'un rapport d'examen échographique faxé ensuite à l'échographiste «émetteur».

Ce système «primaire» de l'échocardiographie à distance fondé sur la simple liaison téléphonique

au sol a présenté de nombreuses limitations. Grâce aux progrès technologiques dans le domaine informatique et spatial en particulier le service de télé-échocardiographie a évolué et s'est perfectionné. La connexion entre le site «patient» et le site «expert» peut se faire efficacement via des liens terrestres performants ou par voie satellitaire (figure 21.1). La liaison satellite est capable d'offrir une qualité supérieure et fiable dans la transmission des images échographiques à distance.

## Intérêt clinique

Les applications potentielles de la télé-échocardiographie sont nombreuses :

- les situations d'urgence (application principale).

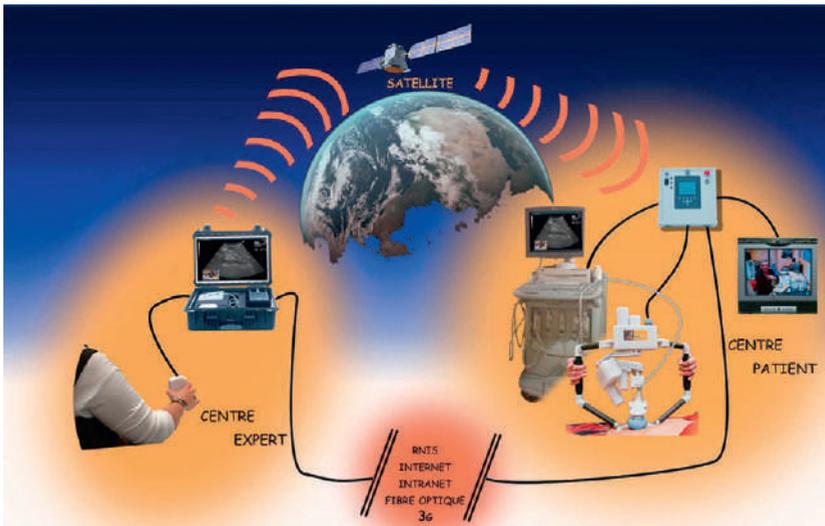
La télé-expertise entre l'échographiste faisant l'acquisition des images écho-Doppler et l'expert éloigné réalisant l'interprétation de l'examen permet de mettre en place, sans délai ni déplacement de personne, la meilleure stratégie diagnostique et thérapeutique pour un patient préoccupant.

Elle permet par exemple de confirmer ou d'éliminer un diagnostic nécessitant une intervention chirurgicale en urgence;

- l'assistance pour guider un geste thérapeutique, interventionnel ou chirurgical en pratique cardiologique quotidienne.

Le médecin expert peut intervenir dans les situations cliniques difficiles en apportant son expérience, son opinion et ses conseils à distance (téléconsultation).

Grâce à ce système de télé-échocardiographie le patient est «proche» des meilleurs spécialistes, indépendamment de leur localisation. La surveillance



**Figure 21.1.**

Le principe du concept de l'échographie robotisée intégrant :

- un centre expert où l'échographiste pilote à distance l'examen du patient et reçoit les images échographiques en temps réel;
- le système de transmission des informations (pilotage, imagerie) à l'aide des liaisons de télécommunications (satellite, Internet, etc);
- le centre patient où un système robotisé guidé et contrôlé par l'expert permet le déplacement précis de la sonde échographique placée sur le patient examiné et l'acquisition simultanée des images échographiques à interpréter par l'expert.

Source : E. Lefebvre, P. Arbeille, *La télé-échocardiographie*.

régulière des patients à distance par télé-échocardiographie est également réalisable (télésurveillance);

- l'utilisation ambulatoire de la télé-échocardiographie.

L'examen échocardiographique peut être pratiqué dans une ambulance en mouvement pour être transmis par satellite au poste expert fixe habituellement à l'hôpital. Ce procédé est particulièrement utile dans les zones géographiquement « pauvres » en experts, par exemple dans les régions rurales ou très isolées des centres spécialisés;

- la rationalisation des systèmes de garde et leur coût.

En effet, le même expert peut être de garde pour plusieurs établissements en même temps (astreinte d'imagerie). Ce système de télé-échocardiographie constitue une alternative intéressante face à une « pénurie » de spécialistes. Son intérêt est également économique car cela réduit le coût global des examens pratiqués;

- la constitution de réseaux d'experts régionaux, nationaux ou internationaux.

La télé-expertise réalisée par des « hyper-spécialistes » est particulièrement utile dans un contexte d'urgence

cardiologique. Elle peut être également efficace dans le cadre de télé-staff (réunion de professionnels situés à différents endroits autour d'un même cas) ou de téléformation en échocardiographie;

- la réalisation d'études de recherches contrôlées multicentriques.

La télé-échocardiographie permettra de coordonner et d'homogénéiser les travaux de recherche entre les différents centres.

## Perspectives

Les perspectives de la télé-échocardiographie résident dans :

- le développement des appareils d'échographie miniaturisés capables de se connecter par une prise USB à un ordinateur portable;
- la transmission de l'image échographique par une connexion USB ou Wi-Fi à un téléphone mobile ou un PDA (Personal Digital Assistant) (figure 21.2);
- l'application du procédé informatique de la compression d'images ultrasonores à la station « esclave » délivrant des images de bonne qualité prêtes à interpréter;



**Figure 21.2.** Télé-échocardiographie utilisant le téléphone mobile moderne bénéficiant du système Wi-Fi permettant de revoir les examens échocardiographiques sur l'écran du portable.

Source : Planète Cardio Magazine.

- l'utilisation d'une constellation de satellites (Global Star) permettant d'obtenir le maximum de bande passante pour la transmission des données et des images échographiques;
- la télé-échocardiographie assistée par un système robotisé.

Ce nouveau concept technologique opérationnel en échographie abdominale en particulier, permet à partir d'un centre expert de manipuler une sonde échographique située dans un autre site distant où se trouve le patient. La liaison entre les deux sites peut se faire par les moyens de communication terrestre ou satellite.

En pratique, un bras robotisé portant une sonde ultrasonore est placé sur le patient à examiner par un technicien et piloté à distance par l'échographiste à l'aide d'un joystick en direct, grâce à un écran de contrôle. L'expert médical reçoit en temps réel les images échographiques du patient sur son écran (figure 21.3).

Ainsi, le robot porte-sonde échographique permet la réalisation d'un examen échographique sur les patients éloignés des centres d'expertise en échographie.

Un système d'échographie robotisé reste actuellement dans le monde «imaginaire» en ce qui concerne l'échographie cardiaque. Plusieurs obstacles d'ordre scientifique, technique, réglementaire et éthique restent à surmonter dans le cadre de télé-échocardiographie robotisée.



**Figure 21.3.** Échographie abdominale robotisée.

Bras robotisé portant une sonde ultrasonore placée sur le ventre du patient et pilotée à distance par l'échographiste.

Projet de robot d'échographie du professeur Philippe Arbeille du CHU de Tours.

<http://www.cnes.fr/web/CNES-fr/7226-echographie-a-distance>

## Conclusions

La télé-échocardiographie, loin du gadget, est devenue une réalité technique qui viendra modifier notre paysage médical.

Elle commence à entrer dans l'arsenal de la cardiologie moderne et rationnelle. Son opportunité grandit en priorité en télé-expertise, téléconsultation et télésurveillance.

