

Recommandations pour la Quantification en Echocardiographie Doppler: un rapport du Groupe de Travail pour la Quantification Doppler du Comité des Standards et de la Nomenclature de la Société Américaine d'Echocardiographie

Miguel A. Quinones, MD, Chair, Catherine M. Otto, MD, Marcus Stoddard, MD, Alan Waggoner, MHS, RDMS, and William A. Zoghbi, MD, Raleigh, North Carolina

Traductions par Patrick Champagne, MD, Abdellaziz Dahou, MD, Florent Le Ven, MD, Igal Sebag, MD, FRCPC, FACC, FASE, avec le soutien de Philippe Pibarot, DVM, PhD, FASE, et Lawrence Rudski, MD, FASE. Supervisé par Marielle Scherrer-Crosbie, MD, PhD, FASE

DOPPLER

ABBREVIATIONS

∅: angle d'incidence
2D: deux dimensionnel
AP: artère pulmonaire
CCVG: chambre de chasse du ventricule gauche
D: diamètre de l'anneau
DC: Doppler continu
DP: Doppler pulsé
EROA: orifice régurgitant effectif
F: fréquence
HPRF: High Pulse Repetition Frequency
IP: insuffisance pulmonaire
IT: insuffisance tricuspide
ITV: intégrale temps-vitesse
OD: oreillette droite
PHT: temps de demi-pression
PISA: proximal isovelocity surface acceleration
Qp:Qs: rapport du flux pulmonaire sur le flux systémique
RA: rétrécissement aortique
SC: surface de coupe
TRIV : temps de relaxation isovolumique
V: vitesse
Va: vélocité de repliement de spectre (aliasing)
VD: ventricule droit
VE: volume d'éjection
VG: ventricule gauche
Vregmax: vélocité de régurgitation maximale

INTRODUCTION

L'échocardiographie Doppler est une modalité d'imagerie permettant l'étude de paramètres hémodynamiques de manière non-invasive. La fiabilité des mesures dépend néanmoins d'une approche méticuleuse et d'une bonne compréhension des principes du Doppler et de la dynamique des fluides. Les recommandations décrites dans ce document sont fondées sur une revue de la littérature scientifique ainsi que sur un consensus d'experts dans le but de guider l'acquisition et l'analyse des données Doppler. Ce texte n'a pas pour vocation d'être une présentation complète de toutes les applications cliniques de l'échocardiographie Doppler.

PRINCIPES GÉNÉRAUX

Le principe Doppler établit que la fréquence d'un ultra-son réfléchi est altérée par une cible en mouvement, telle qu'un globule rouge. L'amplitude de ce décalage Doppler est liée à la vitesse des cellules sanguines, tandis que sa polarité reflète la direction du flux sanguin, vers (positif) ou à l'opposé (négatif) du transducteur. L'équation Doppler:

$$\Delta F = \frac{V \times 2F_0 \times \cos \theta}{c} \quad (1)$$

montre que le décalage de fréquence (ΔF) est directement proportionnel à la vitesse (V) de la cible en mouvement (ex : les globules rouges), à la fréquence du transducteur

(F_0) ainsi qu'au cosinus de l'angle d'incidence (θ), et est inversement proportionnel à la vitesse du son dans le tissu ($c = 1540$ m/s). La vitesse du flux sanguin peut donc être obtenue par l'équation Doppler:

$$V = \frac{\Delta F \times c}{2 F_0 \times \cos \theta} \quad (2)$$

En échocardiographie, nous partons du principe que l'angle d'incidence est approximativement de 0 ou 180 degrés (cosinus $0^\circ = 1.0$).

Actuellement, l'échocardiographie Doppler comprend 3 modalités: le Doppler pulsé (DP), le Doppler continu (DC) et le Doppler couleur. Le DP mesure les vitesses de flux dans une zone spécifique (ou volume d'échantillonnage) mais est limité par le phénomène d'aliasing qui empêche la mesure de vitesses au-dessus d'un certain seuil (nommé limite de Nyquist). Le DC peut quant à lui enregistrer des vitesses de flux très élevées, mais ne permet pas de localiser le point d'origine des vitesses le long du faisceau d'ultra-sons. Le Doppler couleur utilise la technologie du DP sur plusieurs régions d'intérêt dans la zone couverte par le faisceau d'ultra-sons. Dans chacune de ces régions, une estimation des vitesses du flux est superposée à une image bidimensionnelle (2D) à l'aide d'une échelle de couleurs représentant la direction du flux, la vitesse moyenne et parfois la variance de la vitesse.

L'échocardiographie Doppler évalue donc la vitesse du flux sanguin en s'appuyant sur le déplacement des globules rouges. Le principe de l'effet Doppler est aussi applicable pour l'estimation des vitesses du tissu cardiaque lui-même, comme cela est possible sur les appareils actuels. La cible en mouvement peut être, par exemple, le myocarde qui présente une amplitude de rétrodiffusion plus importante et des vitesses plus faibles en comparaison aux globules rouges. Cette méthode est appelée Doppler tissulaire et peut être réalisée en mode pulsé ou couleur. Une description détaillée de cette technique irait au-delà des objectifs du présent document; néanmoins, certaines applications récentes, comme la mesure des vitesses segmentaires du myocarde en mode pulsé, seront abordées.

L'échocardiographie Doppler a 2 rôles : la détection et la quantification des vitesses de flux normaux ou perturbés. Pour ce qui est de la détection, les 3 modalités ont une bonne sensibilité et spécificité. Néanmoins, le Doppler couleur permet souvent une détection plus rapide des flux anormaux et offre une représentation spatiale des vitesses dans un plan 2D. La quantification de la vitesse des flux est préférentiellement obtenue soit par le DP, soit par le DC. Mesurer les vitesses avec le Doppler couleur est possible, mais les méthodes sont encore en développement et ne sont pas standardisées entre les différents constructeurs (à l'exception de la « proximal isovelocity

surface acceleration » ou « PISA » utilisée dans l'analyse des régurgitations valvulaires). Le rôle principal du DP est d'estimer les vitesses au travers des valves normales ou des vaisseaux pour évaluer la fonction cardiaque ou calculer le débit. Les applications usuelles sont la quantification du débit cardiaque, des volumes régurgitants et des shunts intra-cardiaques, ainsi que l'évaluation de la fonction diastolique.

Le DC est quant à lui utilisé pour mesurer les vitesses élevées à travers des orifices restrictifs comme les sténoses et certaines régurgitations valvulaires. Ces vitesses sont converties en gradients de pression en appliquant l'équation de Bernoulli simplifiée:

$$\text{Gradient de pression} = 4V^2 \quad (3)$$

Cette équation a été validée par des modèles de flux in vitro, par des modèles animaux, ainsi que par des mesures de cathétérisme cardiaque, tant que la vitesse en amont de l'obstruction n'excède pas 1,5 m/s. Les principales applications cliniques comprennent la détermination des gradients de pression dans les sténoses de valves natives, l'estimation de la pression systolique dans l'artère pulmonaire (AP) à partir de la vitesse de l'insuffisance tricuspидienne (IT), ainsi que la détermination des gradients au travers de prothèses valvulaires. La combinaison du DP et du DC permet d'évaluer avec une grande précision les aires effectives des sténoses valvulaires à l'aide de l'équation de continuité.

La modification du DP par haute fréquence de répétition des impulsions (High Pulse Repetition Frequency ou High PRF) est une technique alternative pour enregistrer les flux à haute vitesse. Cette méthode utilise l'ambiguïté des distances pour augmenter la vitesse maximale pouvant être détectée par le DP. Plusieurs volumes d'échantillonnage sont placés en amont de la région d'intérêt jusqu'à la profondeur où elle siège. La « PRF » est déterminée par la profondeur du volume d'échantillonnage le plus proximal, ce qui permet la mesure de vitesses plus élevées sans aliasing dans la région d'intérêt. Bien que le spectre obtenu inclut des fréquences pour chaque profondeur des volumes d'échantillonnage, l'origine du signal de vitesse élevée est déduite à partir d'autres informations anatomiques et physiologiques, comme pour le DC.

RECOMMANDATIONS SUR LES TECHNIQUES D'ACQUISITION ET DE MESURE

La précision des mesures de vitesses par Doppler dépend du maintien d'une orientation parallèle entre les ondes ultrasonores et le flux sanguin. Bien que la plupart des appareils d'échocardiographie permette la correction de l'équation Doppler en fonction de l'angle d'incidence,

l'estimation n'est pas fiable du fait de la direction tridimensionnelle du flux. La correction d'angle n'est donc pas recommandée. Le faisceau d'ultra-sons doit être orienté le plus parallèlement possible au flux, en s'aidant à la fois des images 2D (éventuellement associées au Doppler couleur) et de la qualité de l'enregistrement Doppler. Les petites variations d'angle (<20 degrés) produisent de légères erreurs dans l'estimation des vitesses (<10%). Bien que ces approximations soient acceptables pour des flux à faible vitesse, une erreur minime lors d'un calcul de gradient de pression peut entraîner une sous-estimation importante, liée à la relation quadratique qui existe avec la vitesse.

Doppler pulsé

Le DP est utilisé en combinaison avec l'imagerie 2D pour enregistrer les vitesses de flux sanguin dans des régions précises du cœur et des gros vaisseaux. Les paramètres dérivés de ces mesures servent à évaluer les performances cardiaques (Figure 1). Les sites les plus fréquemment explorés sont la chambre de chasse du ventricule gauche (CCVG), l'anneau mitral, l'extrémité des feuillets mitraux, l'anneau de la valve pulmonaire, l'AP, l'extrémité des feuillets tricuspidiens, les veines hépatiques et pulmonaires. Le débit sanguin s'écoulant au travers de ces structures peut être calculé par le produit de l'intégrale temps-vitesse (ITV) et de la surface de coupe (SC) de chaque site. Lors de l'acquisition des vitesses, le volume d'échantillonnage doit être placé à l'endroit où la mesure de la SC est ré

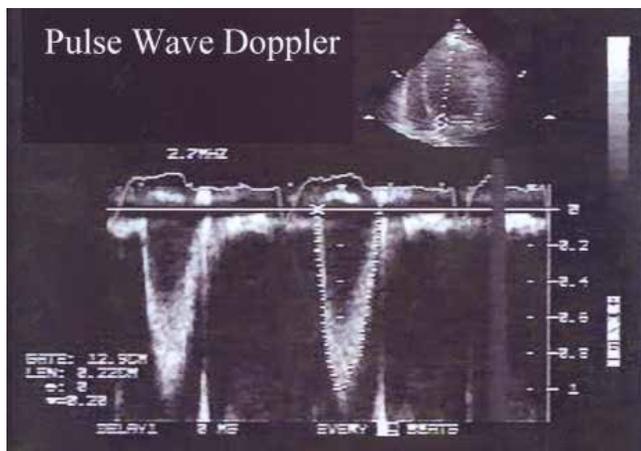


Figure 1: Titre : Doppler pulsé

Enregistrement en DP des vitesses dans la chambre de chasse du ventricule gauche obtenu à partir d'une coupe apicale. Etant donné que le flux s'éloigne du transducteur, les vitesses apparaissent sous la ligne de base. Notez l'aspect dense et étroit du spectre pendant l'accélération et la décélération tandis qu'une dispersion plus large est observée durant la meso-systole. Le degré de dispersion représente l'éventail des vitesses détectées dans le volume d'échantillonnage.

alisée. Il est recommandé d'ajuster la taille du volume d'échantillonnage entre 5 et 7 mm ainsi que de diminuer les filtres de parois pour s'assurer que les vitesses faibles, proches de la ligne de base, soient enregistrées correctement. Ces dernières doivent être idéalement mesurées sur au moins 2 ou 3 cycles respiratoires avec une vitesse de défilement de 50 à 100 mm/s ; le défilement plus rapide est quant à lui essentiel pour les mesures qui nécessitent une bonne résolution temporelle, comme les intervalles de temps, les intégrales et les pentes de vitesses.

