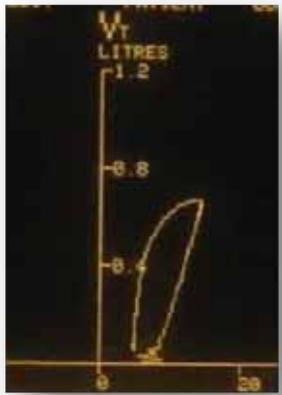


Monitoring respiratoire



André Denault FRCPC, CSPQ, ABIM-CCM
Professeur agrégé de clinique

Département d'anesthésiologie
Institut de Cardiologie de Montréal
Service des soins intensifs

Centre Hospitalier Universitaire de Montréal
Octobre 2008



Université 
de Montréal

Références:

Article: Évaluation de la détresse respiratoire

andre.denault@umontreal.ca

Site web département d'anesthésiologie

<http://www.anesth.umontreal.ca/>

Society of Critical Care Medicine: FCCS

<http://www.sccm.org>

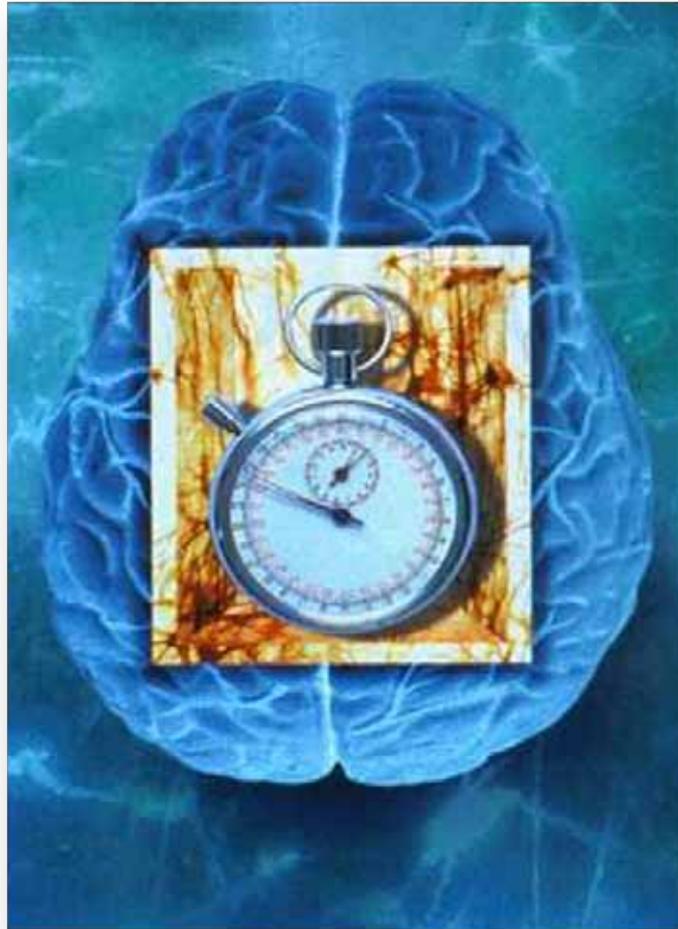
ARDS network

<http://www.ardsnet.org/>

Capnographie

<http://www.capnography.com>

Objectif ultime



Monitoring

The image is a vertical split composition. The left side shows a close-up, low-angle view of a ship's deck, featuring a white railing and a white hull with a dark stripe. The right side is a solid, vibrant blue with a vertical, wavy, textured pattern, resembling water or a digital data stream. The overall effect is one of a transition or a monitored state.

14 avril 1912

15 avril 1912

Physiopathologie



Attempt at resuscitation from drowning by insufflation of tobacco smoke per rectum

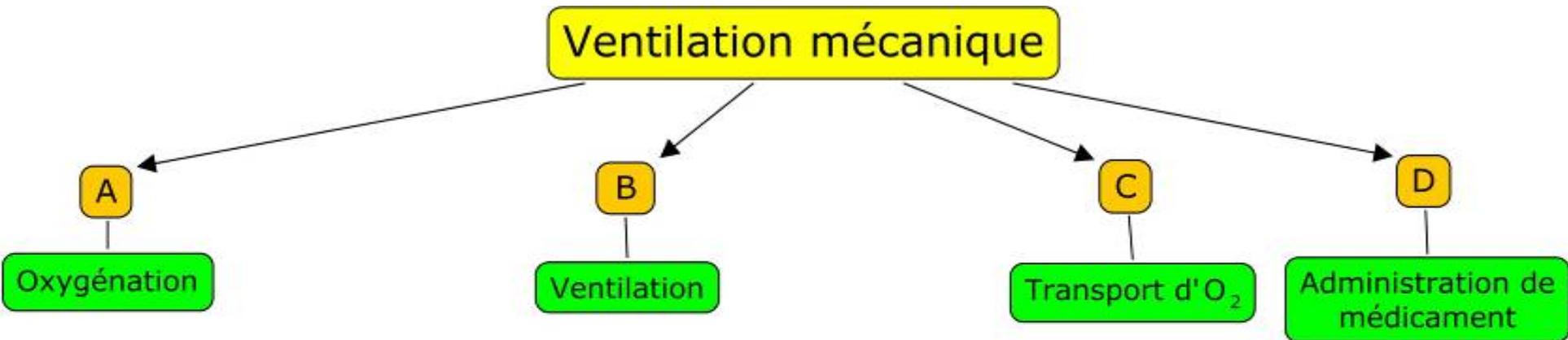
Monitoring respiratoire

Plan

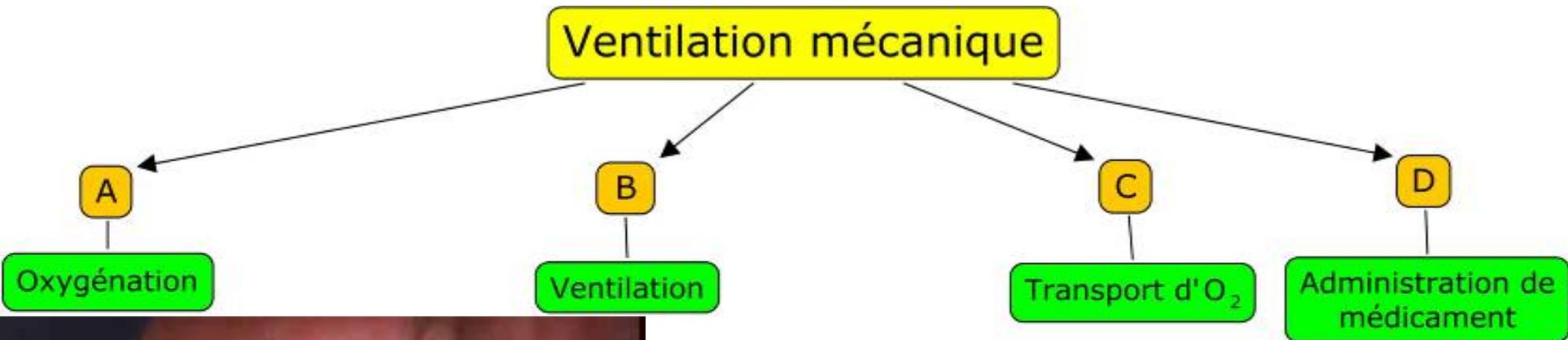
- Échange gazeux
- Charge et capacité du système respiratoire
- Mécanique du système respiratoire

Application pratique des concepts théoriques

Introduction: les 4 rôles de la ventilation mécanique

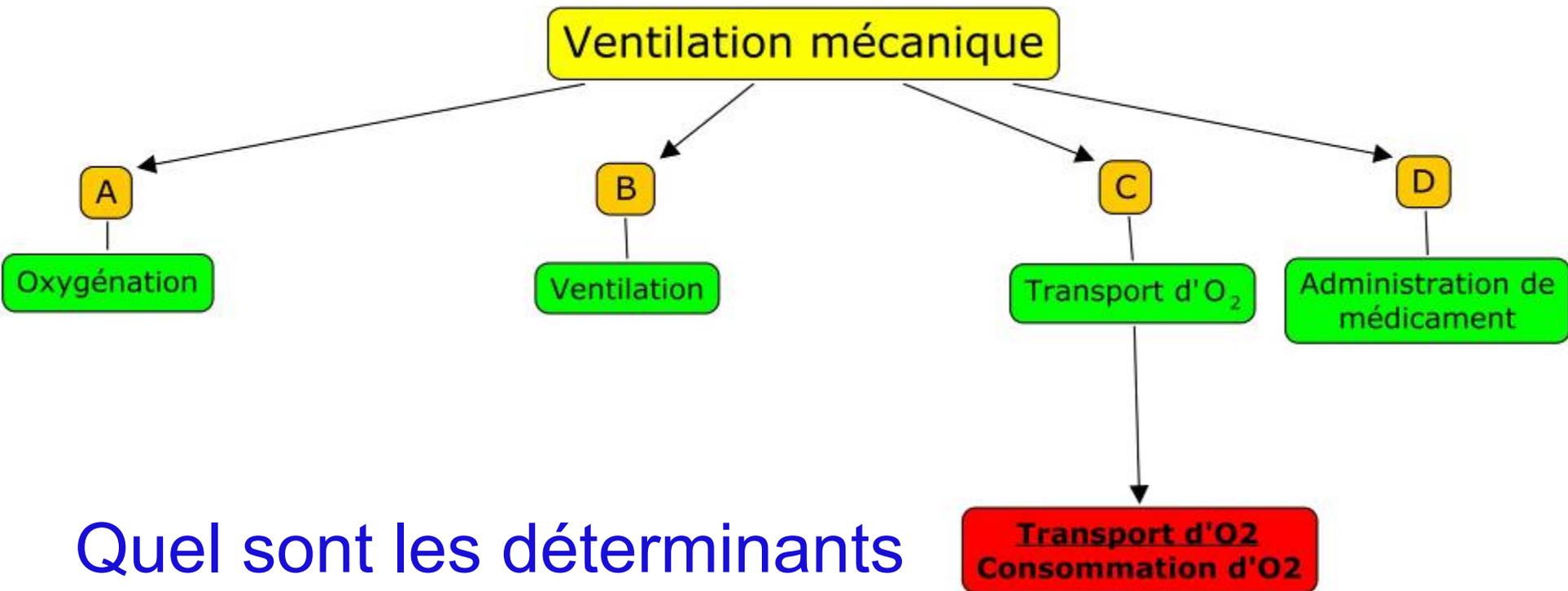


Ventilation mécanique difficile



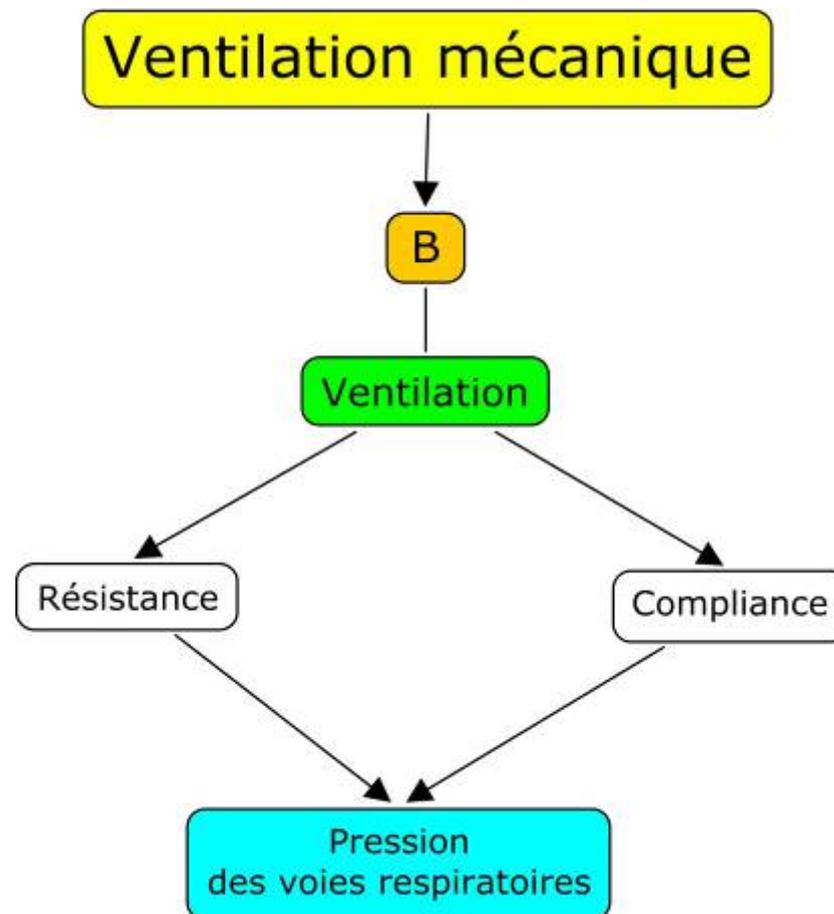
Pourquoi la ventilation peut sauver la vie du patient en choc?

Pourquoi la ventilation peut sauver le patient en choc?



Quel sont les déterminants de la ventilation?

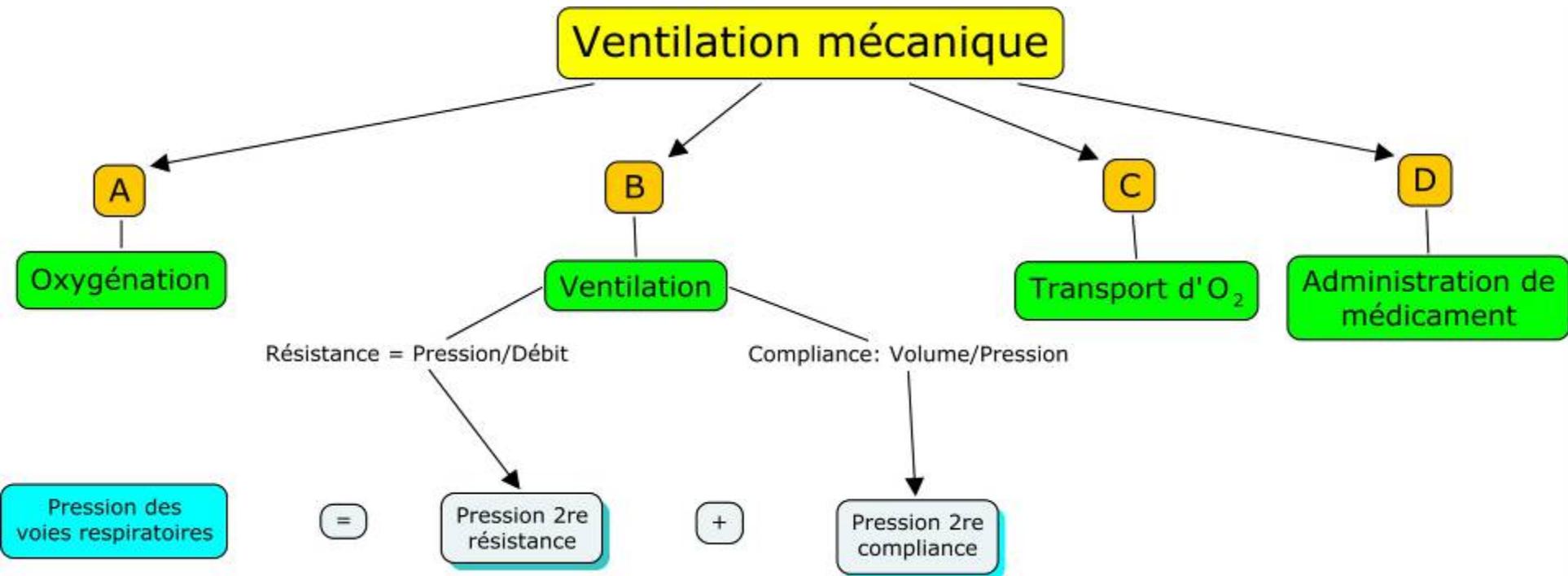
Les 2 variables importantes en ventilation mécanique



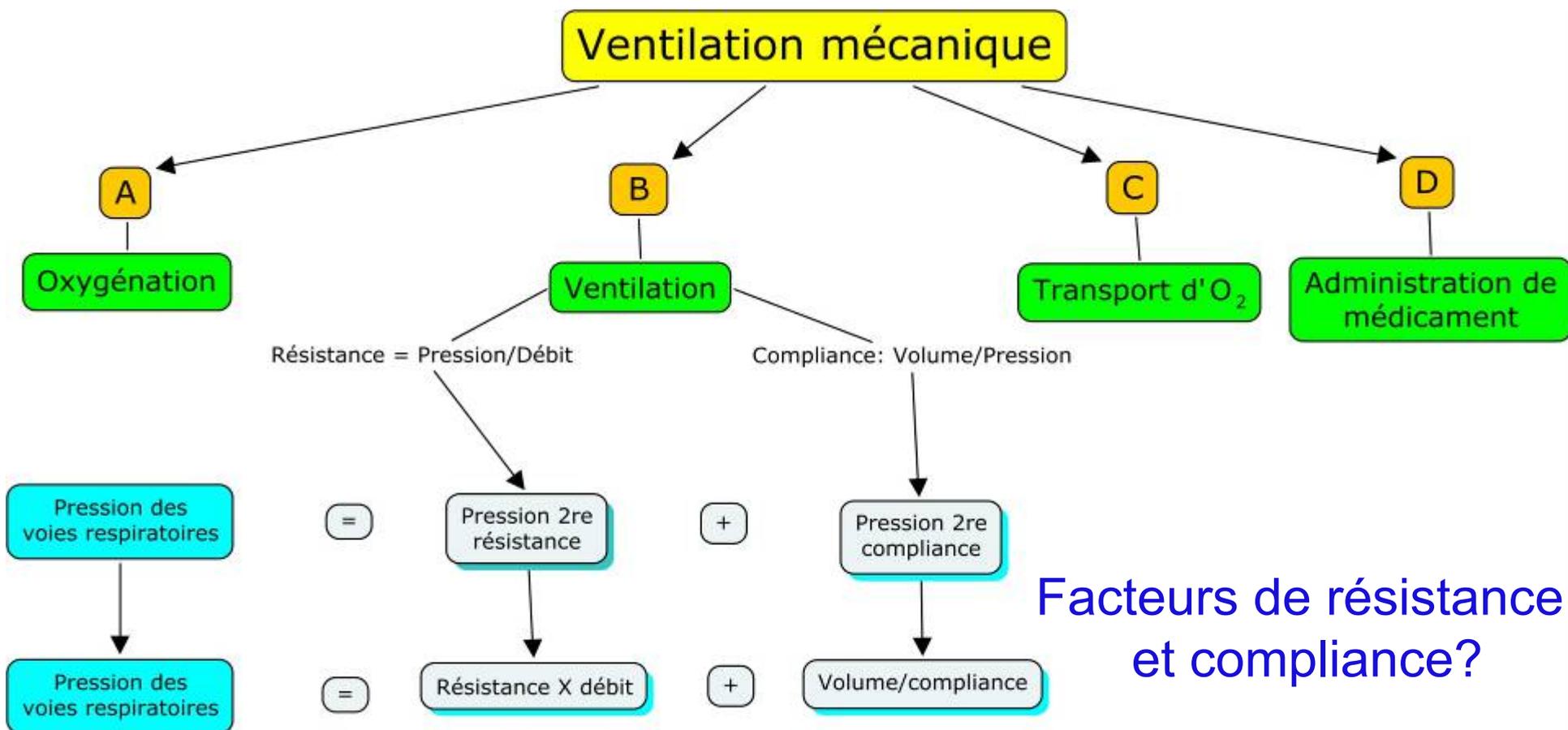
Équation du système respiratoire

- Pression voies aériennes = somme
 - 1-Pression élastique: compliance
(= Volume/Pression)
 - 2-Pression résistive: résistance
(= Pression/Débit)
 - 3-PEEP et auto-PEEP
- $P_{va} = \text{Volume}/\text{Compliance} + \text{Résistance} \times \text{Débit}$

Déterminants de la pression des voies respiratoires



Autrement dit...



Facteurs de résistance et compliance?

Ventilation mécanique

A

Oxygénation

B

Ventilation

C

Transport d'O₂

D

Administration de médicament

Résistance = Pression/Débit

Compliance: Volume/Pression

=

Pression 2re résistance

+

Pression 2re compliance

=

Résistance X débit

+

Volume/compliance

Résistance réversible

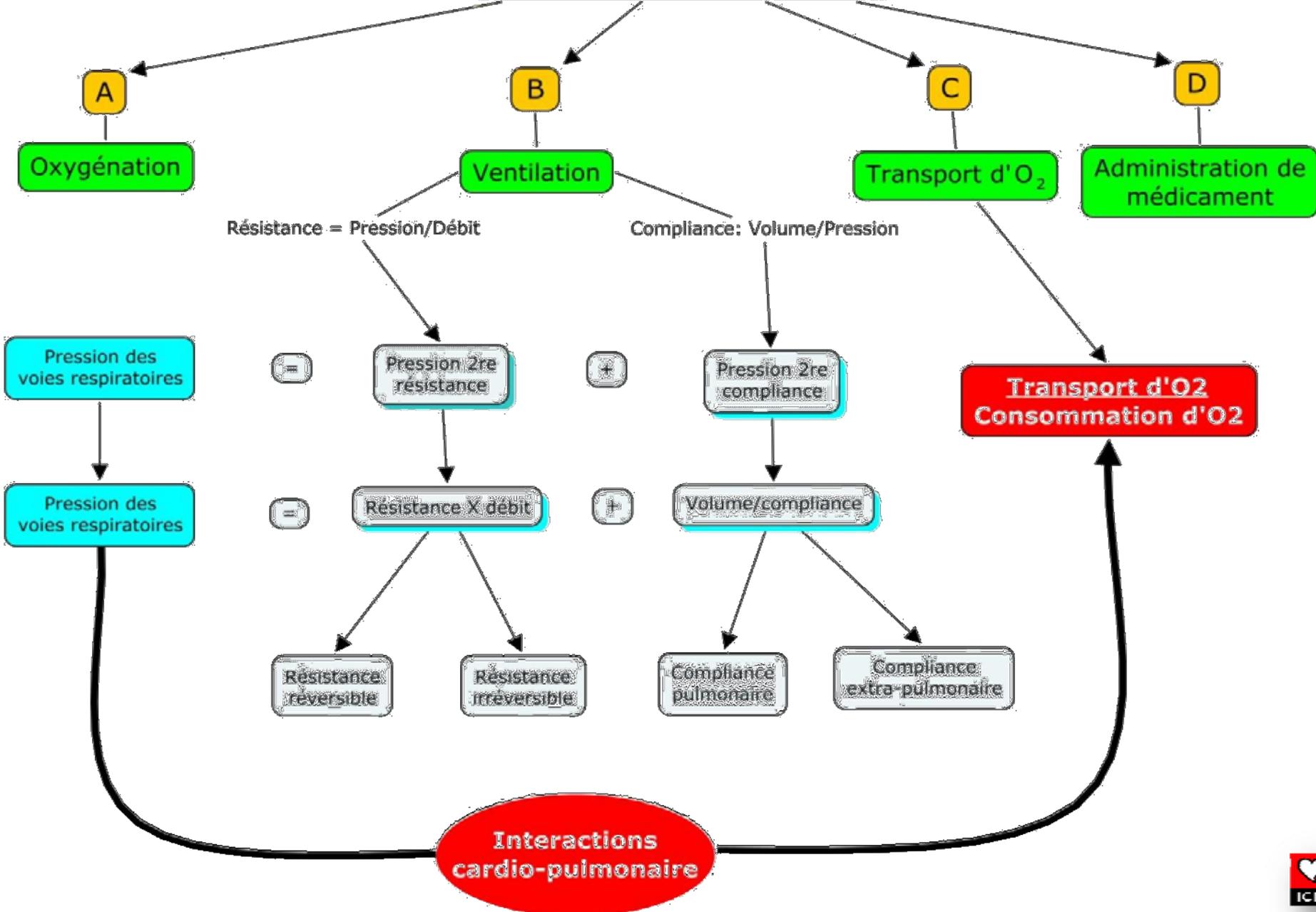
Résistance irréversible

Compliance pulmonaire

Compliance extra-pulmonaire

La conséquence si la pression des voies respiratoires est élevée?

Ventilation mécanique



Monitoring respiratoire

Plan

- Échange gazeux
- Charge et capacité du système respiratoire
- Mécanique du système respiratoire

Échange gazeux

Résultat:

- gaz artériels
- saturométrie artérielle, veineuse et cérébrale
- capnographie expirée ou transcutanée

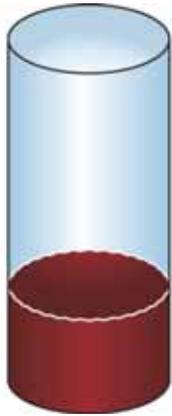
Efficacité:

- $P(A-a)O_2$
- PaO_2/FiO_2 et PaO_2/PAO_2
- Qs/Qt
- Vd/Vt

Échange gazeux: saturation artérielle

- 1- Capacité résiduelle fonctionnelle = 30 ml/kg
- 2- Consommation d'oxygène au repos = 2-3 ml/kg/min
- 3- FiO_2

Air ambient



Pré-O₂



Femme enceinte



CRF	30 ml/kg	30 ml/kg	15 ml/kg
Réservoir	21%	100%	100%
VO ₂	2-3 ml/min	2-3 ml/min	5 ml/min
Calcul	$\frac{21\% \times (30\text{ml/kg})}{2-3 \text{ ml/kg/min}}$	$\frac{100\% \times (30\text{ml/kg})}{2-3 \text{ ml/kg/min}}$	$\frac{100\% \times (15\text{ml/kg})}{5 \text{ ml/kg/min}}$
Durée	= 2-3 minutes	= 10-15 minutes	= 3 minutes



Sellick

Positionnement de la tête

Positionnement de la patiente



13 1:03AM

Échange gazeux: gradient A-a

$$PaO_2 = 104 - 0.27 (\hat{\text{a}}\text{g}\text{e})$$

$$PAO_2 = \frac{FiO_2 (Pb - PH_2O) - PaCO_2/R}{147 - 1.25 PaCO_2}$$

$$\begin{aligned} \text{Gradient A-a} &= PAO_2 - PaO_2 \\ &= 2.5 + 0.21 (\hat{\text{a}}\text{g}\text{e}) \end{aligned}$$

Échange gazeux: aspects pratiques

Exemple: 45 ans obèse
post-op cholecystectomie
Saturation 91% salle de réveil

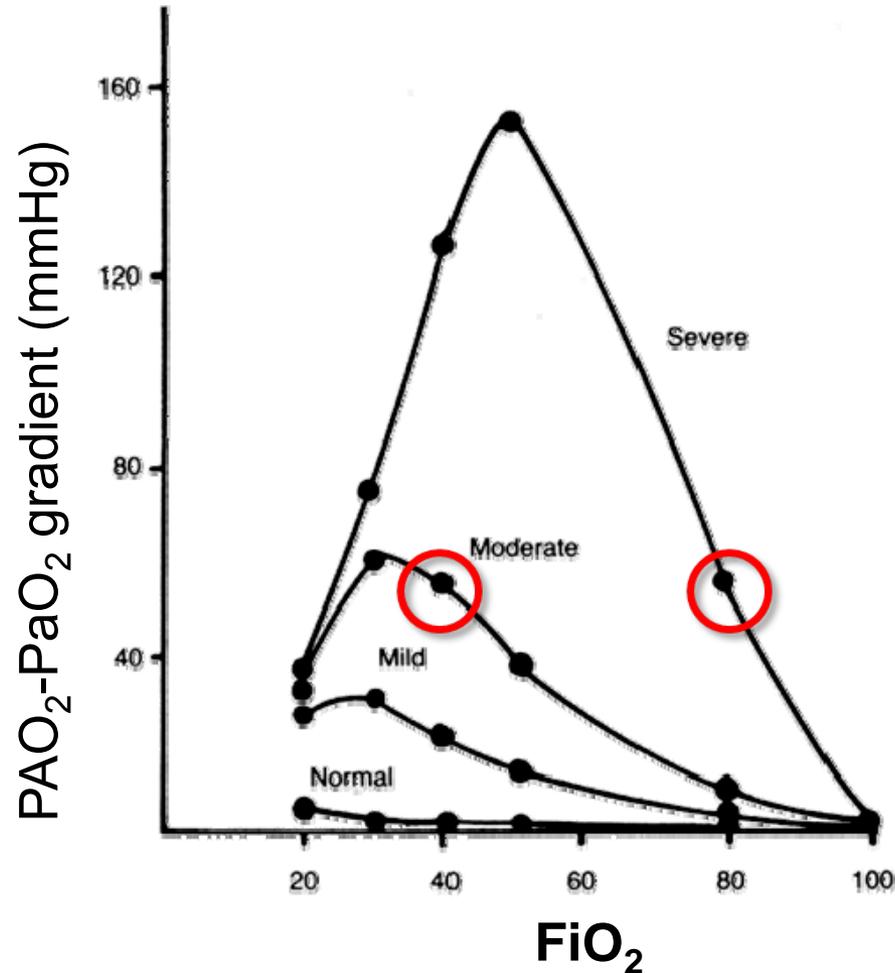
1-PaO₂ 60mmHg, PCO₂ 60mmHg?

