

## Monitoring respiratoire



André Denault MD, FRCPC



## Monitoring respiratoire

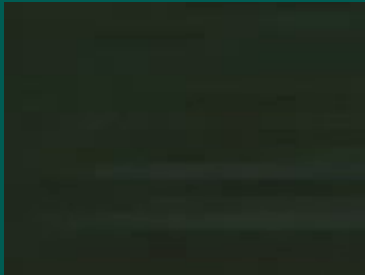
### Plan

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

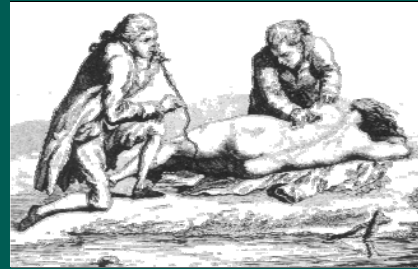
Application pratique des concepts théoriques

Référence: Livre Paul Ouellet

## Pourquoi apprendre ceci...



## Physiopathologie



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

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

## 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 ambiant



CRF 30 ml/kg

Réservoir 21%

$VO_2$  2-3 ml/min

Calcul  $21\% \times (30\text{ml/kg})$

2-3 ml/kg/min

Durée = 2-3 minutes

Pré-O<sub>2</sub>



30 ml/kg

100%

2-3 ml/min

Calcul  $100\% \times (30\text{ml/kg})$

2-3 ml/kg/min

Durée = 10-15 minutes

Femme enceinte



15 ml/kg

100%

5 ml/min

Calcul  $100\% \times (15\text{ml/kg})$

5 ml/kg/min

Durée = 3 minutes

## Échange gazeux: gradient A-a

$$PaO_2 = 104 - 0.27 (\text{âge})$$

$$PAO_2 = FiO_2 (Pb - PH_2O) - PaCO_2/R$$

$$147 - 1.25 PaCO_2$$

$$\text{Gradient A-a} = PAO_2 - PaO_2$$

$$= 2.5 + 0.21 (\text{âge})$$

## Échange gazeux: aspects pratiques

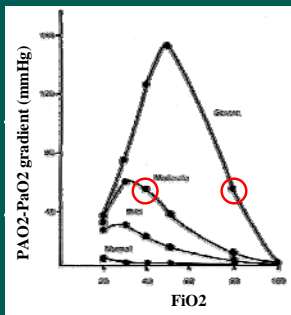
Exemple: 45 ans obèse  
post-op cholecystectomie  
Saturation 91% salle de réveil

1-PaO<sub>2</sub> 60mmHg, PCO<sub>2</sub> 60mmHg?

2-PaO<sub>2</sub> 60mmHg, PCO<sub>2</sub> 40mmHg?

1-A-a = 12      2-A-a = 32

## Limitation: gradient A-a



Comparer à des FiO<sub>2</sub> égales

Dantzker DR. Cardiopulmonary critical Care 1991 W.B. Saunders

## Échange gazeux: indices simplifiés

PaO<sub>2</sub>/FiO<sub>2</sub> >300-500 Normal  
200-300 « Acute lung injury »  
< 200 « ARDS »

PaO<sub>2</sub>/PAO<sub>2</sub> 0.7-0.8

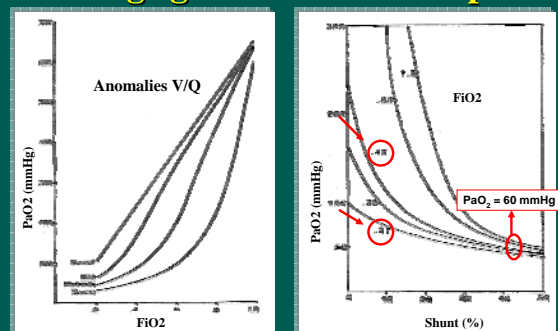
## Échange gazeux

### Étiologie de l'hypoxie:

Pulmonaire: -anomalie  $\dot{V}/Q$   
-shunt  
-diffusion anormale

Extra-pulmonaire: -hypoventilation  
- FiO<sub>2</sub>  
-  $\dot{V}O_2$   
- débit cardiaque

## Échange gazeux: indices simplifiés



Dantzker DR. Cardiopulmonary critical Care 1991 W.B. Saunders

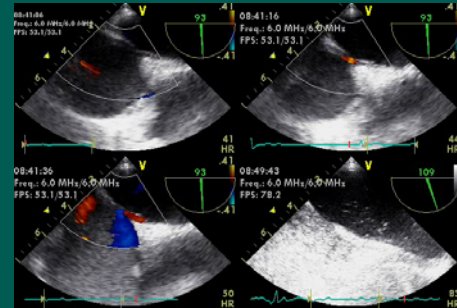
## Homme de 84 ans

- Prévu pour pontage à cœur battant
- Désaturation per-induction
- Facile à ventiler

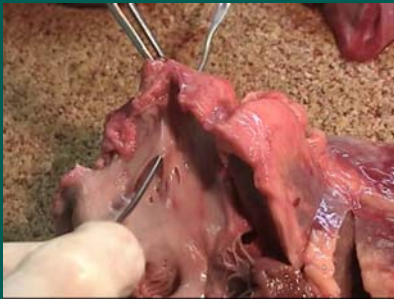
paramètres vitaux					
	08:11:49	08:12:00	08:12:13	08:12:24	08:12:35
FC	64	63	60	59	60
ST	-0.1	-0.3	-0.2	-0.2	-0.3
TA	116	122	124	124	125
	37	53	53	43	44
	92	97	92	87	85
	144	144	145	145	144
	146	146	145	145	146
SpO <sub>2</sub>	93	81	71	64	60
	0	33	34	35	37