Un enregistrement typique de DP correspond à un tracé spectral d'intensité variable, dépendant de la densité acoustique de l'interface réfléchie, c'est-à-dire la masse des cellules sanguines (Figure 1). La portion la plus dense (ou brillante) du tracé spectral représente la vitesse de la majorité des cellules sanguines, aussi appelée vitesse modale. Les zones moins denses représentent les vitesses d'un nombre plus restreint de cellules. Pour mesurer les vitesses, il faut utiliser le bord externe de la partie la plus dense de l'enveloppe spectrale.

Doppler continu

Contrairement au DP, le DC enregistre les vitesses de tous les globules rouges se déplaçant le long du faisceau d'ultrasons (Figure 2). En conséquence, l'enregistrement en DC correspond toujours à une enveloppe spectrale pleine dont l'enveloppe externe représente les cellules sanguines les plus rapides. Aucune méthode ne garantit l'obtention d'une orientation parallèle entre le faisceau d'ultra-sons et le flux sanguin dans toutes les situations.

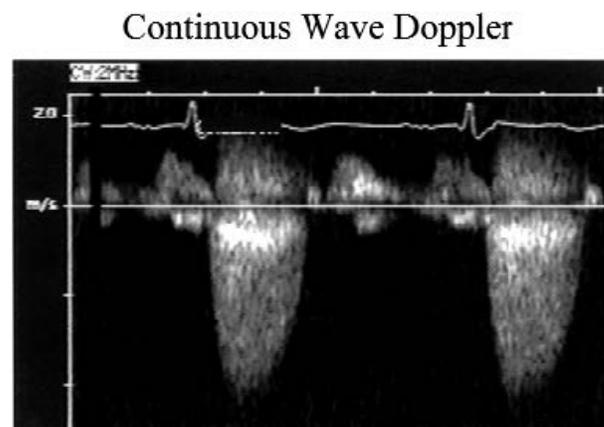


Figure 2: Titre : Doppler continu

Enregistrement en DC des vitesses à travers l'orifice aortique d'un patient atteint de RA. La position du transducteur est apicale; les vitesses sont donc représentées sous la ligne de base. En diastole, les vitesses du flux trans-mitral sont au contraire positives, car le flux est dirigé vers le transducteur. Notez la large dispersion spectrale des vitesses durant la systole et la diastole indiquant que le faisceau Doppler détecte toutes les vitesses rencontrées le long de son parcours.

Néanmoins, le Doppler couleur peut aider à déterminer la direction du jet dans un plan 2D, particulièrement dans les régurgitations. Un transducteur de DC sans imagerie 2D est recommandé pour évaluer les hautes vitesses, particulièrement dans le rétrécissement aortique (RA), où de multiples fenêtres d'acquisition sont requises pour détecter les vitesses maximales. La mesure des vitesses est à réaliser sur la bordure externe du spectre Doppler. L'origine d'un jet à haute vitesse est déduite de la lésion qui est examinée. Par exemple, si le faisceau du DC est dirigé à travers une valve aortique sténosée, la bordure externe de l'enregistrement est considérée comme représentant la vitesse du jet trans-sténotique. C'est pourquoi, seules les enveloppes bien définies doivent être retenues pour la quantification des vitesses afin d'éviter des erreurs significatives. Ces recommandations s'appliquent aussi quand la méthode du « High PRF » est utilisée pour enregistrer un jet à haute vitesse, excepté le fait que cette technique doit être systématiquement utilisée en association avec l'imagerie 2D.

Doppler couleur

Une description exhaustive de la technique de Doppler couleur serait au-delà des objectifs de ce document. Néanmoins, quelques recommandations basiques qui s'appliquent à tous les appareils d'échocardiographie sont décrites ci-après. Le traitement des données Doppler pour l'affichage des pixels-couleur nécessite du temps de calcul; en conséquence, plus la région d'intérêt est large, plus le nombre d'images par seconde diminue. C'est pourquoi une région d'intérêt réduite et des paramètres de profondeur réglés au minimum sont souhaitables pour obtenir les meilleures conditions de visualisation d'une structure d'intérêt. Quand des vitesses de flux élevées sont analysées, il est préférable de diminuer l'échelle de couleur au minimum possible pour ce niveau de profondeur. Le gain du Doppler couleur doit être réglé juste sous le seuil provoquant du bruit.

RECOMMANDATIONS CONCERNANT LES INDICATIONS SPÉCIFIQUES

Mesures de flux

Technique du DP. Le flux est dérivé du produit entre la SC et la vitesse moyenne des cellules sanguines passant à travers un vaisseau sanguin ou un orifice valvulaire pendant la durée de l'écoulement (Figure 3), tandis que le volume d'éjection (VE) représente le produit de la SC et de l'ITV. Quand le DP est utilisé, les vitesses enregistrées dans le volume d'échantillonnage sont affectées par le profil du flux. L'évaluation des profils de flux ou des vitesses moyennes des cellules sanguines est difficile avec

la technologie actuelle. En conséquence, la mesure des débits et volumes est plus précise lorsque l'écoulement est laminaire (c'est-à-dire quand toutes les cellules sanguines se déplacent dans la même direction) et que le profil est plat. Le facteur le plus important pour s'assurer de la fiabilité des mesures est de bien faire correspondre le site d'enregistrement des vitesses avec la mesure anatomique de la SC¹. Pour cette raison, il est préférable d'utiliser des sites où la SC est peu modifiée pendant la durée de l'écoulement et peut être déterminée de façon fiable à partir d'images 2D avec un profil de vitesses supposé plat.

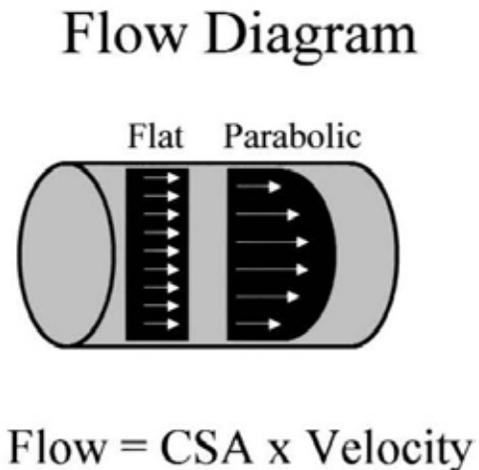


Figure 3: Titre : Diagramme de flux. Flat= plat ; parabolic= parabolique. Flux = SC x Vitesse

Illustration sous forme d'un diagramme de 2 profils de flux différents passant au travers d'un vaisseau. Le profil « plat » avec toutes les cellules se déplaçant à la même vitesse et le profil « parabolique » avec les cellules centrales se déplaçant plus rapidement que celles en périphérie. Pour un temps donné, le flux à travers le vaisseau est égal au produit de la vitesse moyenne de toutes les cellules par la SC du vaisseau.

Pour le traçage de la courbe servant à calculer l'ITV, il est préférable de suivre le bord externe de la zone la plus dense du spectre Doppler (la vitesse modale) et d'ignorer la dispersion du signal qui apparaît près du pic de vitesse. Pour les patients en rythme sinusal, les données moyennées sur 3 à 5 cycles cardiaques sont suffisantes. Néanmoins, chez les patients ayant un rythme irrégulier, comme en fibrillation auriculaire, 5 à 10 cycles sont requis pour s'assurer d'une meilleure précision des résultats. Les sites les plus adéquats pour déterminer le VE et le débit cardiaque (dans l'ordre décroissant de préférence) sont:

1. La CCVG ou l'anneau aortique
2. L'anneau mitral
3. L'anneau pulmonaire

La CCVG est le site le plus utilisé². Le VE est calculé comme suit:

$$VE = SC \times ITV \quad (4)$$

La SC de l'anneau aortique est approximativement circulaire, avec peu de variabilité durant la systole. Étant donné que l'aire d'un cercle est égal à πr^2 , l'aire de l'anneau aortique peut être déduite du diamètre de l'anneau (D) mesuré en coupe parasternale grand axe:

$$SC = D^2 \times \pi / 4 = D^2 \times 0.785 \quad (5)$$

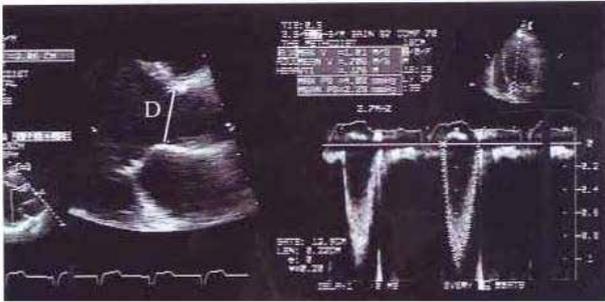


Figure 4: Titre : Mesure du Volume d'Éjection - Chambre de Chasse Ventriculaire Gauche.

Méthode utilisée pour la détermination du volume d'éjection à la sortie du ventricule gauche.

Il est suggéré d'utiliser l'option d'agrandissement (zoom) sur la CCVG et de réaliser une boucle ciné de 1 ou 2 battements (Figure 4). Cette technique permet une mesure plus fine du diamètre de l'anneau durant la proto-systole au niveau de la jonction des feuillets valvulaires aortiques avec l'endocarde septal en avant et la valve mitrale en arrière, en prenant les bords internes comme limites. La plus large des 3 à 5 mesures doit être retenue, étant donnée l'erreur inhérente au plan de coupe qui tend à provoquer une sous-estimation du diamètre de l'anneau aortique. Quand des mesures sériées du VE et du débit cardiaque sont réalisées, il faut réutiliser la mesure d'anneau obtenue lors de l'examen initial, car sa taille évolue peu au cours du temps chez l'adulte.

La vitesse dans la CCVG est acquise à partir d'une coupe apicale 5 cavités, avec le volume d'échantillonnage positionné 5 mm en amont de la valve aortique (Figure 4). Le clic d'ouverture de la valve aortique ou un élargissement de la zone dense du spectre ne doivent pas être visualisés en méso-systole, car cela signifie que le volume d'échantillonnage est situé dans la zone d'accélération proximale. Le clic de fermeture de la valve aortique est au contraire souvent enregistré quand la position est correcte.

La méthode utilisée au niveau de la CCVG ne doit pas être appliquée lorsque les repères nécessaires à la mesure du diamètre de l'anneau ne peuvent être définis de manière satisfaisante, ou s'il existe des signes d'obstruction de la

CCVG, car les vitesses enregistrées ne correspondront pas à la SC de l'anneau aortique.

Le flux trans-mitral est mesuré en coupe apicale 4-cavités à l'aide de l'équation 4 (Figure 5). Bien que l'anneau



Figure 5: Titre : Mesure du Volume d'Éjection – Anneau Mitral

Méthode utilisée pour la détermination du volume d'éjection à l'aide du flux diastolique passant à travers l'anneau mitral.

mitral ne soit pas parfaitement circulaire, l'approximation de son aire en l'assimilant à un cercle (équation 5) donne des résultats similaires ou même meilleurs qu'en essayant de réaliser un modèle elliptique à partir de plusieurs vues différentes.^{2,3} Le diamètre de l'anneau mitral doit être mesuré à partir de la base du feuillet antérieur et du feuillet postérieur entre la phase proto et méso-diastolique, une image après que les feuillets commencent à se refermer après l'ouverture initiale. Le volume d'échantillonnage est positionné de sorte qu'il se situe au niveau de l'anneau durant la diastole.

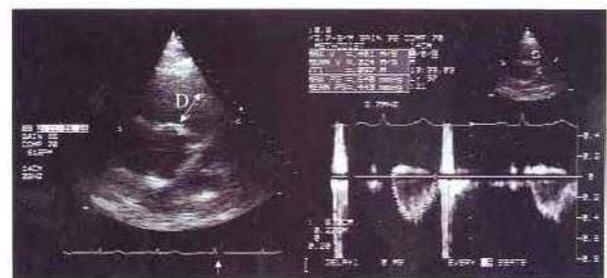


Figure 6: Titre : Mesure du Volume d'Éjection – Anneau Pulmonaire

Méthode utilisée pour la détermination du volume d'éjection à travers l'anneau pulmonaire.