2-PaO₂ 60mmHg, PCO₂ 40mmHg?

$$1-A-a = 12$$

$$2-A-a = 32$$

Limitation: gradient A-a



Comparer à des FiO₂ égales

Échange gazeux: indices simplifiés

$\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$	>300-500	Normal
	200-300	« Acute lung injury »
	< 200	« ARDS »

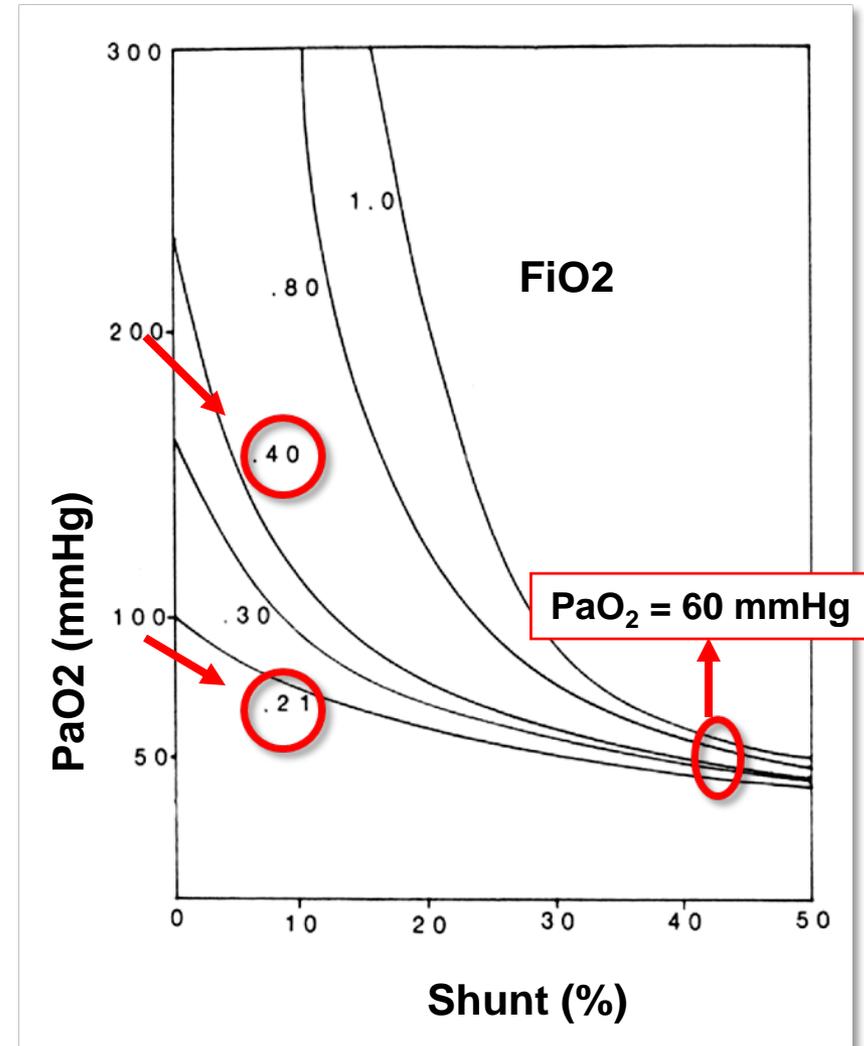
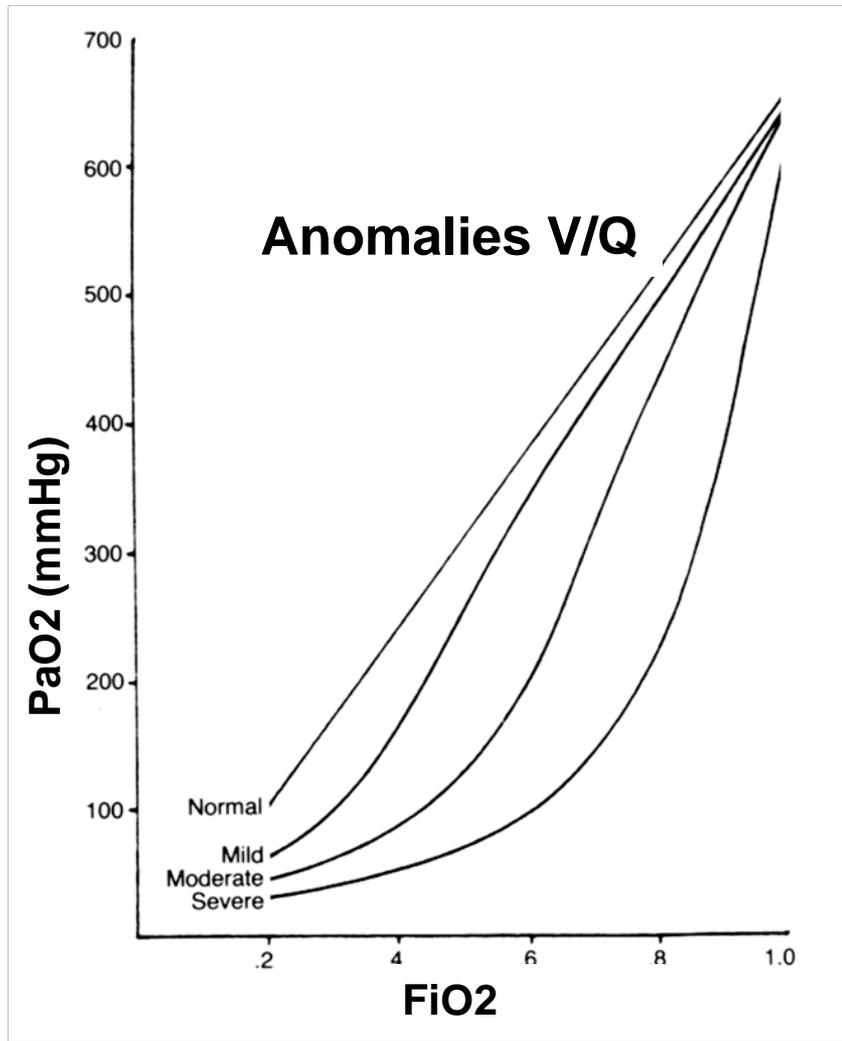
$\text{PaO}_2/\text{PAO}_2$ 0.7-0.8

Échange gazeux

Étiologie de l'hypoxie:

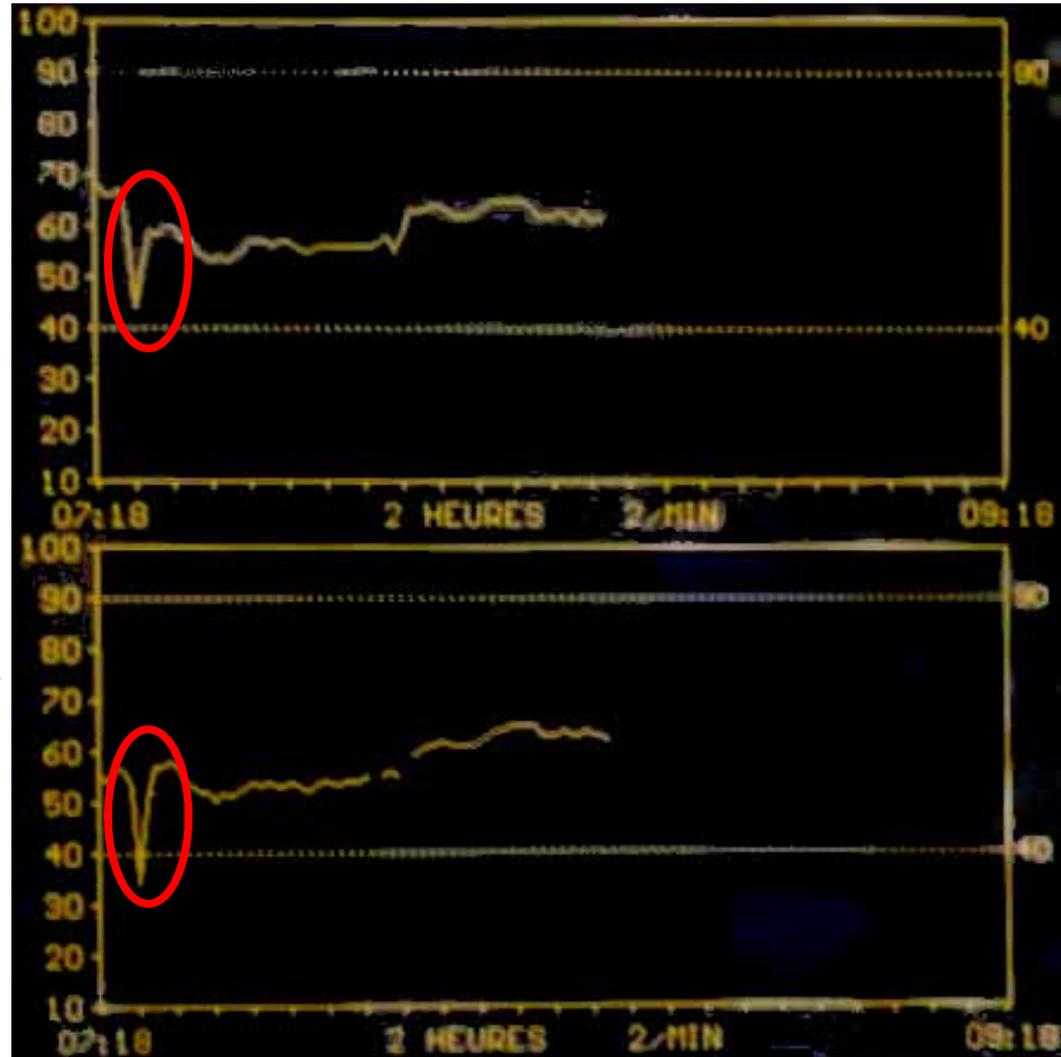
- Pulmonaire:
- anomalie \dot{V}/Q
 - shunt
 - diffusion anormale
- Extra-pulmonaire:
- hypoventilation
 - F_iO_2
 - $\dot{V}O_2$
 - débit cardiaque

Échange gazeux: indices simplifiés



♂ 84 ans pontage coronarien histoire de dyspnée inexpliquée

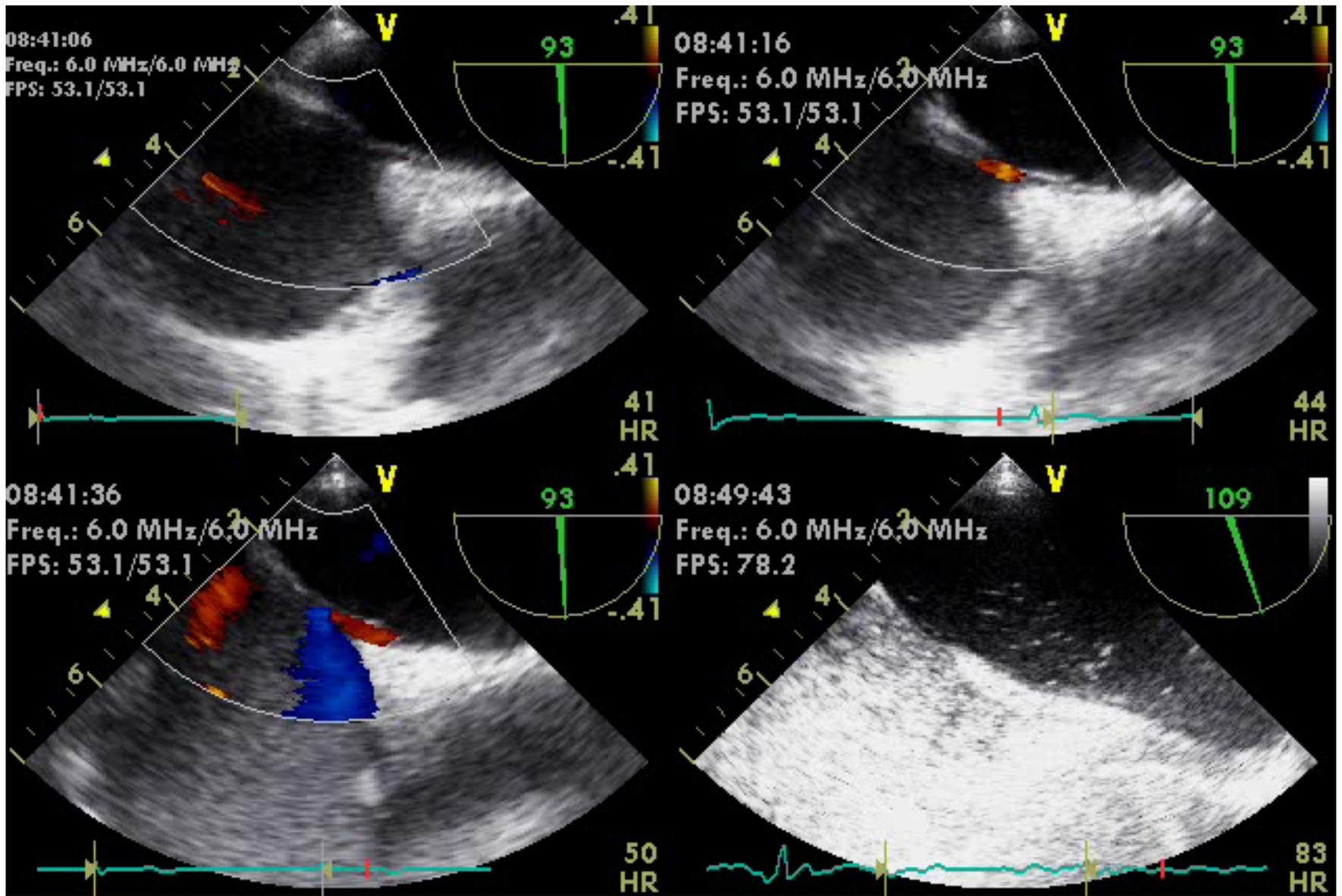
- Désaturation cérébrale et systémique lors de l'induction de l'anesthésie
- Facile à ventiler
- Saturation se normalise avec l'augmentation de la pression artérielle
- Gaz artériel?
 - PO₂ = 518 mmHg



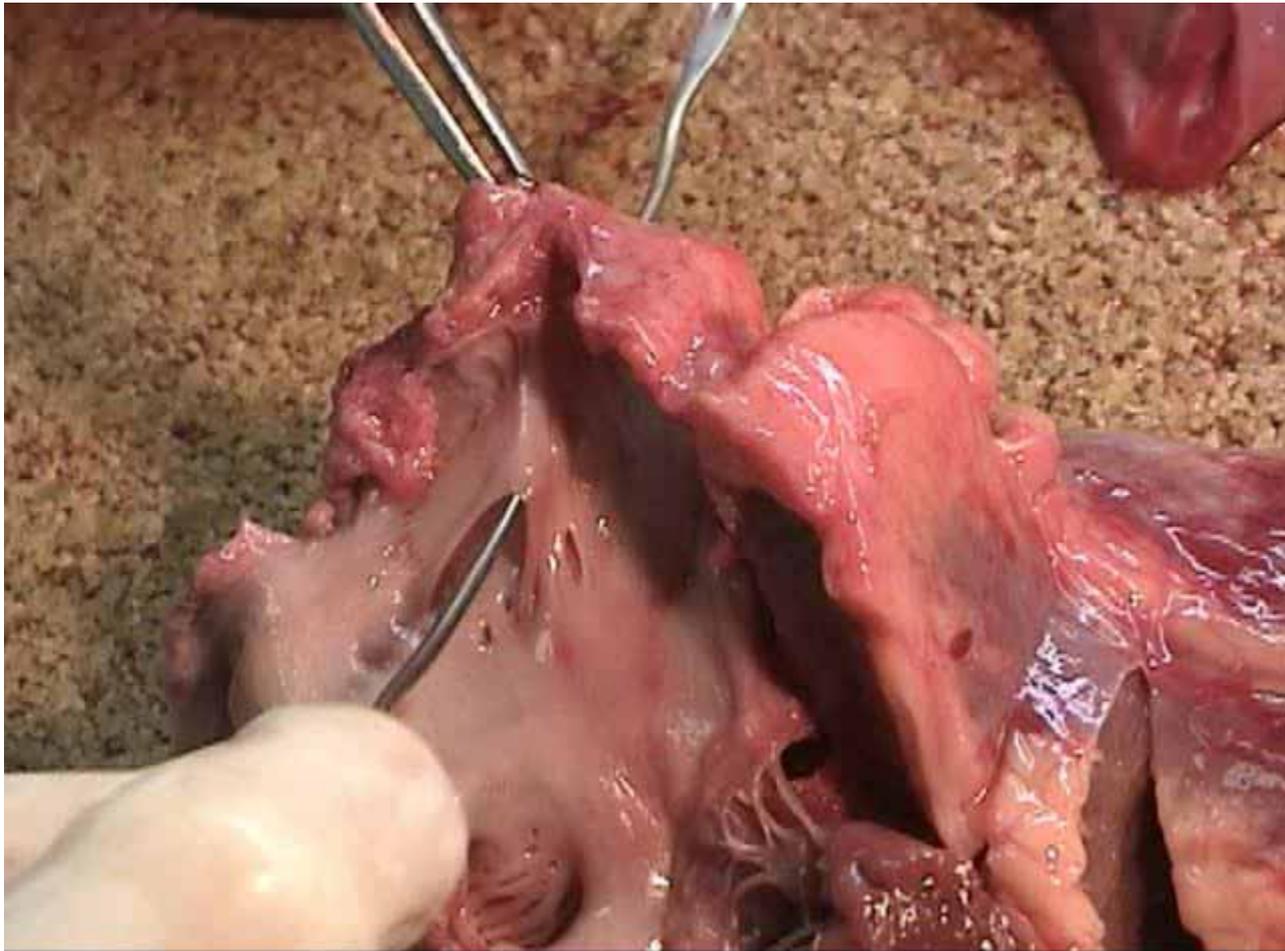
Signes vitaux

	7:51:48	7:52:00	7:52:12	7:52:24	7:52:36
HR	64	63	60	56	49
ST	-0.1 -0.6	-0.2 -0.6	-0.2 -0.6	-0.2 -0.5	-0.3 -0.4
SAP	136	132	121	114	105
DAP	57	53	51	49	46
MAP	82	77	72	67	62
SaO₂	90	81	71	64	56

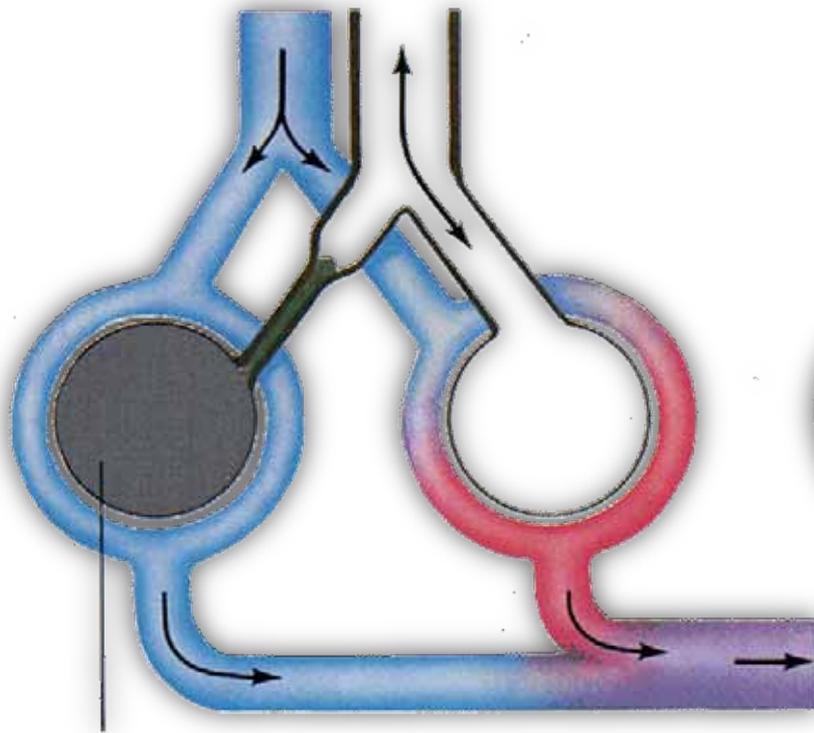
Échocardiographie transoesophagienne



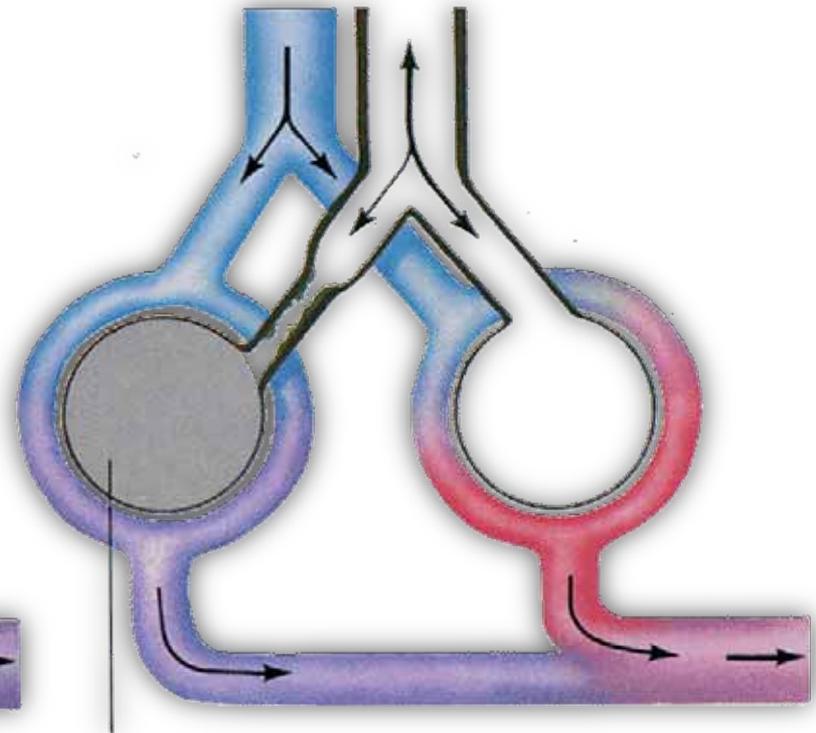
Greffe pulmonaire et pneumonie: désaturation post-induction aux SI



Anomalies ventilation-perfusion



Perfusion sans ventilation



Perfusion et hypoventilation

Échange gazeux: shunt

$$CaO_2 = Hb \times SaO_2 \times 1.34 + 0.003 \times PaO_2$$

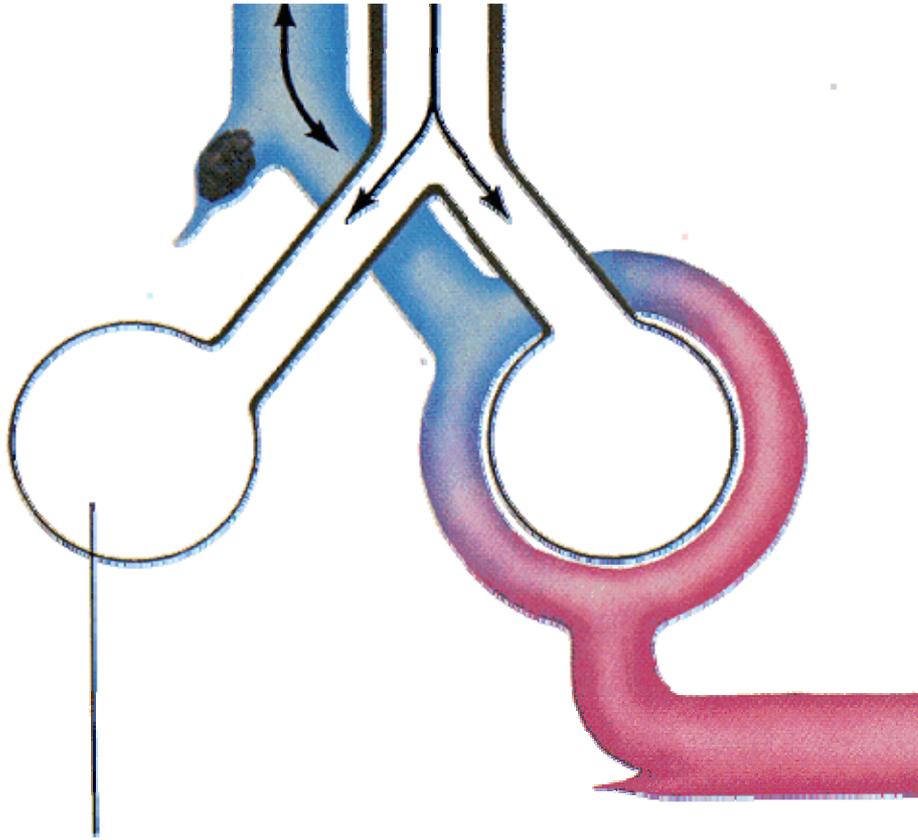
$$CvO_2 = Hb \times SvO_2 \times 1.34 + 0.003 \times PvO_2$$

$$CcO_2 = Hb \times ScO_2 \times 1.34 + 0.003 \times PAO_2$$

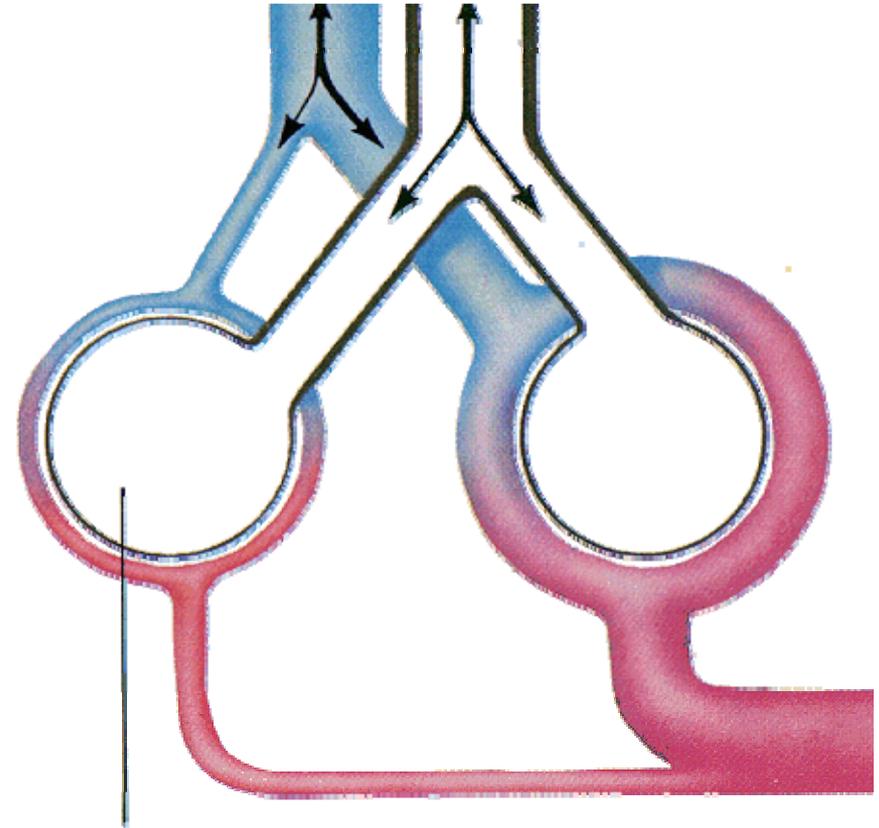
$$\begin{aligned} \text{Shunt} = Qs/Qt &= \frac{(CcO_2 - CaO_2)}{(CcO_2 - CvO_2)} \\ &= 3-5\% \text{ à } 100\% O_2 \end{aligned}$$