La prodigieuse imagination créatrice des chercheurs pour la conception d'un robot d'échographie cardiaque piloté à distance est fascinante mais actuellement difficilement réalisable en pratique.

## Bibliographie

- Arbeille P, Poisson G, Vievres P, et al. Echographic examination in isolated sites controlled from an expert center using a 2-D echograph guided by a teleoperated robotic arm. *Ultrasound Med Biol* 2003; 29 (7) : 993-1000.
- Arbeille P, Ruiz J, Ayob J, et al. The robot and the satellite for tele-operating echographic examination in Earth isolated sites, or onboard ISS. *J Gravit Physiol* 2004; 11 (2) : P233-4.
- Arbeille P, Capri A, Ayoub J, et al. Use of a robotic arm to perform remote abdominal tele-sonography. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188 (4) : W317-22.
- Beaugas-Orain Djoyum. Une tablette tactile qui peut sauver des vies. *Le Jour Yaoundé. Courrier International pour Direct Matin* ; 985 1<sup>er</sup> décembre 2011.
- Courreges F, Smith N, Poisson G, et al. Real-time exhibition of a simulated space tele-echography using an ultra-light robot. Canada : ISAIRAS; 2001.
- Delgorge C, Vievres P, Poisson G, et al. Comparative survey of ultrasound images compression methods dedicated to a tele-echography robotic system. Turkey : IEEE EMBS; 2001.
- Gourdon A, Poignet Ph., Poisson G, et al. A new robotic mechanism for medical application. USA : ASME; 1999.
- Kacet S, Silber D. Livre blanc de la télécardiologie. Biotronik; 2008.
- Lefebvre E, Arbeille P. La télé-échographie. [blog-uca.fr/public/la-tele-echographie](http://blog-uca.fr/public/la-tele-echographie).
- Martinelli T, Bosson JL, Bressollette L, et al. Robot-based tele-echography : clinical evaluation of the TER system in abdominal aortic exploration. *J Ultrasound Med* 2007; 26 (11) : 1611-6.
- Masuda K, Kimura E, Tateishi N, Ishihara K. Three dimensional motion mechanism of ultrasound probe its application for tele-echography system. Hawaii : IROS; 2001.
- Mitsuishi M, Warisawa S, Tsuda T, et al. Remote Ultrasound Diagnostic System. Korea : IEEE; 2001.
- Vilchis A, Mauda K, Althuser M, et al. Télé-échographie robotisée : des concepts à la validation clinique. *Annales des Télécommunications. Santé et Technologies de l'information* 2003; 58 (6) : 687-97.
- Wolf JE. La Télé-échocardiographie entre dans l'arsenal du cardiologue. *Le Journal faxé du Cardiologue* 26 juin 1997.
- Planète Cardio Magazine (Planète high-tech) 2007; 7 : 31. <http://www.science.gouv.fr/fractualites/bdd/res/3044/tele-echographie-la-technologie-spatiale>.
- <http://www.futura-sciences.com/fr/prints/news/informatique/d/echographie-a-laide-dun-telephone-mobile>.
- <http://www.cnes.fr/web/CNES-fr/7226-echographic-a-distance>.

## Introduction

L'échocardiographie est une technique de diagnostic médical nécessitant une formation adéquate de l'opérateur et une bonne expérience de l'examineur.

L'apprentissage de l'échocardiographie passe par :

- une formation théorique (enseignement universitaire, ouvrages, presse médicale, Internet, ateliers, congrès, etc.);
- une formation pratique dans un centre spécialisé et/ou agréé sous le contrôle d'un échocardiographe entraîné.

En fait, le médecin ayant eu une formation théorique et pratique suffisante est le plus apte à réaliser correctement et fidèlement l'examen échocardiographique. Une formation appropriée et complète en échocardiographie permet d'éviter une interprétation erronée ou abusive de l'examen qui pourrait compromettre le diagnostic ou la prise en charge adéquate du patient.

La croissance exponentielle des techniques ultrasonores a créé de nouvelles exigences et des règles strictes d'examen échocardiographique.

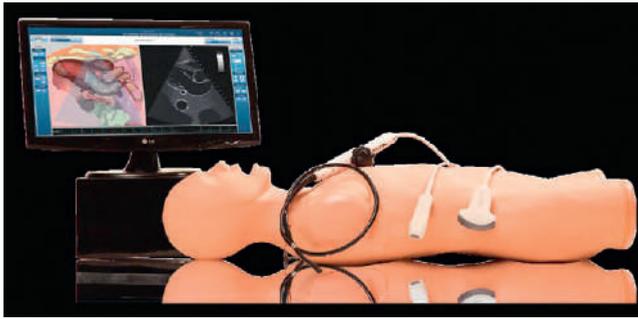
Pour pouvoir maîtriser ces « challenges » en échographie cardiaque, une nouvelle forme d'apprentissage est actuellement proposée par l'industrie médicale : l'échocardiographie de simulation. En imitant l'anatomie et la fonction cardiaque, le simulateur d'échographie est devenu un outil moderne, efficace et rentable dans les mains inexpérimentées d'un apprenti en particulier.

## Méthodologie

Après l'utilisation large des simulateurs de vol dans le secteur aéronautique, des simulateurs s'imposent aussi dans le domaine médical. Ces simulateurs développés par l'industrie médicale et proposés dans presque toutes les spécialités de la médecine (échographie, endoscopie, radiologie, chirurgie, anesthésie-réanimation, pharmacologie, etc.) sont dotés de la modélisation informatique sophistiquée et spécifique imitant un comportement humain physiologique (réalité virtuelle). En recréant des situations similaires auxquelles font face les intervenants en santé, les simulateurs sont devenus un véritable outil précis et fiable de l'apprentissage médical.

Le simulateur d'échographie cardiaque conçu par la Société CAE Santé constitue une puissante plateforme innovatrice comportant ([figure 22.1](#)) :

- un mannequin humain réaliste dépressible et palpable;
- un ordinateur équipé d'un écran 3D personnalisable, d'un clavier et d'une souris permettant l'affichage côte à côte des structures anatomiques étudiées et des images échographiques virtuelles (créées ou archivées);
- des sondes « échographiques » appropriées similaires aux transducteurs réels (ETT, ETO);
- des outils informatiques comme : divers réglages (de la profondeur des champs d'exploration, du gain, du contraste...), certaines mesures, des compas électroniques, ...;
- les logiciels téléchargeables (images fixes et mobiles du cœur normal et pathologique).



**Figure 22.1. Échographie cardiaque de simulation.**

Système de CAE VIMEDIX™ Ultrasound Simulator.

La plateforme échographique comportant un ordinateur, un mannequin et des sondes : ETT, ETO et abdominale.

Le système de CAE Santé-VIMEDIX™ propose deux modalités de simulation cardiaque sur une même plateforme :

- un simulateur d'échographie transthoracique (ETT) (figure 22.2 A) ;
- un simulateur d'échographie transœsophagienne (ETO) (figure 22.2 B).

Le simulateur relie un mannequin et une sonde « d'échographie » à un écran qui affiche l'image « ultrasonore » virtuelle et la représentation anatomique correspondante du cœur en 3D (figure 22.3). L'image échographique et le rythme cardiaque s'ajustent au gré des déplacements de la sonde et rendent compte de l'état d'un cœur qui ne bat en réalité que dans la mémoire vive de son ordinateur.