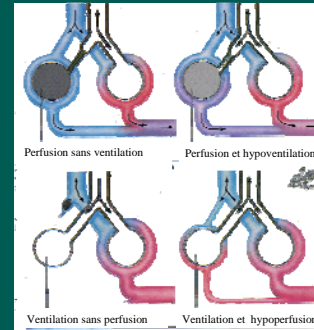
## Mécanisme: shunt droit-gauche



## Greffe pulmonaire et pneumonie: désaturation post-induction aux SI



## Anomalies ventilation-perfusion



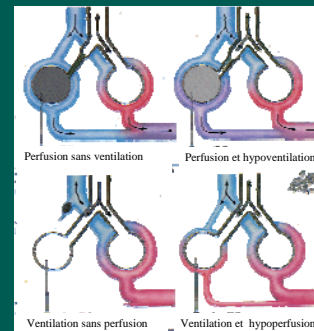
## Échange gazeux: shunt

$$\begin{aligned} \text{CaO}_2 &= \text{Hb} \times \text{SaO}_2 \times 1.34 + 0.003 \times \text{PaO}_2 \\ \text{CvO}_2 &= \text{Hb} \times \text{SvO}_2 \times 1.34 + 0.003 \times \text{PvO}_2 \\ \text{CcO}_2 &= \text{Hb} \times \text{ScO}_2 \times 1.34 + 0.003 \times \text{PAO}_2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Shunt} = \text{Qs}/\text{Qt} &= \frac{(\text{CcO}_2 - \text{CaO}_2)}{(\text{CcO}_2 - \text{CvO}_2)} \\ &= 3\text{-}5\% \text{ à } 100\% \text{ O}_2 \end{aligned}$$

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

## Anomalies ventilation-perfusion



## Échange gazeux: espace mort

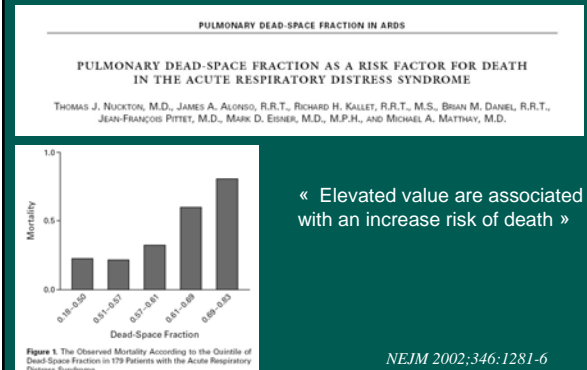
$$V_d/V_t = \frac{PaCO_2 - PECO_2}{PaCO_2}$$

$$\approx \frac{PaCO_2 - ETCO_2}{PaCO_2}$$

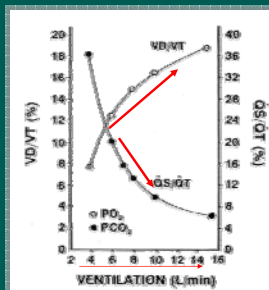
$$= 25\% + 0.17(\text{âge})\%$$

- 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

## ARDS et espace-mort

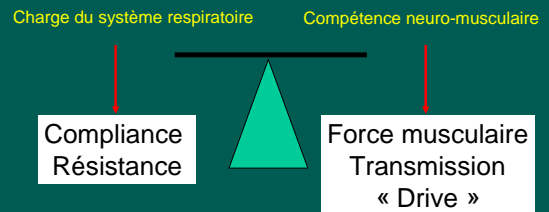


## Limitation: shunt et espace mort



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

## Charge et capacité du système respiratoire



Adapté de Vassilakopoulos T. et al 1998 Yearbook of Intensive Care and Emergency medicine



Quand faut-il l'intuber?

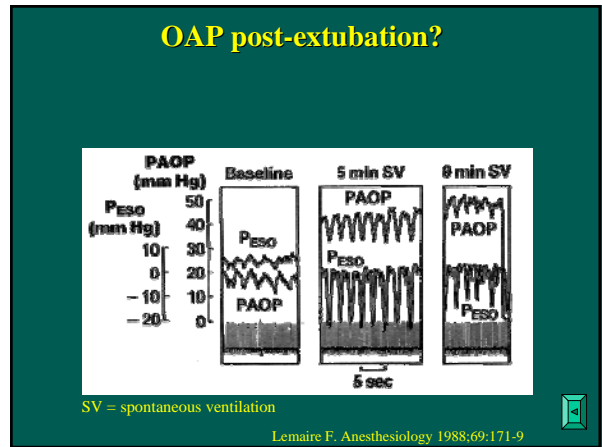
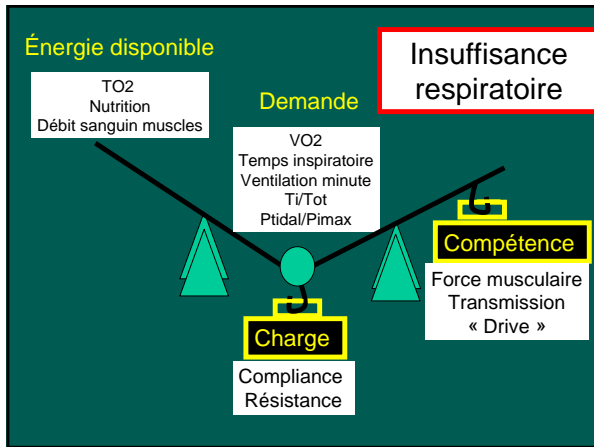
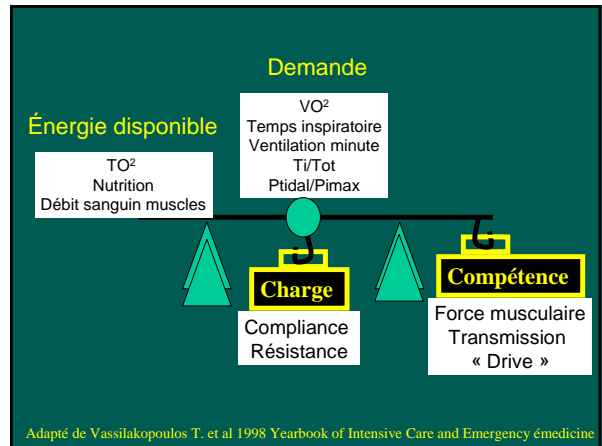
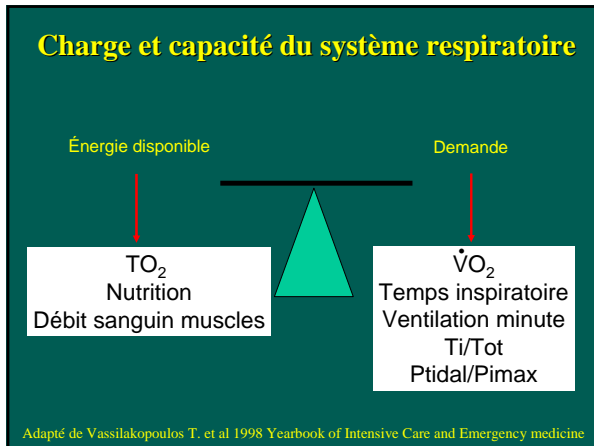
## Force musculaire