L'optimisation du PEEP se mesure par la diminution du shunt

Anomalies ventilation-perfusion



Ventilation sans perfusion



Ventilation et hypoperfusion

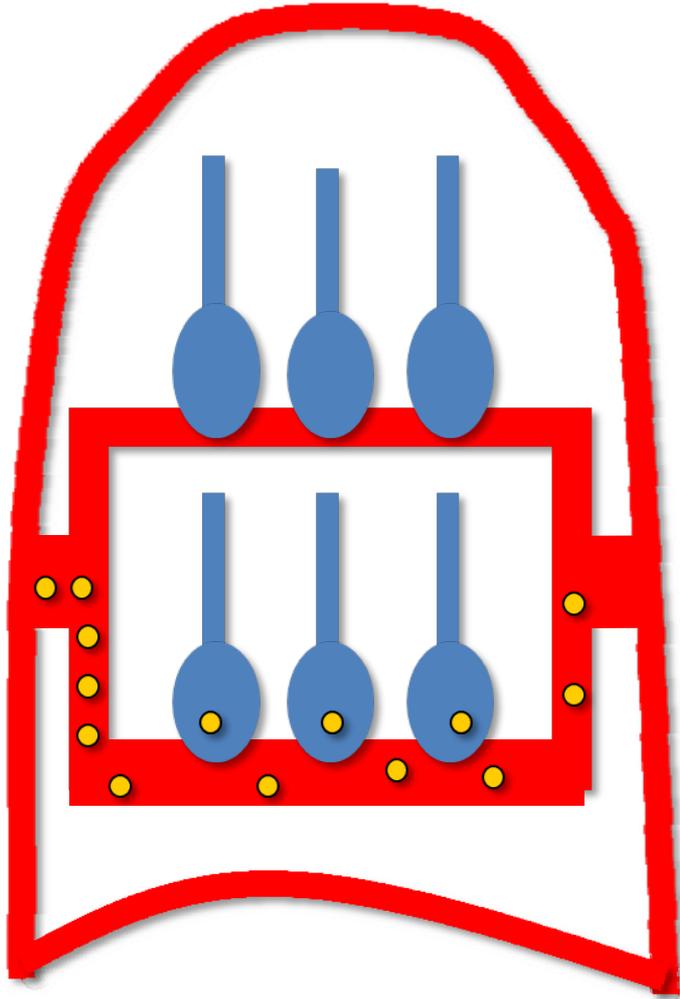
Échange gazeux: espace mort

$$\begin{aligned} V_d/V_t &= \frac{P_a\text{CO}_2 - P_{\text{ECO}_2}}{P_a\text{CO}_2} \\ &\approx \frac{P_a\text{CO}_2 - E\text{T}\text{CO}_2}{P_a\text{CO}_2} \\ &= 25\% + 0.17(\text{âge})\% \end{aligned}$$

1-L'optimisation du PEEP se mesure par l'absence d'augmentation significative de l'espace mort

2-L'espace mort est un facteur pronostique dans l'ARDS

Zones de West simplifiées



Zone I: $P_{alv} > P_{vasc}$

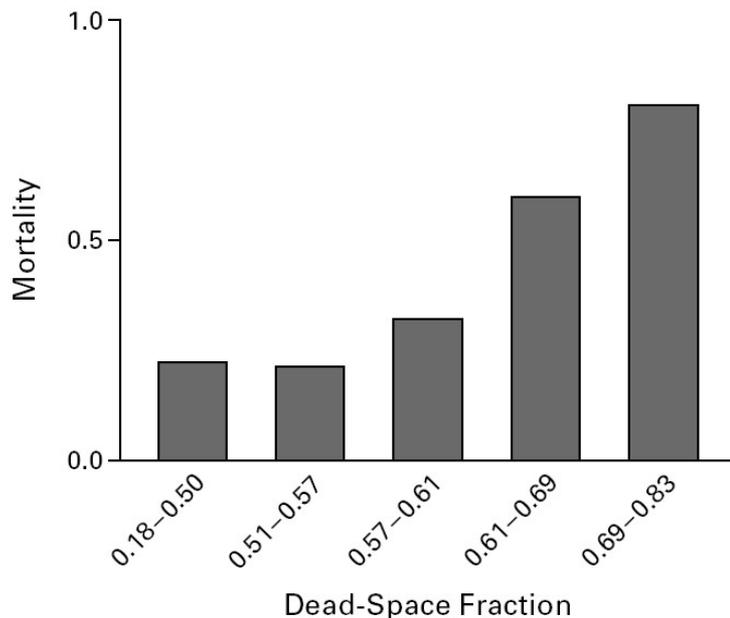
Zone III: $P_{alv} < P_{vasc}$

ARDS et espace-mort

PULMONARY DEAD-SPACE FRACTION IN ARDS

PULMONARY DEAD-SPACE FRACTION AS A RISK FACTOR FOR DEATH IN THE ACUTE RESPIRATORY DISTRESS SYNDROME

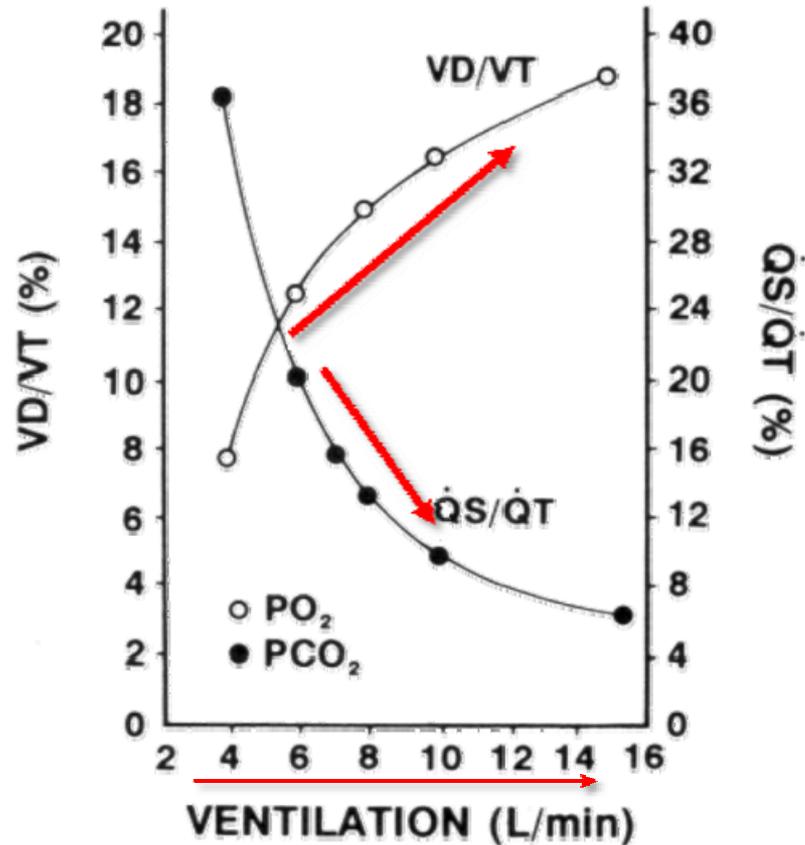
THOMAS J. NUCKTON, M.D., JAMES A. ALONSO, R.R.T., RICHARD H. KALLET, R.R.T., M.S., BRIAN M. DANIEL, R.R.T.,
JEAN-FRANÇOIS PITTET, M.D., MARK D. EISNER, M.D., M.P.H., AND MICHAEL A. MATTHAY, M.D.



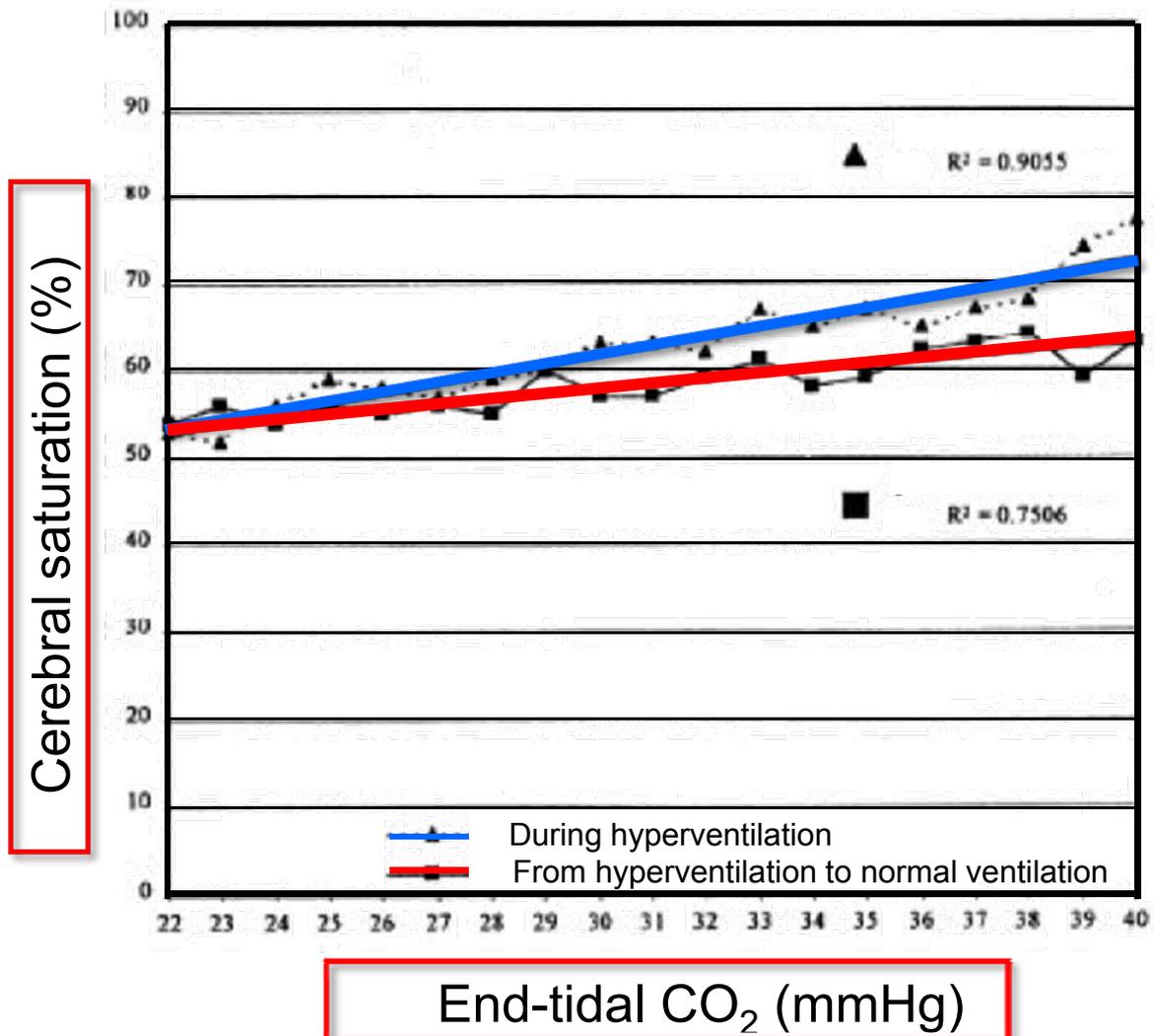
« Elevated value are associated with an increase risk of death »

Figure 1. The Observed Mortality According to the Quintile of Dead-Space Fraction in 179 Patients with the Acute Respiratory Distress Syndrome.

Limitation: shunt et espace mort



Ventilation et saturation cérébrale



Effets hémodynamiques de l'hypoxie ?

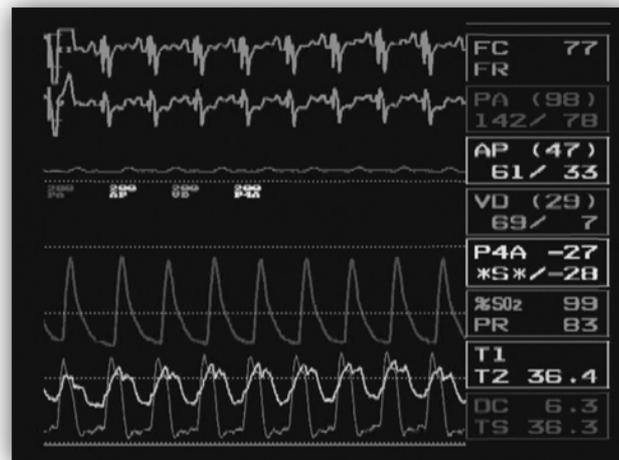
- Hypertension pulmonaire
- Dilatation cavités droites

Hypoxie et effet hémodynamique

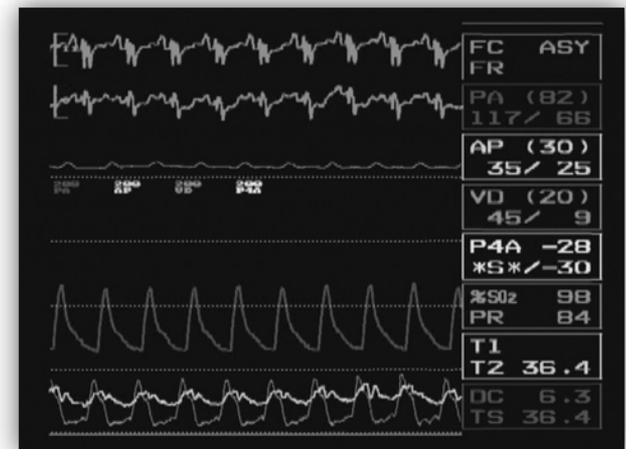


- Homme de 48 ans cardiomyopathie ischémique
- Désaturation systémique post-CEC et hypertension pulmonaire
- Rx: PEEP et nitroglycérine

Saturométrie cérébrale

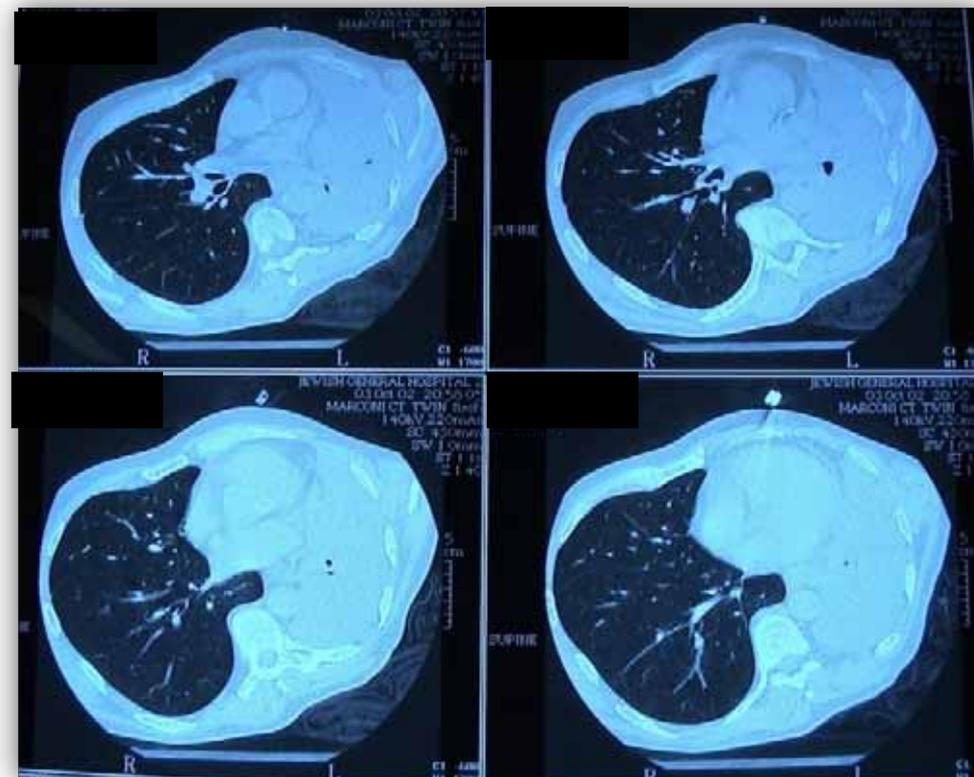


Pendant l'hypoxie

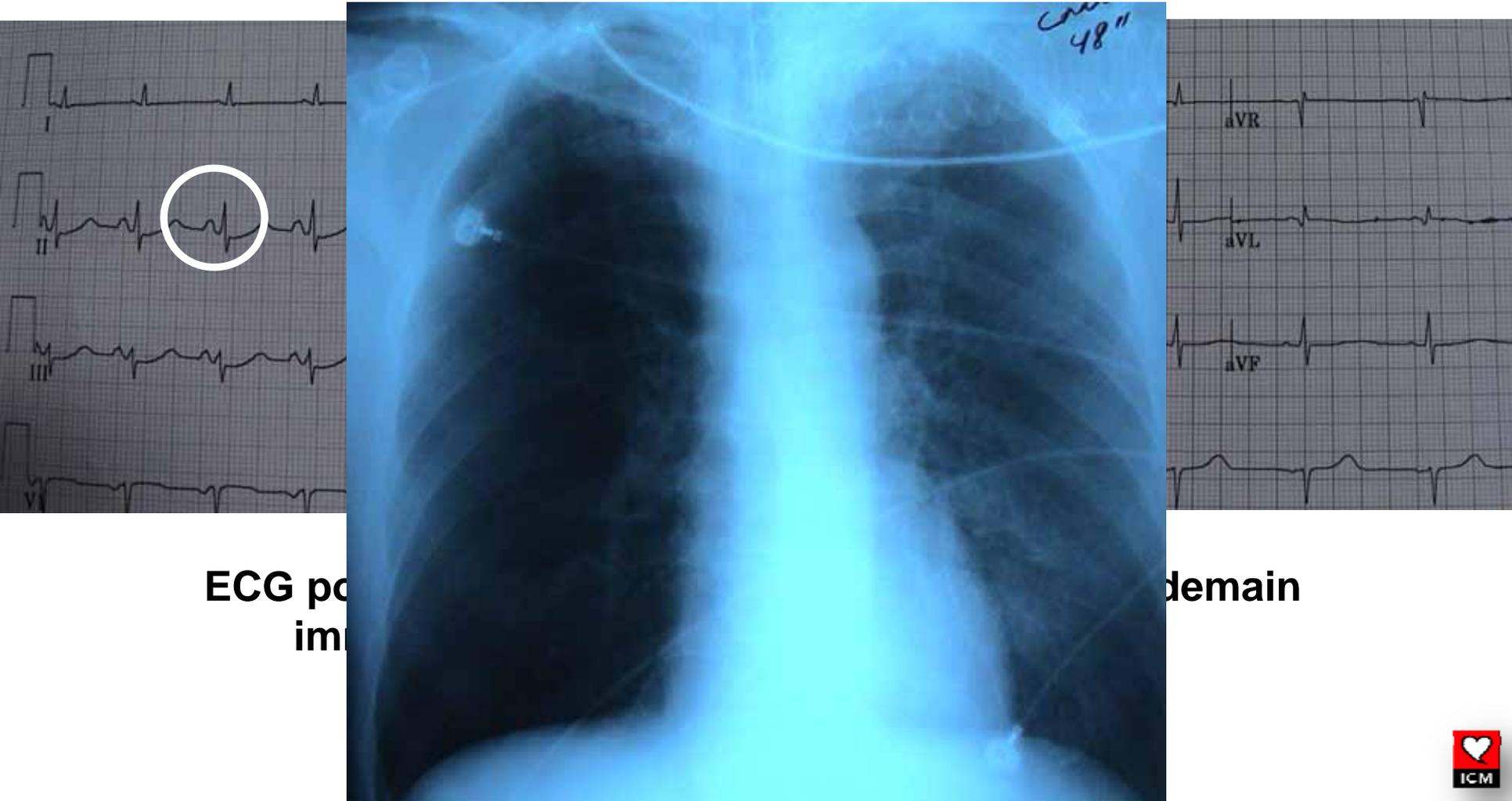


Après l'hypoxie

Homme de 57 ans tumeur bronchique: hypoxie per-procédure



Homme de 57 ans tumeur bronchique: hypoxie per-procédure



Monitoring respiratoire

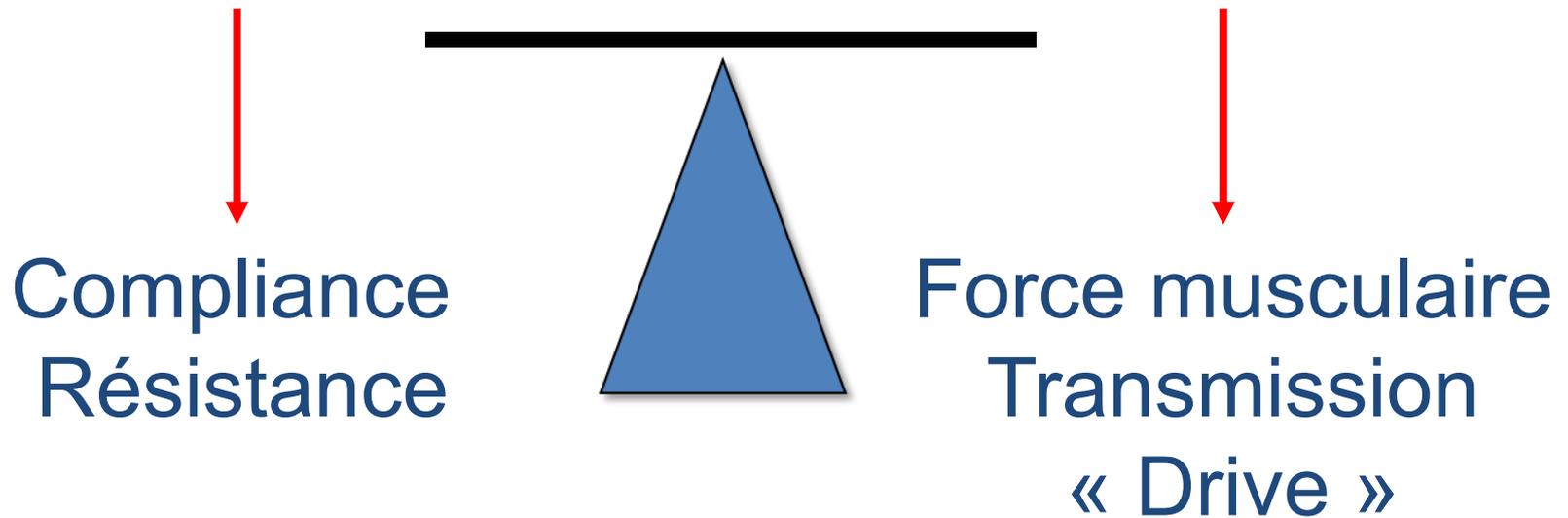
Plan

- Échange gazeux
- Charge et capacité du système respiratoire
- Mécanique du système respiratoire

Charge et capacité du système respiratoire

Charge du système respiratoire

Compétence neuro-musculaire



Comment évaluer la force musculaire?

Force musculaire

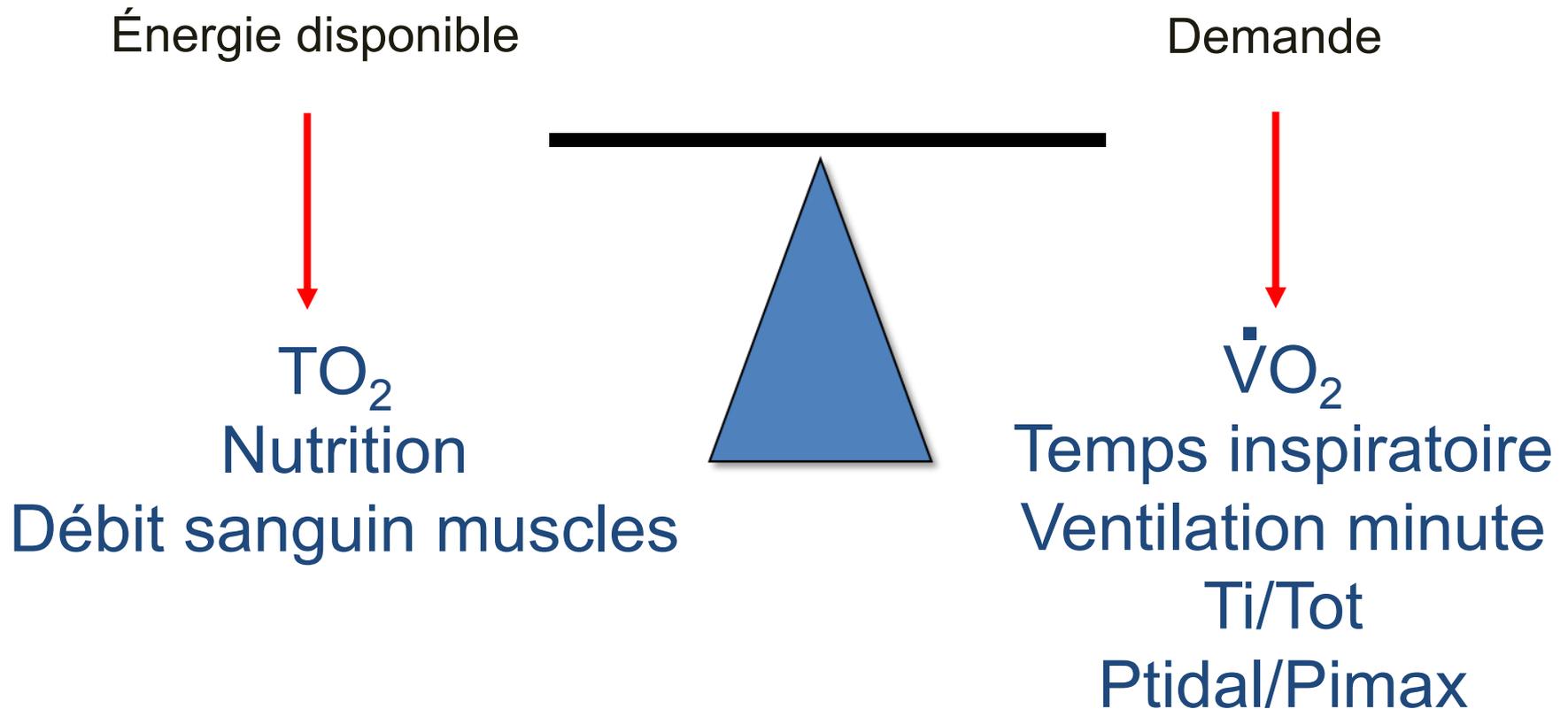
Force inspiratoire maximale	= 115 ± 27 cm H ₂ O
Force expiratoire maximale	= 180 ± 40 cm H ₂ O
Capacité vitale	= 65 - 75 ml/kg

Hypercapnie lorsque la Fi_{Max} est diminuée à 30%
Critères d'intubation pour myasthénie ou GBS

Règle 20-30-40

- capacité vitale < 20 ml/kg
- force inspiratoire maximale < 30 cm H₂O
- force expiratoire maximale < 40 cm H₂O

Charge et capacité du système respiratoire

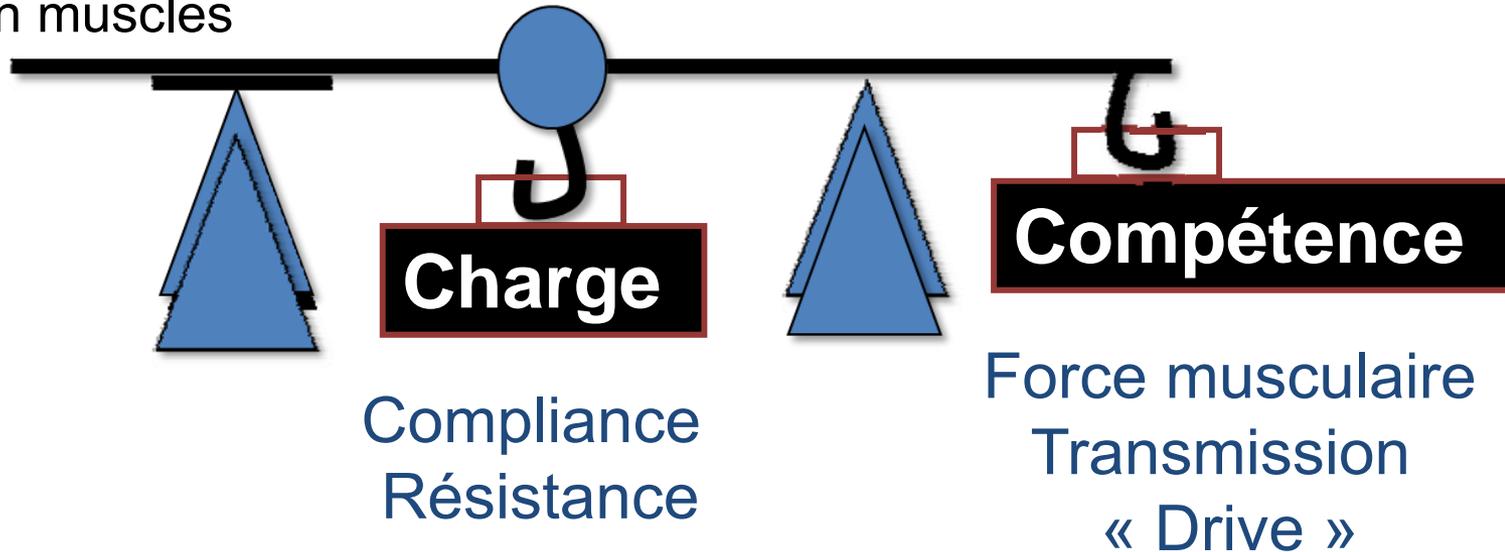


Demande

Énergie disponible

TO_2
Nutrition
Débit sanguin muscles

VO_2
Temps inspiratoire
Ventilation minute
 Ti/Tot
 P_{tidal}/P_{imax}



Énergie disponible

TO₂
Nutrition
Débit sanguin muscles

Demande

VO₂
Temps inspiratoire
Ventilation minute
Ti/Tot
Ptidal/Pimax

Insuffisance
respiratoire

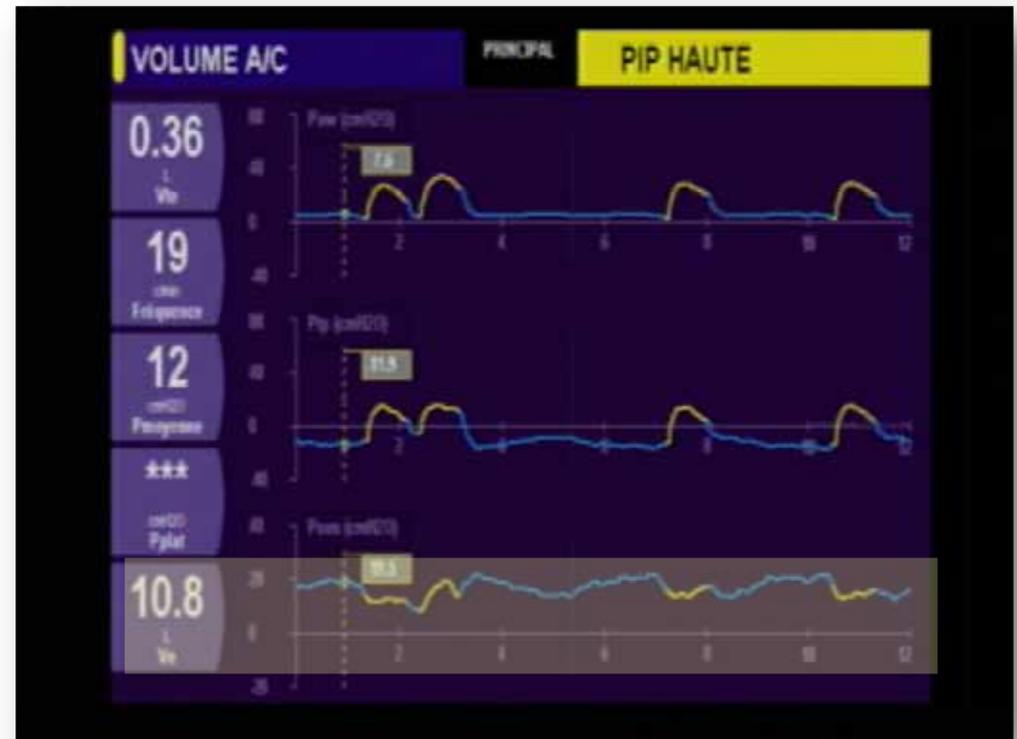
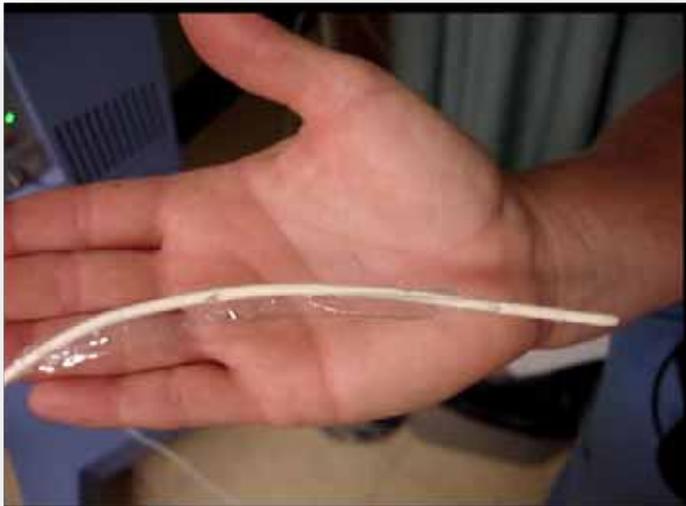
Compétence