De plus, le cœur animé peut pivoter et être divisé en sections afin d'étudier de façon plus approfondie son anatomie.

Le simulateur d'échographie cardiaque offre les fonctions en modes 2D, TM, Doppler pulsé et couleur, fonctions pouvant être activées ou désactivées selon les besoins de l'opérateur.

En ETO, une fois la sonde insérée dans le tube œsophagien, le simulateur d'échographie affiche sur un écran tout ce qu'on y verrait en réalité.

En effet, le simulateur d'échocardiographie intégrant un procédé de modélisation parfaite du système cardiovasculaire offre une acquisition précise, crédible et réaliste des images échographiques ce qui est essentiel pour l'apprentissage de la technique.

Ses fonctionnalités interactives en temps réel permettent d'approfondir les connaissances et de sécuriser l'utilisation de l'échographie cardiaque au chevet des patients.

## Intérêt clinique

Les simulateurs professionnels d'échographie cardiaque ont fait la preuve de leur efficacité et de leur fiabilité dans plusieurs domaines :

- la familiarisation avec les techniques d'échographie cardiaque en temps réel, en commençant par la simulation des cas simples pour ensuite progresser vers des « scénarios » plus complexes ;
- l'acquisition et le perfectionnement des compétences en matière d'échocardiographie (méthodologie, imagerie, réglages, mesures...);
- le développement et la consolidation de nouvelles connaissances en échographie cardiaque (anatomie échographique, pièges techniques ou diagnostiques...);
- la maîtrise précise et paisible de la manipulation des sondes d'échographie en améliorant progressivement la coordination oculo-manuelle (œil-mouvement) et la confiance en soi-même ;
- la pratique non invasive et répétitive de l'échocardiographie transœsophagienne en temps réel dans un environnement d'apprentissage dépourvu du moindre risque (la technique d'insertion et de retrait de la sonde d'ETO en particulier) ;
- l'enseignement en échographie cardiaque grâce à un large éventail de cas et de pathologies cardiaques disponibles sous forme de logiciels ;
- la formation échographique structurée : individuelle (personnalisée) ou interprofessionnelle ;
- la formation programmée et dirigée par un instructeur ;
- le service d'apprentissage en ligne (sur le Web).

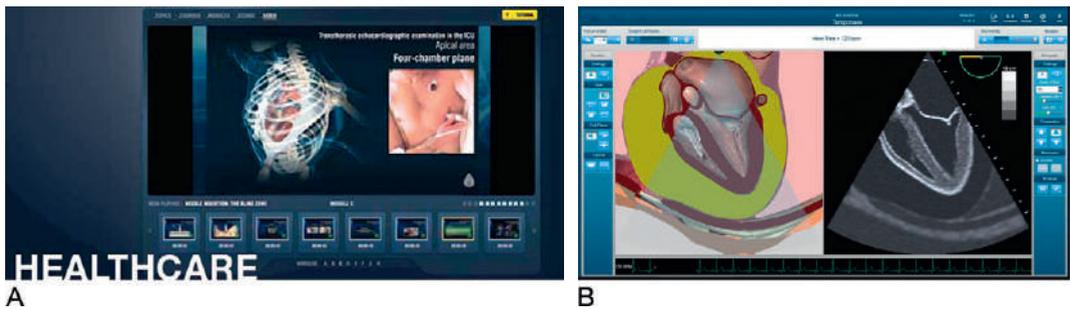


**Figure 22.2.** Échocardiographie cardiaque de simulation.

**a.** Mode transthoracique (ETT)

**b.** Mode transœsophagien : introduction de la sonde d'ETO dans l'œsophage du mannequin sous contrôle d'un expert. Affichage simultané des images ETT/ETO virtuelles et de la coupe anatomique correspondante.

Source : Système CAE VIMEDIX™



**Figure 22.3.** Échocardiographie cardiaque de simulation.

**a.** Technique d'examen illustrée sur l'écran de l'ordinateur.

**b.** Représentation anatomique et échocardiographique des structures cardiaques en procédé de simulation.

En effet, l'échographie cardiaque de simulation applique le savoir-faire en matière de formation, d'enseignement, d'instruction et d'expertise médicale. Elle est destinée aux médecins, étudiants, infirmières et aux techniciens d'imagerie médicale désirant acquérir ou approfondir les compétences en échographie cardiaque.

## Conclusions

Le marché de l'imagerie médicale connaît une croissance rapide surtout en raison de la prolifération d'appareils échographiques portatifs. Ces appareils permettent d'élargir la proportion des utilisateurs qui doivent acquérir auparavant une formation adéquate et solide en échocardiographie. La solution technologique innovatrice de simulation en échographie cardiaque est parfaitement adaptée à la formation hautement réaliste des échographistes potentiels, débutants ou confirmés.

Les simulateurs d'échocardiographie proposés aux professionnels de santé ont pour objectifs :

- d'aider à apprendre la technique d'échographie cardiaque avant de se mettre à l'épreuve sur les patients;
- d'améliorer les compétences des examinateurs et l'expertise clinique.

En effet, cet outil professionnel d'apprentissage de pointe permet d'accroître la qualité et la sécurité des diagnostics et des soins aux patients ainsi que l'efficacité du système de santé en rendant l'échocardiographie plus accessible en pratique médicale quotidienne.

## Bibliographie

- Bose R, Matayal R, Panzica P, et al. Transoesophageal echocardiography simulator : A new learning tool. *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth* 2009; 25 : 544–8.
- Castanelli DJ. The rise of simulation in technical skills teaching and the implications for training novices in anaesthesia. *Anaesthesia. Intensive Care* 2009; 37 : 903–10.
- Matyal R, Bose R, Warraich H, et al. Transthoracic Echocardiographic Simulator: Normal and the Abnormal. *J. Cardioth. Vasc. Anesth* 2001; 25 (1) : 177–81.
- Mc S, Fitch Mt, Goyal Dg, et al. Simulation in graduate medical education 2008. A review for emergency medicine. *Acad. Emerg. Med* 2008; 15 : 1117–29.
- Okuda Y, Bryson Eo, De S, et al. The utility of simulation in medical education : What is the evidence? *Mt Sinai J. Med* 2009; 76 : 330–43.
- Tavakol M, Mohagheghi MA, Dennick R. Assessing the skills of surgical residents using simulation. *J. Surg. Educ* 2008; 67 : 77–83.
- Weidenbach M, Wild F, Scheer K, et al. Computer-based training in two-dimensional echocardiography using an echocardiography simulator. *J. Am. Soc. Echocardiogr* 2005; 18 : 362–6.
- <http://www.cae.com/fr/healthcare/imaging.solutions.vimedix.features.benefits.asp>.
- <http://www.cae.com/fr/healthcare/imaging.solutions.vimedix.echo.simulator.asp>.
- <http://www.cae.com/fr/healthcare/imaging.solutions.vimedix.accelerated.learning.asp>.
- <http://www.cae.com/fr/healthcare/ultrasound.educational.asp>.
- <http://www.marsketwire.com>. CAE Santé. Pour la presse spécialisée. 6 mai 2010.

## Introduction

L'archivage consiste en général à conserver à moyen ou long terme des informations afin de pouvoir les exploiter ultérieurement. Cette procédure est également applicable en imagerie médicale.

Le produit final de l'examen échocardiographique est l'image, fixe ou dynamique. Pour enregistrer et conserver les images, données échographiques, nous disposons de trois types de supports :

- le papier : les images fixes visualisées sur l'écran de l'échographe sont sélectionnées par l'échographe et imprimées sur papier en noir et blanc ou en couleurs.