L'anneau pulmonaire est probablement le site de mesure le plus difficile des 3, principalement à cause de la visualisation souvent limitée de son diamètre et du mouvement de la chambre de chasse du ventricule droit (VD) pendant la systole. La mesure de l'anneau s'effectue durant la proto-systole (2 à 3 images après l'onde R sur

l'électrocardiogramme) à partir de l'angle antérieur formé avec la paroi de l'AP jusqu'à la jonction du feuillet pulmonaire postérieur et de la racine aortique (Figure 6).^{4,5} Les équations 4 et 5 sont utilisées pour en déduire respectivement le VE et la SC.

Lors de l'apprentissage des techniques de mesure des débits, entraînez-vous sur des patients n'ayant pas de fuite valvulaire significative ou de shunt intracardiaque, car les valeurs obtenues doivent être égales sur les différents sites. En faisant cela, vous développerez l'expertise nécessaire pour utiliser ces méthodes avec précision. En cas de régurgitation valvulaire, le flux antérograde à travers la valve lésée est plus important qu'à travers une autre valve saine, et la différence entre les débits correspond au flux régurgitant. La fraction régurgitante, un index de sévérité des fuites valvulaires, est déduite du volume régurgitant (en millilitres) divisé par le flux antérograde au travers des valves fuyantes. En présence de shunts intra-cardiaques significatifs, la mesure des débits permet de calculer le rapport du flux pulmonaire sur le flux systémique (Qp:Qs). Par exemple, chez un patient présentant une communication inter-auriculaire, le débit pulmonaire sera plus élevé que le débit aortique ; le ratio des deux est équivalent au rapport Qp:Qs. Même effectués par des opérateurs très expérimentés, ces calculs peuvent présenter jusqu'à 20% d'erreur.

Les mesures de flux avec le Doppler continu

L'enregistrement de la vitesse du flux à travers les sites mentionnés ci-dessus est également possible avec le DC. En outre, la vitesse du flux peut aussi être acquise dans l'aorte ascendante à partir de la vue supra-sternale.⁶ La principale difficulté avec le DC est que l'enveloppe spectrale reflète la vitesse de déplacement la plus élevée des cellules sanguines et dépend donc du profil de flux et de la taille de la surface de coupe. Par exemple, lors de l'enregistrement de la vitesse dans la chambre de chasse du VG (CCVG) à partir de la fenêtre apicale en DC, l'intégrale temps vitesse (ITV) est liée à la surface de coupe (SC) de la valve aortique plutôt qu'à l'anneau.⁷ L'aire valvulaire est plus difficile à obtenir avec l'imagerie 2D. Une des applications principales du Doppler est l'évaluation du volume d'éjection (VE) et du débit cardiaque. Étant donné que la SC est relativement stable chez un même patient, l'ITV permet de suivre étroitement l'évolution du VE. La variabilité des mesures de vitesse semble moindre avec le DC qu'avec le DP.⁸

APPLICATION DES MESURES DES FLUX DANS L'ÉVALUATION DE LA FONCTION DIASTOLIQUE

Ventricule gauche

L'enregistrement en DP des vitesses du flux mitral et des veines pulmonaires peut fournir un aperçu de la dynamique de remplissage du VG et aider à évaluer la fonction diastolique (Figure 7).⁹⁻¹¹ Des changements de ces vitesses se produisent lors de modifications des pressions diastoliques de l'oreillette gauche et du VG.¹²⁻¹⁸ En outre, l'analyse de la vitesse du flux trans-mitral, trans-tricuspidien et des veines hépatiques, est utile lors de l'évaluation de la tamponnade cardiaque et de la péricardite constrictive.¹⁹⁻²³

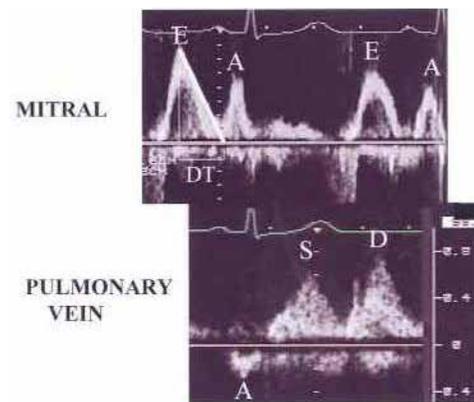


Figure 7: Titre : Évaluation de la fonction diastolique en Doppler. Mitral, Veine pulmonaire.

Exemple d'enregistrements du flux trans-mitral et du flux veineux pulmonaire chez un sujet sain. L'enregistrement du flux de la veine pulmonaire a été aligné dans le temps avec le flux mitral à des fins d'illustration.

Vitesse du flux mitral

Les paramètres de la fonction diastolique qui reflètent les changements de flux doivent être mesurés au niveau de l'anneau mitral, où la SC est la plus stable. Par contre, les paramètres liés au gradient trans-mitral sont mieux obtenus à l'extrémité des feuillets valvulaires. Les mesures sont divisées en 3 catégories: (1) les vitesses absolues telles que la vitesse de l'onde E et de l'onde A, (2) les intervalles de temps tels que temps d'accélération et de décélération et, et (3) les ITV telles que celles des ondes E et A. Le rapport de ces intégrales sur l'intégrale totale de la vitesse de flux est utilisé comme indice des fractions de remplissage respectives. Les 2 premières catégories sont mieux mesurées à l'extrémité des feuillets valvulaires, tandis que la troisième est plus précise au niveau de l'anneau mitral.

Le temps de relaxation isovolumentique (TRIV) est un indice supplémentaire de la fonction diastolique. Il est défini comme l'intervalle de temps entre la fermeture de la valve aortique et l'ouverture de la valve mitrale. Cet intervalle peut être mesuré précisément, soit par DP, soit par DC. Avec le DP, le transducteur est angulé dans la coupe apicale 5 cavités ou grand axe et le volume

d'échantillonnage placé dans la CCVG, mais à proximité du feuillet antérieur de la valve mitrale à fin d'enregistrer à la fois le signal mitral et le signal aortique. Avec le DC, le TRIV est mesuré en plaçant le faisceau Doppler en une position intermédiaire entre les le flux mitral et aortique pour enregistrer les deux flux à la fois (Figure 8). La mesure du TRIV correspond à l'intervalle de temps entre la fin de l'éjection et le début du flux mitral. En règle générale, les enregistrements DC fournissent des valeurs plus reproductibles du TRIV que le DP. Trois à cinq cycles cardiaques devraient être moyennés lors de la mesure des vitesses trans-mitrales et du TRIV. Une exception est faite lorsque ces vitesses changent avec la respiration, comme dans une constriction péricardique ou une tamponnade. Dans ce cas, les vitesses doivent être enregistrées en association avec un traçage respiratoire et moyennées séparément.

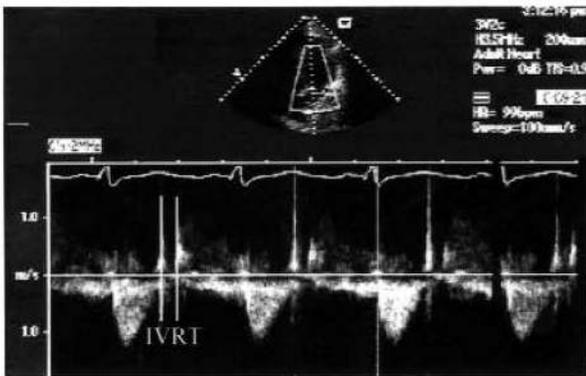


Figure 8: Titre : Temps de relaxation isovolumique - DC
Méthode utilisée pour mesurer le TRIV à partir de l'enregistrement des flux mitral et aortique avec le Doppler continu. La sonde se trouve à l'apex du cœur, et le curseur Doppler est aligné en position intermédiaire entre la valve aortique et la valve mitrale.

Certains profils de flux sont associés à des changements dans les pressions auriculaires gauches chez les patients atteints de pathologies du VG, en particulier ceux qui ont une fonction systolique altérée (figure 9). Avec des pressions normales, le flux trans-mitral, en règle générale, une vitesse de l'onde E plus faible que A et un TRIV et temps de décélération prolongés, reflétant un trouble de la relaxation du ventricule gauche. D'autre part, avec des pressions auriculaires gauches plus élevées, la vitesse de l'onde E augmente alors que le TRIV et le temps de décélération sont raccourcis. Cela ressemble au profil observé chez les jeunes personnes en bonne santé, il est donc appelé pseudo-normal.

Flux veineux pulmonaire

L'analyse du flux veineux pulmonaire peut donner un aperçu des propriétés diastoliques du VG et de la fonction de l'oreillette gauche. Certains profils ont été associés à une augmentation des pressions auriculaires gauches

chez les patients atteints de pathologies du VG, en particulier ceux qui ont une fonction systolique altérée, ce qui complète les informations obtenues à partir du flux mitral (Figure 9).^{16,17} La technologie actuelle permet un enregistrement du flux veineux pulmonaire par voie

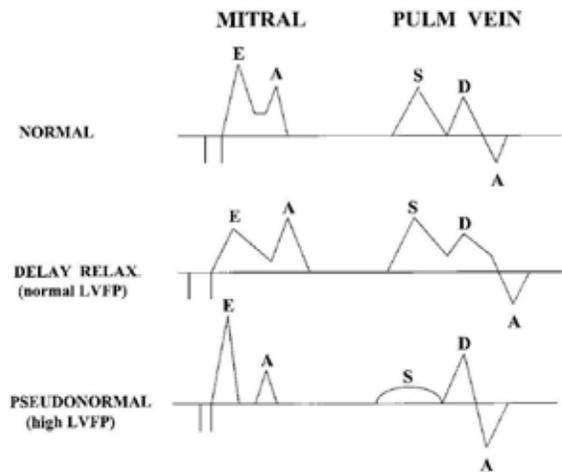


Figure 9: Mitrale ; Veine pulmonaire.

Normal, relaxation retardée (pressions de remplissage VG normales), pseudo-normal (pressions de remplissage VG élevées). Illustration schématique des 3 profils typiques des flux veineux pulmonaires et mitraux: normal, anomalie de la relaxation (relaxation retardée), et pseudo-normal.

apicale trans-thoracique chez 80% des patients. La veine la plus accessible à partir de cette fenêtre est la veine pulmonaire supérieure droite. Le flux veineux pulmonaire peut être visualisé avec le Doppler couleur en utilisant une échelle à basse vitesse (<40 cm / s) et le volume d'échantillonnage DP peut être placé à l'intérieur de la veine. En l'absence d'attention portée à l'emplacement correct du volume d'échantillonnage, 2 erreurs se produisent fréquemment :1) Le volume d'échantillonnage peut être placé à proximité de l'ouverture de la veine pulmonaire, mais encore à l'intérieur de l'oreillette gauche, 2) le mouvement de faible vitesse de la paroi postérieure de l'OG peut être involontairement enregistré. Lors de l'acquisition du flux veineux pulmonaire, il faut garder les filtres de paroi à un niveau bas. Les mesures de vitesse de flux veineux pulmonaire actuellement recommandées sont le pic de l'onde systolique (S), le pic de l'onde diastolique (D) et auriculaire (A) rétrograde, le ratio S/D, et la durée de l'onde A (Figures 7 et 9).

Vitesses myocardique et annulaire

Les vitesses longitudinales du myocarde peuvent être enregistrées avec le Doppler tissulaire à partir de la fenêtre apicale en mode pulsé. Un petit volume d'échantillonnage (<5 mm) est placé à l'intérieur d'un segment du myocarde et un enregistrement des vitesses

dans le segment considéré est obtenu (Figure 10). Pour une estimation optimale des vitesses tissulaires, les gains et les réglages de filtre doivent être à un niveau bas.