Force musculaire
Transmission
« Drive »

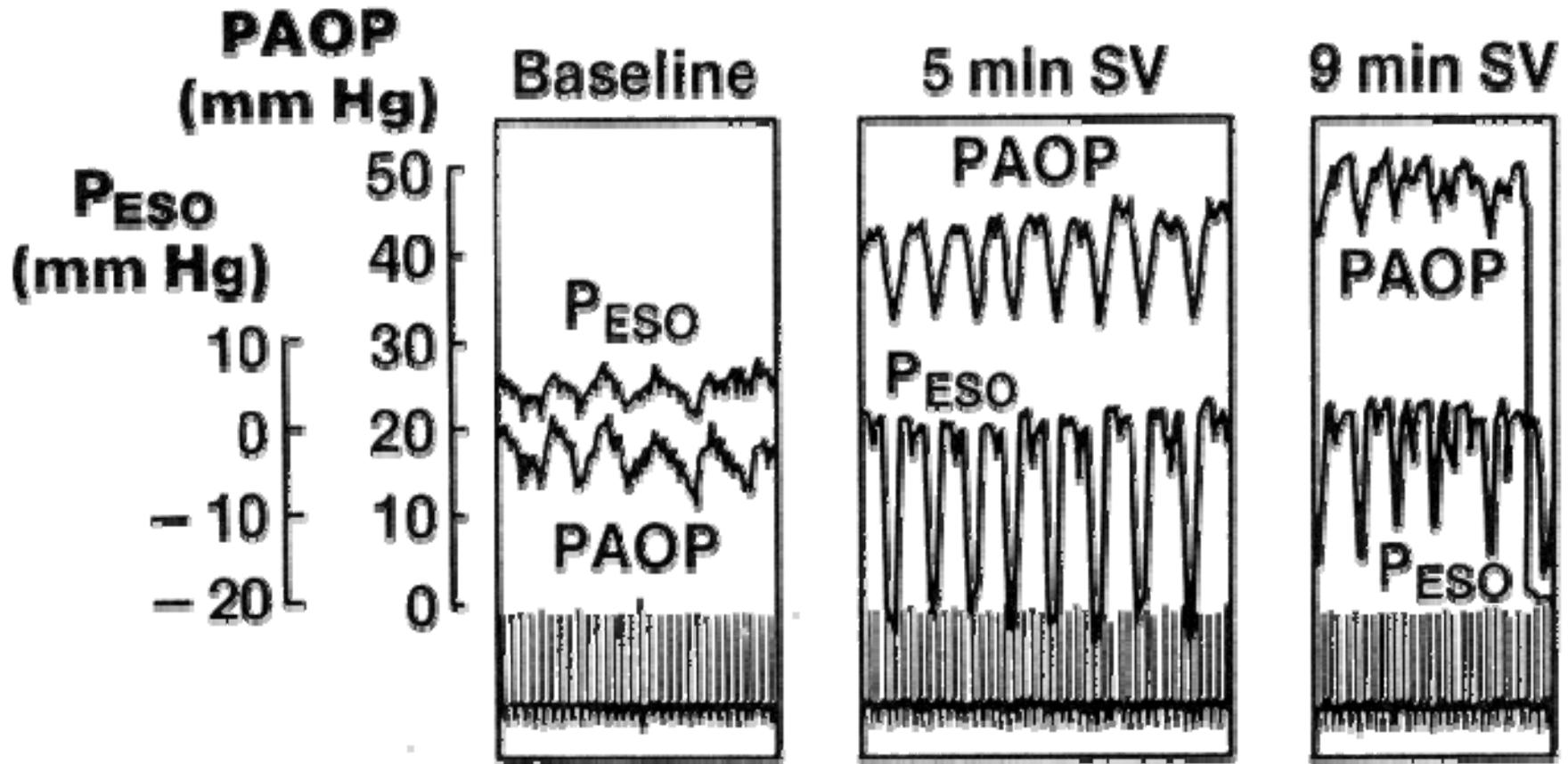
Charge

Compliance
Résistance

Mesure de la pression esophagienne



OAP post-extubation?



SV = spontaneous ventilation

5 sec

The Oxygen Cost of Breathing in Patients with Cardiorespiratory Disease¹⁻³

S. FIELD, S.M. KELLY, and P.T. MACKLEM

Introduction

In normal subjects breathing quietly, the oxygen cost of breathing ($\dot{V}O_{2\text{resp}}$) is a small proportion of the total oxygen requirement ($\dot{V}O_{2\text{tot}}$). Although estimates of the magnitude of $\dot{V}O_{2\text{resp}}$ vary considerably (1-6), it is usually less than 5% of $\dot{V}O_{2\text{tot}}$.

The $\dot{V}O_{2\text{resp}}$ increases with increasing levels of ventilation (1, 4, 5, 7) because of the increase in power output of the respiratory muscles. Obstructive and restrictive lung disease will elevate $\dot{V}O_{2\text{resp}}$ for the same reason (3, 4, 8). In addition, decreased respiratory muscle efficiency, caused by alterations in resting muscle length and isometric contraction of some muscles, will

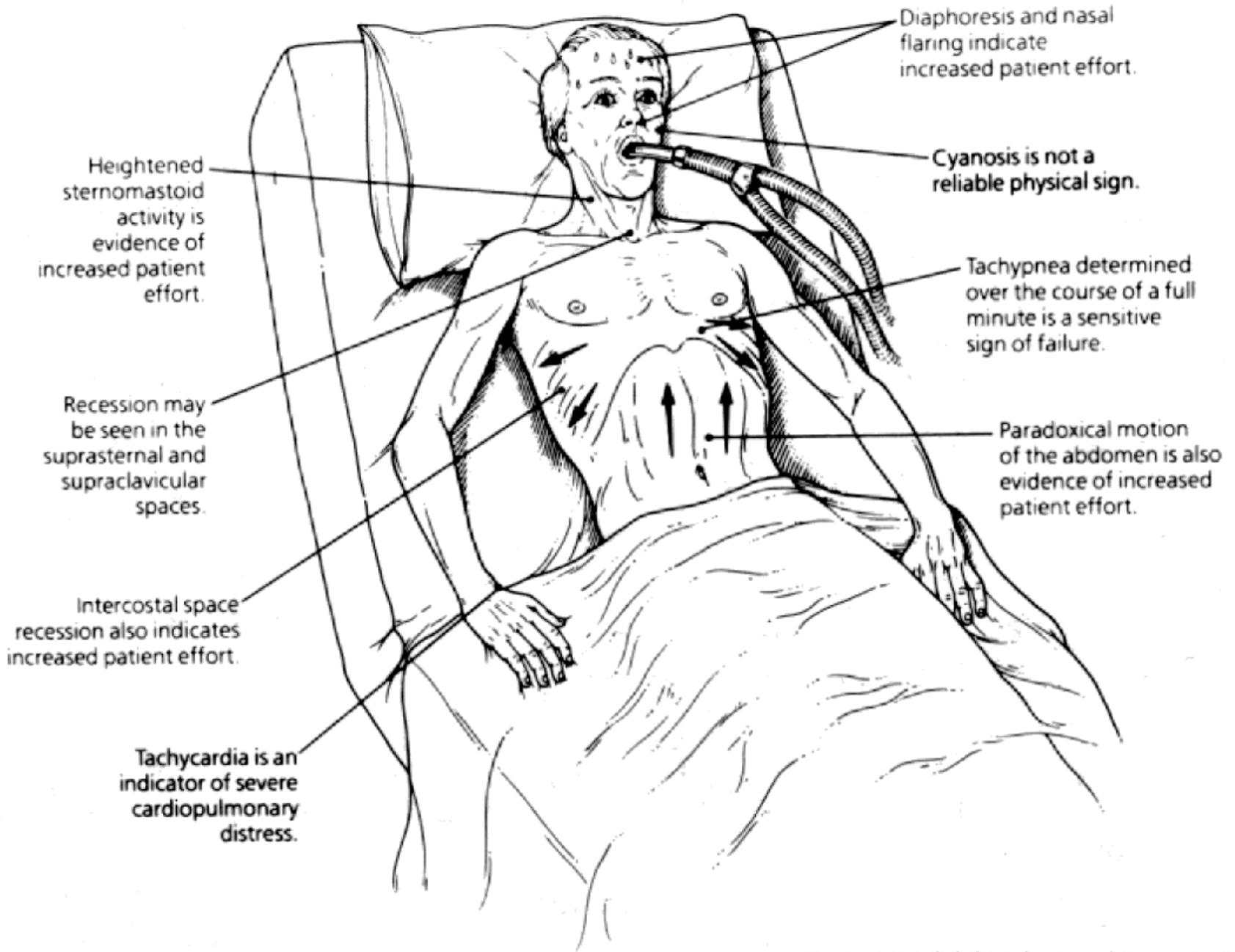
SUMMARY We measured the oxygen cost of breathing ($\dot{V}O_{2\text{resp}}$) in 13 patients with cardiorespiratory disease requiring artificial ventilation as the difference between the oxygen consumption during spontaneous respiration ($\dot{V}O_{2\text{tot}}$) and that during artificial ventilation ($\dot{V}O_{2\text{nonresp}}$). Average $\dot{V}O_{2\text{tot}}$ was 312 ± 90 ml/min (mean \pm 1 SD), whereas $\dot{V}O_{2\text{nonresp}}$ was 246 ± 38 ml/min ($p < 0.01$). Average $\dot{V}O_{2\text{resp}}$ was 75 ± 82 ml/min (range, 8 to 286), representing 24% of $\dot{V}O_{2\text{tot}}$ or 8.7 ± 8.9 ml O_2 /L ventilation. In normal resting adults, $\dot{V}O_{2\text{resp}}$ is 5 to 10 ml/min, about 1 to 3% $\dot{V}O_{2\text{tot}}$, or 0.25 to 2.5 ml O_2 /L ventilation. The $\dot{V}O_{2\text{resp}}$ had an exponential relationship with FEV₁ ($r=0.97$) in 6 patients who had had prior spirometry. Because minute ventilation was normal in our patients (8.5 ± 2.2 L/min), the elevated $\dot{V}O_{2\text{resp}}$ represented an increase in the work of breathing as well as a decrease in the efficiency of the respiratory muscles. These results suggest that, where O_2 transport is compromised, artificial ventilation may release substantial quantities of oxygen for use by other body systems.

AM REV RESPIR DIS 1982; 126:9-13

tion and that with the patient relaxed during artificial ventilation, therefore, is a reasonable estimate of the $\dot{V}O_{2\text{resp}}$. Several investigators (8, 11-14)

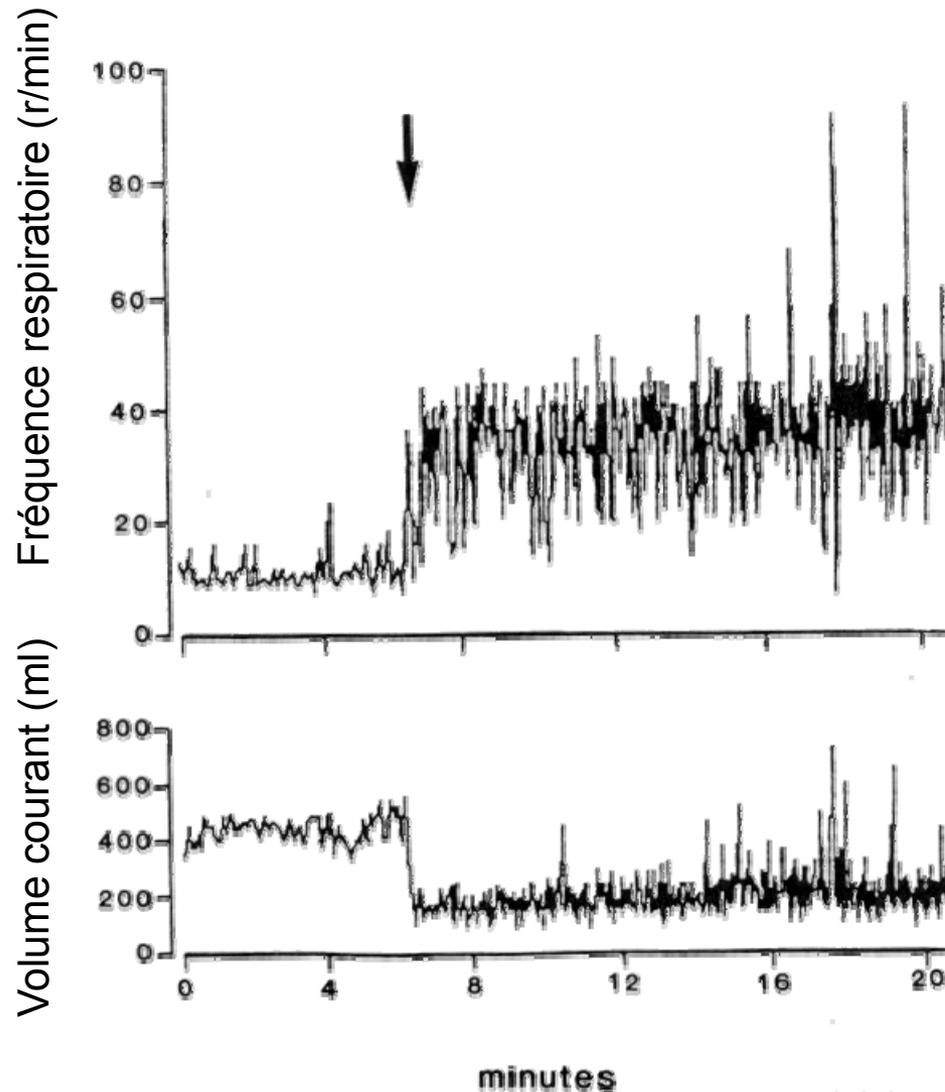
whether such an increase was due to a greater minute ventilation, an increased work of breathing, or both.

Défaillance et arrêt cardiaque précédé par l'arrêt respiratoire

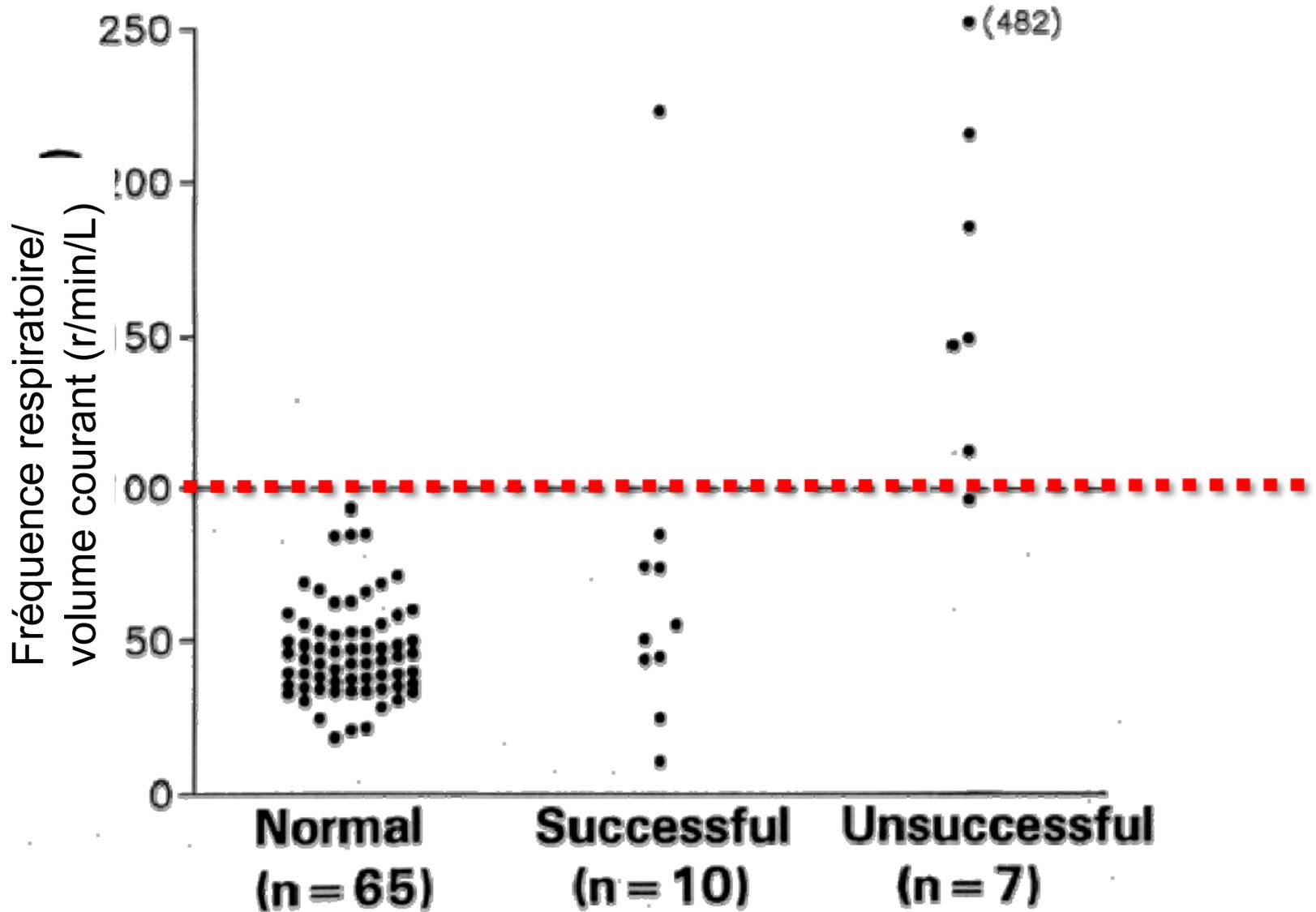




Pourquoi ce patient n'a pas toléré le sevrage du ventilateur?



Index de Tobin



Monitoring respiratoire

Plan

- Échange gazeux
- Charge et capacité du système respiratoire
- Mécanique du système respiratoire
 - Compliance
 - Résistance
 - Auto-PEEP
 - Ratio I:E

Monitoring respiratoire

Plan

- Échange gazeux
- Charge et capacité du système respiratoire
- Mécanique du système respiratoire
 - Compliance
 - Résistance
 - Auto-PEEP
 - Ratio I:E

Paramètres ventilateurs

Paramètres réglés

- 1-Mode
- 2-Volume courant
- 3-Fréquence
- 4-Débit inspiratoire et ratio I:E
- 5-PEEP et FiO_2

Paramètres mesurés

- 1-Compliance
- 2-Résistance
- 3-Saturation artérielle
- 4- CO_2 expiré

Constante de temps

« La constante de temps est la relation existant entre le contenant et le débit qui lui est associé »

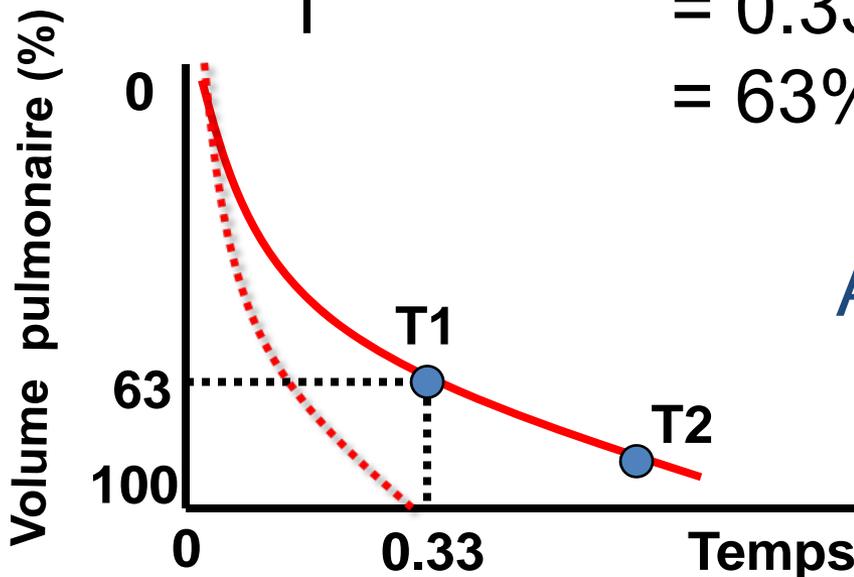
$$T = R \times C$$

si R vrs = 10 cm H₂O/L/sec

si Cst = 33 ml/cm H₂O

T = 0.33 secondes

= 63% de ↓ volume pulmonaire



Après 3T: 96% du volume

Mécanique du système respiratoire

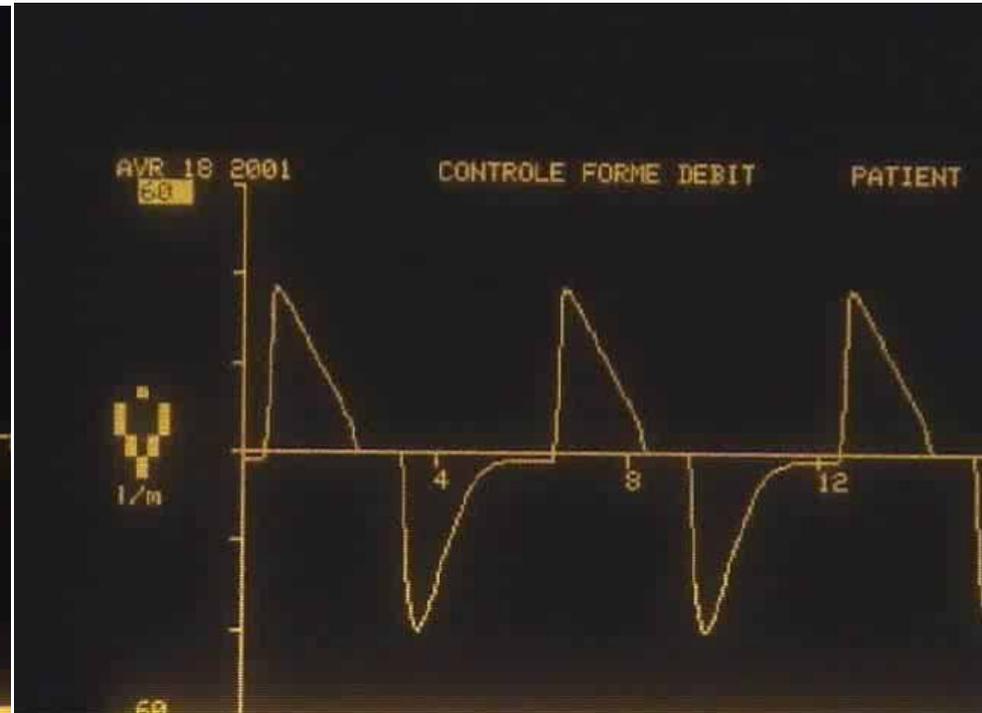
Simulateur: ventilation débit constant

Courbe de débit-temps:

Modification de la constante de temps



Augmentation de la résistance



Courbe normale

Augmentation des pressions de pointe après intubation

- Résistance: TET, bronchospasme
- Compliance: TET endobronchique, pneumothorax
- Approche?