Force inspiratoire maximale =  $115 \pm 27$  cm H<sub>2</sub>O  
 Force expiratoire maximale =  $180 \pm 40$  cm H<sub>2</sub>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 H<sub>2</sub>O
- force expiratoire maximale < 40 cm H<sub>2</sub>O



### The Oxygen Cost of Breathing in Patients with Cardiorespiratory Disease<sup>1,2,3</sup>

S. FIELD, S.R. KELLY, and P.L. MACHLEM

**Introduction**

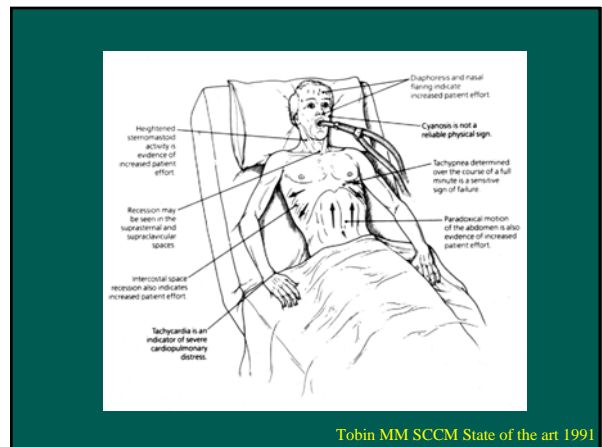
In normal subjects breathing spontaneously, the oxygen cost of breathing (OCB) is a small percentage of the total oxygen requirements of the body. Although estimates of the magnitude of OCB vary considerably (1-4), it is usually not less than 5% of VO<sub>2</sub>.

The oxygen cost of breathing increases markedly in patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD), congestive heart failure, and other conditions that increase the work of breathing. In these patients, OCB may reach 20-30% of total oxygen requirements, and in severe cases, it may be the primary cause of respiratory failure.

Measurement of OCB is difficult because it requires the use of sophisticated techniques to measure the oxygen consumption of the respiratory muscles. This study was designed to evaluate the oxygen cost of breathing in patients with COPD and congestive heart failure using a simplified technique that involves the measurement of the oxygen consumption of the respiratory muscles during spontaneous breathing.

The results of this study show that the oxygen cost of breathing is significantly increased in patients with COPD and congestive heart failure. In patients with COPD, OCB was 15-20% of total oxygen requirements, and in patients with congestive heart failure, OCB was 10-15% of total oxygen requirements. These findings suggest that OCB is a significant component of the oxygen requirements of patients with COPD and congestive heart failure, and that it may be a contributing factor to respiratory failure in these patients.

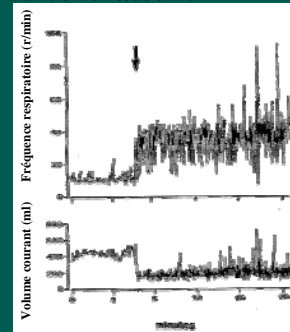
Defaillance et arrêt cardiaque précédé par l'arrêt respiratoire





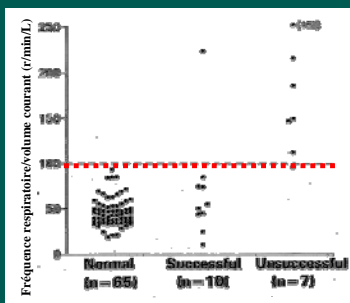
Tobin MM SCCM State of the art 1991

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



Tobin MM SCCM State of the art 1991

## Index de Tobin



Tobin MM SCCM State of the art 1991

## Mécanique du système respiratoire Quel est le mécanisme?

- 1-Constante de temps
- 2-Compliance
- 3-Résistance
- 4-Auto-PEEP
- 5-Ratio I:E

## Équation du système respiratoire

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

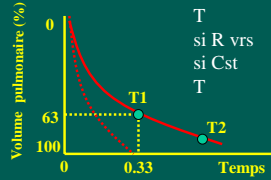
## Augmentation des pressions de pointe après intubation

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

Photo échancre sternale

### 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 H<sub>2</sub>O/L/sec

si C st = 33 ml/cm H<sub>2</sub>O

T = 0,33 secondes

= 63% de ↓ volume pulmonaire

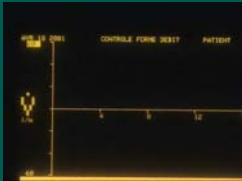

Après 3T: 96% du volume

Choquette R. 1995 Pharmacocinétique et pharmacodynamique.



### Mécanique du système respiratoire

Simulateur: ventilation débit constant  
 Courbe de débit-temps:  
 Modification de la constante de temps

Augmentation de la résistance
Courbe normale

### Compliance

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

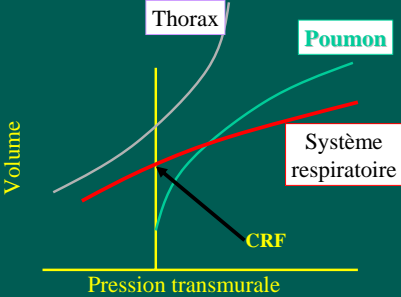
Compliance pulmonaire (Cp) =  $\frac{\text{Volume courant}}{P_{\text{alv}} - P_{\text{pl}}}$   
 = 200 ml/cm H<sub>2</sub>O

Compliance thoracique (Ct) =  $\frac{\text{Volume courant}}{P_{\text{pl}} - P_{\text{atm}}}$   
 = 200 ml/cm H<sub>2</sub>O