Les principaux inconvénients de l'imagerie fixe mémorisée sur papier sont : sa faible résolution (nombre d'informations au millimètre) déterminant la qualité de reproduction, son coût élevé, le volume des archives limité et la perte de pérennité des images imprimées ;

- la bande magnétique : les images mobiles (séquences dynamiques) sont enregistrées sur le magnétoscope selon des techniques différentes et souvent incompatibles d'un laboratoire à l'autre (signal vidéo composite, Y/C, RGB, VHS, SVHS, PAL, SECAM, NTSC, ...).

Ce mode de conservation présente d'autres inconvénients tels que la qualité médiocre des images vidéo, la perte d'informations surtout en Doppler couleur, le stockage volumineux et encombrant des données vidéo, la lecture laborieuse des séquences archivées, etc. ;

- le support numérique permettant l'acquisition en temps réel des images fixes et des séquences mobiles sans limitation. L'intégralité des données échographiques archivées est conservée.

Les deux premiers modes de conservation des données échographiques (la reprographie et la vidéo) sont désormais obsolètes.

La technologie numérique a bouleversé profondément la façon d'acquérir et d'archiver les données échographiques. Elle s'est imposée parfaitement en routine quotidienne en devenant un nouveau « savoir-faire ».

## Méthodologie

Parallèlement aux anciennes méthodes de conservation des images échographiques qui ont accompagné le développement de nouvelles techniques d'échographie, les professionnels de l'imagerie ont développé des techniques innovatrices dites digitales permettant l'acquisition et le stockage numériques des images.

## Stockage des images échographiques

La numérisation des images consiste en la conversion de l'information ultrasonore en langage ou format stocké dans un support informatique.

Dans un premier temps, l'examen échographique est enregistré sur le disque dur intégré à l'échographe (carte mémoire) mais compte tenu de la mémoire importante occupée par la quantité d'images stockées (« masse de données »), un transfert régulier des données est nécessaire.

En effet, les constructeurs des échographes ont fourni une sortie numérique de l'image (à partir de la courte mémoire de l'appareil) permettant de transférer et stocker les images fixes et dynamiques (boucles d'images) sur plusieurs supports informatiques au choix : ordinateur, disque dur externe, CD/DVD, clé USB, disque optique, etc.

Les informations relatives au patient (identité, âge, contexte clinique, antécédents, ...) ainsi que le compte rendu informatisé pouvant être également stockés et exploités ultérieurement.

## Avantages de l'archivage numérique

L'archivage numérique de l'imagerie échographique a profondément révolutionné la pratique de l'échocardiographie. Les avantages de cet archivage informatique sont multiples :

- la résolution de l'image archivée correspondant exactement à celle de l'image qui se trouve dans la carte mémoire de l'échographe (qualité de définition de l'image intégralement conservée). Néanmoins, le niveau de résolution dépend surtout de la taille de la matrice de numérisation ;
- la dynamique des teintes (noir et blanc, et couleur) conservée permettant une impression de qualité des images numériques (en fonction du logiciel et de l'imprimante disponibles) ;
- le transfert simple et rapide (quasi instantané) des images fixes ou mobiles en temps réel ;
- la pérennité des données stockées. En fait, les images numériques archivées resteront définitivement comme des originaux, inaltérables avec le temps (non dégradation de l'image) ;
- la possibilité de la relecture et de la remesure des images archivées.

Exactes répliques de l'original, ces images numériques peuvent être recalculées, recalibrées autant de fois que cela est souhaité ;

- la reproduction illimitée des images archivées.

En fait, les images numériques sont reproductibles à l'infini sur quelque support que ce soit, le simple papier ou l'autre matériel d'archivage ;

- la transmission des images possible à d'autres intervenants dans le dossier médical du patient ;
- la réduction du coût de l'archivage numérique.

En fait, on obtient en numérique des images parfaites dont les coûts sont divisés au moins par quatre par rapport à la vidéo classique. La rentabilité de l'archivage numérique à long terme est certaine.

En résumé, les avantages incontestables de l'archivage numérique des données échographiques par rapport aux modes conventionnels

de conservation justifient pleinement l'utilisation de la technologie numérique en routine (figure 23.1).

## Potentiels problèmes techniques

Les rares problèmes techniques de l'archivage numérique désormais résolubles concernent :

- la nécessité de standardiser et d'unifier la sortie numérique de l'image des différentes marques d'échocardiographes.

Un unique standard est actuellement accepté par la majorité des constructeurs ;

- la taille de la mémoire du disque dur de l'échographe ;

La masse de données à stocker demande une carte mémoire puissante et un système de compression des images performant ;

- le format informatique des images fixes.

En fait, ce format correspond aux « clés de l'image » pour écrire et lire de nombreuses informations. L'image « codée » est intégrée dans un fichier descriptif qui doit être lisible et accessible comme n'importe quel dossier patient.

Cette mise en forme informatique doit être commune à tous les utilisateurs avec un format commun : le formatage informatique des séquences mobiles.

Ce formatage complexe est conditionné par :

- l'acquisition des séquences dynamiques en temps réel nécessitant une grande mémoire de stockage et des processeurs très rapides ;
- la grande taille des séquences mobiles nécessitant la compression des images afin d'éviter une saturation rapide des supports d'archivage.

Les échographes modernes ont permis de résoudre ces problèmes.

Parmi les différentes méthodes de formatage des images échographiques, le système DICOM s'impose. Il est devenu le standard international commun aux différentes firmes d'échographie cardiaque installé sur leurs appareils. Grâce à la connection sur PC temps réel ou différé, les échographes récents bénéficient de la mise en réseau et archivage norme DICOM.



**Figure 23.1. Horizon Cardiology™ Echo – M<sup>c</sup> KESSON.**

Système d'archivage, de révision et de mesure des images échocardiographiques (A) avec l'édition du rapport et la transmission de l'examen via DICOM (B).

Source : [www.trimed-pl](http://www.trimed-pl)

## Standard DICOM

Le standard DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) est un format des données d'imagerie médicale utilisé en outre en cardiologie (figure 23.2). Ce formatage fondé sur «l'encapsulation des images», largement répandu en radiologie, est également applicable en échographie cardiaque.

Le standard DICOM définit un format de fichier mais aussi un protocole de transmission des don-

nées. Son objectif est de faciliter les transferts d'images entre les appareils de différents constructeurs.

De fait, la plupart des compagnies commercialisant des échocardiographes ont développé des produits qui permettent l'utilisation du standard DICOM et un formatage digital unique. Ainsi, la norme DICOM permet le développement de réseaux échocardiographiques compatibles avec l'ensemble des marques sur le marché et favorisent la numérisation des images échocardiographiques.

Les images au format DICOM accompagnant les dossiers médicaux sont lisibles sur tout matériel informatique compatible et rendent obsolète le transfert des images par les moyens de communication traditionnels.

La partie échographique du standard DICOM spécifie les manières selon lesquelles les images échographiques doivent être codées :

- renseignements administratifs;
- calibrage spatial;
- calibrage des pixels;
- conversion des images couleurs en vélocités-variance;
- enregistrement des images bidimensionnelles et tridimensionnelles;
- reconnaissance des coupes échographiques, du type et des étapes des différents protocoles de stress, etc.