Compliance

$$\text{Compliance} = \frac{\Delta \text{ Volume}}{\Delta \text{ Pression}}$$

$$\begin{aligned} \text{Compliance pulmonaire (Cp)} &= \frac{\text{Volume courant}}{P_{\text{alv}} - P_{\text{pl}}} \\ &= 200 \text{ ml/cm H}_2\text{O} \end{aligned}$$

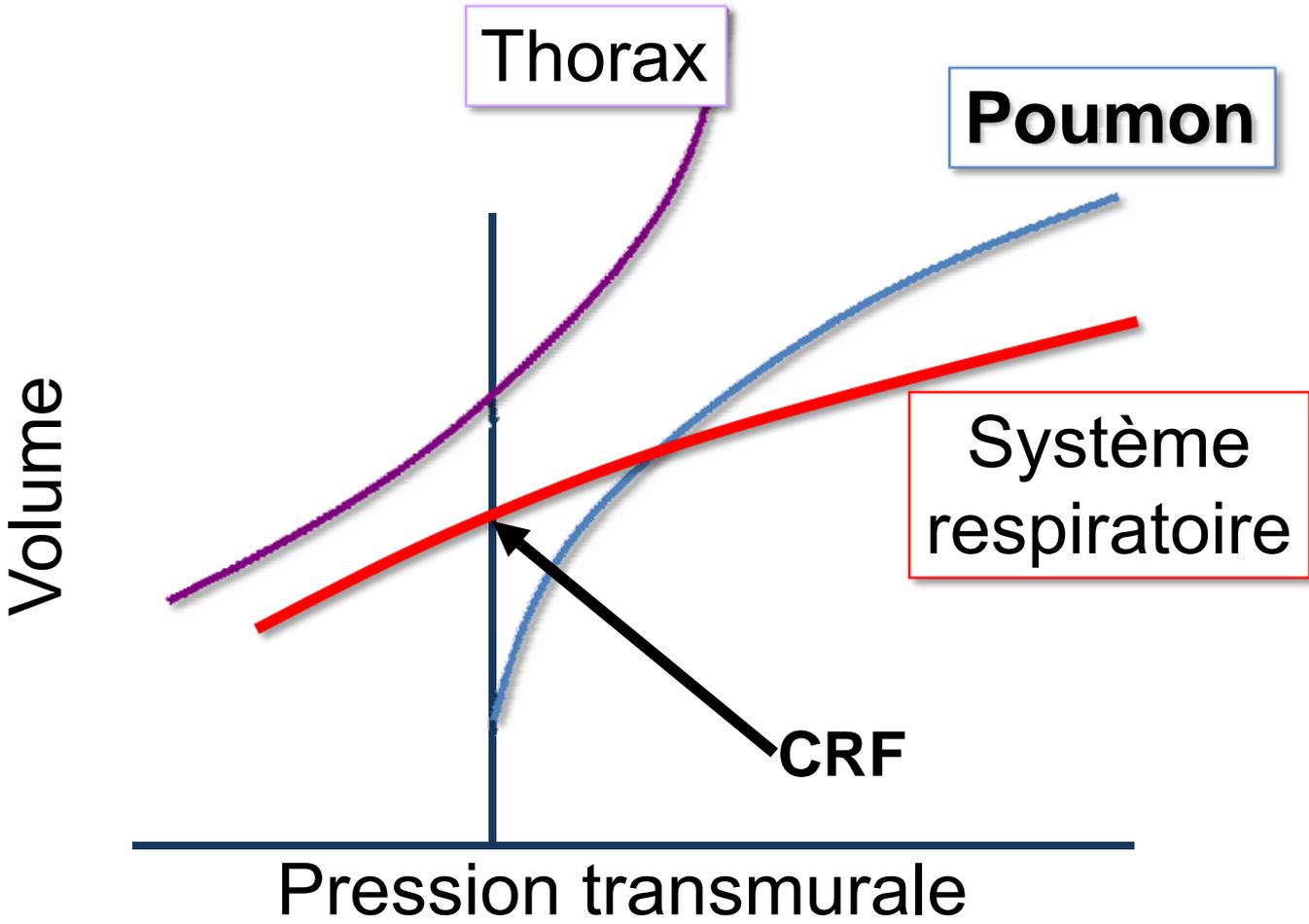
$$\begin{aligned} \text{Compliance thoracique (Ct)} &= \frac{\text{Volume courant}}{P_{\text{pl}} - P_{\text{atm}}} \\ &= 200 \text{ ml/cm H}_2\text{O} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Compliance système respiratoire} &= \frac{\text{Volume courant}}{P_{\text{alv}}} \\ &= 100 \text{ ml/cm H}_2\text{O} \end{aligned}$$

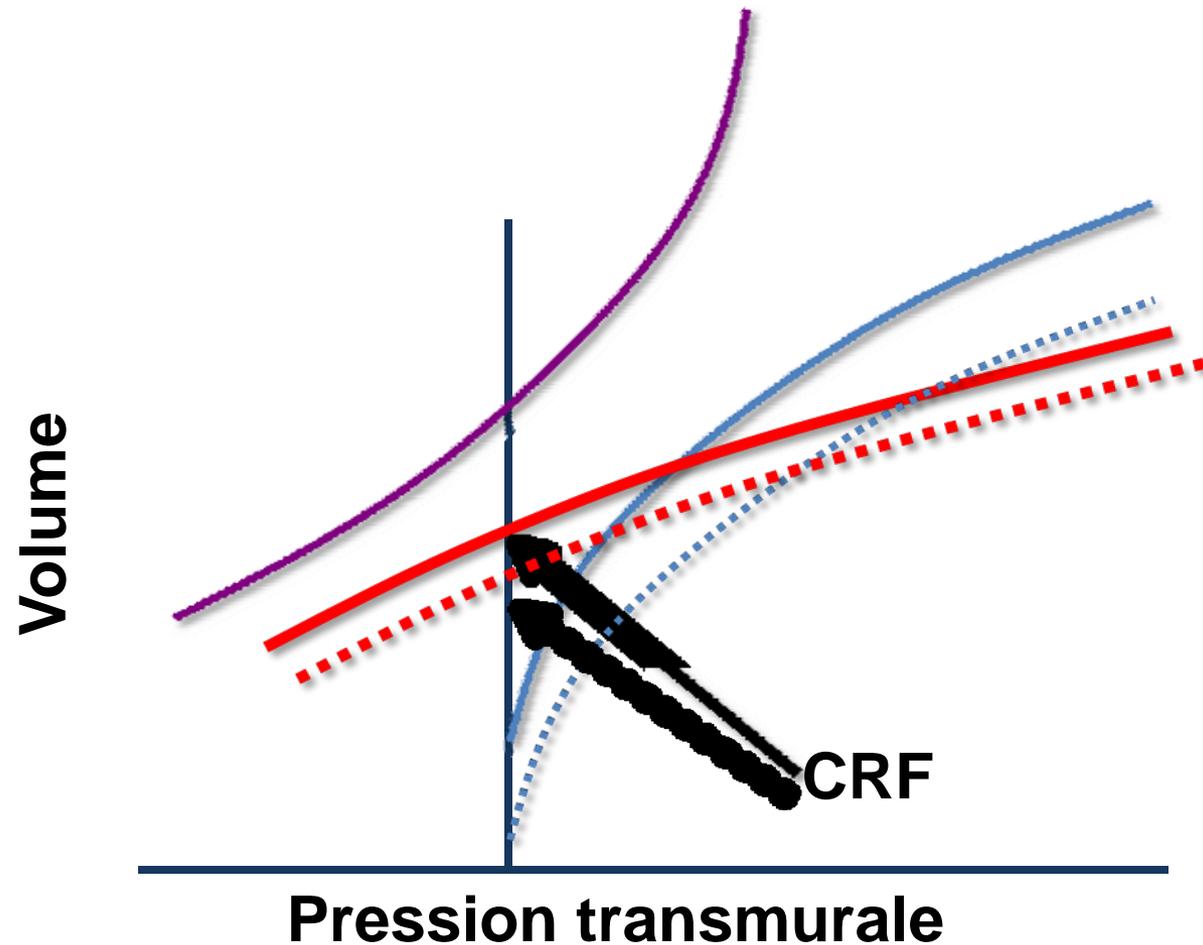
Succès du sevrage peu probable si compliance < 25 ml/cm H₂O



Mécanique du système respiratoire



Mécanique du système respiratoire: ARDS



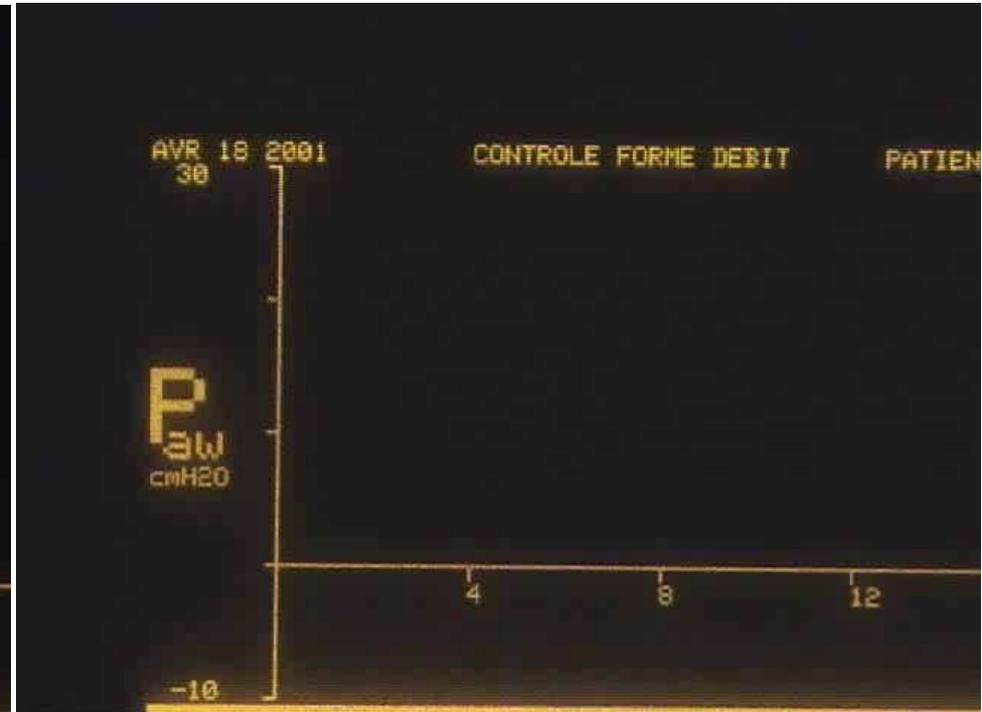
Le PEEP peut ramener la CRF à sa valeur initiale

Mécanique du système respiratoire

Simulateur: mode débit constant

Courbe pression-temps

Modification de la compliance



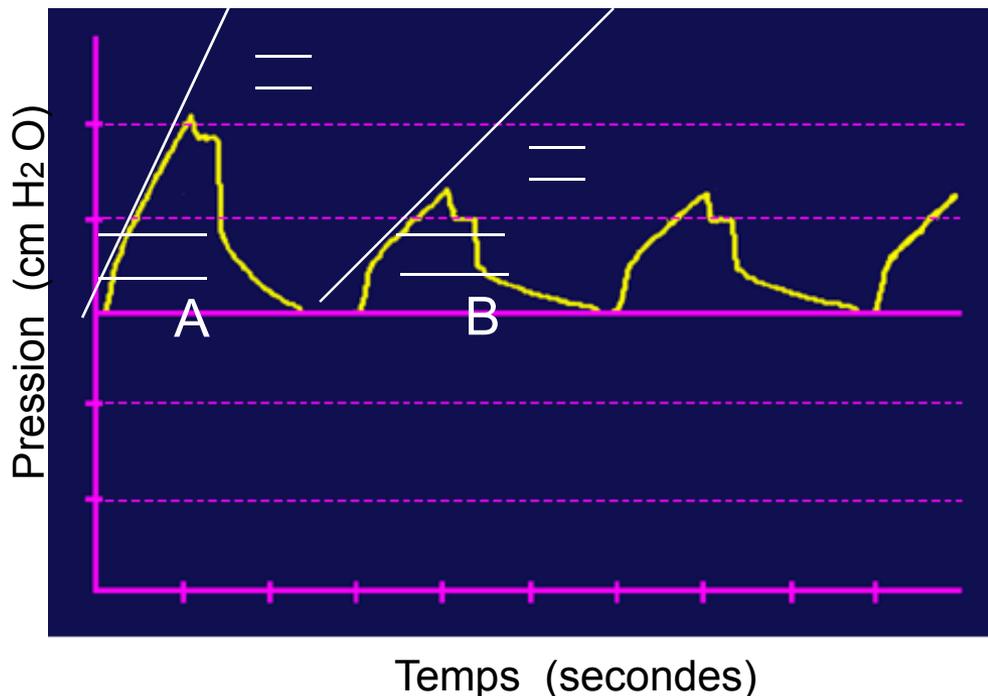
Compliance diminuée

Compliance normale

Courbe Pression-temps

Mode à débit constant

Changement compliance



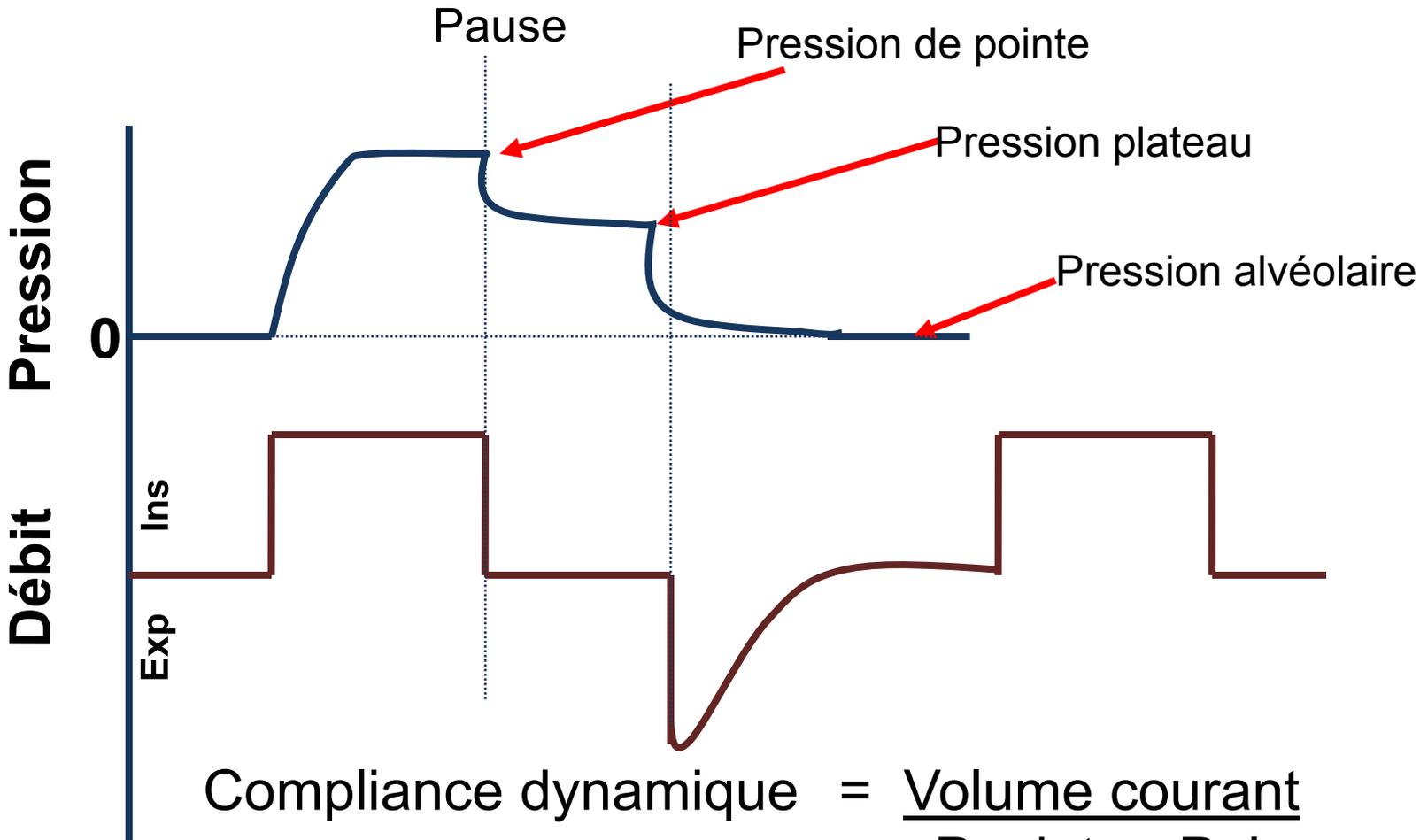
A: Compliance diminuée

- Pente de la seconde partie plus raide qu'en 'B'
- PiP - Ppause inchangée
- Première marche inchangée

B: Compliance normale

- Retour exponentiel à la ligne de base

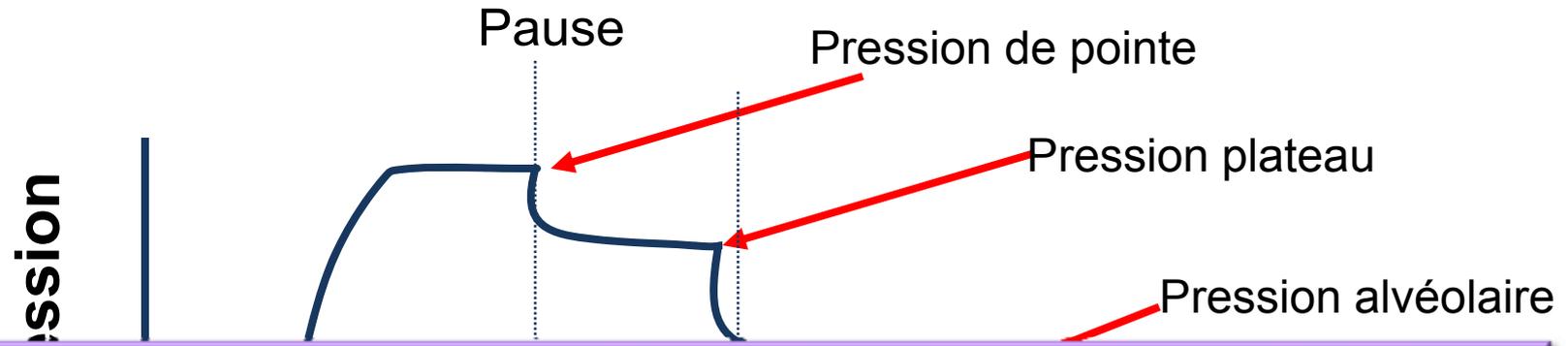
Mécanique du système respiratoire



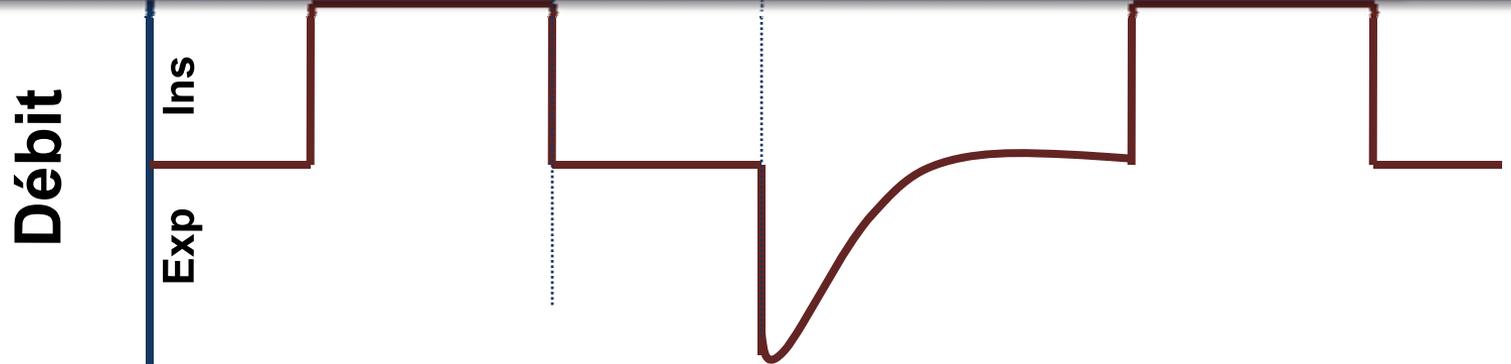
Compliance dynamique = $\frac{\text{Volume courant}}{P_{\text{pointe}} - P_{\text{alv}}}$

Compliance statique = $\frac{\text{Volume courant}}{P_{\text{plateau}} - P_{\text{alv}}}$

Mécanique du système respiratoire



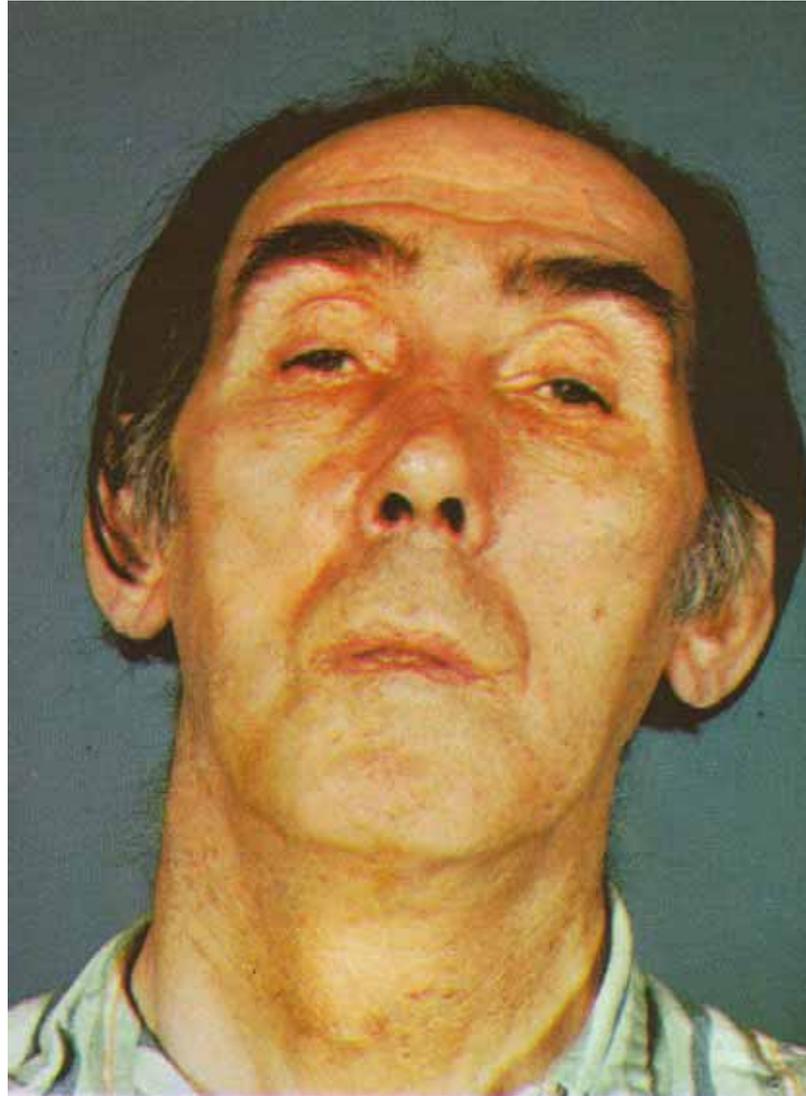
Pression plateau tolérable < 35 cm H₂O?



$$\text{Compliance dynamique} = \frac{\text{Volume courant}}{P_{\text{pointe}} - P_{\text{alv}}}$$

$$\text{Compliance statique} = \frac{\text{Volume courant}}{P_{\text{plateau}} - P_{\text{alv}}}$$

Pourquoi la compliance est diminuée après la séquence rapide?

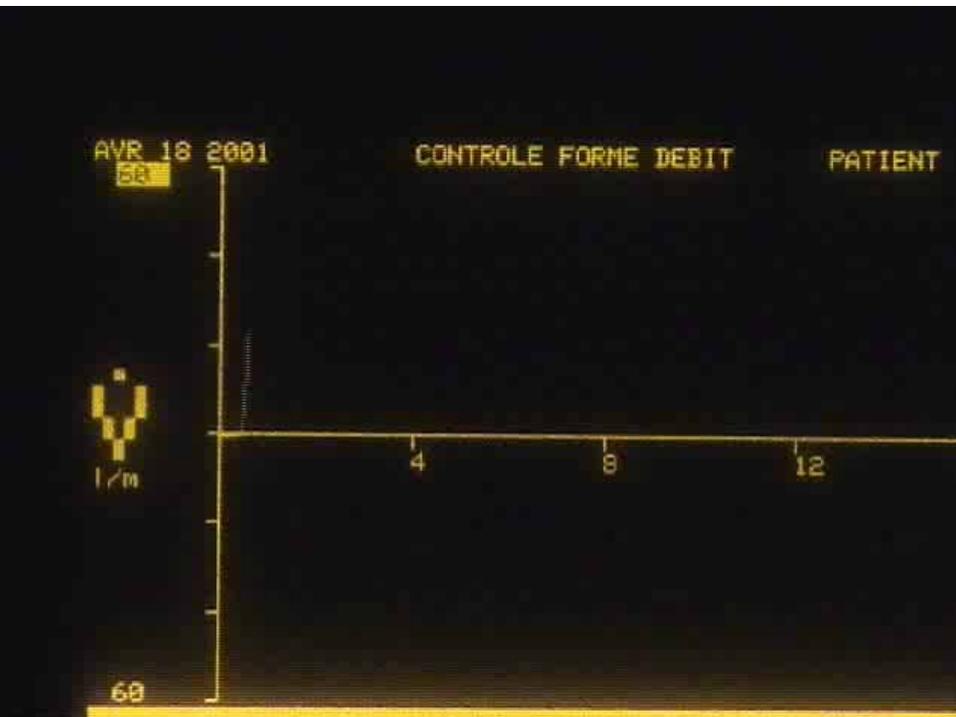


Mécanique du système respiratoire

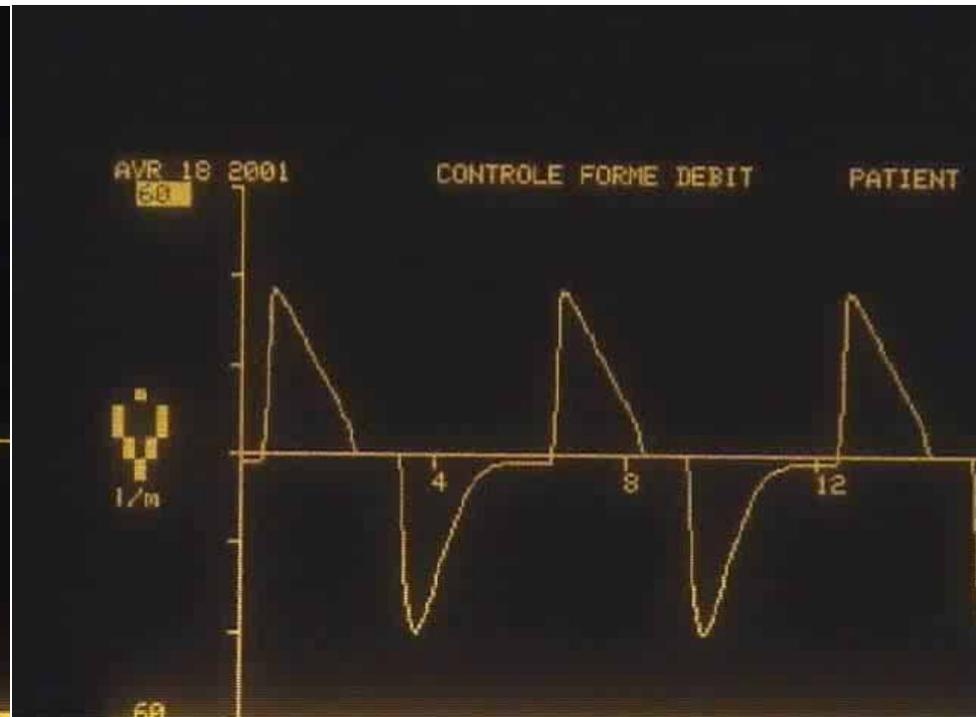
Simulateur: mode débit constant

Courbe débit-temps

Modification de la compliance



Compliance diminuée

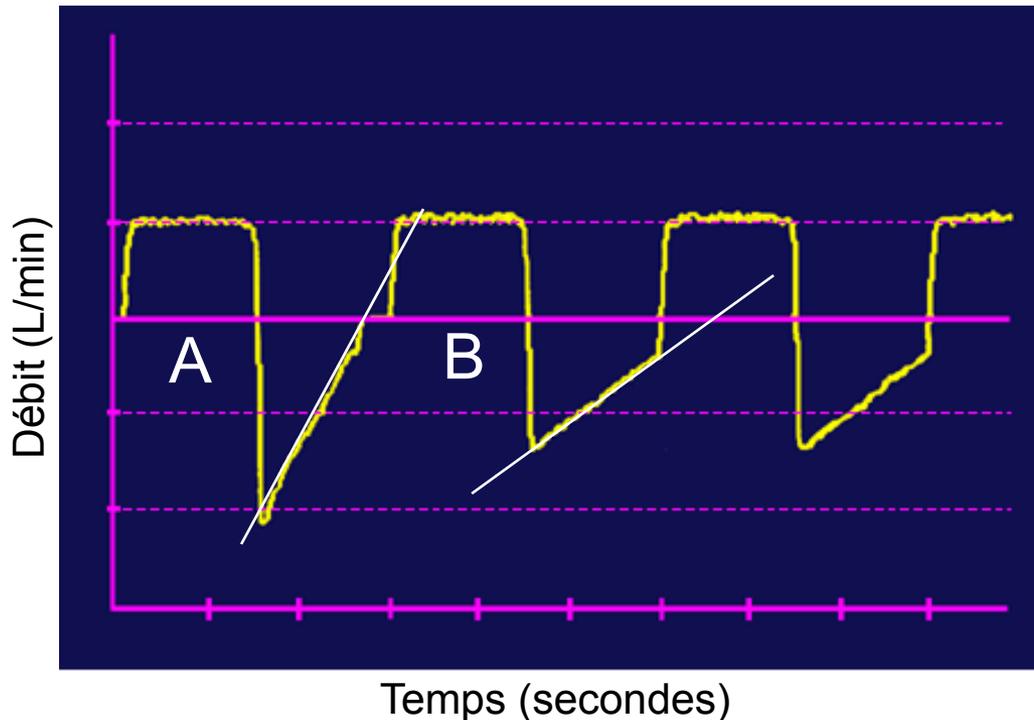


Compliance normale

Courbe Débit-temps Mode à débit constant

Erreur car VPC

Changement compliance
(Ti 50%)



A: Compliance réduite

- Retour rapide à la ligne de base
- Pente plus aigüe qu'en 'B'

B: Compliance normale

- Retour exponentiel à la ligne de base
- Temps expiratoire ne permet pas un débit fin expiration de zéro