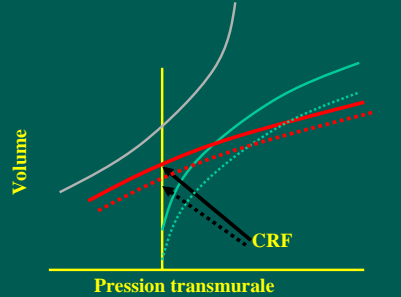
Compliance système respiratoire =  $\frac{\text{Volume courant}}{P_{\text{alv}}}$   
 = 100 ml/cm H<sub>2</sub>O

Succès du sevrage peu probable si compliance < 25 ml/cm H<sub>2</sub>O

### Mécanique du système respiratoire



### Mécanique du système respiratoire: ARDS

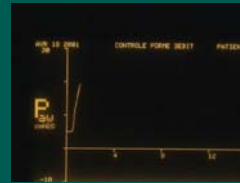


Le PEEP peut ramener la CRF à sa valeur initiale

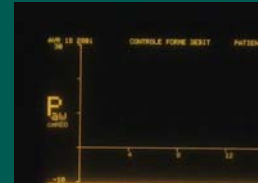


## Mécanique du système respiratoire

Simulateur: mode débit constant  
 Courbe pression-temps  
 Modification de la compliance



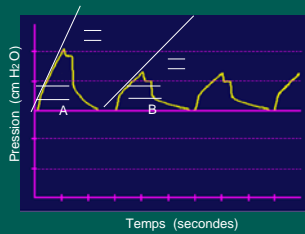
Compliance diminuée



Compliance normale

## Courbe Pression-temps Mode à débit constant

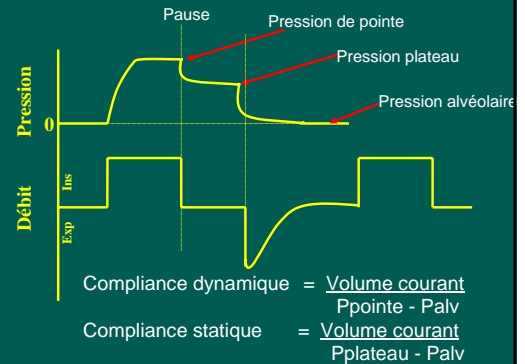
Changement compliance



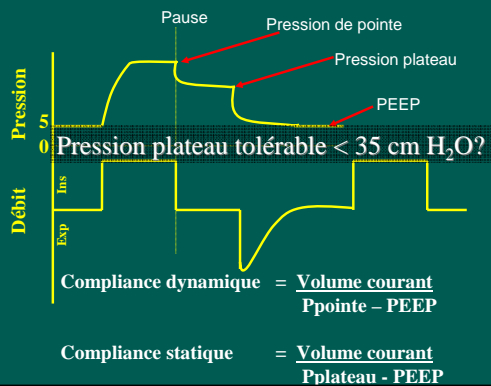
- A: Compliance diminuée
- Pente de la seconde partie plus raide qu'en 'B'
  - PIP - Ppause inchangée
  - Première marche inchangée
- B: Compliance normale
- Retour exponentiel à la ligne de base

Paul Ouellet

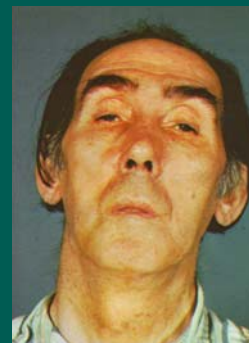
## Mécanique du système respiratoire



## Mécanique du système respiratoire



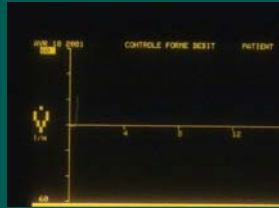
Pourquoi la compliance est diminuée après la séquence rapide?





## Mécanique du système respiratoire

Simulateur: mode débit constant  
 Courbe débit-temps  
 Modification de la complianc



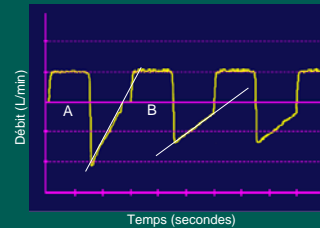
Compliance diminuée



Compliance normale

## Courbe Débit-temps Mode à débit constant

Changement complianc  
 (Ti 50%)



- A: Complianc réduite
- Retour rapide à la ligne de base
  - Pente plus aigüe qu'en 'B'

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

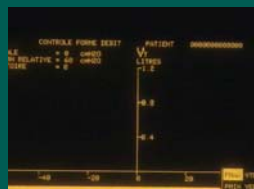
Paul Ouellet

## Mécanique du système respiratoire

Simulateur: ventilation débit constant  
 Courbe pression-volume  
 Modification de la complianc



Compliance diminuée



Compliance normale

## Boucle Volume-pression Mode à débit constant

Changement complianc

- A: Complianc diminuée
- Point de déflexion expiratoire plus élevé sur l'axe de pression

- B: Complianc normale
- Accroissement graduel jusqu'à PIP

Paul Ouellet

## Femme de 62 ans

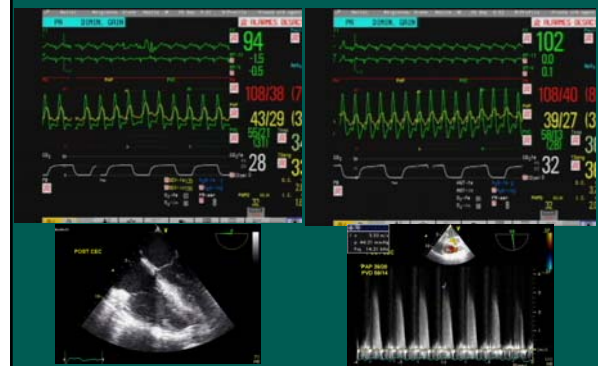
- Transfer HSC: choc, fibrillation
- Échec angioplastie
- BIA, dopamine, noradrenaline, intubée
- Parsonnet 50
- PAC X 2 et PMC X1