En effet, la norme DICOM propose une solution complète fondée sur les standards canaux haute-fidélité, ce qui simplifie considérablement l'échange bidirectionnel de données.

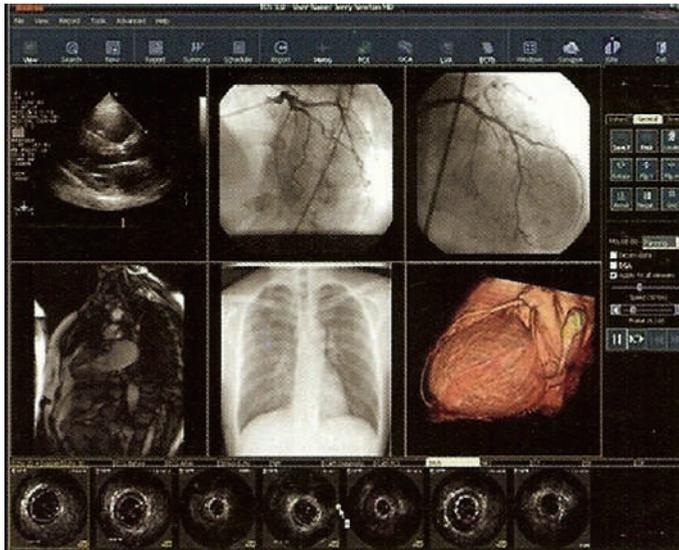
## Intérêt clinique

L'intérêt clinique de l'archivage numérique et du système standard DICOM réside dans :

- la conservation fiable et durable des données échocardiographiques dans leur état initial.

En fait, l'image informatique (fixe ou mobile) ne s'altère pas avec le temps. Il n'y a pas de perte d'information;

- la standardisation de l'examen échocardiographique : le format commun d'acquisition et de lecture des données, la compatibilité, l'interconnexion des appareils, l'interopérabilité, l'accessibilité des données, etc.
- le transfert des images identiques du patient entre les machines de différents constructeurs (partage de l'information), etc.
- la gestion du dossier médical du patient (données du patient, suivi médical, consultation, revistes, étude comparative, expertise...);
- la post-analyse des données échographiques (interprétation attentive a posteriori, la relect-



**Figure 23.2.** Horizon Cardiology™ Echo – M<sup>c</sup> KESSON.

Système modulaire d'archivage et de communication permettant la gestion de l'ensemble des données cardiologiques patient dans le standard DICOM, IHE, HL 7.

(D'après [www.trimed-pl](http://www.trimed-pl))

ture des images, le calibrage quantitatif, la remesure de nombreux paramètres...);

- l'enseignement et la formation en échographie cardiaque (outil éducatif);
- l'exploitation des images archivées lors des congrès, réunions, staffs, ateliers (outil scientifique);
- le téléchargement de plusieurs fichiers DICOM dans un répertoire sur le disque dur;
- la sécurisation et la protection des informations médicales.

Ces nombreuses applications d'archivage et de gestion numérique des données médicales peuvent être largement utilisées et exploitées en pratique cardiologique quotidienne.

## Conclusions

L'imagerie numérique informatisée a révolutionné l'échocardiographie. L'archivage des images, des séquences et du texte constitue désormais le dossier complet d'examen du patient qui doit être stocké sur des supports faciles à consulter.

Les applications cliniques de l'archivage numérique sont multiples. Le format des fichiers DICOM utilisé par la plupart des fabricants de matériel d'imagerie médicale est aussi adapté pour les cardiologues. Le standard, la norme DICOM est facilement accessible en routine médicale et sa rentabilité et sa fiabilité sont incontestables.

## Bibliographie

- Beauvieux A, Huberman JP. L'Échographie acquiert une nouvelle dimension. *Le Cardiologue* 1998; (Suppl)209–10.
- Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Part 10 : Media Storage and File Format for Media Interchange. National Electrical Manufacturers Association; 2000.
- Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). [http://fr.wikipedia.org/wiki/Digital8\\_imaging\\_and\\_communications\\_in\\_medicine](http://fr.wikipedia.org/wiki/Digital8_imaging_and_communications_in_medicine).
- Gackowski A, Cala J, Czekierda L, et al. Cyfrowa archiwizacja i telekonsultacja badan echokardiograficznych. In : *Echokardiografia praktyczna. Medycyna Praktyczna Astra Zeneca*; 2006. tome IV. p. 587–99.
- Les archives électroniques. Manuel pratique. Paris : Direction des archives de France; 2002.
- Les fichiers DICOM. Université Niu Sophia-Antipolis; [bioinfo.unice.fr/enseignements/GBM/cours/les-fichiers-dicom.pdf](http://bioinfo.unice.fr/enseignements/GBM/cours/les-fichiers-dicom.pdf).
- Norme DICOM en Imagerie Médicale : que doit savoir le radiologue clinicien ? <http://viewbox.sourceforge.net/JFR98/intro.html>.
- Scheuble C. Imagerie échocardiographique et informatique. *Arch Mal Cœur Pratique* 1995; 9 : 15–8.
- Thomas JD, Main HL. Digital Echocardiographic Laboratory : Where Do We Stand? [www.asecho.org/freepdf/digitalecholab.pdf](http://www.asecho.org/freepdf/digitalecholab.pdf).
- Thomas JD, Adams DB, De Vries S, et al. Guidelines and Recommendations for Digital Echocardiography. A Report from the Digital Echocardiography Committee of the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2005; 18 : 287–97.
- <http://en.wikipedia.org/wiki/DICOM>. [www.trimed.pl](http://www.trimed.pl).

# Conclusions

Ayant débuté il y a environ 50 ans, l'échocardiographie a évolué par paliers qualitatifs successifs en bénéficiant des technologies avancées de l'électronique et de l'informatique en particulier. En effet, elle est devenue l'examen d'imagerie et d'hémodynamique le plus couramment employé lors de l'exploration de la physiopathologie cardiovasculaire. Malgré la progression et la concurrence d'autres imageries tels que l'IRM et le scanner, l'échographie cardiaque reste l'examen de première intention dans l'ensemble des situations en cardiologie.

La technologie numérique, l'échographie de contraste, l'imagerie tridimensionnelle, le Speckle Tracking représentent les principales avancées technologiques de ces dernières années en échocardiographie.

D'autres techniques échographiques se développent parallèlement telles que : échographie 4D, 3D Strain, échographie interventionnelle, etc.

Les progrès techniques concernent également la miniaturisation des échographes, la télé échocardiographie, la formation par simulation, l'archivage numérique, ...

Toutes ces nouvelles techniques validées ou en développement sont très prometteuses dans l'approche encore plus performante, plus précise et plus fiable de l'anatomie, de la physiologie et de l'hémodynamique cardiaque. Les implications cliniques des nouvelles méthodes échographiques sont incontestables, elles touchent quasiment tous les domaines de la cardiologie.

Cependant l'échocardiographie n'est pas sans limites, elle nécessite :

- un appareillage échographique de plus en plus sophistiqué;
- un examinateur compétent, parfaitement formé et entraîné à la pratique de la technique échographique;
- une bonne connaissance de l'anatomie et de la physiologie cardiaque;

- le respect strict de la méthodologie de l'examen;
- la précision dans la réalisation de l'examen et des mesures effectuées;
- la connaissance des limites et des pièges potentiels (techniques et diagnostiques) de l'échocardiographie<sup>1</sup>;
- la rigueur dans l'interprétation des résultats de l'examen échographique.