Mécanique du système respiratoire

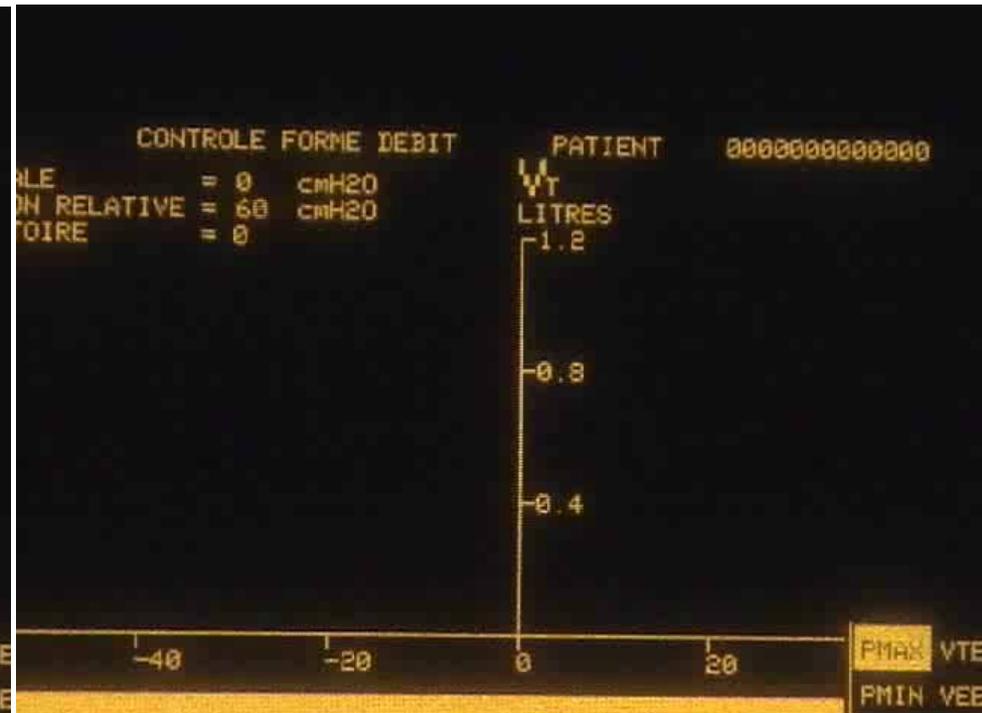
Simulateur: ventilation débit constant

Courbe pression-volume

Modification de la compliance



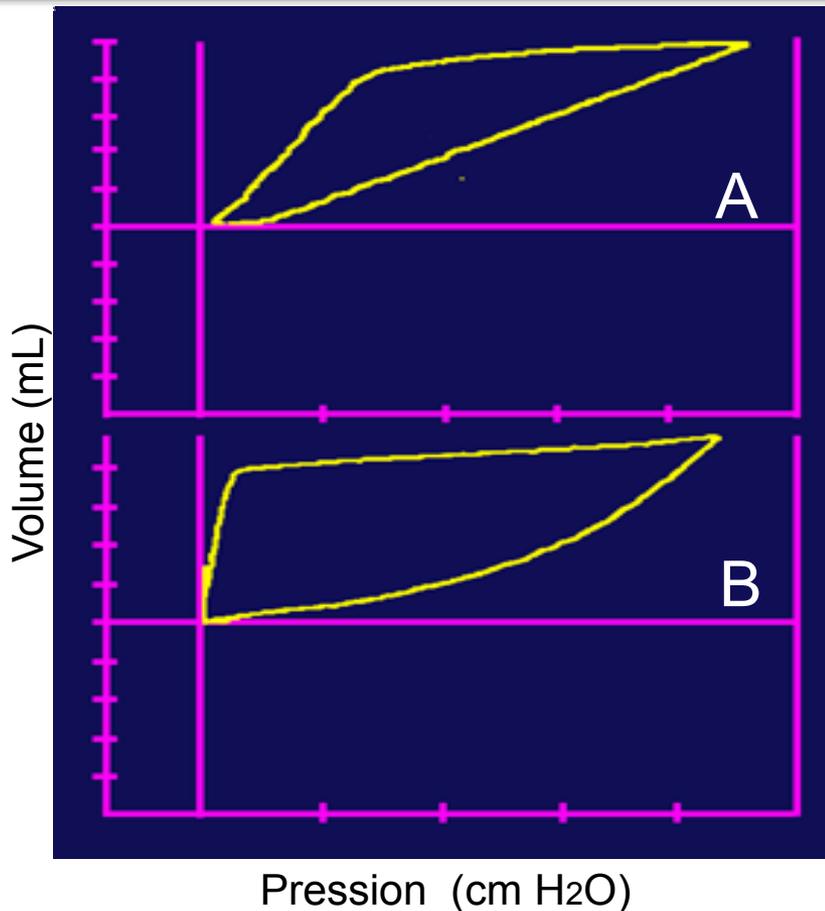
Compliance diminuée



Compliance normale

Boucle Volume-pression

Mode à débit constant



Changement compliance

A: Compliance diminuée

- Point de déflexion expiratoire plus élevé sur l'axe de pression

B: Compliance normale

- Accroissement graduel jusqu'à PIP

Femme de 62 ans

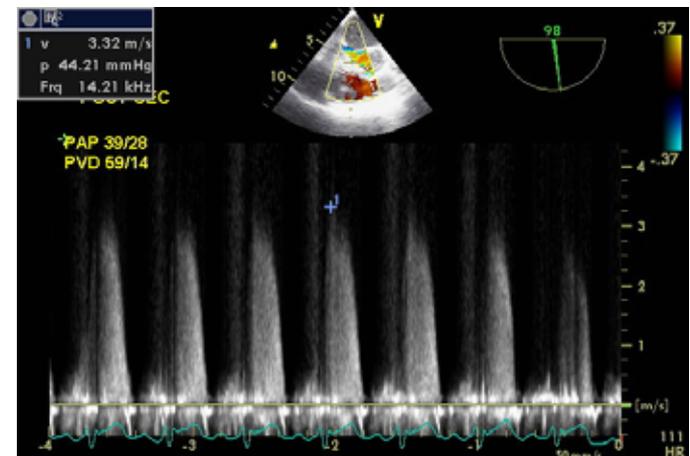
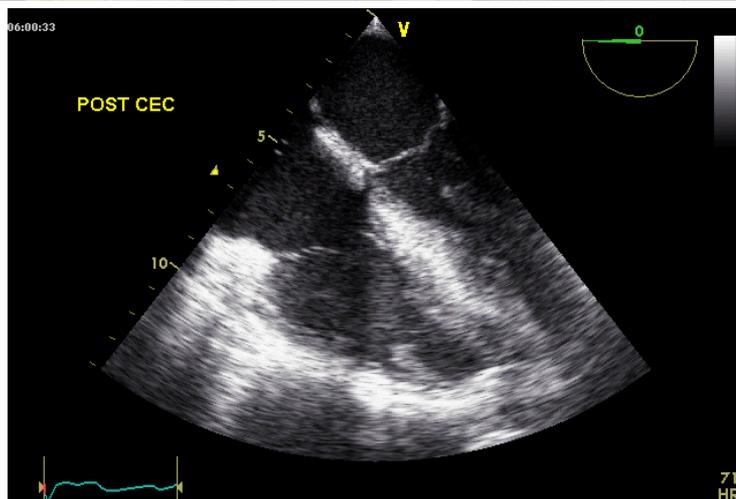
- Transfer HSC: choc, fibrillation
- Échec angioplastie
- BIA, dopamine, noradrenaline, intubée
- Parsonnet 50
- PAC X 2 et PMC X1



VD post-CEC

Pré-CEC

Post-CEC

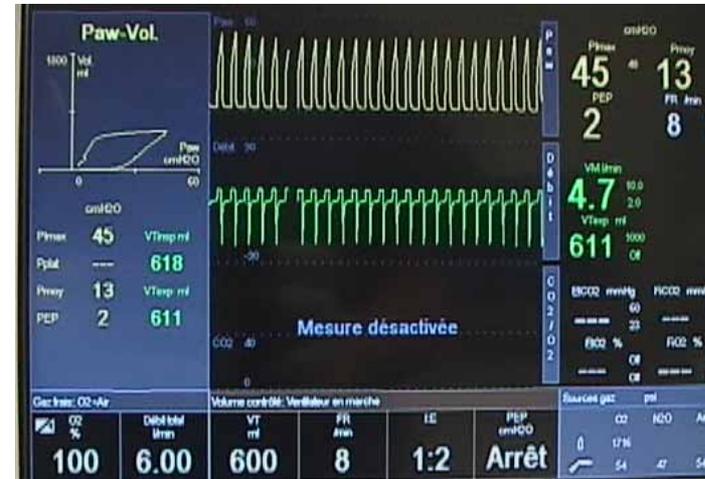


Fermeture du thorax: que faire?

Pré-CEC

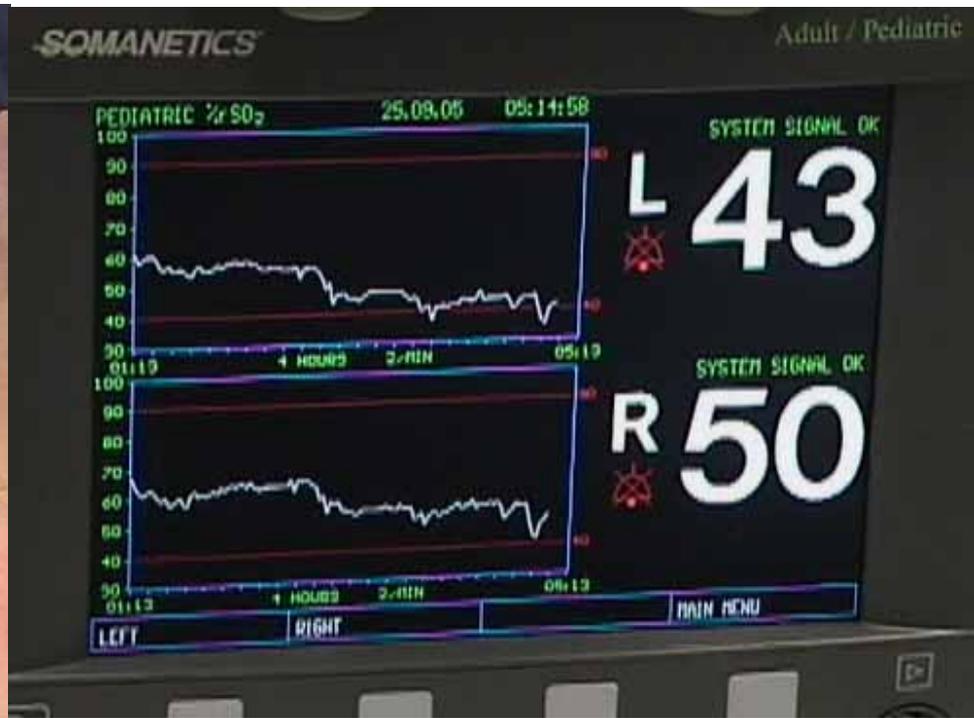
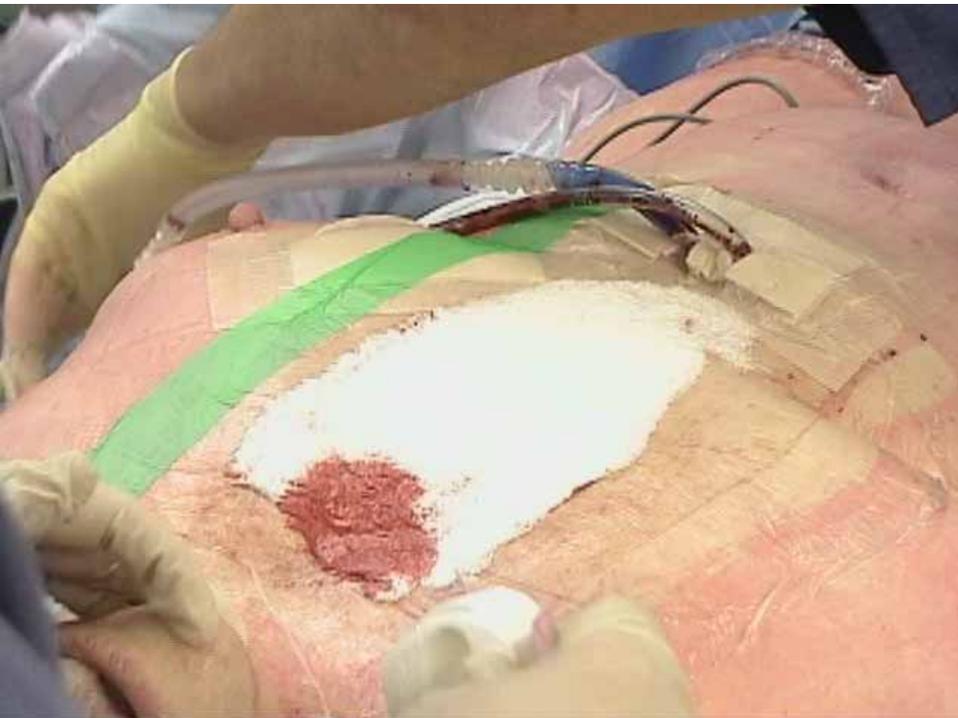


Post-CEC



Au même moment





Ventilateurs de SOP vs de SI

54 patients avec ARDS ventilés par

1-Siemens 900C (SI)

2-Ohio d'anesthésie

Résultats:

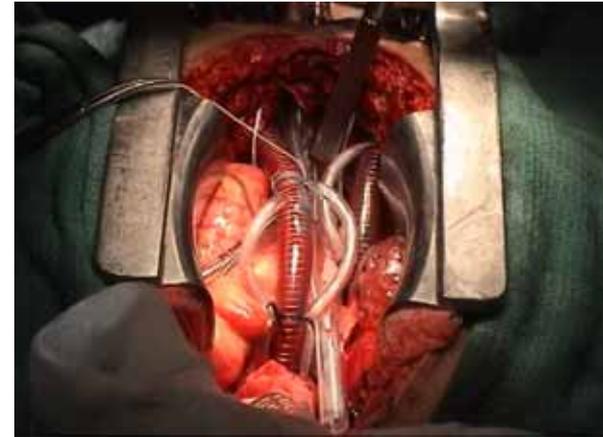
1-Diminution de 20-40% de PaO_2/FiO_2 avec Ohio

2-Aucun changement avec Siemens

Discussion:

Ventilateur de soins peut maintenir un débit inspiratoire en présence d'une ↓ de la Cp.

Le débit du ventilateur d'anesthésie chute en présence d'une ↓ de la Cp.



Homme de 69 ans

- IM inférieur aigu thrombolysé
- Anévrismes des 2 ostiums coronariens
- PAC PMC d'urgence
- Plasma et cryoprécipités en pré-CEC puis post-CEC (hématologie)
- Sortie de CEC facile soudain saturation 75% sans augmentation des pressions de pointe

Diagnostique différentiel

- TET endo-bronchique
- Bronchospasme
- «Pump lung»
- TRALI
- Shunt D-G

Ventilateur de SOP

SOP

pH: 7.32
PCO₂: 24 mmHg
PO₂: 69 mmHg
EB: + 0.9
FiO₂: 100%



PB-7200: VOI 700 PEEP 5

Ventilation haute fréquence

pH: 7.37
PCO₂: 44 mmHg
PO₂: 66 mmHg
EB: + 0.5
FiO₂: 100%

pH: 7.44
PCO₂: 35 mmHg
PO₂: 262 mmHg
EB: + 0.7
FiO₂: 100%

Jet ventilation 15 minutes

ACT					
PAP/W	34/25	44/28	-	-	
PVC	20	22	-	-	
DC/IC		10.6/4.8			
pH	7.39				
pCO ₂ /ETCO ₂	41	9	9	9	7
PO ₂ /SpO ₂	524	100	100	100	100.
EB	40.8				
K+	4.1				
Hb/Ht	93/28				
GLYCÉMIE	1.1/1.1	10.1/4.3	8.8		

Bilan hémo pré-CEC

T (cm)= 180
PDS(Kg)= 100.00
PCAP= 18
(15:18)
PVC= 19
(15:18)
DC= 5.1
(15:15)
FC= 59
PA MOY= 73
AP MOY= 23

VS= 86
RVS= 847
RVP= 78
WSVG= 65
WSVD= 5
IC= 2.3
39
IRVS= 1855
IRVP= 171
IWSVG= 30
IWSVD= 2
S.C.= 2.19

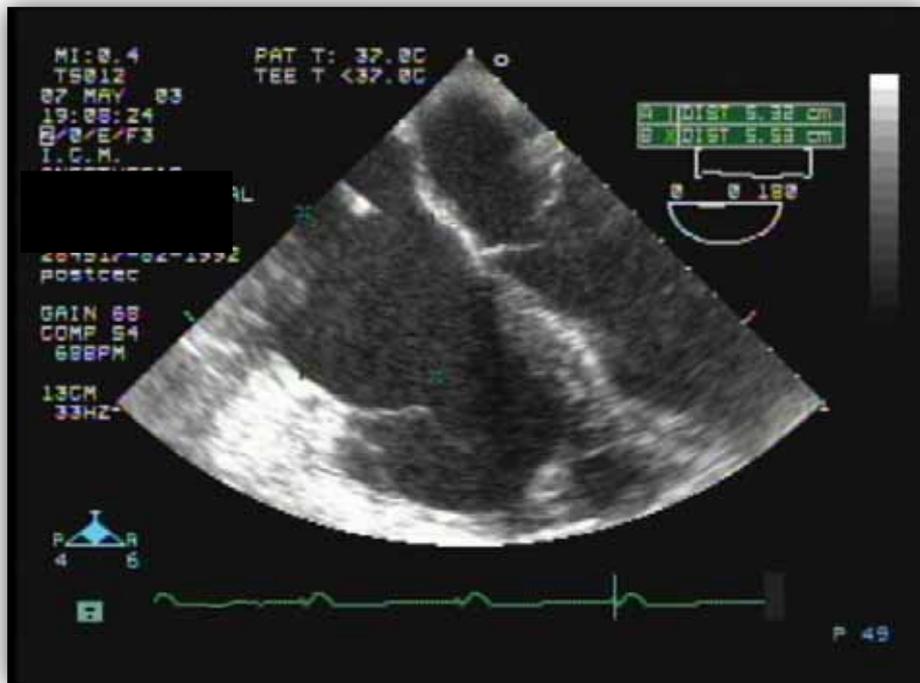
Bilan hémo post-CEC

T (cm)=	180	VS=	66
PDS(Kg)=	100.00	RVS=	1156
PCAP=	21	RVP=	89
(18:49)		WSVG=	53
PVC=	15	WSVD=	10
(18:49)			
DC=	4.5	IC=	2.1
(18:49)			30
FC=	68	IRVS=	2532
PA MOY=	80	IRVP=	195
AP MOY=	26	IWSVG=	24
		IWSVD=	5
		S.C.=	2.19

Bilan hémo post-CEC

Γ (cm)=	180	VS=	133
XS(Kg)=	100.00	RVS=	589
PCAP=	21	RVP=	98
(20:38)		WSVG=	142
PVC=	22	WSVD=	22
(20:38)			
DC=	10.6	IC=	4.8
(20:38)			61
FC=	80	IRVS=	1290
MOY=	100	IRVP=	215
AP MOY=	34	IWSVG=	65
		IWSVD=	10
		S.C.=	2.19

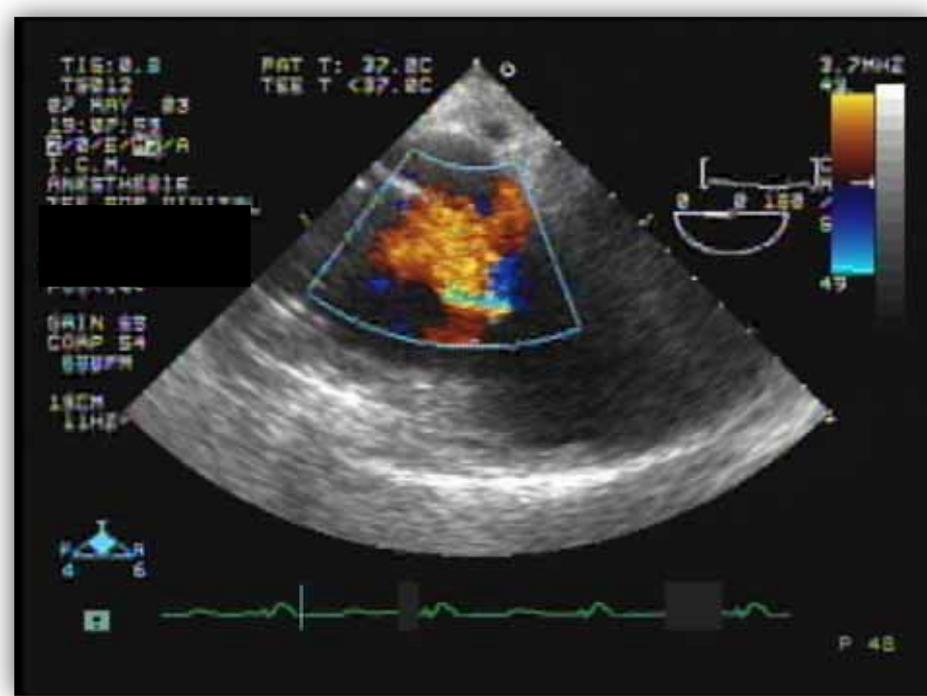
Ventricule droit post CEC



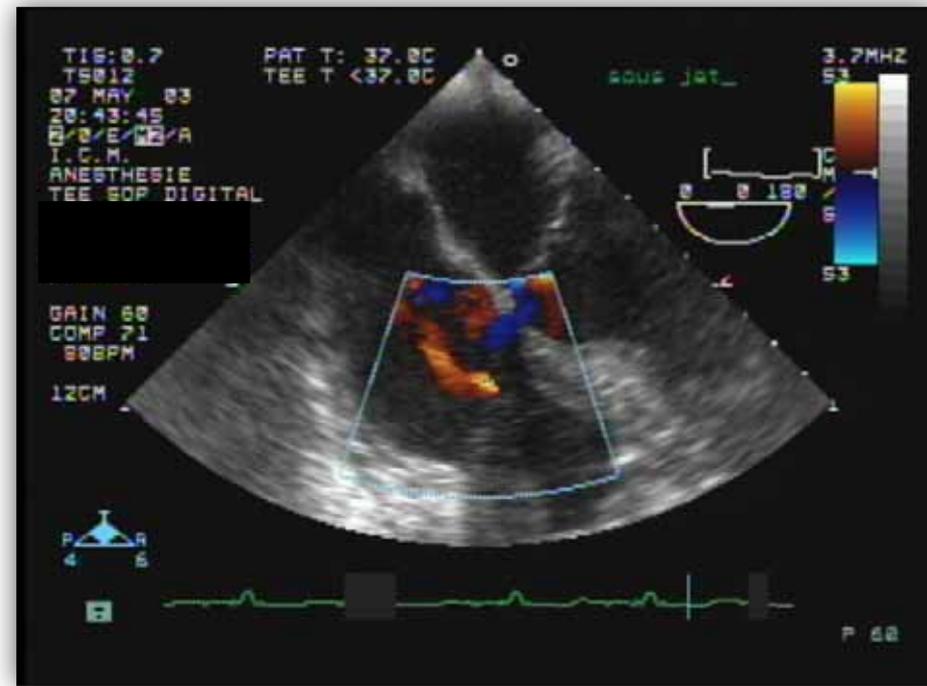
Ventilation conventionnelle

Ventilation par jet

Régurgitation tricuspидienne post CEC

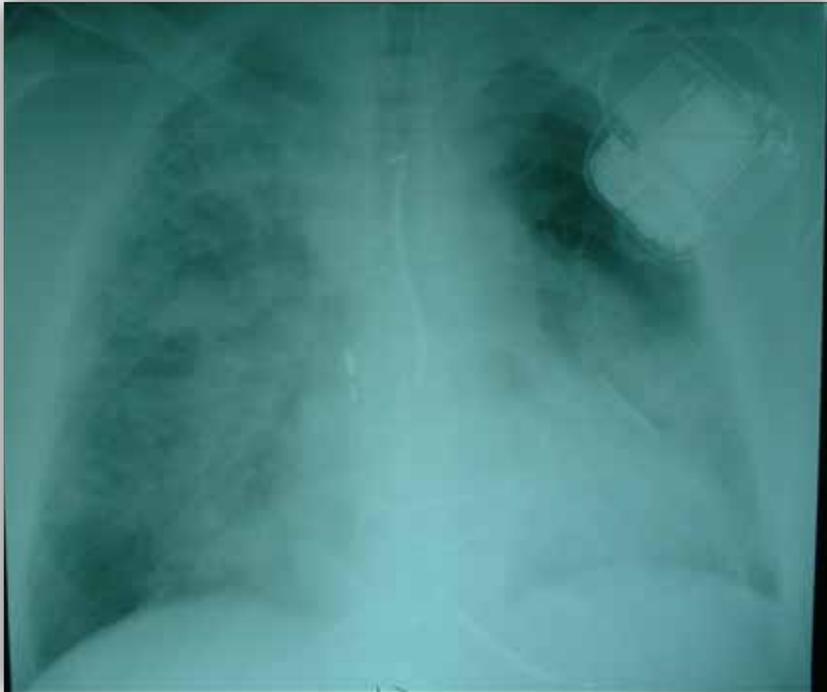


Ventilation conventionnelle

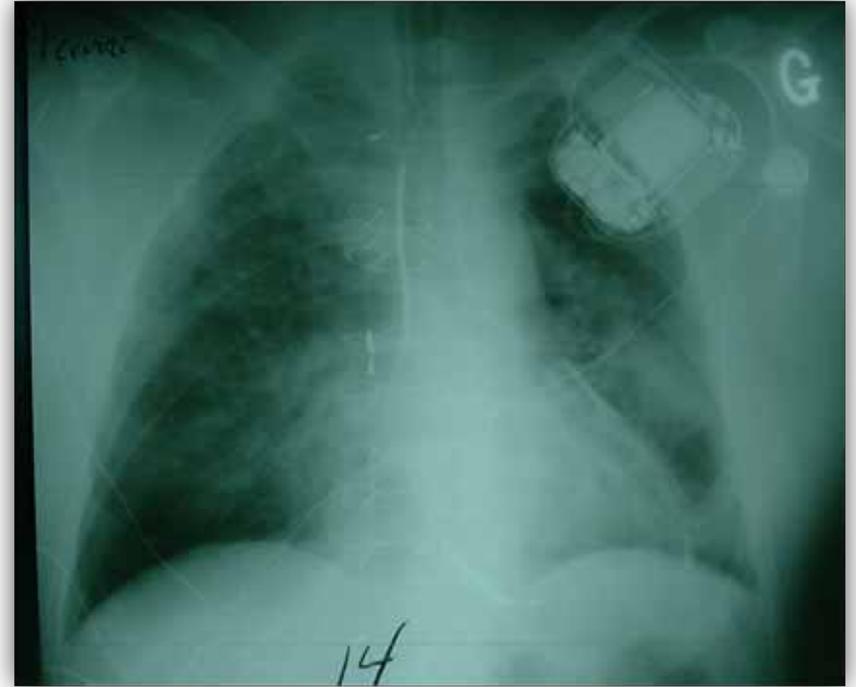


Ventilation par jet

Effet sur échanges gazeux

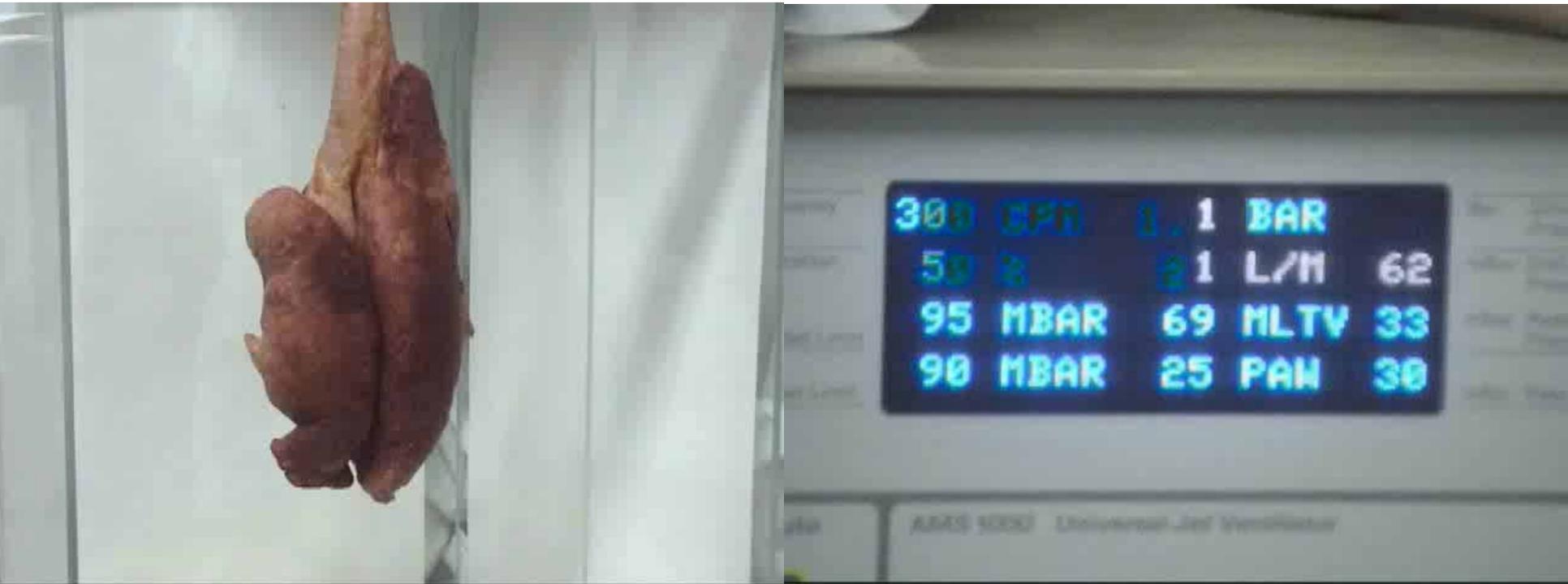


Soins intensifs



Post jet ventilation

Recrutement alvéolaire



Pression contrôlée

Ventilation
haute fréquence

Monitoring respiratoire

Plan

- Échange gazeux
- Charge et capacité du système respiratoire
- Mécanique du système respiratoire
 - Compliance
 - Résistance
 - Auto-PEEP
 - Ratio I:E