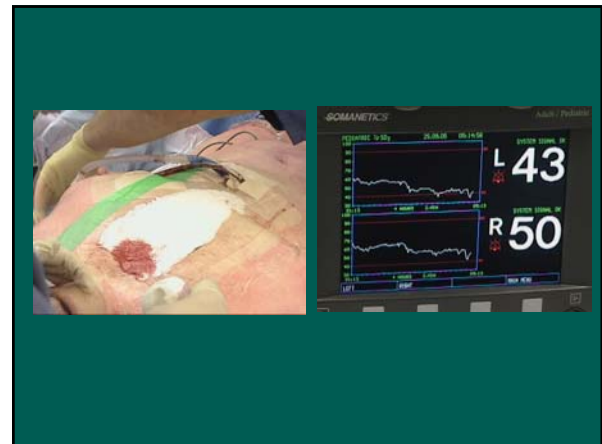
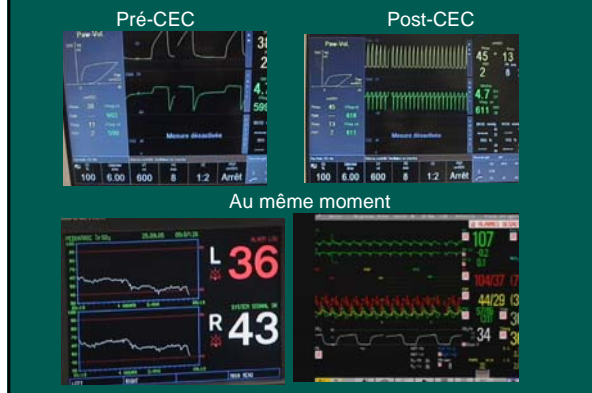
## VD post-CEC

Pré-CEC

Post-CEC



## Fermeture du thorax



## 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<sub>2</sub>/FiO<sub>2</sub> 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.



Schapera A et al. Anesthesiology 1989;71:396-402

## 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

## Diagnostic différentiel

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

## Ventilateur de SOP

SOP  
 pH: 7.32  
 PCO<sub>2</sub>: 24 mmHg  
 PO<sub>2</sub>: 69 mmHg  
 EB: + 0.9  
 FIO<sub>2</sub>: 100%

PB-7200: VOI 700 PEEP 5

pH: 7.37  
 PCO<sub>2</sub>: 44 mmHg  
 PO<sub>2</sub>: 66 mmHg  
 EB: + 0.5  
 FIO<sub>2</sub>: 100%



Ventilation haute fréquence

pH: 7.44  
 PCO<sub>2</sub>: 35 mmHg  
 PO<sub>2</sub>: 262 mmHg  
 EB: + 0.7  
 FIO<sub>2</sub>: 100%

### Jet ventilation 15 minutes

ACT				
PAP/W	89/25/14/28	-	-	
PVC	20/27	-	-	
DC/C	10.6/4.8			
pH	7.39			
pCO <sub>2</sub> /ETCO <sub>2</sub>	41	9.9	9.7	
PO <sub>2</sub> /SpO <sub>2</sub>	524	100	100	(100/100)
EB	40.8			
K+	4.1			
Hb/Ht	93/28			
GLYCÉMIE	1.4/10.1/4.4/8.8			

### Bilan hémopré-CEC

T (cm)=	180	VS=	86
PDS(Kg)=	100.00	RVS=	847
PCAP=	18	RVP=	78
(15:18)		WSVG=	65
PVC=	19	WSVD=	5
(15:18)			
DC=	5.1	IC=	2.3
(15:15)			39
FC=	59	IRVS=	1855
PA MOY=	73	IRVP=	171
AP MOY=	23	IWSVG=	30
		IWSVD=	2
		S.C.=	2.19

### Bilan hémopost-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 hémopost-jet

T (cm)=	180	VS=	133
PDS(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
PA MOY=	100	IRVP=	215
AP MOY=	34	IWSVG=	65
		IWSVD=	10
		S.C.=	2.19

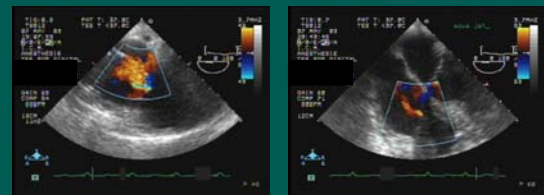
### Ventricule droit post CEC



Ventilation conventionnelle

Ventilation par jet

### Régurgitation tricuspidiennepost CEC



Ventilation conventionnelle

Ventilation par jet

## Effet sur échanges gazeux



Soins intensifs



Post jet ventilation

## Ventilation haute fréquence



Conventionnel

Haute fréquence

## Ventilation haute fréquence



Conventionnel

Haute fréquence

## Résistance

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

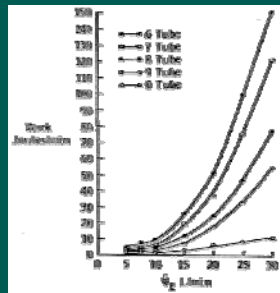
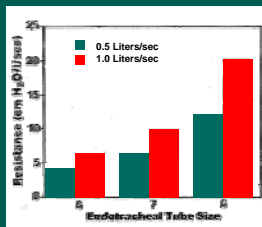
$\eta$  = viscosité  
 $l$  = longueur  
 $r$  = rayon  
 $\rho$  = densité  
 $f$  = friction

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

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

Résistance inspiratoire et expiratoire?  
 Résistance au TET ou à la carène?  
 Facteurs: débit, volume, taille du circuit

## Résistance et tube endotrachéal



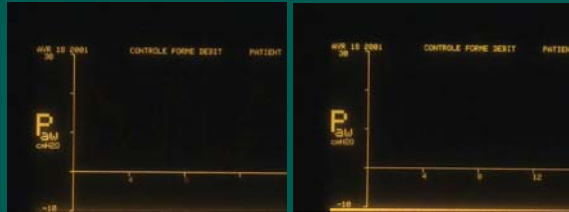
L'aide inspiratoire minimale = 15 – (taille du TET)

## Autre cause de résistance: stridor post-exubation



## Mécanique du système respiratoire

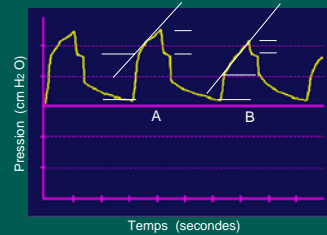
Simulateur: mode débit constant  
 Courbe pression-temps  
 Modification de la résistance