Enfin, les données échocardiographiques doivent toujours être replacées dans leur contexte clinique et comparées aux autres examens complémentaires. L'échocardiographie ne remplace pas l'examen médical méticuleux du patient et « l'honorable » auscultation cardiaque à l'aide d'un « fameux » stéthoscope inventé par René Laënnec (1781-1826) ([figure tableau](#)). Ces méthodes cliniques classiques doivent toujours précéder l'examen échographique du cœur.



**Figure tableau.** Tableau de Théobald Chartran. « Laënnec ausculte un phtisique devant ses élèves » (1816).

1 120 Pièges en Échocardiographie. Ch Klimczak, Elsevier Masson, 2009.

Cette notion fondamentale et déontologique reste désormais la règle principale – le credo du praticien, même de la médecine moderne.

L'objectif fixé avec cet ouvrage est d'apporter aux lecteurs les renseignements essentiels et utiles pour la compréhension des nouvelles techniques échocardiographiques, leurs applications cliniques, leurs limites diagnostiques et leurs perspectives futures. Cette tâche rédactionnelle de synthèse des données sur les techniques échographiques n'a pas été facile. Elle a demandé un compromis dans la description des techniques aussi bien variées que vastes et parfois même une certaine simplification didactique des notions traitées. En effet, c'est le lecteur lui-même qui jugera le mieux ce défi éditorial.

Le dynamisme de l'échocardiographie est frappant, et sa progression spectaculaire au fil des années, réconforte sa place centrale et incontournable dans l'investigation cardiologique moderne. Cependant, la diffusion réelle du maté-

riel d'échographie cardiaque est toujours insuffisante pour des raisons multiples (économiques, administratives, d'accessibilité, de non compétence, etc.). Dans ce contexte, il est très utile de citer les mots justes du Professeur David Zar de Washington University in St-Louis :

« La médecine moderne du xxi<sup>e</sup> siècle est basée sur l'imagerie, mais 70 % de la population mondiale n'a aucun accès à des systèmes d'imagerie.  
L'objectif de notre civilisation est de partager cette richesse de l'ingénierie au service de la médecine pour alors être largement diffusée »<sup>2</sup>.

Ce sublime message constitue un challenge pour nous tous.

---

2 <http://www.futura-sciences.com/fr/print/new/t/informatique/d/echographie-a-laide-dun-telephone-mobile>

# Index

---

## A

Abcès  
– annulaire, 63  
– péri-prothétique, 66  
Ablation  
– par radiofréquence, 75, 153  
Adénosine, 268  
Adventice, 234  
*Aliasing*, 7, 293  
Agent de contraste, 168  
Aloka, 185  
Akinésie, 41, 88, 156  
Albunex<sup>®</sup>, 168  
Alcoolisation septale, 103, 154  
Alfieri  
– intervention, 224  
Amylose, 160, 303  
Amplatz  
– prothèse, 223  
Analyse  
– *off-line*, 48, 134  
– *on-line*, 48  
Anévrisme  
– du ventricule gauche, 67, 209  
Angioscopie coronaire, 237  
Angioplastie coronaire, 97, 157, 232  
Anomalie congénitale, 255  
Anthracycline, 105  
Athérome aortique, 75  
– du septum interauriculaire (ASIA), 69  
Aorte  
– thoracique, 54  
Athérome aortique, 68, 235  
Atropine, 87  
Archivage numérique, 313  
Artefacts, 114  
– atténuation, 181  
Artère coronaire  
– interventriculaire antérieure, 267  
– normale, 234  
– pathologique, 235  
Artida (Toshiba), 277

## Astrand

– formule de, 85  
Asynergie, 90  
Asynchronisme  
– cardiaque, 14, 29, 104, 160, 191  
– intraventriculaire, 45, 104, 123  
– interventriculaire, 44  
– radial, 159  
Athérosclérose, 180, 255  
Auriculaire  
– déformation, 151  
– vitesse, 151  
Automatic  
– *border Detection* (ABD), 185  
– *segmental motion analysis*, 187

## B

*Backscatter*, 167, 185  
Ballonnisation apicale (Tako-Tsubo), 94  
Barlow  
– maladie de, 73  
Bêta-bloquant, 86  
– aténolol, 87  
– métoprolol, 87  
Bicuspidie aortique, 75, 205, 221  
Bicyclette ergométrique, 82  
Bloc de branche gauche, 187, 211  
Bourrelet septal, 209  
Bracco Imaging France, 170  
*Bull eye*, 88, 211

## C

Cadence volumique, 274, 282  
CAE Santé, 311  
Caractérisation tissulaire, 301  
Cardiomyopathie  
– amyloïde, 160  
– diabétique, 159  
– dilatée, 43, 103, 159  
– hypertrophique, 38, 91, 278  
–– apicale, 173

## Index

- ischémique, 278, 283
- sclérodermique, 160
- Cardiopathie
  - diabétique, 303
  - congénitale, 71, 212, 285
  - emboligène, 66
  - ischémique, 41, 101, 154, 207, 303
  - urémique, 303
- Cardioversion électrique, 75, 153
- Cathétérisme transeptal, 225, 248
- Charge
  - condition, 143
- Chiari
  - réseau de, 67
- Chimiothérapie, 91
  - cardiotoxicité, 105
- Chenal
  - faux, 56
  - vrai, 56
- Choc électrique externe, 67
- Cinétique
  - du ventricule gauche, 254
  - segmentaire, 189
- Circulation extracorporelle, 254
- Coarctation aortique, 222
- Codage couleur, 29
- Color Kinesis, 80
- Color Kinetic Imaging, 185
- Color Rendering M-Mode, 137
- Commissure, 216
  - antérolatérale, 203
  - postéro-médiane, 203
- Commissurotomie mitrale, 72, 203, 220
  - percutanée, 223, 246
  - chirurgicale, 222
- Communication
  - interauriculaire, 71, 222, 246
  - interventriculaire, 71
- Compound Imaging Harmonics*, 115
- Connexion
  - USB, 306
  - Wi-Fi, 306
- Contour endocardique
  - détection, 208
- Contour ventriculaire
  - détection automatique, 117
- Contraction
  - isovolémique, 29
  - isovolumétrique, 40, 104, 297
- Contraste spontané, 56
- Coronarographie, 97, 177, 231
- Coronary Velocity Reserve (CVR)*, 268
- Cropping*, 275
- Crosse aortique, 213
- Cycloergomètre, 82

## D

- Débit
  - aortique, 17
  - bas péroopérateur, 254
  - cardiaque, 17, 72
  - coronaire, 268
- Défibrillateur implantable, 103
- Déformation atriale, 40
- Délai
  - de précontraction, 46
  - électromécanique, 45
  - électrosystolique, 45
- Dérivée de pression, 17
- Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM)*, 314
- Dipyridamole, 179
- Dissection aortique, 55, 74
- Distribution coronaire, 94
- Doppler
  - continu, 4, 7
  - couleur, 4, 8, 199
    - 3D, 200
    - effet, 137
  - intrac coronaire, 232, 267
  - pulsé, 4, 27
  - tissulaire, 8, 27, 80, 106, 200
    - TM couleur, 124
  - transœsophagien, 55
- Doppler Tissue Imaging (DTI)*, 27
  - numérique, 48
  - reconstruit, 45
- Dysfonction
  - diastolique, 20, 37, 191
  - endothéliale, 181
  - ischémique, 96
  - microcirculatoire coronaire, 269
  - myocardique ischémique, 97
  - prothétique, 263
  - systolique, 145
    - longitudinale, 143
  - ventriculaire gauche, 96
- Dyskinésie, 41, 88, 156, 255
- Dysplasie arythmogène du ventricule droit (DAVD), 149