Résistance

$$\text{Résistance} = \frac{\Delta \text{ Pression}}{\text{Débit}}$$

η = viscosité
 l = longueur

$$\text{Résistance (laminaire)} = \frac{8 \eta l}{\pi r^4}$$

r = rayon
 ρ = densité
 f = friction

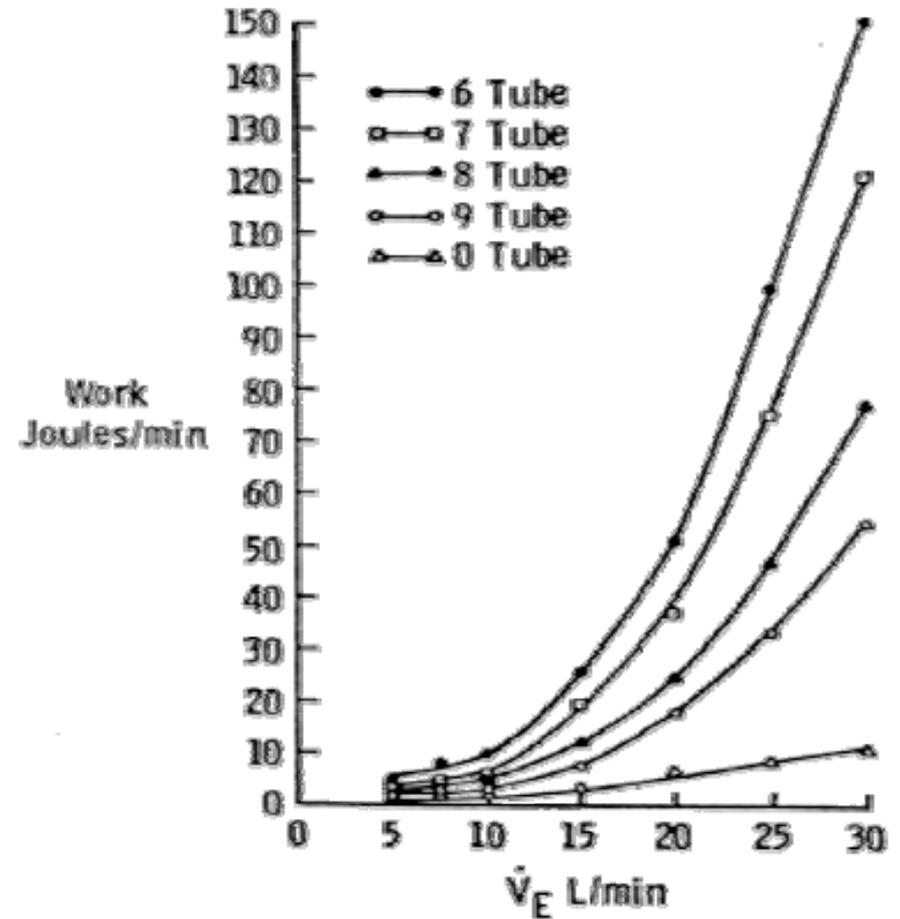
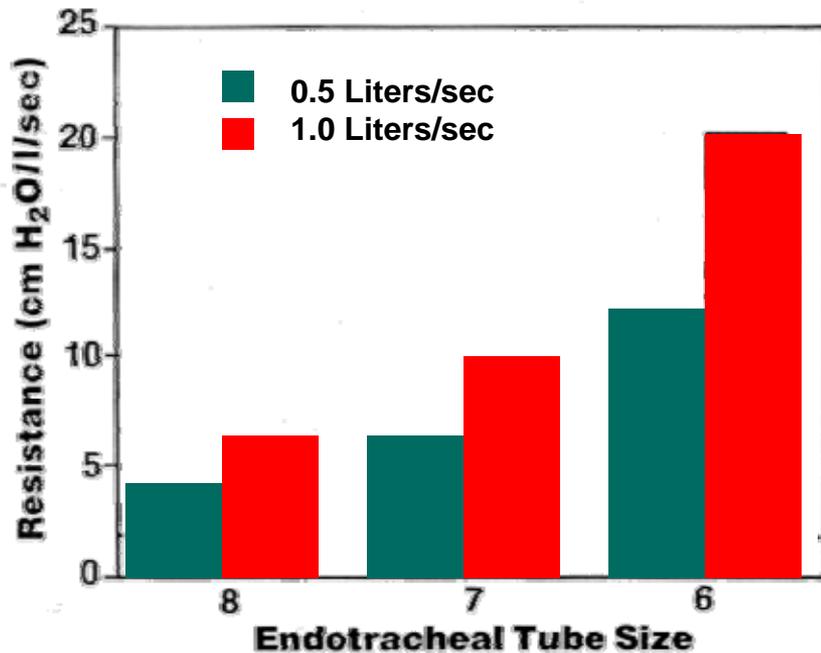
$$\text{Résistance (turbulent)} = \frac{(\text{Débit})^2 \rho f l}{4 \pi^2 r^5}$$

Résistance inspiratoire et expiratoire?

Résistance au TET ou à la carène?

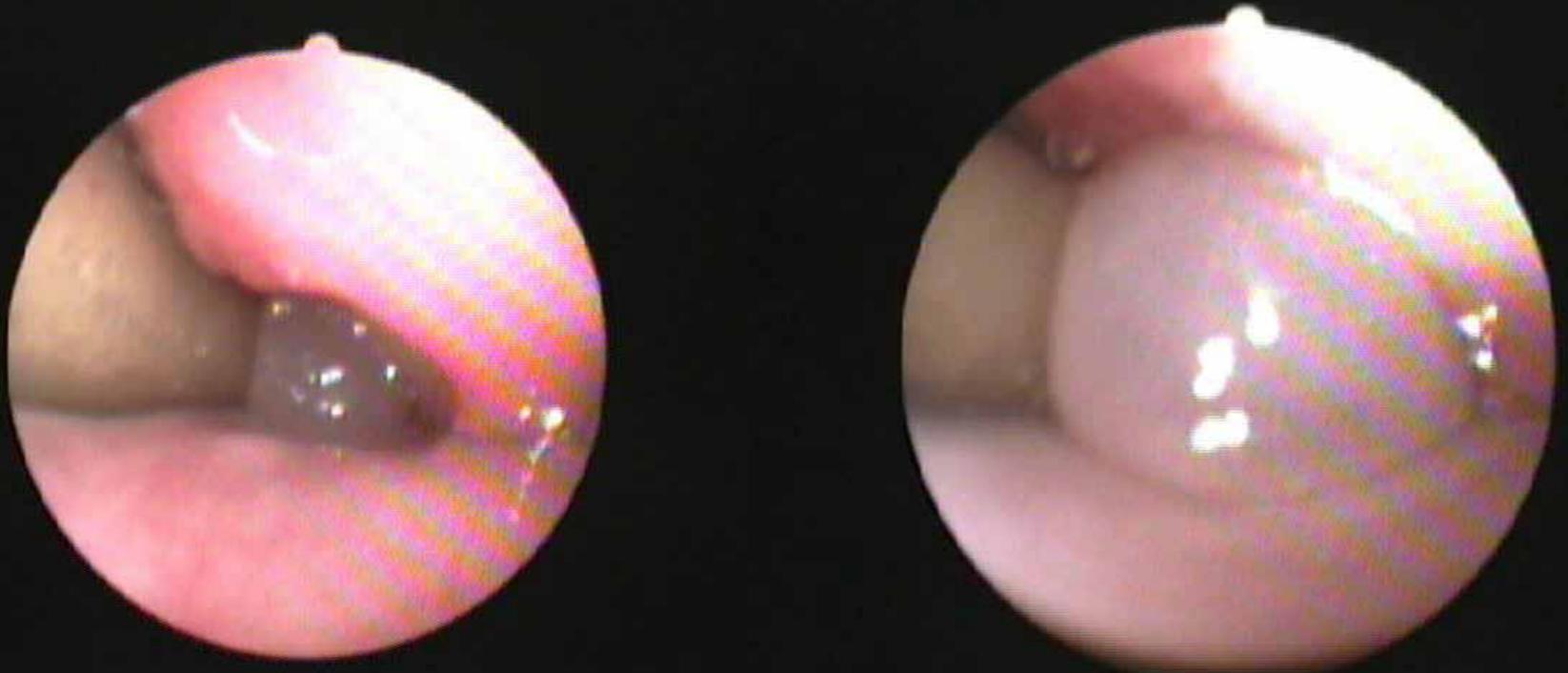
Facteurs: débit, volume, taille du circuit

Résistance et tube endotrachéal



L'aide inspiratoire minimale = 15 - (taille du TET)

Autre cause de résistance: stridor post-exubation



Mécanique du système respiratoire

Simulateur: mode débit constant

Courbe pression-temps

Modification de la résistance



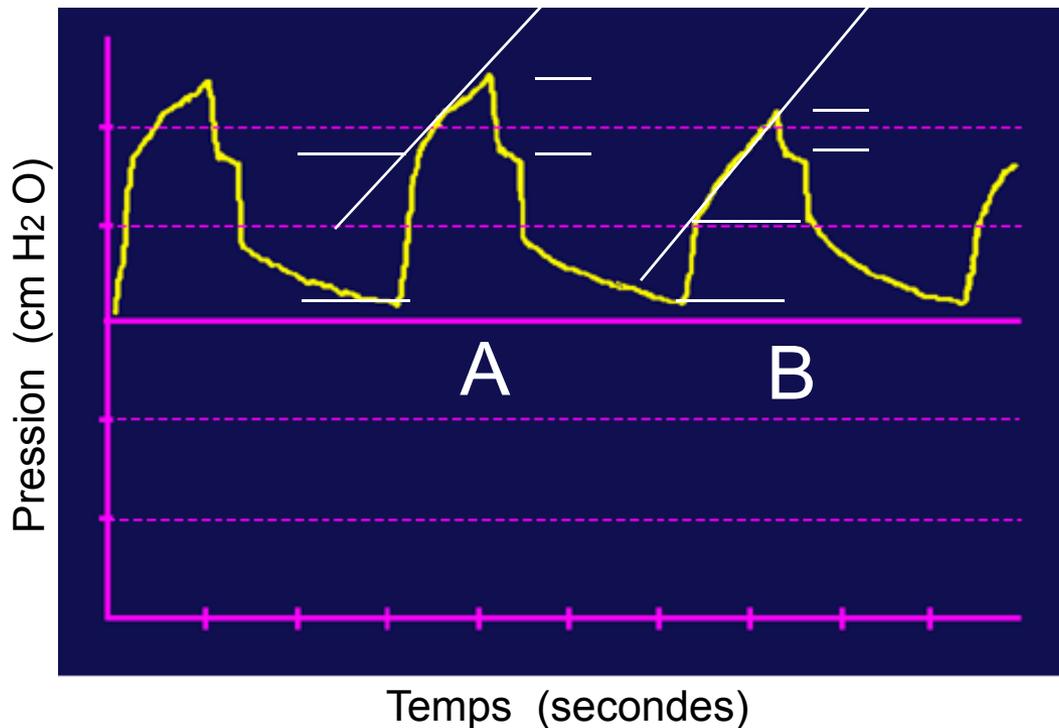
Résistance augmentée

Résistance normale

Courbe Pression-temps

Mode à débit constant

Changement résistance



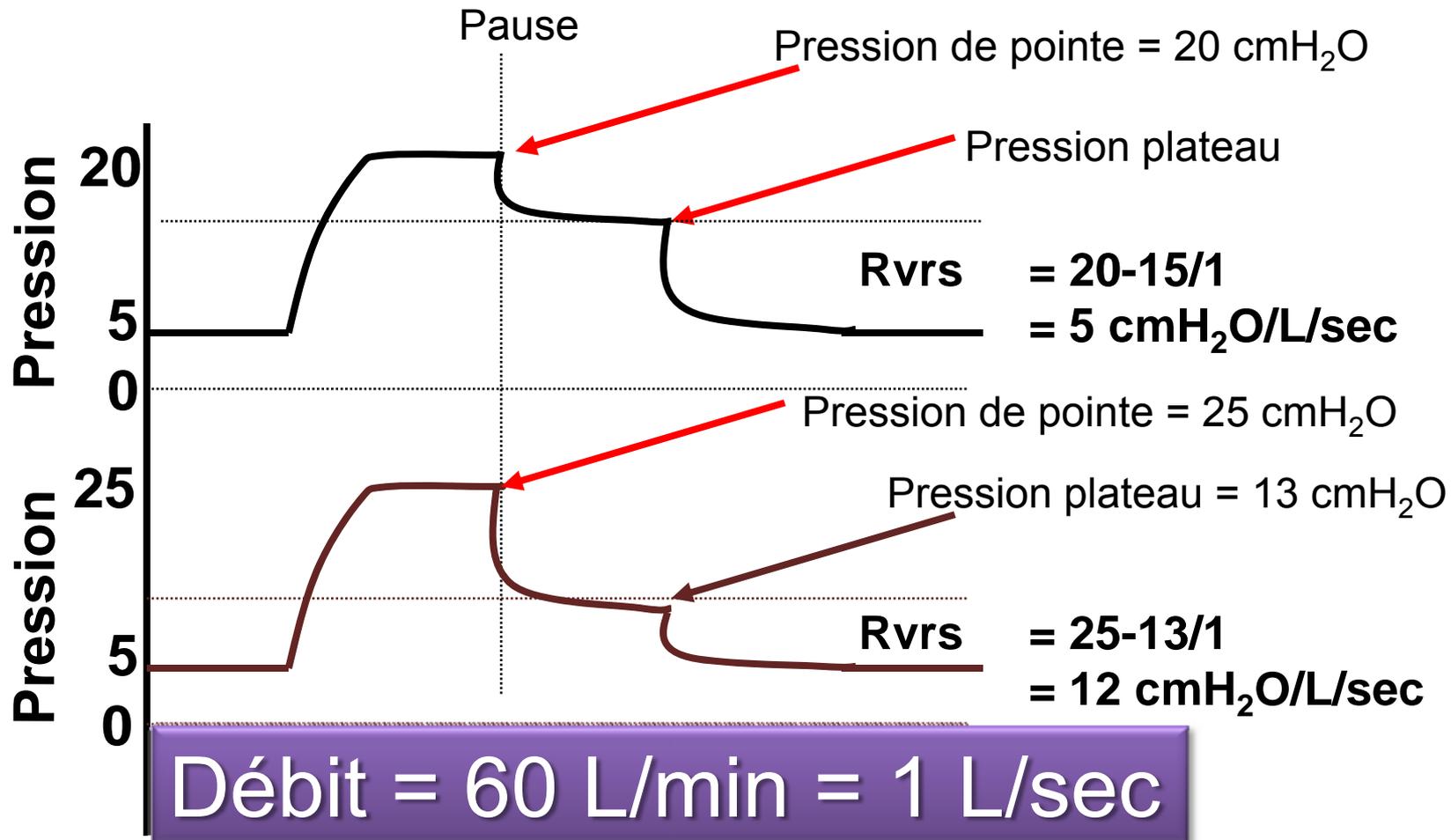
A: Résistance accrue

- PIP - Ppause accrue
- Première marche accrue
- Pente de la seconde portion inchangée

B: Résistance normale

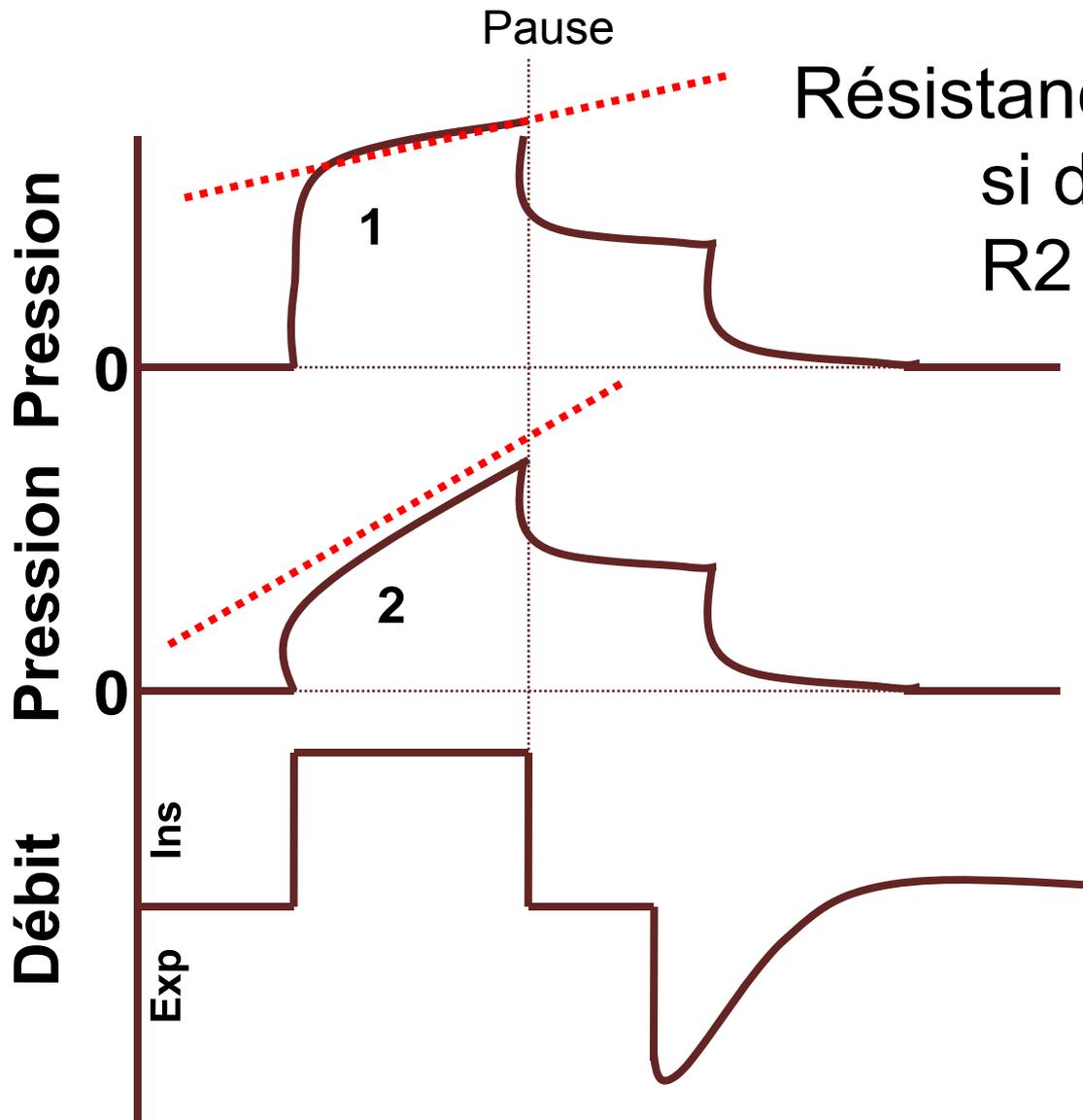
- Retour exponentiel à la ligne de base

Résistance



La ↓ de la P_{pointe} - P_{plateau} = mesure de l'efficacité des bronchodilatateurs
Résistance acceptable sous ventilation mécanique = 15 cmH₂O/L/sec

Quel patient a la résistance la plus élevée?