Les vitesses myocardiques sont plus élevés à la base et de plus en plus basses en allant vers l'apex. Par conséquent, les vitesses des segments basaux sont couramment utilisées pour évaluer la fonction de la paroi correspondante. Le volume d'échantillonnage est habituellement placé à la jonction de la paroi du VG et de l'anneau mitral.

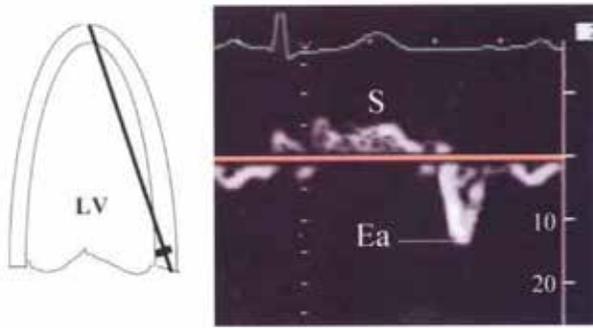


Figure 10: Titre : Vitesse myocardique en Doppler tissulaire
Enregistrement de la vitesse de déplacement du myocarde obtenu à partir de la fenêtre apicale avec le Doppler tissulaire en mode pulsé.

Schéma illustrant le curseur Doppler avec un volume d'échantillonnage positionné à la base de la paroi latérale. Enregistrement montrant une onde positive systolique (S), onde protodiastolique (E_m), et auriculaire (A_m).

L'enveloppe spectrale de la vitesse longitudinale du myocarde consiste normalement en une onde systolique positive et 2 pics diastoliques, le premier en proto diastole et le second durant la contraction auriculaire (Figure 10). L'onde protodiastolique (E_m ; aussi appelée E_a pour vélocité annulaire) a été démontrée comme étant un indice de relaxation du VG qui est relativement indépendant de la pression dans l'oreillette gauche.²⁴⁻²⁶ Bien que E_m puisse être mesurée au niveau de n'importe quelle paroi ventriculaire, la paroi latérale et le septum ont été le plus souvent utilisés dans l'évaluation de la fonction diastolique. Il a été récemment démontré que le ratio entre la vitesse de l'onde E trans-mitrale et E_m (E/E_m) corrèle bien avec la pression moyenne de l'OG (ou capillaire pulmonaire bloquée) dans plusieurs situations cliniques avec une fonction systolique VG normale ou altérée, telles que cardiomyopathie hypertrophique, tachycardie sinusale et fibrillation auriculaire.²⁶⁻³⁰

La vitesse de propagation du flux

Le Doppler couleur permet l'enregistrement du flux trans-mitral précoce au travers de la valve mitrale à partir de la vue apicale 4 cavités (Figure 11). Il est aussi possible d'obtenir une représentation en M-mode couleur du

déplacement de ce flux vers l'apex. L'ajustement de la ligne de base du Doppler couleur facilite la mise en évidence d'un bord du flux, dont la pente représente la vitesse de propagation du sang vers l'apex. Il a été démontré que cette dernière est inversement proportionnelle au de temps de relaxation du VG et qu'elle est peu sensible aux variations des pressions auriculaires gauches.^{31,32} De manière analogue à la vitesse E_m , le ratio de E transmitral et la vitesse de propagation du flux (V_p) corrèlent avec la pression auriculaire gauche (ou capillaire pulmonaire bloquée).^{33,34}

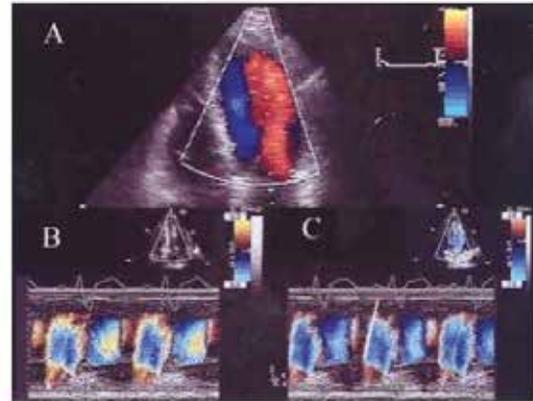


Figure 11: Illustration de la méthode utilisée pour mesurer la vitesse de propagation du flux en utilisant le mode-M couleur.
Panneau A: Doppler couleur 2D avec le curseur en mode-M aligné au centre du flux entrant en rouge. Les panneaux B et C illustrent le tracé mode-M couleur obtenues à 2 vitesses d'aliasing différentes en décalant la ligne de référence. Cette manœuvre améliore l'interprétation de la vitesse de propagation.

Ventricule droit (VD)

Vitesse du flux tricuspide

Comme avec le flux trans-mitral, la vitesse du flux tricuspide reflète les interactions pression-débit auriculo-ventriculaires en diastole du côté droit du cœur. Cependant, les vitesses du flux tricuspide sont affectées par la respiration; donc toutes les mesures prises doivent être moyennées tout au long du cycle respiratoire ou enregistrées en apnée enfin d'expiration. Les coupes parasternale basse ou apicale 4 cavités sont les meilleures pour évaluer la vitesse du flux tricuspide.

Le même type de mesures que celles réalisées sur le flux transmitral peuvent être reproduites au niveau de la tricuspide. Cependant, à ce jour, il y a peu d'investigations disponibles sur l'application de ces mesures dans l'évaluation de la fonction diastolique du VD. Le TRIV du VD n'a pas été utilisé comme indice de la fonction diastolique car il est sensiblement modifié par l'hypertension pulmonaire et difficile à mesurer avec Doppler seul.

Vitesse du flux des veines hépatiques

La vitesse de flux dans les veines hépatiques peut être enregistrée à partir de la fenêtre sous-costale avec le flux orienté parallèlement aux ultra-sons (Figure 12). L'aspect normal du flux se compose de deux ondes antérogrades systolique et diastolique (onde S et D, respectivement) et une onde rétrograde (onde A). Chacune de ces ondes étant profondément modifiée par les 2 phases de la respiration. L'influence de cette dernière diffère selon les stades de la maladie. Ces variations peuvent être utilisées pour différencier entre les pathologies péricardiques restrictive et constrictive.²²

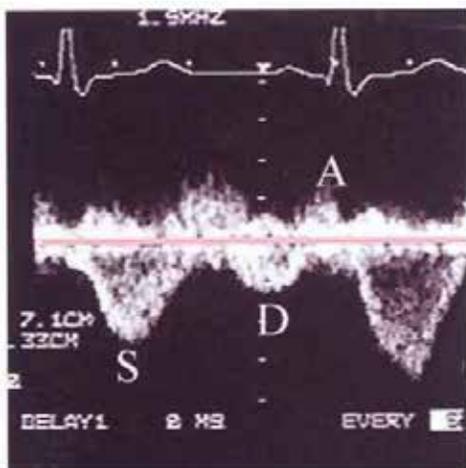


Figure 12: Titre : Flux veineux hépatique.

Flux normal d'une veine hépatique enregistré à partir de la coupe sous-costale. Dans cette fenêtre, une vitesse négative indique un flux antérograde se dirigeant vers l'OD. Notez que la vitesse systolique antérograde est plus grande que la vitesse diastolique antérograde. Une petite vitesse auriculaire rétrograde (A) est également visualisée. Ces vitesses sont sujettes à des variations avec la respiration.

Estimation des pressions droites

Lorsqu'une insuffisance tricuspидienne (IT) est présente, l'application de l'équation $4V^2$ à la vitesse maximale de l'IT fournit une estimation proche du gradient de pression maximal entre le VD et l'oreillette droite (OD).³⁵ Par conséquent, la pression systolique VD peut être obtenue en ajoutant une estimation de la pression moyenne de l'OD au gradient maximal VD-OD. La pression moyenne de l'OD est estimée par l'amplitude du collapsus de la veine cave inférieure, à l'inspiration et des variations des vitesses de la veine hépatique.³⁶⁻³⁸ En l'absence de sténose pulmonaire, la pression maximale du VD est équivalente à la pression systolique de l'AP. En présence d'une sténose pulmonaire, la pression systolique de l'AP est estimée en soustrayant le gradient de pression trans-valvulaire pulmonaire maximal obtenu en DC, du pic de pression

systolique VD. La précision de ces estimations de pression dépend de l'enregistrement d'une enveloppe nette du flux d'IT en Doppler continu. Si le signal est incomplet, une sous-estimation significative de la vitesse maximale de l'IT peut se produire. La qualité d'enregistrement peut être améliorée à l'aide de l'échocardiographie de contraste en injectant une solution saline agitée ou d'autres agents de contraste échocardiographiques par voie intraveineuse.³⁹

Divers degrés d'insuffisance pulmonaire (IP) sont fréquents, en particulier chez les patients cardiaques. La vitesse d'IP reflète le gradient instantané entre l'AP et le VD. Dès lors, la vitesse de l'IP en fin de diastole peut être utilisée pour calculer la pression diastolique dans l'AP avec l'équation $4V^2$, en ajoutant au gradient de pression une estimation de la pression moyenne de l'OD. Le débit ventriculaire droit et les vitesses du flux pulmonaire sont souvent altérés en présence d'une hypertension pulmonaire significative. Le temps d'accélération pulmonaire est raccourci et une encoche mésosystolique au niveau de l'enveloppe spectrale est souvent présente. Une relation curvilinéaire inverse existe entre le temps d'accélération et la pression moyenne de l'AP à partir de laquelle des équations de régression ont été mises au point. Les limites de confiance à 95% de l'estimation de la pression AP avec ces équations sont cependant trop larges. Leur utilisation en pratique clinique n'est donc pas recommandée.

Gradients de pression et aires valvulaires

Les recommandations sur l'utilisation du DC pour l'enregistrement des jets de haute-vitesse ont déjà été détaillées. L'équation de Bernoulli modifiée, $4V^2$, est très précise dans l'estimation du gradient de pression au travers d'un orifice rétréci dans la plupart des conditions physiologiques.⁴⁰⁻⁴³ Les exceptions sont les suivantes: (1) une vitesse proximale (en amont) de la sténose supérieure à 1,5 m/s, (2) la présence de 2 sténoses l'une à proximité de l'autre, par exemple, une sténose sous pulmonaire combinée à une sténose valvulaire pulmonaire, et (3) la présence d'une lésion sténosante longue en forme de tunnel.

Dans les lésions sténosantes, on peut déduire le pic de gradient de pression instantané et le gradient de pression moyen au travers de la sténose en se servant de la vitesse du jet. Le gradient moyen est obtenu en faisant la moyenne des gradients instantanés. Les appareils à ultrasons actuels contiennent des logiciels pour calculer la vitesse maximale, l'ITV et le gradient moyen à partir d'un tracé de l'enveloppe spectrale. Il est important de noter à la fois la fréquence et le rythme cardiaque lorsque l'on rapporte les gradients valvulaires. L'équation Doppler est assez précise pour calculer le gradient de pression au travers d'une sténose serrée. Cependant, dans la sténose aortique, le phénomène de restitution de pression peut entraîner

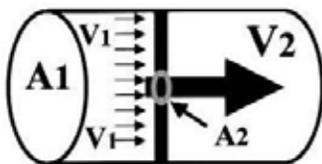
un gradient supérieur en Doppler par rapport au gradient mesuré par cathéter, en particulier si la pression distale est enregistrée plusieurs centimètres en aval de la sténose valvulaire. En pratique, l'erreur est faible et d'impact clinique minime.