## E

- Échographie
  - endocoronaire, 231
  - de reconstruction, 195
  - en temps, réel, 195
  - épi-aortique, 251
  - de contraste, 80
  - de poche, 264
  - endocoronaire, 75
  - per-effort, 83

- post-effort, 83
- système robotisé, 307
- Échocardiographe, 3
- Échocardiographie
  - 3D, 273
  - 4D, 273
  - à distance, 305
  - de contraste, 48, 190
  - myocardique intracoronaire, 167
  - myocardique intraveineuse, 168
  - de simulation, 309
  - dobutamine, 85
  - d'effort, 82
  - protocole, 84
  - de stress, 42, 79
  - intracardiaque, 245
  - monodimensionnelle, 121
  - péropératoire, 251
  - portable, 259
  - télé, 305
  - transœsophagienne, 51, 245
  - transthoracique, 3
  - tridimensionnelle, 48, 195
  - ultraportable, 259
- Echogen®, 169
- Échoscope, 264
- Effet Doppler, 27
- Effet de masque, 63
- Électrophysiologie, 249
- Embolie
  - cruorique, 255
  - gazeuse, 75
  - pulmonaire, 67
  - paradoxale, 69, 180
- Endocardite
  - infectieuse, 62
  - marastique, 71
- Endoprothèse, 238
- Endoscopie cardiaque, 245
- EDS
  - contre-indications, 80
- Equation
  - de Bernoulli, 14
  - de continuité, 15, 72, 100
  - de régression linéaire, 41
- Électrocardiographie
  - d'effort, 79
- Épaisseur pariétale relative, 11
- Épanchement péricardique, 56
- Épreuve de contraste, 68
- ETO
  - 3D en temps réel, 215
  - complication, 54
- Eustachi
  - valve, 67
- F**
  - Faisceau 4D, 273
  - Fermeture percutanée, 68
  - Fibrillation auriculaire, 67, 101, 153, 274
  - Filtre
    - passe-bas, 27
    - passe-haut, 27
  - Fissuration
    - aortique, 61
    - pseudo-anévrisme, 173
  - Flat intimal, 55
  - Flow Function*, 293
  - Fluorocarbone, 168
  - Flux
    - aortique, 13
    - thoracique, 55
    - auriculaire, 66
    - coronaire
      - normal, 267
    - de l'auricule gauche, 55
    - du sinus coronaire, 55
    - du tronc coronaire gauche, 55
    - intracardiaque, 3, 175, 293
    - laminaire, 14
    - mitral, 11, 37
    - pulmonaire, 13
    - tricuspide, 13
    - turbulents, 13
    - valvulaire, 55
    - veineux
      - pulmonaire, 13, 37, 55, 150
      - veineux sus-hépatique, 14
  - Fonction
    - conduit de l'OG, 151
    - diastolique, 33, 147, 191
    - globale, 137
    - oreillette gauche, 150
    - pompe de l'OG, 151
    - régionale, 137
    - réservoir de l'OG, 151
    - systolique, 33, 137, 189
    - ventricule gauche, 143
  - Foramen ovale perméable (FOP), 68, 180, 221, 246
    - fermeture, 248
  - Formatage informatique, 314
  - Formateur de faisceaux d'ultrasons, 114
  - Formule
    - de Teicholz, 11
  - Fourier
    - transformation de, 114
  - Fraction
    - déjection, 11, 35, 90, 144, 278
    - de raccourcissement, 8
    - de régurgitation, 15

## Index

Fréquence cardiaque maximale théorique (FMT), 85

Fuite

- de lavage, 64
- intra-prothétique, 65
- mitrale, 74, 203
- para-prothétique, 65
- prothétique, 64
- restrictive dynamique, 101
- valvulaire, 76

## G

Global Star, 307

Gradient de pression

- base-apex, 137
- de vélocité, 28
- intramyocardique, 129
- de vitesses, 30
- intramyocardique, 43
- intra-atrial, 40
- intra-VG, 103
- maximal, 14
- moyen, 14
- transmitral, 72
- transmural, 30
- transmyocardique, 43
- transtésnotique, 98
- transpariétal, 32
- transprothétique, 64
- transvalvulaire, 100
- valvulaire, 72

## H

Hatle

- méthode de, 15
- Hexafluorure de soufre, 170

Histogramme

- de couleur, 187
  - niveaux de gris, 301
- Histologie virtuelle, 242

Hyperémie, 268

- réactionnelle, 240

Hypertension

- artérielle pulmonaire, 263

Hypertrophie

- concentrique, 162
- de la cardiopathie hypertensive, 42, 154
- hypertensive, 154
- myocardique, 42
- pathologique, 42
- physiologique, 42, 153
- remodelage, 153

Hypnovel<sup>®</sup>, 53

Hypovolémie, 254

Hypoxémie

- péropératoire, 255
  - réfractaire, 75
- Hypokinésie, 41, 88, 156

## I

Infarctus

- aigu, 97
- du myocarde, 41, 96
- non transmural, 156
- reperfusé, 97
- transmural, 156

Indice de performance myocardique (indice de tei), 17, 36

Imagerie

- de contraste en temps réel, 171
- de déformation, 47, 99, 182
- de Strain, 80
- de seconde harmonique, 196
- Doppler puissance, 115, 171
- en inversion pulsée, 171
- harmonique, 28, 80, 113, 170, 267, 302
- double, 114
- intermittente, 115, 171
- numérique, 317
- paramétrique, 48

Insuffisance

- aortique, 17, 56, 163
- asymptomatique, 103
- cardiaque, 36, 144
- mitrale, 17, 38, 73, 163, 253
- flux, 175