Résistance = $\Delta P / \text{débit}$
si débit constant:
 $R_2 < R_1$

Mécanique du système respiratoire

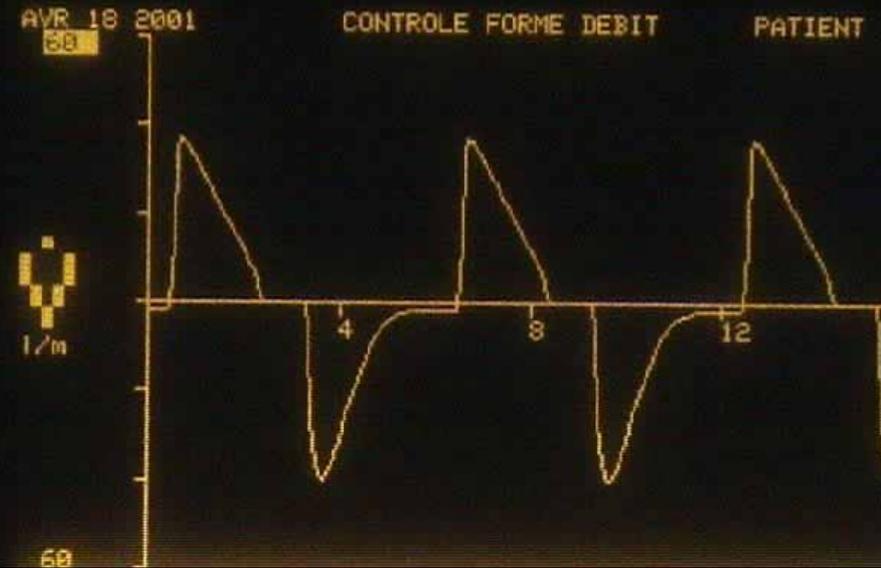
Simulateur: mode débit constant

Courbe débit-temps

Modification de la résistance



Résistance augmentée

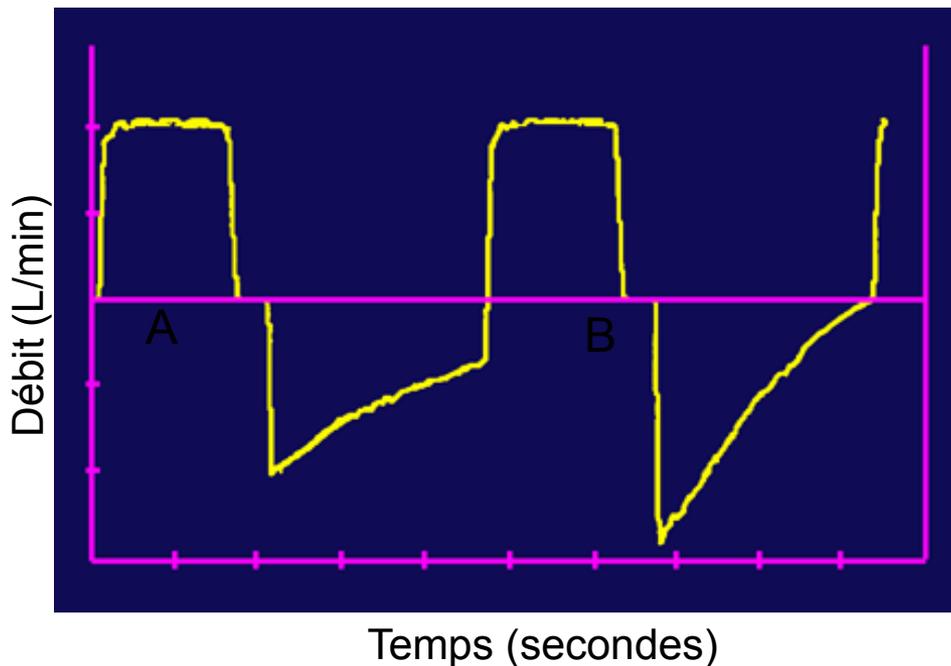


Résistance normale

Courbe Débit-temps

Mode à débit constant

Changement résistance



A: Résistance accrue

- Retour linéaire et lent vers la ligne de base

B: Résistance normale

- Retour exponentiel vers la ligne de base

Homme de 64 ans: résection myocardique septale



Début de la procédure



Fin de la procédure

Mécanique du système respiratoire

Simulateur: mode débit constant

Courbe pression-volume

Modification de la résistance

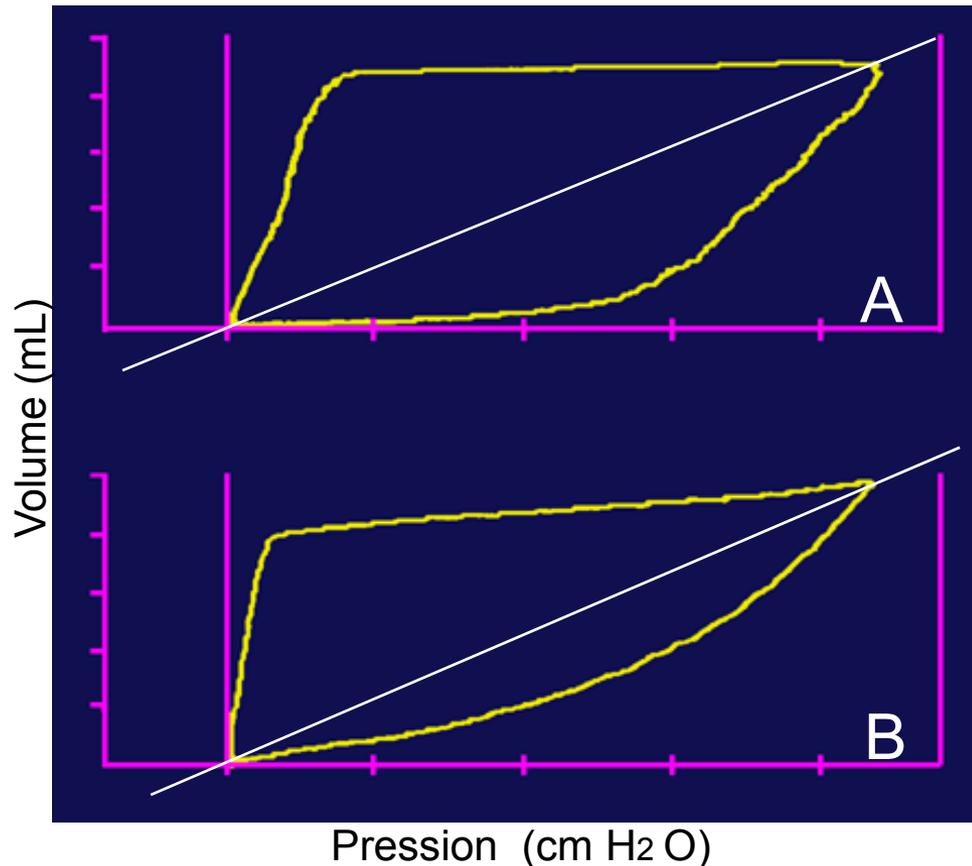


Résistance augmentée

Résistance normale

Boucle Volume-pression

Mode à débit constant



Changement résistance

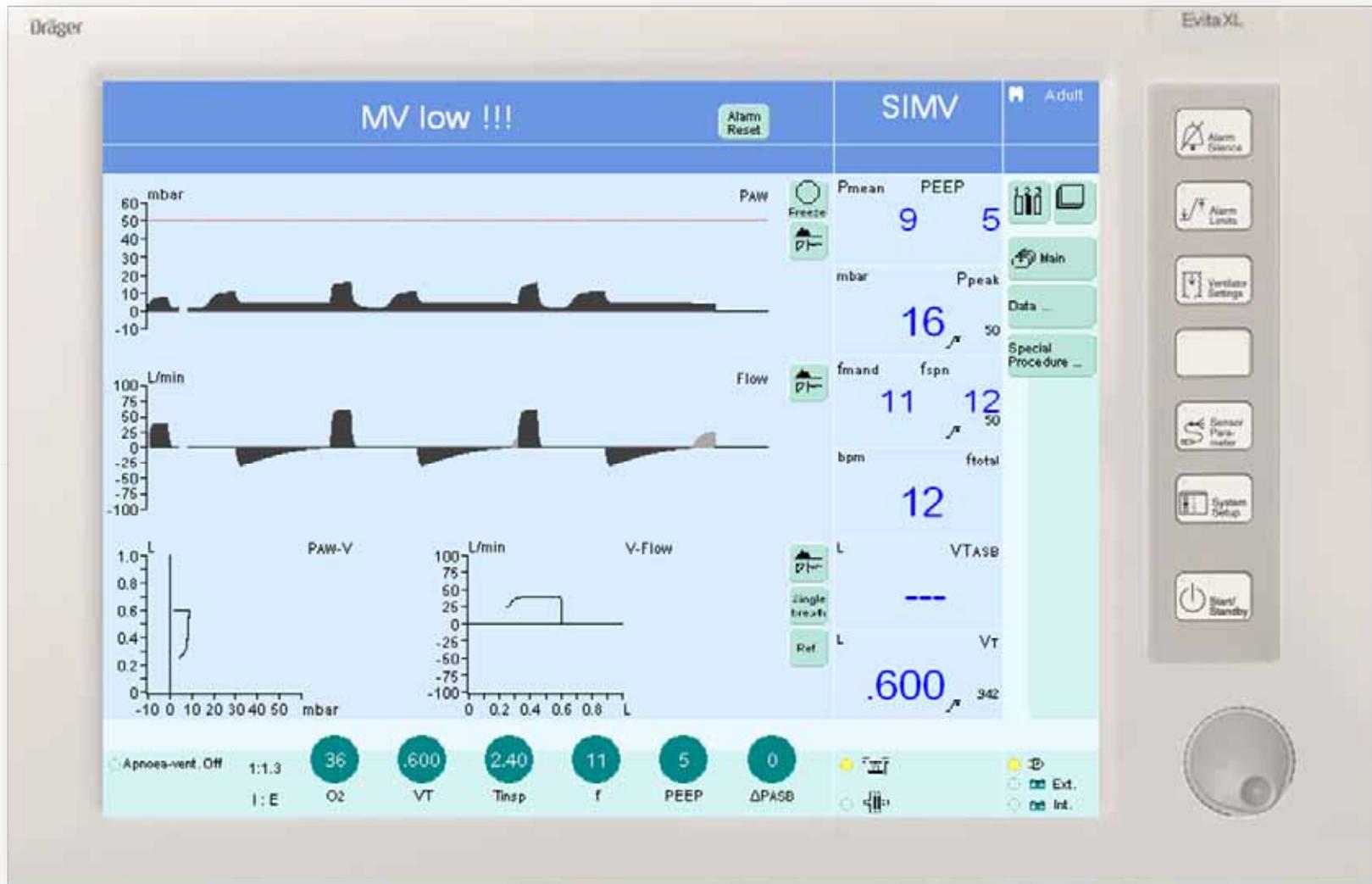
A: Résistance accrue

- Arc du profile inspiratoire
- Présence d'un point d'inflexion inspiratoire

B: Résistance normale

- Accroissement graduel jusqu'à PIP

Simulation: patient normal



Monitoring respiratoire

Plan

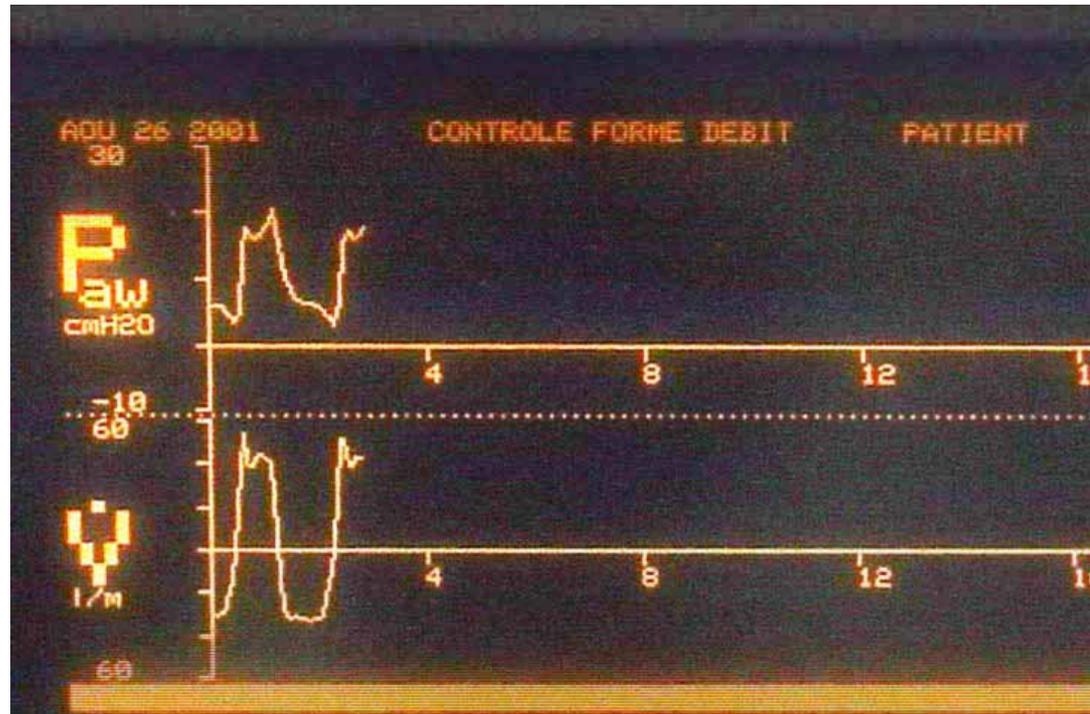
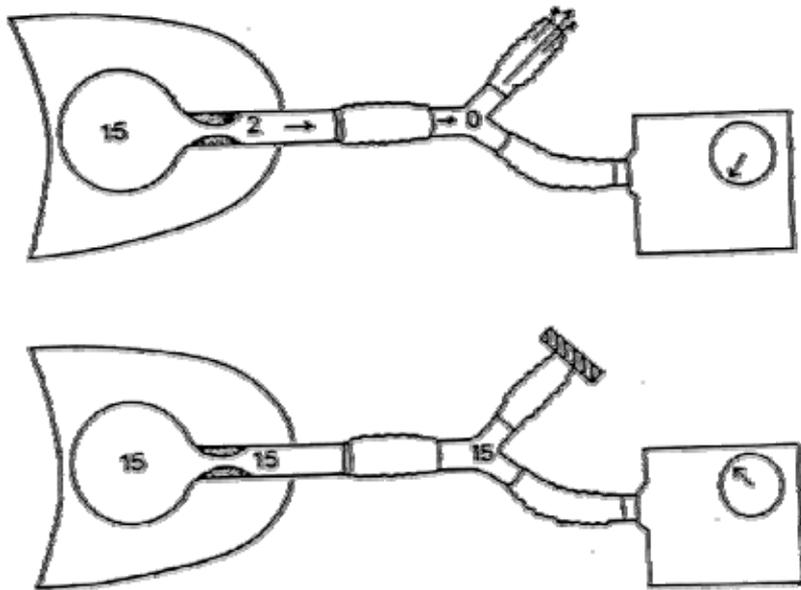
- Échange gazeux
- Charge et capacité du système respiratoire
- Mécanique du système respiratoire
 - Compliance
 - Résistance
 - Auto-PEEP
 - Ratio I:E

Auto-PEEP

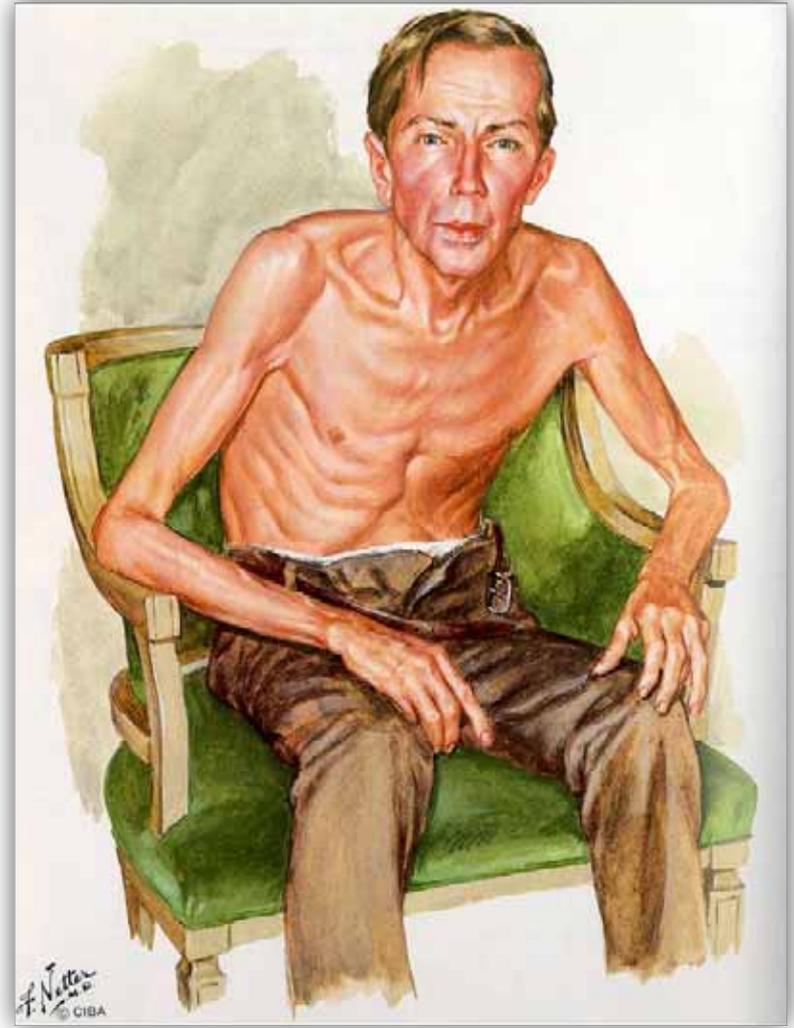
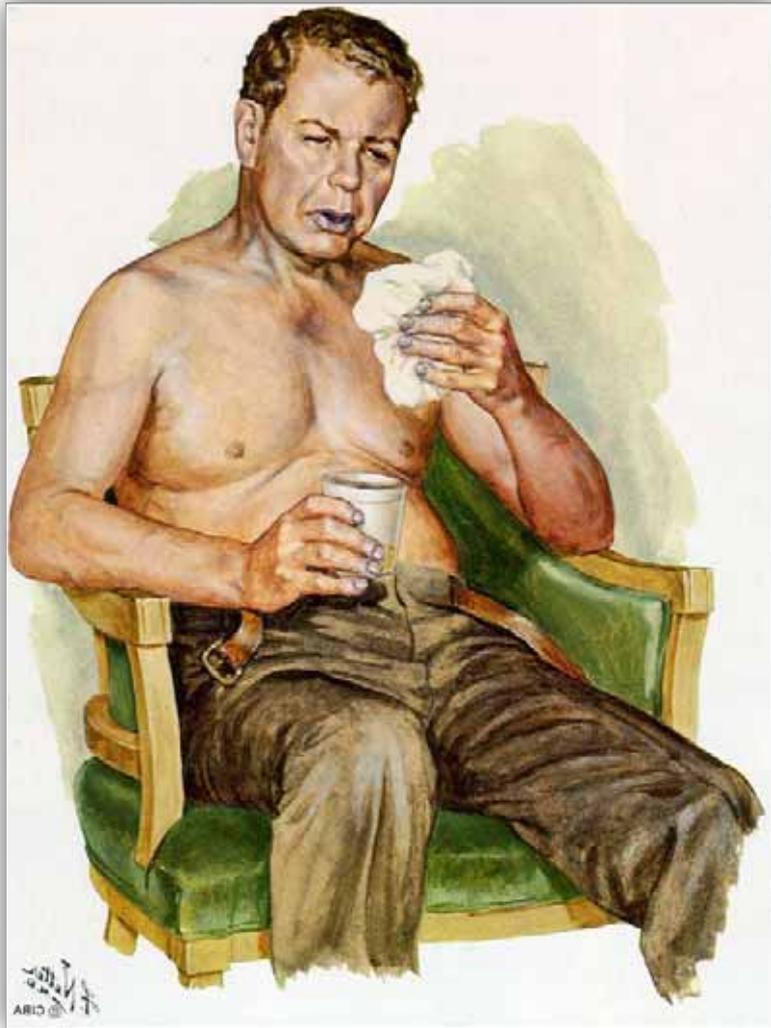


Mécanique du système respiratoire

Auto-PEEP

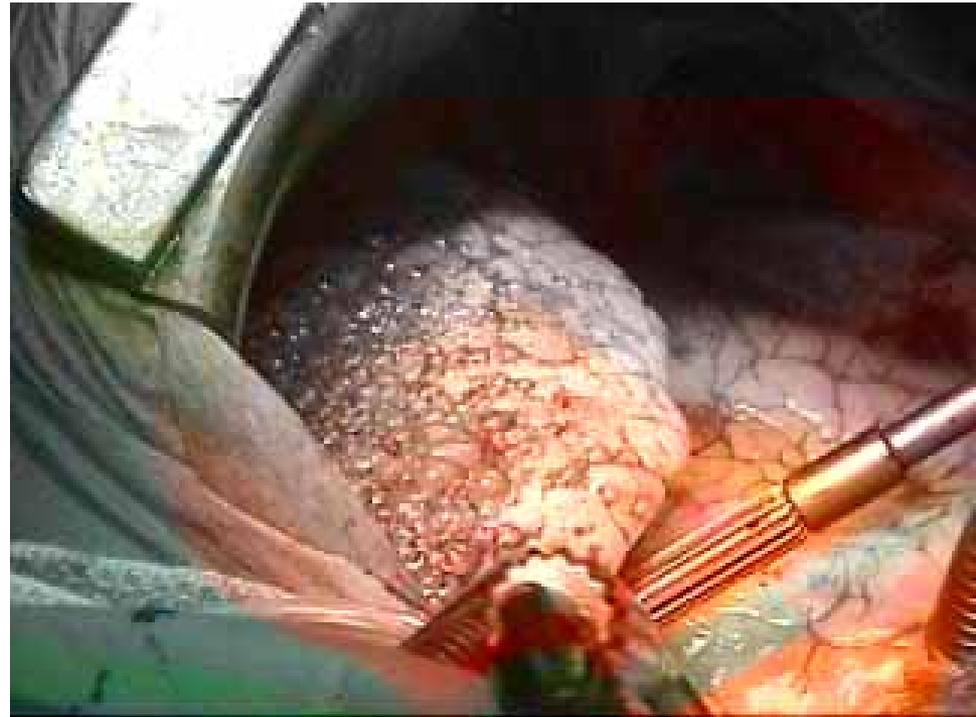


Auto-PEEP



Sévérité de la maladie et TFP

- Homme fumeur avec test de fonction pulmonaire normales
- Pré-PAC



Sévérité de la maladie et TFP

- Homme fumeur avec test de fonction pulmonaire normales
- Pré-PAC



Implication clinique de l'Auto-PEEP

1-Augmente le travail respiratoire lors de l'initiation d'une ventilation spontanée

2-Diminue le retour veineux

3-Peut causer une dissociation électromécanique

Auto-PEEP during CPR. An « occult » cause of electromechanical dissociation.

Paul L. Rogers et al. Chest 1991;99:492-3

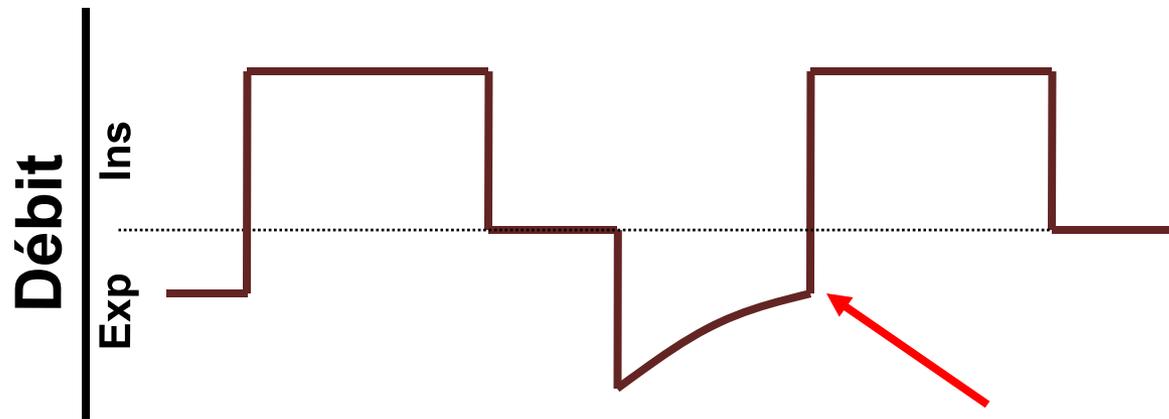
Comment traiter l'auto-PEEP?

Rx: fréquence, ratio I:E, débit inspiratoire, PEEP, He



Méthodes de mesure de l'Auto-PEEP

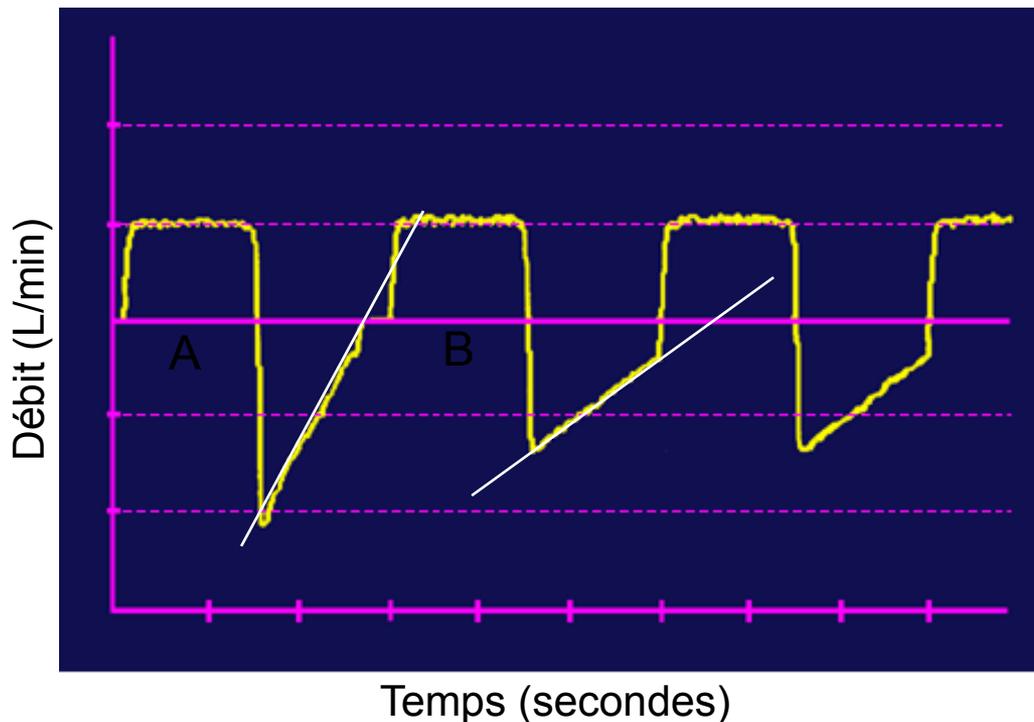
- 1-Pression mesurée par obstruction de la sortie expiratoire en fin d'expiration
- 2-Observation de la pression négative nécessaire pour déclencher un débit
- 3-Quantité de PEEP nécessaire pour augmenter les pressions de pointe
- 4-Présence d'un débit expiratoire lors de la prochaine respiration



Débit ne retourne pas à 0

Courbe Débit-temps Mode à débit constant

Changement compliance
(Ti 50%)



A: Compliance réduite

- Retour rapide à la ligne de base
- Pente plus aigüe qu'en 'B'

B: Compliance normale

- Retour exponentiel à la ligne de base
- Temps expiratoire ne permet pas un débit fin expiration de zéro

Monitoring respiratoire

Plan

- Échange gazeux
- Charge et capacité du système respiratoire
- Mécanique du système respiratoire
 - Compliance
 - Résistance
 - Auto-PEEP
 - Ratio I:E

Ratio I:E

Quel débit inspiratoire est nécessaire pour donner un volume courant de 1000 ml avec un ratio I:E de 1:2 à une fréquence de 10/minute?

1-Fréquence de 10/minute = 1 cycle par 6 seconde

2-I:E 1:2 = 2 secondes en inspiration

4 secondes en expiration

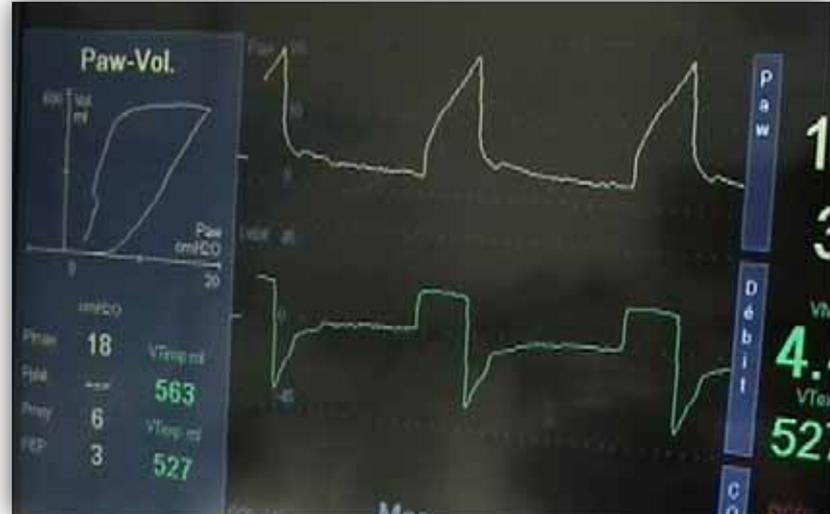
3-Volume donné en inspiration: 1000 ml/2 secondes

= 500 ml/secondes

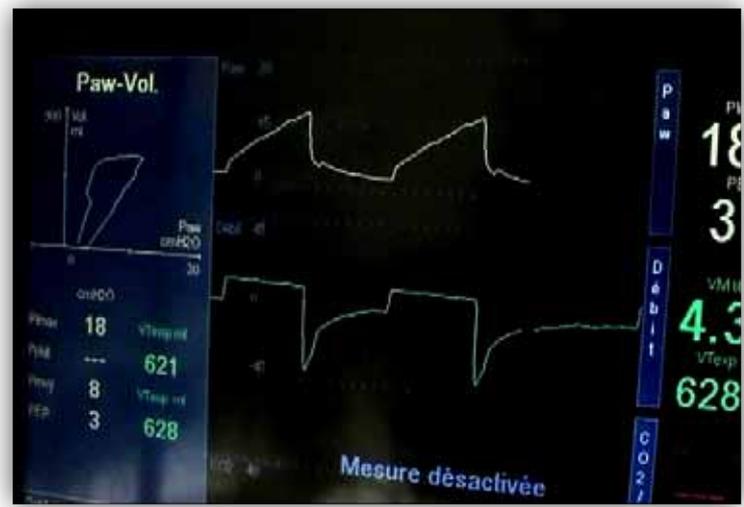
= 30 litres/minutes (0.5L X 60 sec)

Si on augmente le ratio I:E,
il faut augmenter le débit inspiratoire

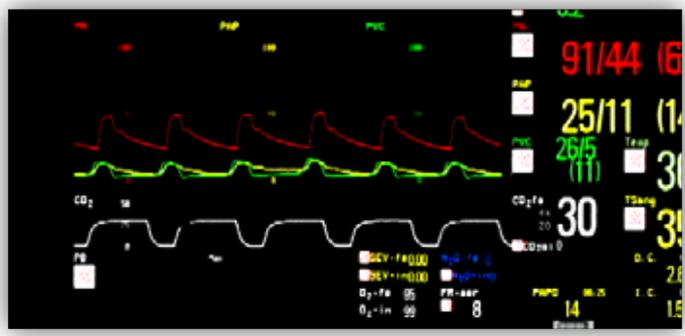
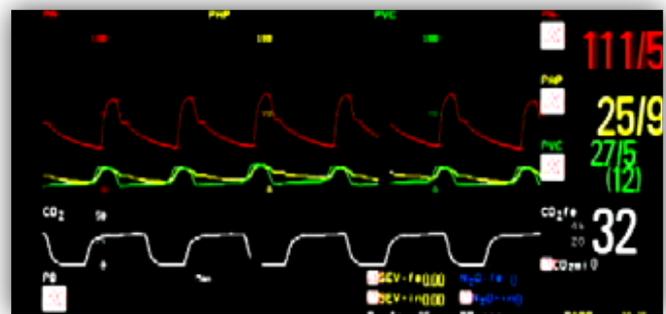
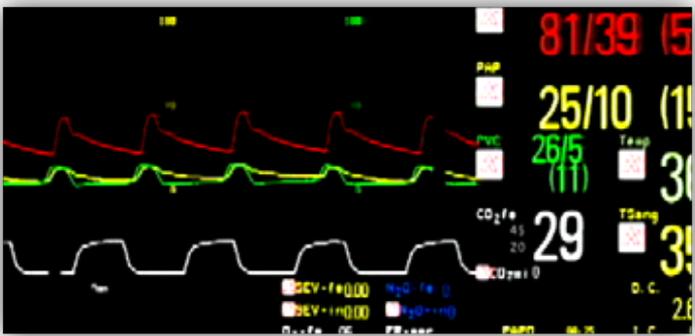
Mécanique du système respiratoire



Mécanique du système respiratoire



Mécanique du système respiratoire

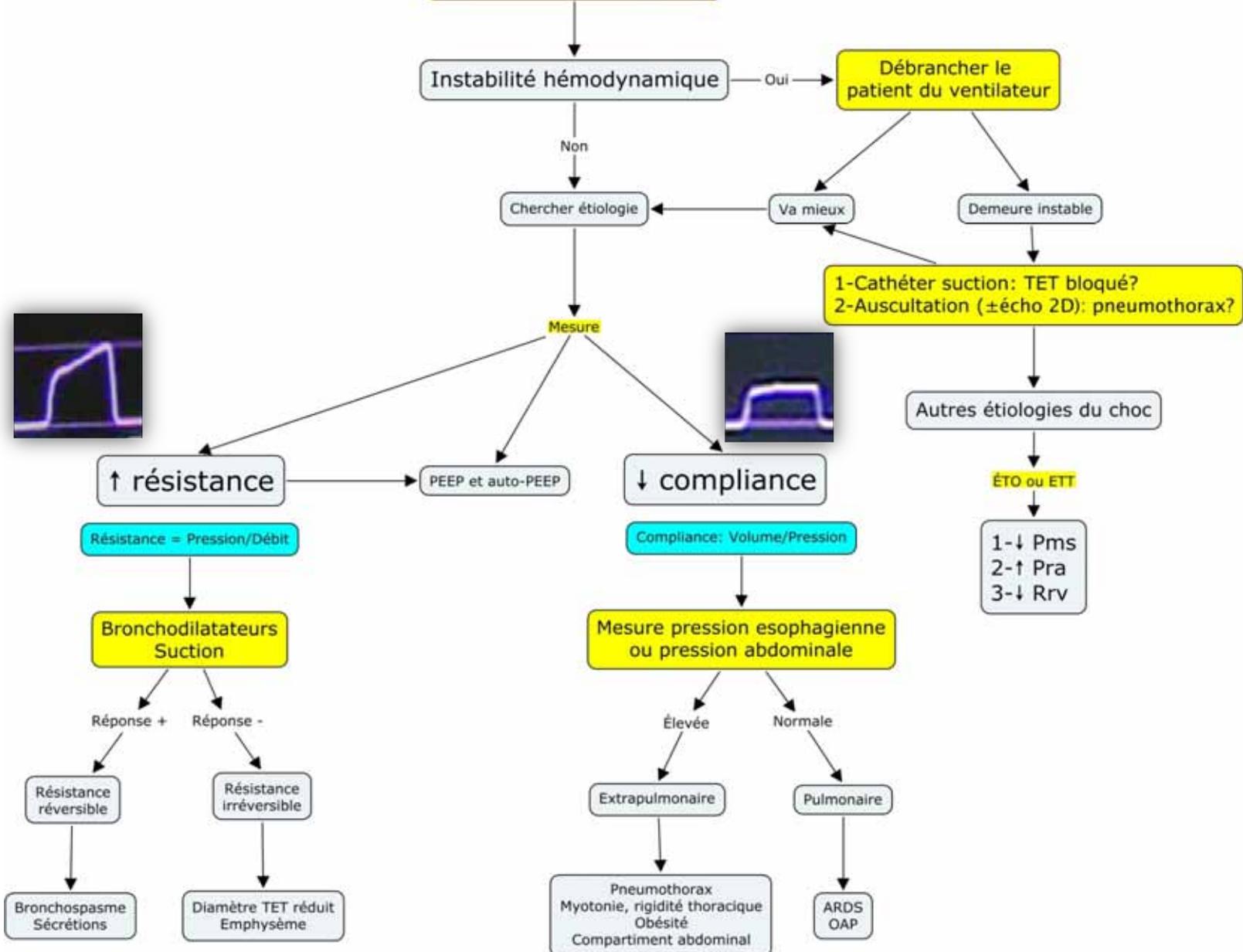


Mécanique du système respiratoire



Si on augmente le ratio à 1:4?

Augmentation des pressions de pointe



En résumé

- Évaluation du résultat de la ventilation mécanique: oxygénation et ventilation
- Mécanisme: compliance ou résistance vs TO_2/VO_2 et compétence
- Langage du ventilateur

Références

Dantzker DR. Cardiopulmonary critical Care 1991 W.B. Saunders Chapitres 2,6,11

Grassino A et al. La fatigue des muscles de la ventilation. Encycl. Med. Chir.1990

Kirby RR et al. Clinical applications of ventilatory support 1990 Churchill Livingstone

Lemaire F. Anesthesiology 1988;69:171-9

Marini JJ. Monitoring during mechanical ventilation. Clinics in Chest Medicine 1988;9(1):73-100

Pinsky MR et al. Pathophysiologic foundations of Critical Care 1993 Williams & Wilkins Section 2E

Szold A et al. Intensive Care Medicine 1989;15:368-71

Tobin MJ. Respiratory monitoring in the ICU. Am Rev Resp Dis 1988;138:1625-42

Tobin MJ. SCCM State of the art 1991 Chapitre 14

Tobin MJ. Respiratory monitoring. Contemporary mgt in critical care 1991 Churchill Livingstone

Vassilakopoulos T. et al 1998 Yearbook of Intensive Care and Emergency émedicine e



Denis Babin
MSc Inh

Remerciements