Résistance augmentée

Résistance normale

## Courbe Pression-temps Mode à débit constant

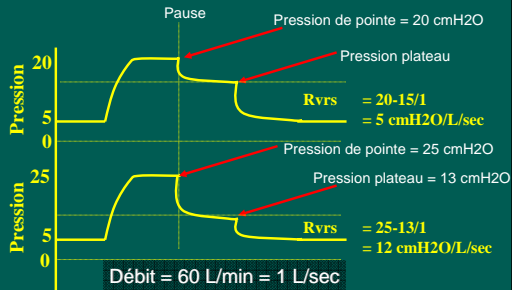


Changement résistance

- 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

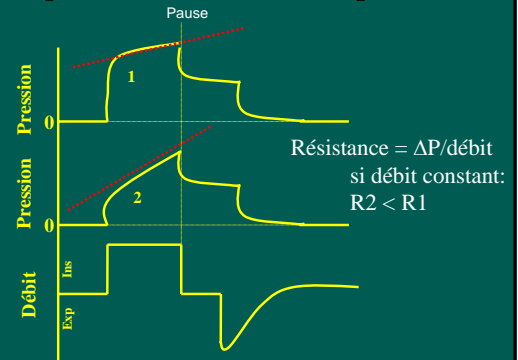
Paul Ouellet

## Résistance



La diminution de la Ppointe - Pplateau = mesure de l'efficacité des bronchodilatateurs  
 Résistance acceptable sous ventilation mécanique = 15 cmH2O/L/sec

## Quel patient a la résistance la plus élevée?



## Mécanique du système respiratoire

Simulateur: mode débit constant  
 Courbe débit-temps  
 Modification de la résistance



Résistance augmentée

Résistance normale

## Mécanique du système respiratoire

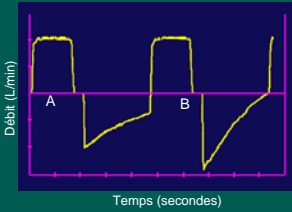
Simulateur: mode débit constant  
 Courbe débit-temps  
 Modification de la résistance



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

Paul Ouellet

## Homme de 64 ans: résection myocardique septale



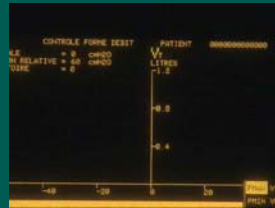
Début de la procédure



Fin de la procédure

## Mécanique du système respiratoire

Simulateur: mode débit constant  
Courbe pression-volume  
Modification de la résistance



Résistance augmentée

Résistance normale

## Mécanique du système respiratoire

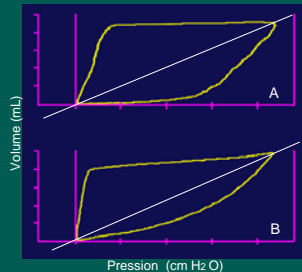
Simulateur: mode débit constant  
Courbe pression-volume  
Modification de la résistance



Résistance augmentée

Résistance normale

## Boucle Volume-pression Mode à débit constant



Changement résistance

- A: Résistance accrue
- Arc du profilé inspiratoire
  - Présence d'un point d'inflexion inspiratoire
- B: Résistance normale
- Accroissement graduel jusqu'à PIP

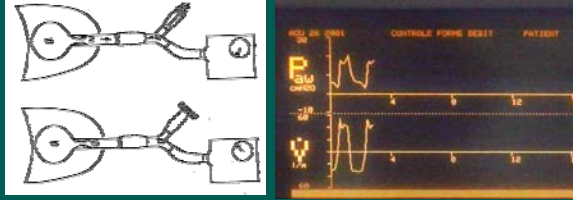
Paul Ouellet

## Auto-PEEP



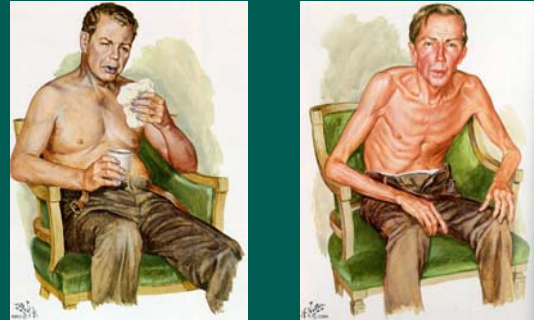
## Mécanique du système respiratoire

### Auto-PEEP



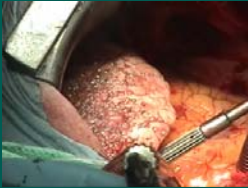
Marini H. Monitoring during mechanical ventilation. Clinics in Chest Medicine 1988;9(1):73-100

## Auto-PEEP



## Sévérité de la maladie et TFP

- Homme fumeur avec test de fonction pulmonaire normales



## 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 électro-mécanique

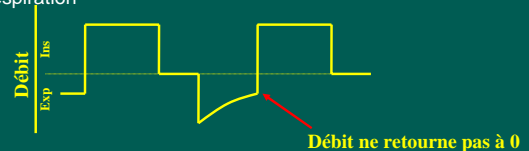
*Auto-PEEP during CPR. An « occult » cause of electromechanical dissociation.*  
Paul L. Rogers et al. Chest 1991;99:492-3

### Comment traiter l'auto-PEEP?

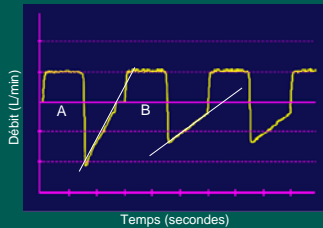
Rx: fréquence, ratio I:E, débit inspiratoire, PEEP, He