Mesure de l'aire de l'orifice valvulaire en utilisant l'équation de la continuité. L'équation de continuité dicte que le débit passant une valve sténosée est égal au débit mesuré immédiatement en amont de cette valve (Figure 13). Puisque le débit est égal à la vitesse multiplié par l'aire (SC), si le débit est connu, l'aire de surface valvulaire peut être dérivée comme suit:

$$\text{Aire de la valve sténotique} = \text{débit} / \text{vitesse du flux au travers de la valve.} \quad (6)$$

Continuity Equation

$$\text{Flow (Q)} = \text{CSA} \times \text{Velocity}$$



$$Q_1 = Q_2$$

$$Q_1 = A_1 \times V_1 = A_2 \times V_2$$

$$A_2 = Q_1 / V_2$$

Figure 13: Titre : Équation de continuité. $Q = SC \times \text{Vitesse}$
Représentation schématique de l'équation de continuité. Lorsqu'un flux laminaire rencontre une sténose, il doit s'accélérer rapidement pour passer au travers du petit orifice. Le débit en amont de la sténose est le même que le débit passant à travers la sténose. Comme le débit (Q) est égal au produit de la vitesse (V) par la surface de coupe (SC), la surface de l'orifice sténosé peut être calculée si la vitesse à travers l'orifice et le débit sont connus.

L'équation de la continuité est la plus souvent utilisée afin d'évaluer la sténose aortique.^{4, 44, 45} Le volume de débit représente le volume d'éjection systolique passant par la valve aortique, tel que déterminé dans la chambre de chasse du ventricule gauche. Cependant, pour la sténose aortique, le volume d'échantillonnage pulsé ne doit pas être placé dans la région d'accélération de flux pré-sténotique. Le volume d'échantillonnage doit être positionné à environ 1 cm en amont de la valve afin d'y mesurer la vitesse de flux. Puis, le volume d'échantillonnage peut être rapproché lentement de la valve jusqu'à ce que l'élargissement du spectre de vitesses soit observé, de

sorte que le volume d'échantillonnage puisse ensuite être repositionné là où une bande étroite de vitesses est mesurée. Le dénominateur de l'équation de la continuité est l'intégrale dérivée du profil du jet de la sténose valvulaire. Par conséquent, la vitesse maximale de la sténose aortique sera obtenue en alignant le faisceau Doppler continu de manière à être parallèle au jet de la sténose. Ceci sera accompli en utilisant une sonde Pedoff pour interroger la valve depuis plusieurs fenêtres échocardiographiques.

Pour ce qui est de la sténose mitrale, le principe de la continuité ne sera utilisé que lorsque la méthode de temps de demi-pression (PHT) ne peut être utilisée. Dans le cas de la sténose mitrale, il est difficile de déterminer le débit sanguin au travers l'anneau mitral avec exactitude. Le volume d'éjection systolique est donc mesuré à l'anneau aortique. Cette valeur de débit est ensuite utilisée pour constituer le numérateur de l'équation; le dénominateur demeure l'intégrale dérivée du jet de sténose mitrale. Cette méthode est exacte en l'absence d'insuffisance mitrale.⁵

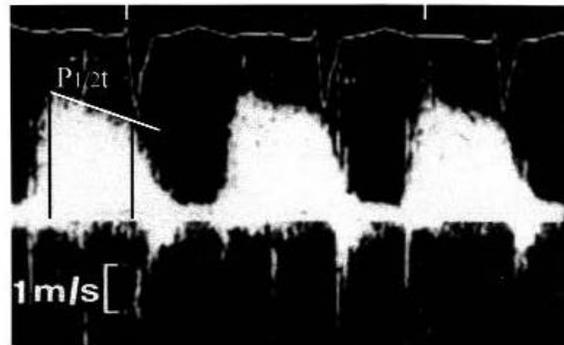


Figure 14: Titre : Sténose mitrale.
Tracé Doppler continu réalisé chez un patient avec sténose mitrale, illustrant la mesure du temps de demi-pression.

Aire de la valve mitrale en utilisant la méthode de temps de demi-pression (PHT). La méthode PHT est une méthode simple et exacte utilisée pour déterminer l'aire de la valve mitrale sténosée (Figure 14). Le PHT représente le temps nécessaire pour que le gradient maximal du jet de la sténose chute de moitié. Décrit en fonction de vitesse, le PHT représente le temps nécessaire afin que la vitesse maximale du jet chute de 30%. Des études fondamentales ont démontré la relation inverse existant entre le PHT et l'aire de l'orifice de la valve mitrale. C'est à partir de ces études que fut dérivée l'équation suivante:

$$\text{Aire de la valve mitrale} = 220 / \text{PHT} \quad (7)$$

Cette formule fonctionne bien dans la plupart des cas et peut être utilisée afin de guider les décisions cliniques.

^{47, 48} Les sources d'erreur potentielles doivent-êtré considérées. Celles-ci incluent une fréquence cardiaque élevée, la présence d'insuffisance aortique ainsi que toute condition altérant la distensibilité (compliance) de l'oreillette gauche ou du ventricule gauche, ou encore la relaxation du ventricule gauche.⁴⁹⁻⁵¹ Dans certains cas, la vélocité initiale du jet de la sténose est curvilinéaire plutôt que linéaire, et à une apparence ressemblant à celle d'une pente de ski. Dans ce cas, le PHT doit être extrapolée à partir de la pente linéaire mi-diastolique, tel qu'illustré en figure 15. Bien qu'il y ait plusieurs similarités entre la sténose mitrale et la sténose tricuspidiennne, la méthode PHT n'est pas extensivement validée afin de déterminer l'aire de surface valvulaire dans le cas de la sténose tricuspidiennne.

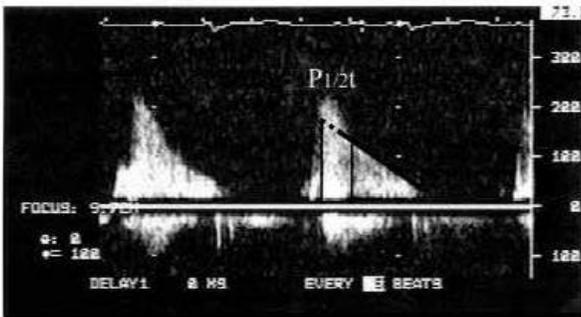


Figure 15: Titre : Sténose mitrale – « piste de ski »
Enregistrement Doppler continu du flux trans-mitral chez un patient présentant une sténose mitrale. Le patron de flux montre une décélération initiale rapide jusqu'à la mi-diastole, donnant lieu à un aspect en « piste de ski ». Dans ce cas, l'estimation du temps de demi-pression à partir de la composante qui descend le plus lentement est meilleure, comme illustré dans le second cycle cardiaque.

Applications Doppler pour l'insuffisance valvulaire.

L'échocardiographie Doppler est la méthode utilisée le plus communément afin de détecter et d'évaluer l'insuffisance valvulaire. Plusieurs indices ont été développés afin d'évaluer la sévérité de la régurgitation valvulaire en utilisant les modes d'interrogations de faisceau pulsé, de faisceau continu et Doppler couleur. Bien que les techniques utilisées afin de mesurer ces indexes sont décrits dans le présent document, les recommandations concernant leur utilisation sont présentées en détails dans le document de lignes directrices de l'Association Américaine d'Echocardiographie (ASE) sur les lésions valvulaires régurgitantes.

Volume régurgitant, fraction régurgitante et orifice régurgitant effectif (ERO).

En présence de régurgitation valvulaire, le débit au niveau

de la valve affectée sera plus grand qu'au niveau des valves cardiaques compétentes. Par exemple, pour ce qui est de la régurgitation mitrale, un plus grand volume passe par la valve mitrale que par la valve aortique ou encore, la valve pulmonaire. La différence entre le volume de débit passant par la valve mitrale et le volume de débit passant par une des autres valves constitue le volume régurgitant. Pour toute insuffisance valvulaire, la fraction régurgitante est obtenue en calculant le quotient du volume régurgitant par le volume de débit total au niveau de la valve régurgitante. La mesure précise des débits au niveau des sites décrits permet donc de déterminer le volume ainsi que la fraction régurgitante.

L'aire de l'orifice régurgitant effectif (EROA) est un nouvel index de régurgitation dérivé selon l'équation de la continuité:

$$\text{EROA} = \frac{\text{volume régurgitant}}{\text{Intégrale temps-vitesse (ITV) du jet régurgitant}} \quad (8)$$

Où l'ITV du jet régurgitant est l'intégrale de l'enveloppe de vélocités du jet régurgitant interrogé par Doppler continu (DC).⁵³

Application de l'approche PHT pour la régurgitation aortique.

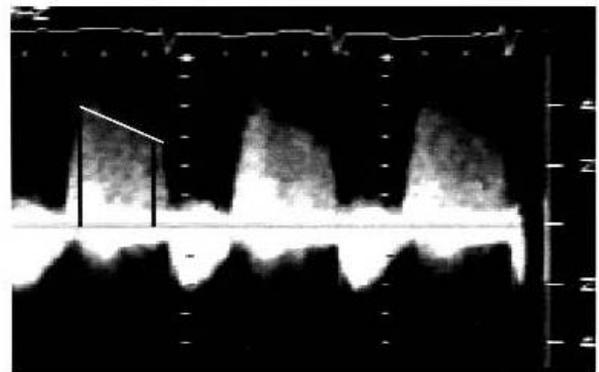


Figure 16. Tracé Doppler continu illustrant la méthode utilisée pour déterminer la PHT de la vélocité de régurgitation aortique.

L'interrogation du jet de régurgitation aortique par DC reflète le différentiel instantané de pression entre l'aorte et le ventricule gauche. Ainsi, la rapidité de déclin de la vélocité depuis le début jusqu'à la fin de la diastole est un index de sévérité de la régurgitation aortique. Bien que cette vélocité de déclin puisse être mesurée par la pente de la courbe, il est plus commun de mesurer la PHT de manière analogue à celui de la sténose mitrale. Ainsi, il s'agit du temps nécessaire pour que la vélocité du jet diminue de 30% (Figure 16).⁵⁴

Afin de mesurer cet index de façon exacte, une enveloppe complète du jet régurgitant doit être visualisée par interrogation DC et la vélocité maximale enregistrée devrait

surpasser 4 m/s. En plus de la sévérité de l'insuffisance valvulaire, d'autres paramètres hémodynamiques tel la distensibilité (compliance) du ventricule gauche et la résistance vasculaire systémique peuvent influencer la rapidité du déclin de la vélocité du jet régurgitant.

Utilisation du Doppler couleur.

Le Doppler couleur est généralement utilisé afin de détecter les lésions valvulaires régurgitantes. L'aire de surface du jet régurgitant dans la chambre recevant ce jet permet une évaluation semi-quantitative de la sévérité de la régurgitation valvulaire. Un degré négligeable ou léger de régurgitation résulte habituellement en un jet court et étroit dans la chambre réceptrice de ce jet. Un degré plus important de régurgitation résulte en général en un jet plus diffus. Cependant, l'aire de surface du jet régurgitant est significativement influencée par plusieurs variables techniques et physiologiques qui affectent la largeur et l'étendue du jet régurgitant. Un jet central dirigé dans la chambre réceptrice peut générer une plus grande aire de surface perçue par Doppler couleur dû à un effet d'entraînement des cellules sanguines (Figure 17).

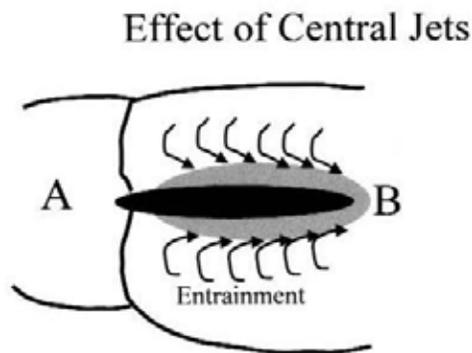


Figure 17: Effet d'un jet central. Effet d'entraînement.

Diagramme illustrant le concept de l'effet d'entraînement. Le débit passe de la chambre A à la chambre B par un orifice discret générant un jet de haute vélocité. Le jet initial de haute vélocité est représenté en noir; alors que celui-ci entre dans la chambre réceptrice, le sang qui y était déjà est entraîné en mouvement. Les cellules sanguines sont entraînées dans un mouvement circulaire autour du jet initial et seront donc marquées de Doppler couleur : le jet régurgitant initial semblera donc plus large dans la chambre réceptrice. Dans le cas de la régurgitation mitrale, ce phénomène exagèrera l'apparence de l'aire du jet régurgitant pour un certain volume de régurgitation.