Intima, 234

*Intra Vascular Ultra Sound (IVUS)*, 231

IRM, 231

- *tagging*, 127

Isuprel, 103

Ischémie

- accident cérébral, 66
- myocardique, 41, 92, 240

## K

Kawasaki,

- maladie de, 91

KI-ASMA, 185

Kernel, 130

## L

Levovist<sup>®</sup>, 168

Liaison satellite, 305

Line Data, 296

## M

Malformation congénitale, 222

- Masse  
 – myocardique, 11, 208  
 – ventriculaire gauche, 208, 283  
 Matrice de co-concurrence, 301  
 Média, 234  
 Métastase cardiaque, 71  
 Microbulle, 167  
*Mitral Annular Plane Systolic Excursion* (MAPSE), 33, 123  
*Mitral Valve Quantification* (MVQ), 220  
 Mismatch, 274  
 Mode  
 – 4D  
 -- multiplan, 275  
 -- « Trigger », 274  
 -- volumique, 275  
 – *full volume*, 198, 215  
 – multiplan, 199  
 – zoom, 198  
 -- 3D, 216  
 Myocarde  
 – hibernant, 42, 95  
 – index de performance, 148  
 – perfusion, 175  
 – sidéré, 42, 95  
 – texture, 301  
 – vélocité, 137  
 – viabilité, 95, 191, 269  
 Myectomie, 103  
 Myocardiopathie  
 – diabétique, 284  
 – amyloïde, 284  
 – restrictive, 44  
 Myxome, 68, 255
- N**  
 Nécrose  
 – non transmurale, 41  
 – sous-endocardique, 156  
 – transmurale, 41  
 Néoangiogénèse, 180  
 Nitrite d'amyle, 103  
 Normokinésie, 88  
*No-reflow*, 177, 269  
 Numérisation d'image, 313
- O**  
 Occlusion coronaire, 41  
 Œil de bœuf, 135  
 Optison®, 169  
*Ostium secundum*, 221
- P**  
 Pacing auriculaire, 81  
 Pacemaker, 160  
 Péricardite restrictive, 44  
*Phased array*, 245  
 Phénomène  
 – détorsion (*untwist*), 137  
 – torsion (*twist*), 137  
 PISA  
 – méthode de, 74, 102  
 Planimétrie, 15, 74  
 – de l'orifice aortique, 72  
 – de l'orifice mitral, 11, 72, 202, 220  
 – de l'orifice régurgitant, 203  
 Plastie mitrale  
 – chirurgicale, 225  
 – reconstructrice, 74  
 – percutanée, 224  
 Pontage aortocoronaire, 239, 268  
 Porte Doppler, 4, 28  
 Post-charge, 30, 102, 254  
 Précharge, 30, 83, 254  
*Proximal Isovelocity Surface Area* (PISA), 15, 218  
 Pression  
 – artérielle pulmonaire, 16, 101  
 – atriale, 40  
 – auriculaire droite, 40  
 – capillaire pulmonaire, 39  
 – de l'oreillette droite, 16  
 – de remplissage, 37, 104, 147  
 – télédiastolique  
 -- ventriculaire gauche, 37  
 Pimpéran®, 53  
 Prolapsus  
 – de la valve mitrale, 71, 102, 203, 217, 277  
 – tricuspide, 221
- Q**  
 QLAB  
 – Philips, 202  
*Quad screen*, 80  
 Quantification acoustique, 117, 185
- R**  
 Radiofréquence, 301  
 – signal, 242, 293  
 Raw Data, 296  
 Rejet  
 – cardiaque, 47  
 – du greffon cardiaque, 47, 164  
 – myocardique, 47  
 Relaxation  
 – isovolumétrique, 148  
 Remplissage  
 – volémique, 254

## Index

- Reperfusion myocardique, 41
- Réserve
  - coronaire, 240
  - contractile, 95, 162, 284
- Résolution
  - latérale, 94
  - spatiale, 48, 208, 282
  - temporelle, 28, 131
- Rétrécissement
  - aortique, 15, 162
  - dégénératif, 221
  - en bas débit, 99
  - mitral, 15, 71, 216
  - serré asymptomatique, 98, 162
  - supposé serré, 162, 212
- Resynchronisation cardiaque, 104, 160
- Revascularisation, 97, 189
  - myocardique, 268
- Rotation, 148
- Rupture
  - aortique, 76
  - de cordages, 63, 217
  - pariétale, 76
- S**
- Scanner
  - cardiaque, 245
  - coronaire, 231
- Score
  - cinétique, 89
  - pariétale globale, 89
  - échelle, 88
  - numérique, 88
- Segmentation
  - de la valve mitrale, 73, 215
- Septal flash*, 104
- Septum interauriculaire, 221
- Shadowing*, 181
- Sidération
  - état, 96
- Simpson, 11, 144
- Simulateur d'échographie
  - transthoracique, 310
  - transœsophagienne, 310
- Shunt
  - intracardiaque, 17, 180, 255
- Smartphone, 264
- Sonde
  - épicaudique, 251
  - ETO, 52
  - 3D temps réel, 53, 251
  - biplan, 52
  - monoplan, 52
  - multiplan, 52
  - matricielle
  - 3D, 196
  - 4D, 273
  - transœsophagienne, 251
- Sonomicrométrie, 131
- SonoVue®, 169
- Surface
  - aortique, 100
  - de l'orifice mitral régurgitant, 74, 102, 220
  - fonctionnelle, 20
  - prothétique, 64
- Speckle Tracking*, 31, 130
- Statines, 238
- Sténose
  - coronaire, 75, 94, 178, 268
  - mitrale, 202
- Stent
  - malposition, 238
- Stéthoscope
  - ultrasonique, 259, 264
- Stimulation
  - biventriculaire, 161
- Strain, 31
  - 3D, 281
  - bidimensionnel (2D Strain), 117, 130
  - circonférentiel, 129, 281
  - Doppler, 130
  - global, 138
  - longitudinal, 129, 281
  - diastolique, 39, 148
  - radial, 129, 281
  - rate, 31, 127
  - rotationnel, 281
- Strands*, 65
- Stream Function*, 293
- Stress myocardique, 79
- Syndrome
  - de préexcitation, 94
- Système MobiUS, 264
- T**
- Table
  - ergométrique, 80
- Tamponnade cardiaque, 76, 263
- Tardokinésie, 41, 92
- Teicholz, 146
- Télé-consultation, 305
- Télé-expertise, 305
- Téléformation, 306
- Télésurveillance, 306
- Temps
  - d'éjection, 36
  - de décélération, 13

- de demi-décroissance en pression, 15
- de demi-pression, 72
- de relaxation, 13
- isovolumétrique, 17, 36
- Tension
  - artérielle pulmonaire, 160
- Tenting
  - *area*, 203, 220
  - mitral, 219
- Thrombi, 180, 212
- Thrombose, 56
  - de l'oreillette gauche, 172
  - occlusive, 65
  - prothétique, 65
  - risque tromboembolique, 75
- Thrombolyse, 177, 268
- TM anatomique, 121
- Tom Tec Imaging Systems, 305
- Transplantation
  - cardiaque, 47, 76, 255
  - greffon, 104
  - pulmonaire, 256
  - rénale, 104
- Traumatisme cardiaque, 76
- Trinitine, 87
- Trombus
  - de l'auricule gauche, 66
  - de l'oreillette gauche, 66
  - intraluminal, 235
- Tricuspid Annular Plane Systolic Excursion* (TAPSE), 33, 123
- Trouble
  - de la compliance, 20, 37
  - de la relaxation, 20, 37
- Tumeur
  - intracardiaque, 71
  - paracardiaque, 71

**V**

- Valium<sup>®</sup>, 53
- Valsava
  - manœuvre de, 103

**Valve**

- calcification, 68
- chirurgie réparatrice, 253
- déchirure, 63
- implantation percutanée, 248
- perforation, 63
- prothèse, 63, 213, 278
- dysfonction, 64
- remplacement, 163, 218, 223
- segment mitral, 118
- Valvulopathie, 297
  - aigüe, 263
- Valvuloplastie
  - mitrale percutanée, 67
- Vasomotricité coronaire, 238
- Vector Flow Mapping* (VFM), 293
- Vena contracta, 74, 218
- Végétation, 62, 212
  - endocardique, 62
  - prothétique, 66
- Vena contracta, 15
- Ventilation artificielle, 255
- Vidéodensitométrie, 301
- Vitesse de propagation, 20
- Volume
  - d'éjection systolique, 17, 90
  - de régurgitation, 102, 220
  - intraventriculaire, 188
  - télédiastolique, 11, 173, 207
  - télésystolique, 11, 93, 173, 207
  - ventriculaire, 14, 90, 117, 172, 213
- Vortex, 293, 298

**W**

- Wall Thickness, 188

**X**

- Xylocaïne<sup>®</sup>, 53

**Z**

- Zone de convergence, 74, 218