## 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



## 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
- Paul Ouellet

## 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

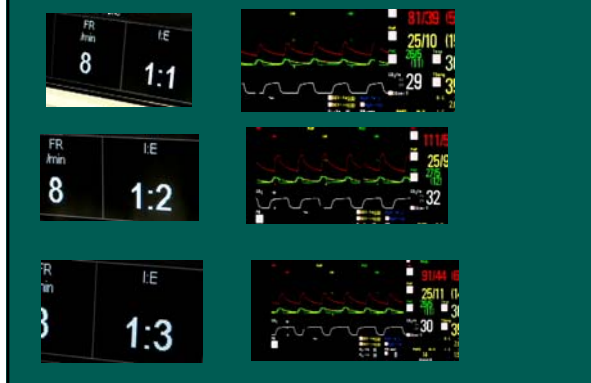
## Mécanique du système respiratoire



## Mécanique du système respiratoire



## Mécanique du système respiratoire



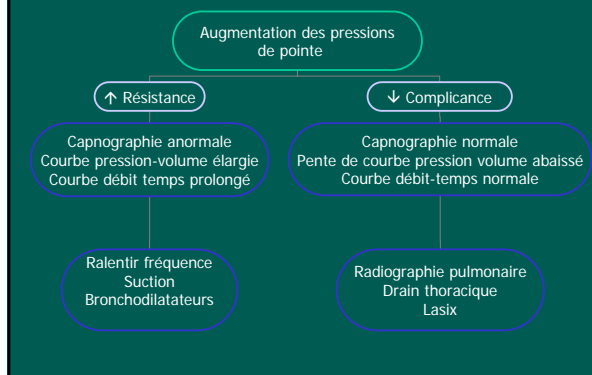
## Mécanique du système respiratoire

Si on augmente le ratio à 1:4?





## Algorithme: ↑ 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

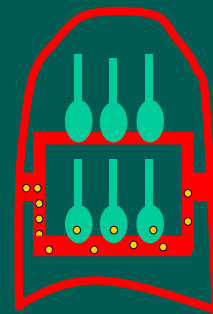


## Évaluations...

## Interaction cardiopulmonaire

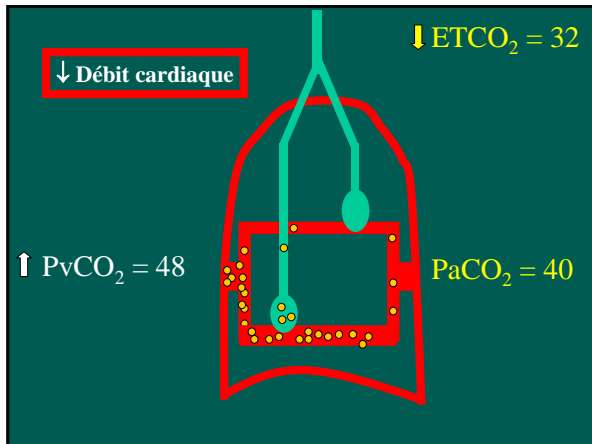
- $PCO_2$  et débit cardiaque
- PEEP et wedge
- Compliance pulmonaire et fonction cardiaque
- Pouls paradoxal

## Zones de West simplifiées



Zone I:  $Palv > Pvasc$

Zone III:  $Palv < Pvasc$



### Compliance et interaction cardiopulmonaire

De combien un PEEP à 10 cmH<sub>2</sub>O augmente-t-il le wedge?

Équation de la compliances:

$$1/C_{\text{système respiratoire}} = 1/C_{\text{poumons}} + 1/C_{\text{thorax}}$$

$$= 1/200 + 1/200$$

$$= 1/100 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$$

Le % de transmission des pressions à la plèvre dépend de  $\Delta P_{pl}/P_{alv}$

$$\Delta P_{pl}/P_{alv} = C_p/(C_t + C_p) \text{ si } C_p = C_t$$

$$= 1/2C_p \text{ ou } 50\% \text{ de transmission}$$

$$= 5 \text{ cm H}_2\text{O ou } 3.7 \text{ mmHg (1.36)}$$

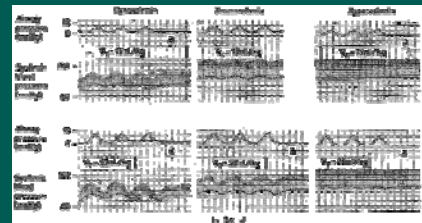
### Compliance et interaction cardiopulmonaire

De combien un PEEP à 10 cmH<sub>2</sub>O augmente-t-il le wedge si ARDS ou MPOC?

Si ARDS: C<sub>p</sub> diminué (ex: 20), C<sub>t</sub> inchangé (ex: 100),  
le % de transmission diminue (20/120)  
PEEP a peu d'effet sur le wedge

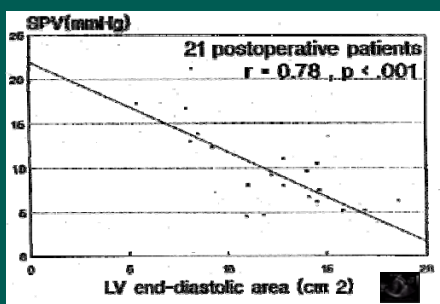
Si MPOC: C<sub>p</sub> augmente (ex: 70) et C<sub>t</sub> diminue (ex: 50),  
le % de transmission augmente (70/120)  
PEEP augmente le wedge

### Pourquoi le pouls paradoxal est utile pour l'anesthésiste?



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

### Pouls paradoxal



Vrillon M et al. Anesthesiology 1990:A243

### Pourquoi le pouls paradoxal est utile pour l'anesthésiste?



Anesthesiology 2005

## Temps inspiratoire

$$\begin{aligned} \text{Ventilation minute} &= V_c \times \text{FR} \\ &= V_c \times 60/T_{\text{tot}} \\ &= V_c \times 1/T_{\text{tot}} \\ &= V_c/T_i \times T_i/T_{\text{tot}} \end{aligned}$$

$V_c$  = volume courant  
 $\text{FR}$  = fréquence respiratoire  
 $T_{\text{tot}}$  = Temps total = durée d'une respiration  
 $T_i$  = temps inspiratoire  
 $V_c/T_i$  = débit inspiratoire moyen (150-400ml/sec)  
 $T_i/T_{\text{tot}}$  = fraction du temps inspiratoire ( $n = 0.35$ )