En contrepartie, un jet excentrique dirigé au long de la paroi de la chambre réceptrice verra son énergie dissipée, résultant ainsi en la perception d'un jet de dimension réduite pour un même débit de régurgitation.⁵⁵ La sévérité

de la régurgitation valvulaire doit donc être interprétée avec soin lorsque l'aire de surface du jet régurgitant est utilisée à cette fin. De plus, lorsqu'on évalue la régurgitation valvulaire en utilisant le Doppler couleur, il est important d'ajuster la limite de repliement de spectre (aliasing) de l'échelle de couleur au niveau le plus élevé, afin de limiter l'impact de l'effet d'entraînement sur la perception du jet et l'évaluation de l'aire de régurgitation.

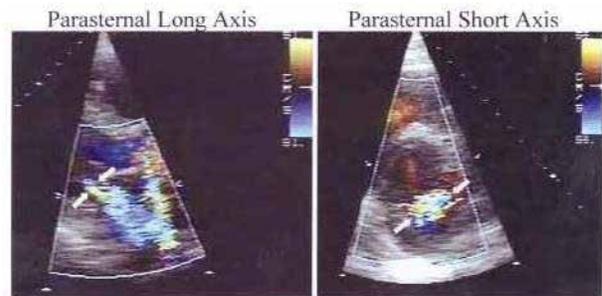


Figure 18: Doppler couleur de régurgitation mitrale

vue de la fenêtre para-sternale en axe-long (gauche) et axe-court (droite). La mesure de la hauteur et de la largeur du jet est illustrée à l'aide de flèches.

Les paramètres dérivés à partir des vélocités de débit par Doppler couleur sont généralement plus exactes que l'évaluation basée sur l'aire de surface du jet régurgitant.⁵⁶⁻⁵⁸ Afin de bien évaluer ces paramètres, il est recommandé d'interroger la régurgitation valvulaire d'intérêt depuis plusieurs fenêtres échocardiographiques, en portant une attention particulière à l'analyse des vélocités au niveau de l'orifice régurgitant. La largeur et l'aire de surface du jet régurgitant au niveau de l'orifice de la valve (i.e. à proximité de la vena contracta) où immédiatement en aval de l'orifice sont bien corrélées avec les mesures indépendantes évaluant la sévérité de la régurgitation (Figure 18).⁵⁶⁻⁵⁸ L'examen de l'aspect de flux près de l'orifice régurgitante donne un aperçu de la sévérité de la régurgitation. L'accélération du débit donne lieu à des surfaces iso-vélocité qui assument une forme semi-hémisphérique à l'approche de l'orifice régurgitante et qui peuvent être visualisées à l'aide du Doppler couleur (Figure 19).⁵⁹⁻⁶² La vélocité de cette aire de surface d'iso-vélocité proximale (PISA) égale la vélocité de repliement de spectre (aliasing) (Va). Le débit régurgitant (en millilitre par seconde) peut être dérivé à partir du rayon PISA (r) comme suit : $2\pi r^2 \times Va$. En assumant que le rayon PISA maximal a lieu de façon simultanée avec la vélocité de régurgitation maximale (Vregmax), l'aire effective de l'orifice de régurgitation (EROA) est calculée comme suit:

$$EROA = (2\pi r^2 \times Va) / Vregmax \quad (9)$$

Le volume régurgitant peut en suite être estimé en multipliant l'EROA par l'enveloppe ITV du jet régurgitant.⁶³

Ces calculs ne peuvent être faits correctement que si la région PISA est semi-hémisphérique. Afin de s'en assurer, le faisceau ultrason doit être orienté parallèlement au flux et la ligne de base du Doppler couleur doit être ajustée dans la direction du flux régurgitant, jusqu'à ce qu'une aire semi-circulaire de PISA soit visualisée. Cette méthode est donc mieux adaptée aux lésions régurgitantes de la valve mitrale, particulièrement celles dont le jet est central.

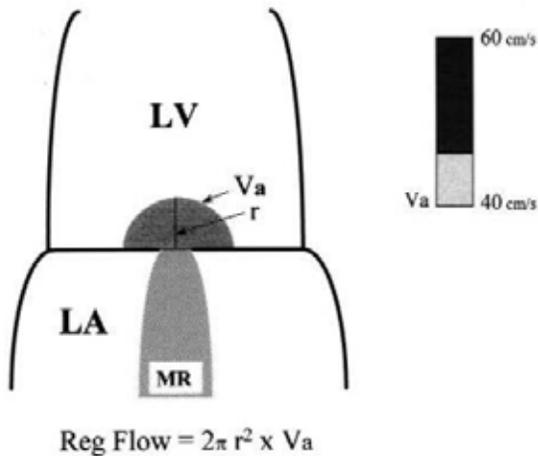


Figure 19: Diagramme représentant le concept de PISA utilisé pour évaluer la sévérité de la régurgitation mitrale.

Évaluation des prothèses valvulaires

Les principes généraux pour l'évaluation des prothèses valvulaires sont similaires à ceux de l'évaluation des valves natives sténotiques. Une prothèse valvulaire présente un orifice effectivement plus petit que celui d'une valve native correspondante. Une vitesse plus rapide, et par conséquent, un gradient plus élevé sont donc enregistrés lorsqu'une telle prothèse est interrogée. La vitesse et le gradient d'une prothèse dépendent de son modèle et de sa dimension, ainsi que du débit et de la fréquence cardiaque.^{64, 65} La fréquence cardiaque doit donc être indiquée au rapport décrivant la fonction de la prothèse évaluée. Somme toute, les gradients de pression estimés par Doppler correspondent bien aux pressions mesurées par cathétérisme cardiaque.⁶⁶ Néanmoins, une surestimation des gradients par Doppler a été démontrée pour certains types de prothèses. C'est le cas en ce qui attrait aux modèles de prothèse de type bi-feuillets, tout particulièrement pour les prothèses de petites dimensions.⁶⁷⁻⁶⁸

L'approche technique utilisée afin de mesurer les vitesses au niveau des prothèses est similaire à celle utilisée pour les valves natives, avec une attention particulière portée afin de minimiser l'angle d'incidence entre le

faisceau Doppler et la vitesse du flux sanguin. Pour les prothèses mitrales ou tricuspidiennes, une vue apicale ou parasternale basse est utilisée, et l'approche peut être guidée en utilisant l'image Doppler couleur. Cependant, certains cas présentent un ou plusieurs jets excentriques dus à une position inhabituelle de la prothèse ou à une obstruction. Dans ces cas, une fenêtre d'approche différente et adaptée devra être utilisée. Pour une prothèse valvulaire aortique, une interrogation de vitesses à partir de chacune des vues d'approche disponibles est encouragée afin d'éviter l'erreur et de ne pas sous-estimer le gradient. Les fenêtres d'approche suggérées incluent la fenêtre apicale, para-sternale droite, supra-sternale et sous-costale. Ces interrogations sont particulièrement importantes en ce qui attrait aux prothèses valvulaires sténotiques, pour lesquelles le jet est souvent excentrique comme c'est aussi le cas avec les valves natives sténotiques.

Fonction de la prothèse valvulaire aortique.

Parce que le gradient valvulaire dépend entre autre du débit sanguin, l'équation de la continuité est utilisée pour l'analyse des prothèses valvulaires. Pour la prothèse valvulaire aortique, l'interrogation est habituellement faite an vue « 5-chambre » ou en long-axe apical. Le volume d'échantillonnage est placé en amont et à proximité (à moins de 1 cm) de la valve. Par continuité, la surface effective de la prothèse peut être déterminée en divisant le volume d'éjection systolique par l'ITV du jet. Afin de déterminer le volume d'éjection systolique, le diamètre de la chambre de chasse du ventricule gauche doit être mesuré. Alternativement, dans les cas difficiles, le diamètre de l'anneau valvulaire peut-être substitué au diamètre de la chambre de chasse en tenant compte du fait que le résultat obtenu puisse alors surestimer l'aire de l'orifice de la prothèse.^{65, 69}

L'aire de l'orifice de la prothèse tel que dérivée par Doppler est proportionnelle à la dimension de la prothèse et l'aire de plusieurs prothèses valvulaires a été publiée. Un index de vitesse Doppler, essentiellement le rapport entre la vitesse maximale mesurée dans la chambre de chasse du ventricule gauche et celle mesurée au travers de la prothèse, dépend moins de la dimension de la prothèse. Cet index est particulièrement utile si la dimension de la prothèse n'est pas connue au moment de l'échocardiographie.^{65, 68}

Fonction de la prothèse valvulaire en position mitrale et tricuspidiennne.

Le gradient moyen de plusieurs types de prothèses valvulaires mitrales et tricuspidiennes a été publié. De plus, l'aire de l'orifice de plusieurs prothèses valvulaires a été dérivée en utilisant la formule PHT; cependant la constante 220 utilisée fut initialement dérivée pour les valves natives et non pour les prothèses valvulaires.⁷⁰ Les

limitations de la méthode PHT sont similaires à celles décrites pour les valves natives et telles que décrites ci-haut, néanmoins cette approche reste utile afin de détecter une obstruction valvulaire.⁷¹ Dans le cas où il y a désaccord entre le gradient mesuré et l'aire effectrice calculée pour la prothèse valvulaire, l'application du principe de la continuité peu être utile.⁷² Aucune donnée n'est disponible pour l'application du principe de la continuité pour caractériser les valves tricuspides.

Régurgitation des prothèses valvulaires.

Pour la plupart, toutes les prothèses valvulaires mécaniques ont un degré minime de régurgitation « fonctionnelle » intrinsèque, qui peut être détectée par interrogation Doppler et ne doit pas être interpréter comme une régurgitation pathologique.^{73,74} La régurgitation d'une prothèse valvulaire aortique est aisément détectée par Doppler transthoracique et sa sévérité peut être estimée de plusieurs façons, de manière analogue à l'insuffisance d'une valve native. Dû à la position de la prothèse mitrale par rapport à la chambre réceptrice du jet régurgitant et à l'angle d'interrogation par la sonde, une ombre échographique considérable peut masquer le jet Doppler lors d'une étude transthoracique. Ce scénario est d'autant plus marqué pour les prothèses mécaniques que pour les prothèses biologiques. Ainsi, les interrogations conventionnelles Doppler ou Doppler couleur sont moins sensibles pour la détection de la régurgitation d'une prothèse mitrale.^{75, 76} Une sonde Pedoff et le mode Doppler continu devrait être utilisé pour l'interrogation

de toute prothèse valvulaire mitrale car les ondes sonores de basse fréquence pénètrent mieux les tissus et peuvent souvent détecter un jet régurgitant passé inaperçu lorsqu'initialement interrogé par une sonde d'imagerie. Chez un patient avec une prothèse mécanique de type St. Jude, une vitesse maximale de 1.9 m/s ou plus sans autre signe d'obstruction est sensible à 90% et spécifique à 89% pour une régurgitation significative.⁷⁷ Une étude trans-œsophagienne est souvent requise afin de confirmer la présence et la sévérité de la régurgitation. Dans la plupart des cas, la régurgitation d'une prothèse tricuspide est plus aisément détectée.

Sommaire et conclusions.

L'échocardiographie Doppler permet une évaluation de la sévérité de plusieurs problèmes cardiaques. Ainsi, elle assume un rôle intégral dans l'évaluation clinique de patients atteints de maladie cardiaque. Le présent document met l'emphase sur les méthodes appropriées à utiliser afin de documenter et quantifier les vitesses par Doppler. Néanmoins, une expertise de l'échocardiographie Doppler ne peut être obtenue que suite à une formation appropriée, par pratique et par expérience. Finalement, le domaine de l'échocardiographie est dynamique et évolue rapidement : des modifications aux recommandations contenues dans ce document seront donc faites au fur et à mesure que de nouvelles méthodes et applications Doppler émergeront.