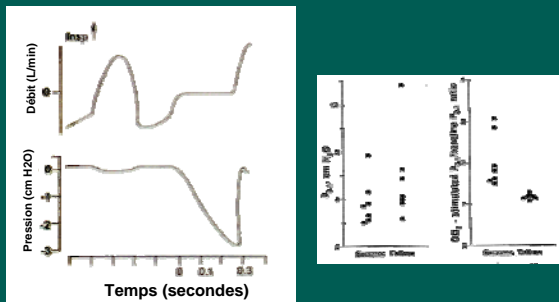
## Dynamisme respiratoire

1-P 0.1

2- $V_c/T_i$

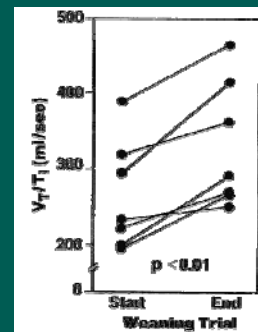
3-EMG

## Pression à 100 msec



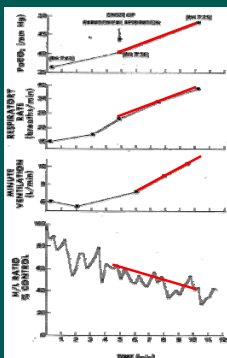
Tobin MJ. Respiratory monitoring. Contemporary mgt in critical care 1991 Churchill Livingstone

## Débit inspiratoire

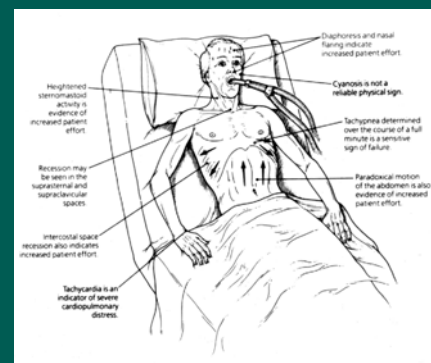


Tobin MM SCCM State of the art 1991

## Fatigue et EMG

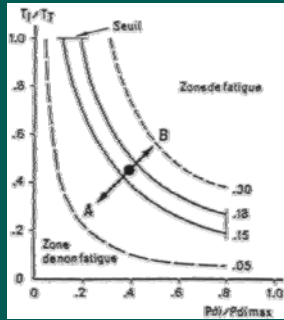


Cohen et al. Am J Med 1982;73:308-16



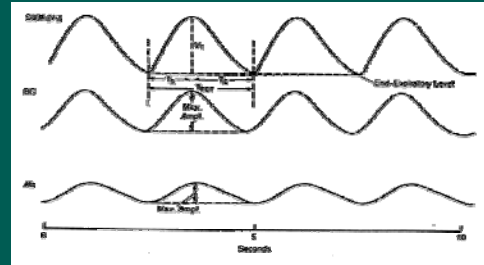
Tobin MM SCCM State of the art 1991

### Fatigue respiratoire: « Tension-time index »



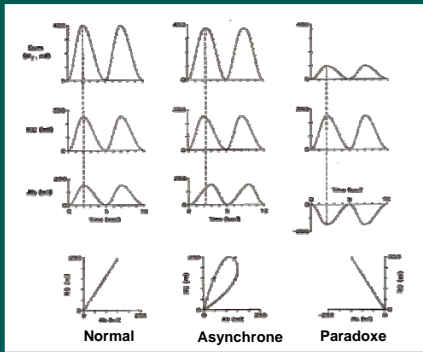
Grassino A et al. La fatigue des muscles de la ventilation. Éencycl. Med. Chir. 1990

### Type de respiration



Tobin MM SCCM State of the art 1991

### Type de respiration



### Ventilateur de SOP

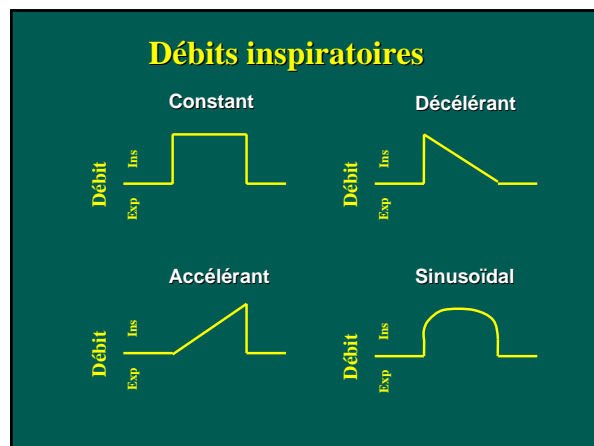
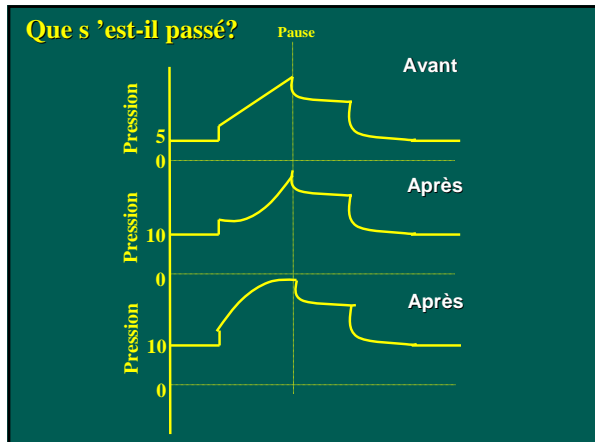
	39	16	31/21	
	17	15	8	
		4.5		
Ph			5.38	
PCO <sub>2</sub>	24	24	24	
PO <sub>2</sub>	99	69	69	
EB			10.7	
Hb/Ht			9/12.4	
Glu/lac/Mg	9.5	13	7.8	
RX:	Cefazoline			

### Ventilateur de SI (VOI 700 X 12 PEEP 5)

	39	16	31/21	
	17	15	8	
		4.5		
Ph			7.37	
PCO <sub>2</sub>	24	24	26	44
PO <sub>2</sub>	99	69	85	66
EB			10.5	
Hb/Ht			9/12.7	
Glu/lac/Mg	9.5	13	7.8	
RX:	Cefazoline			

### Jet ventilation

	39	16	31/21	
	17	15	8	
		4.5		
Ph			7.37	
PCO <sub>2</sub>	24	24	26	44
PO <sub>2</sub>	99	69	85	66
EB			10.5	
Hb/Ht			9/12.7	
Glu/lac/Mg	9.5	13	7.8	
RX:	Cefazoline			



## 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 2B  
 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 Livingston  
 Vassilakopoulos T. et al 1998 Yearbook of Intensive Care and Emergency médecine e