REFERÊNCIAS

1. Zoghbi WA, Quiñones MA. Determination of cardiac output by Doppler echocardiography: a critical appraisal. *Herz* 1986;11:258-68.
2. Lewis JF, Kuo LC, Nelson JG, Limacher MC, Quiñones MA. Pulsed Doppler echocardiographic determination of stroke volume and cardiac output: clinical validation of two new methods using the apical window. *Circulation* 1984;70:425-31.
3. Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Seward JB, Tajik AJ, Krohn MJ, Mays JM. Quantitative Doppler assessment of valvular regurgitation. *Circulation* 1993;87:841-8.
4. Zoghbi WA, Farmer KL, Soto JG, Nelson JG, Quiñones MA. Accurate noninvasive quantification of stenotic aortic valve area by Doppler echocardiography. *Circulation* 1986;73:452-9.
5. Nakatani S, Masuyama T, Kodama K, Kitabatake A, Fujii K, Kamada T. Value and limitations of Doppler echocardiography in the quantification of stenotic mitral valve area: comparison of the pressure half-time and the continuity equation methods. *Circulation* 1988;77:78-85.
6. Huntsman LL, Stewart DK, Barnes SR, Franklin SB, Colocousis JS, Hessel EA. Noninvasive Doppler determination of cardiac output in man: clinical validation. *Circulation* 1983;67:593-602.
7. Bouchard A, Blumlein S, Schiller NB, Schlitt S, Byrd BF 3d, Ports T, et al. Measurement of left ventricular stroke volume using continuous wave Doppler echocardiography of the ascending aorta and M-mode echocardiography of the aortic valve. *J Am Coll Cardiol* 1987;9:75-83.
8. Moulinier L, Venet T, Schiller NB, Kurtz TW, Morris RC Jr, Sebastian A. Measurement of aortic blood flow by Doppler echocardiography: day to day variability in normal subjects and applicability in clinical research. *J Am Coll Cardiol* 1991;17:1326-33.
9. Rokey R, Kuo LC, Zoghbi WA, Limacher MC, Quiñones MA. Determination of parameters of left ventricular diastolic filling with pulsed Doppler echocardiography: comparison with cineangiography. *Circulation* 1985;71:543-50.
10. Stoddard MF, Pearson AC, Kern MJ, Ratcliff J, Mrosek DG, Labovitz AJ. Left ventricular diastolic function: comparison of pulsed Doppler echocardiographic and hemodynamic indexes in subjects with and without coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 1989;13:327-36.
11. Nishimura RA, Abel MD, Hatle LK, Tajik AJ. Assessment of diastolic function of the heart: background and current applications of Doppler echocardiography: part II, clinical studies [review]. *Mayo Clin Proc* 1989;64:181-204.

12. Appleton CP, Hatle LK, Popp RL. Relation of transmitral flow velocity patterns to left ventricular diastolic function: new insights from a combined hemodynamic and Doppler echocardiographic study. *J Am Coll Cardiol* 1988;12:426-40.
13. Mulvagh S, Quiñones MA, Kleiman NS, Cheirif J, Zoghbi WA. Estimation of left ventricular end-diastolic pressure from Doppler transmitral flow velocity in cardiac patients independent of systolic performance. *J Am Coll Cardiol* 1992;20: 112-9.
14. Pozzoli M, Capomolla S, Pinna G, Cobelli F, Tavazzi L. Doppler echocardiography reliably predicts pulmonary artery wedge pressure in patients with chronic heart failure with and without mitral regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1996;27: 883-93.
15. Nishimura RA, Abel MD, Hatle LK, Tajik AJ. Relation of pulmonary vein to mitral flow velocities by transesophageal Doppler echocardiography: effect of different loading conditions. *Circulation* 1990;81:1488-97.
16. Kuecherer HF, Muhiudeen IA, Kusumoto FM, Lee E, Moulinier LE, Cahalan MK, et al. Estimation of mean left atrial pressure from transesophageal pulsed Doppler echocardiography of pulmonary venous flow. *Circulation* 1990;82: 1127-39.
17. Appleton CP, Galloway JM, Gonzalez MS, Gaballa M, Basnight MA. Estimation of left ventricular filling pressures using two-dimensional and Doppler echocardiography in adult patients with cardiac disease: additional value of analyzing left atrial size, left atrial ejection fraction and the difference in duration of pulmonary venous and mitral flow velocity at atrial contraction. *J Am Coll Cardiol* 1993;22: 1972-82.
18. Nagueh SF, Kopelen HA, Zoghbi WA. Feasibility and accuracy of Doppler echocardiographic estimation of pulmonary artery occlusive pressure in the intensive care unit. *Am J Cardiol* 1995;75:1256-62.
19. Burstow DJ, Oh JK, Bailey KR, Seward JB, Tajik AJ. Cardiac tamponade: characteristic Doppler observations. *Mayo Clin Proc* 1989;64:312-24.
20. Chandraratna PA. Echocardiography and Doppler ultrasound in the evaluation of pericardial disease. *Circulation* 1991;84: (Suppl I):I303-I310.
21. Hatle LK, Appleton CP, Popp RL. Differentiation of constrictive pericarditis and restrictive cardiomyopathy by Doppler echocardiography [comments]. *Circulation* 1989;79: 357-70.
22. Oh JK, Hatle LK, Seward JB, Danielson GK, Schaff HV, Reeder GS, et al. Diagnostic role of Doppler echocardiography in constrictive pericarditis [comments]. *J Am Coll Cardiol* 1994;23:154-62.
23. Cohen GI, Pietrolungo JF, Thomas JD, Klein AL. A practical guide to assessment of ventricular diastolic function using Doppler echocardiography [review]. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:1753-60.
24. Oki T, Tabata T, Yamada H, Wakatsuki T, Shinohara H, Nishikado A, et al. Clinical application of pulsed Doppler tissue imaging for assessing abnormal left ventricular relaxation [comments]. *Am J Cardiol* 1997;79:921-8.
25. Sohn DW, Chai IH, Lee DJ, Kim HC, Kim HS, Oh BH, et al. Assessment of mitral annulus velocity by Doppler tissue imaging in the evaluation of left ventricular diastolic function. *J Am Coll Cardiol* 1997;30:474-80.
26. Nagueh SF, Middleton KJ, Kopelen HA, Zoghbi WA, Quiñones MA. Doppler tissue imaging: a noninvasive technique for evaluation of left ventricular relaxation and estimation of filling pressures. *J Am Coll Cardiol* 1997;30:1527-33.
27. Ommen SR, Nishimura RA, Appleton CP, Miller FA, Oh JK, Redfield MM, et al. Clinical utility of Doppler echocardiography and tissue doppler imaging in the estimation of left ventricular filling pressures: a comparative simultaneous Doppler-catheterization study. *Circulation* 2000;102:1788-94.
28. Nagueh SF, Lakkis NM, Middleton KJ, Spencer WH 3d, Zoghbi WA, Quiñones MA. Doppler estimation of left ventricular filling pressures in patients with hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 1999;99:254-61.
29. Nagueh SF, Mikati I, Kopelen HA, Middleton KJ, Quiñones MA, Zoghbi WA. Doppler estimation of left ventricular filling pressure in sinus tachycardia: a new application of tissue doppler imaging. *Circulation* 1998;98:1644-50.
30. Oki T, Iuchi A, Tabata T, Mishiro Y, Yamada H, Abe M, et al. Left ventricular systolic wall motion velocities along the long and short axes measured by pulsed tissue Doppler imaging in patients with atrial fibrillation. *J Am Soc Echocardiogr* 1999;12:121-8.
31. Brun P, Tribouilloy C, Duval AM, Iserin L, Meguir A, Pelle G, et al. Left ventricular flow propagation during early filling is related to wall relaxation: a color M-mode Doppler analysis. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:420-32.
32. Garcia MJ, Smedira NG, Greenberg NL, Main M, Firstenberg MS, Odabashian J, et al. Color M-mode Doppler flow propagation velocity is a preload insensitive index of left ventricular relaxation: animal and human validation. *J Am Coll Cardiol* 2000;35:201-8.
33. Garcia MJ, Ares MA, Asher C, Rodriguez L, Vandervoort P, Thomas JD. An index of early left ventricular filling that combined with pulsed Doppler peak E velocity may estimate capillary wedge pressure. *J Am Coll Cardiol* 1997;29:448-54.
34. Nagueh SF, Kopelen HA, Quiñones MA. Assessment of left ventricular filling pressures by Doppler in the presence of atrial fibrillation. *Circulation* 1996;94:2138-45.
35. Currie PJ, Seward JB, Chan KL, Fyfe DA, Hagler DJ, Mair DD, et al. Continuous wave Doppler determination of right ventricular pressure: a simultaneous Doppler-catheterization study in 127 patients. *J Am Coll Cardiol* 1985;6:750-6.
36. Kircher BJ, Himelman RB, Schiller NB. Noninvasive estimation of right atrial pressure from the inspiratory collapse of the inferior vena cava. *Am J Cardiol* 1990;66:493-6.
37. Nagueh SF, Kopelen HA, Zoghbi WA. Relation of mean right atrial pressure to echocardiographic and Doppler parameters of right atrial and right ventricular function. *Circulation* 1996;93:1160-9.
38. Ommen SR, Nishimura RA, Hurrell DG, Klarich KW. Assessment of right atrial pressure with 2-dimensional and Doppler echocardiography: a simultaneous catheterization and echocardiographic study. *Mayo Clin Proc* 2000;75:24-9.
39. Himelman RB, Stulberg MS, Lee E, Kuecherer HF, Schiller NB. Non-invasive evaluation of pulmonary artery systolic pressures during dynamic exercise by saline-enhanced Doppler echocardiography. *Am Heart J* 1990;119:685-8.
40. Hatle L, Brubakk A, Tromsdal A, Angelsen B. Noninvasive assessment of pressure drop in mitral stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J* 1978;40:131-40.
41. Hatle L, Angelsen BA, Tromsdal A. Non-invasive assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J* 1980;43:284-92.
42. Currie PJ, Seward JB, Reeder GS, Vlietstra RE, Bresnahan DR, Bresnahan JF, et al. Continuous-wave Doppler echocardiographic assessment of severity of calcific aortic stenosis: a simultaneous Doppler-catheter correlative study in 100 adult patients. *Circulation* 1985;71:1162-9.
43. Currie PJ, Hagler DJ, Seward JB, Reeder GS, Fyfe DA, Bove AA, et al. Instantaneous pressure gradient: a simultaneous Doppler and dual catheter correlative study. *J Am Coll Cardiol* 1986;7:800-6.
44. Skjaerpe T, Hegrenaes L, Hatle L. Noninvasive estimation of valve area in patients with aortic stenosis by Doppler ultrasound and two-dimensional echocardiography. *Circulation* 1985;72:810-8.
45. Otto CM, Pearlman AS, Comess KA, Reamer RP, Janko CL, Hunts-

- man LL. Determination of the stenotic aortic valve area in adults using Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986;7:509-17.
46. Hatle L, Angelsen B, Tromsdal A. Noninvasive assessment of atrioventricular pressure half-time by Doppler ultrasound. *Circulation* 1979;60:1096-104.
 47. Stamm RB, Martin RP. Quantification of pressure gradients across stenotic valves by Doppler ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 1983;2:707-18.
 48. Smith MD, Handshoe R, Handshoe S, Kwan OL, DeMaria AN. Comparative accuracy of two-dimensional echocardiography and Doppler pressure half-time methods in assessing severity of mitral stenosis in patients with and without prior commissurotomy. *Circulation* 1986;73:100-7.
 49. Flachskampf FA, Weyman AE, Gillam L, Liu CM, Abascal VM, Thomas JD. Aortic regurgitation shortens Doppler pressure half-time in mitral stenosis: clinical evidence, in vitro simulation and theoretic analysis. *J Am Coll Cardiol* 1990;16:396-404.
 50. Karp K, Teien D, Bjerle P, Eriksson P. Reassessment of valve area determinations in mitral stenosis by the pressure halftime method: impact of left ventricular stiffness and peak diastolic pressure difference. *J Am Coll Cardiol* 1989;13:594-9.
 51. Loyd D, Ask P, Wranne B. Pressure half-time does not always predict mitral valve area correctly. *J Am Soc Echocardiogr* 1988;1:313-21.
 52. Rokey R, Sterling LL, Zoghbi WA, Sartori MP, Limacher MC, Kuo LC, et al. Determination of regurgitant fraction in isolated mitral or aortic regurgitation by pulsed Doppler two-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986;7:1273-8.
 53. Enriquez-Sarano M, Seward JB, Bailey KR, Tajik AJ. Effective regurgitant orifice area: a noninvasive Doppler development of an old hemodynamic concept. *J Am Coll Cardiol* 1994;23:443-51.
 54. Teague SM, Heinsimer JA, Anderson JL, Sublett K, Olson EG, Voyles WF, et al. Quantification of aortic regurgitation utilizing continuous wave Doppler ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 1986;8:592-9.
 55. Chen CG, Thomas JD, Anconina J, Harrigan P, Mueller L, Picard MH, et al. Impact of impinging wall jet on color Doppler quantification of mitral regurgitation. *Circulation* 1991;84:712-20.
 56. Mele D, Vandervoort P, Palacios I, Rivera JM, Dinsmore RE, Schwammenthal E, et al. Proximal jet size by Doppler color flow mapping predicts severity of mitral regurgitation: clinical studies. *Circulation* 1995;91:746-54.
 57. Hall SA, Brickner ME, Willett DL, Irani WN, Afridi I, Grayburn PA. Assessment of mitral regurgitation severity by Doppler color flow mapping of the vena contracta [comments]. *Circulation* 1997;95:636-42.
 58. Perry GL, Helmcke F, Nanda NC, Byarel C, Soto B. Evaluation of aortic insufficiency by Doppler color flow mapping. *J Am Coll Cardiol* 1987;9:952-9.
 59. Pu M, Vandervoort PM, Griffin BP, Leung DY, Stewart WJ, Cosgrove DM, et al. Quantification of mitral regurgitation by the proximal convergence method using transesophageal echocardiography: clinical validation of a geometric correction for proximal flow constraint. *Circulation* 1995;92:2169-77.
 60. Schwammenthal E, Chen C, Benning F, Block M, Breithardt G, Levine RA. Dynamics of mitral regurgitant flow and orifice area: physiologic application of the proximal flow convergence method: clinical data and experimental testing. *Circulation* 1994;90:307-22.
 61. Enriquez-Sarano M, Miller FA Jr, Hayes SN, Bailey KR, Tajik AJ, Seward JB. Effective mitral regurgitant orifice area: clinical use and pitfalls of the proximal isovelocity surface area method. *J Am Coll Cardiol* 1995;25:703-9.
 62. Utsunomiya T, Doshi R, Patel D, Mehta K, Nguyen D, Henry WL, et al. Calculation of volume flow rate by the proximal isovelocity surface area method: simplified approach using color Doppler zero baseline shift. *J Am Coll Cardiol* 1993;22:277-82.
 63. Dujardin KS, Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Nishimura RA, Seward JB, Tajik AJ. Grading of mitral regurgitation by quantitative Doppler echocardiography: calibration by left ventricular angiography in routine clinical practice. *Circulation* 1997;96:3409-15.
 64. Reisner SA, Meltzer RS. Normal values of prosthetic valve Doppler echocardiographic parameters: a review. *J Am Soc Echocardiogr* 1988;1:201-10.
 65. Chafizadeh ER, Zoghbi WA. Doppler echocardiographic assessment of the St. Jude Medical prosthetic valve in the aortic position using the continuity equation. *Circulation* 1991;83:213-23.
 66. Burstow DJ, Nishimura RA, Bailey KR, Reeder GS, Holmes DR Jr, Seward JB, et al. Continuous wave Doppler echocardiographic measurement of prosthetic valve gradients: a simultaneous Doppler-catheter correlative study. *Circulation* 1989;80:504-14.
 67. Baumgartner H, Khan S, DeRobertis M, Czer L, Maurer G. Discrepancies between Doppler and catheter gradients in aortic prosthetic valves in vitro: a manifestation of localized gradients and pressure recovery. *Circulation* 1990;82:1467-75.
 68. Baumgartner H, Khan S, DeRobertis M, Czer L, Maurer G. Effect of prosthetic aortic valve design on the Doppler catheter gradient correlation: an in vitro study of normal St. Jude, Medtronic-Hall, Starr-Edwards and Hancock valves. *J Am Coll Cardiol* 1992;19:324-32.
 69. Pibarot P, Honos GN, Durand LG, Dumesnil JG. Substitution of left ventricular outflow tract diameter with prosthesis size is inadequate for calculation of the aortic prosthetic valve area by the continuity equation. *J Am Soc Echocardiogr* 1995;8:511-7.
 70. Chambers JB. Mitral pressure half-time: is it a valid measure of orifice area in artificial heart valves? [review]. *J Heart Valve Dis* 1993;2:571-7.
 71. Dumesnil JG, Honos GN, Lemieux M, Beauchemin J. Validation and applications of mitral prosthetic valvular areas calculated by Doppler echocardiography. *Am J Cardiol* 1990;65:1443-8.
 72. Bitar JN, Lechin ME, Salazar G, Zoghbi WA. Doppler echocardiographic assessment with the continuity equation of St. Jude Medical mechanical prostheses in the mitral valve position [published erratum appears in *Am J Cardiol* 1995; 76(8):642]. *Am J Cardiol* 1995;76:287-93.
 73. Mohr-Kahaly S, Kupferwasser I, Erbel R, Oelert H, Meyer J. Regurgitant flow in apparently normal valve prostheses: improved detection and semiquantitative analysis by transesophageal two-dimensional color-coded Doppler echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1990;3:187-95.
 74. Flachskampf FA, O'Shea JP, Griffin BP, Guerrero L, Weyman AE, Thomas JD. Patterns of normal transvalvular regurgitation in mechanical valve prostheses. *J Am Coll Cardiol* 1991; 18:1493-8.
 75. Daniel LB, Grigg LE, Weisel RD, Rakowski H. Comparison of transthoracic and transesophageal assessment of prosthetic valve dysfunction. *Echocardiography* 1990;7:83-95.
 76. Khandheria BK, Seward JB, Oh JK, Freeman WK, Nichols BA, Sinak LJ, et al. Value and limitations of transesophageal echocardiography in assessment of mitral valve prostheses. *Circulation* 1991;83:1956-68.
 77. Olmos L, Salazar G, Barbetseas J, Quiñones MA, Zoghbi WA. Usefulness of transthoracic echocardiography in detecting significant prosthetic mitral valve regurgitation. *Am J Cardiol* 1999;83:199-205.

GLOSSARY OF TERMS

Aliasing: Ambiguous frequencies (or velocities) caused by frequencies exceeding the PRF sampling (Nyquist) limit with PW Doppler. The high velocities “wrap around” and are displayed as negative velocities.

Amplitude: The intensity of the backscatter echoes reflected off the moving blood cells and displayed in gray scale. It reflects the number of red blood cells moving at a given velocity in a given time.

Baseline shift: Repositioning of the zero flow velocity line to the forward or reversed channels to overcome aliasing. Also referred as zero shift.

Bernoulli Equation: An equation that relates the instantaneous pressure drop across a discrete stenosis to convective acceleration, viscous forces, and early phasic acceleration. The latter 2 factors are usually neglected in the “modified” equation ($4V^2$).

Carrier frequency: The frequency emitted by the transducer.

Continuity equation: Principle of the conservation of mass in which the flow volume proximally to a valve equals the distal flow volume. Because flow = area (A) \times velocity (V), it follows that $A_1 \times V_1 = A_2 \times V_2$.

Continuous wave (CW) Doppler: A method to measure Doppler velocity with a transducer incorporating 2 ultrasound crystals (or array of crystals). One constantly transmits a selected ultrasound frequency, and the other constantly receives frequency shifts backscattered from red blood cells in motion. High-flow velocities can be recorded without aliasing, although depth localization is not possible.

Deceleration time: The time duration (in milliseconds) of the decrease from peak flow velocity to the zero baseline.

Diameter: The maximal linear measurement (in centimeters) of a circle.

Diastolic filling period: The duration of flow velocity from atrioventricular valve opening to closure.

Doppler equation: A mathematical equation that relates the observed frequency shift (ΔF) to the velocity of blood cells (V), the carrier frequency (F_0), the cosine of the angle theta (θ), and the speed of sound in soft tissue ($c = 1540$ m/s). The Doppler equation is $\theta F = (V \times 2 F_0 \times \cos \theta) / c$.

Ejection time: The duration of flow from semilunar valve opening to closure.

Flow convergence region: The region proximal to a flow orifice in which flow streamlines converge, thereby creating “shells” of progressive flow acceleration. Isovelocity areas can be indicated by aliasing boundaries.

Flow profile: A spatial plot of velocity distribution across a vessel diameter that can be described as parabolic, flat, or irregular.

Frequency shift: The difference between transmitted and

received ultrasound frequency. It is directly proportional to the velocity of blood flow as stated in the Doppler equation.

Gradient: The pressure drop or pressure difference across any restrictive orifice.

Hertz: A unit of frequency equal to one cycle per second; kilohertz (KHz) = 1000 hertz, and megahertz = 1 million hertz.

High pulse repetition frequency (PRF) Doppler: A method of achieving high sampling rates; multiple pulses and their return signals from within the heart are present at any one point in time, and Doppler shifts along the beam are summed along sample volume depths that are multiples of the initial sample volume depth to give a single output.

Isovolumic contraction: The time period (in milliseconds) between atrioventricular valve closure and semilunar valve opening.

Jet: High-velocity flow signal in or downstream from a restrictive orifice.

Laminar flow: A flow state in which blood cells are moving in a uniform direction and with organized distribution of velocities across the flow area.

Mean velocity: The mean (average) of measured spectral shifts over a specific period within a given sample site.

Mirroring: An artifact of spectral display resulting in the inability of the spectrum analyzer to separate forward and reverse Doppler signals. The stronger signals are displayed in mirror-like fashion from the zero baseline in the opposite channel. Also called signal “cross talk.”

Modal velocity: The mode in the frequency analysis of a signal is the frequency component that contains the most energy. In display of the Doppler frequency spectrum, the mode corresponds to the brightest (or darkest) display points of the individual spectra and represents the velocity component that is most commonly encountered among the various moving reflectors.

Nyquist limit: The highest Doppler shift frequency that can be measured. Equal to one half the pulse repetition frequency.

Pressure half time: The time (in milliseconds) that it takes for the maximal pressure gradient to decrease by one half.

Pulse repetition frequency (PRF): The rate at which pulses of ultrasound energy are transmitted.

Pulsed-wave (PW) Doppler: A method of Doppler interrogation that uses specific time delays to assess the Doppler shifts within a discrete region along the path of the sound beam.

Sample volume: The specific 3-dimensional site in which Doppler velocities are interrogated.

Sample volume width: The lateral and azimuthal dimensions of the PW Doppler sample volume, which depends on beam characteristics.

Sample volume length: The axial size of the PW Doppler sample volume.

Spectral analysis: A display of the Doppler shift frequency components over time. Frequency or velocity is displayed in the Y-axis, time in the X-axis, and amplitude in gray scale.

Spectral broadening: An increase in the number of frequency components in a PW Doppler signal; an indicator of a disorganized flow pattern or high-velocity flow signal aliasing.

Velocity-time integral (VTI): Integral of the velocity over time.

Turbulent flow: Nonlaminar unstable blood flow in which the kinetic energy of flow creates vortices of differing velocities and direction.

Vena contracta: Smallest area of flow in or downstream from a restrictive orifice.

Wall filter: A control that rejects echocardiographic information from low-velocity reflectors such as wall motion.