

Monitoring de la mécanique respiratoire chez le patient ventilé: comment procéder au lit du malade

DAVY CABRIO^a, Dr ARNAUD REY^b, Dr JEAN BONNEMAIN^a, Pr JEAN-DANIEL CHICHE^a et Dre LISE PIQUILLOUD^a

Rev Med Suisse 2022; 18: 292-7 | DOI : 10.53738/REVMED.2022.18.769.292

Le terme «mécanique respiratoire» se rapporte souvent, en pratique, aux concepts de compliance et résistance du système respiratoire. Chez un patient ventilé, les mesures de compliance et de résistance s'effectuent à l'aide du ventilateur (occlusion télé-inspiratoire et télé-expiratoire). Ces mesures permettent de suivre l'évolution d'une atteinte pulmonaire ou l'efficacité d'un traitement administré. En cas de changement brusque de compliance ou de résistance, l'analyse des variations des courbes affichées sur l'écran du ventilateur permet d'élaborer un diagnostic différentiel rapidement. Cet article de synthèse décrit les concepts de compliance et résistance du système respiratoire, la façon de les calculer et de les utiliser au lit du malade.

Monitoring respiratory mechanics in ventilated patients: a bedside approach

In clinical practice, the term respiratory mechanics usually refers to the concept of compliance and resistance of the respiratory system. In ventilated patients, measurements of compliance and resistance can be performed at the bedside using the ventilator (end-inspiratory and end-expiratory occlusions). Those measurements allow caregivers to monitor pulmonary disorders and evaluate treatment effectiveness. In case of sudden change in compliance or resistance, the variation of flow and pressure curves displayed on the ventilator screen helps to narrow down the differential diagnosis. This article defines what are compliance and resistance and how to calculate and use them at the bedside.

INTRODUCTION

La mécanique respiratoire décrit l'étude des déterminants biomécaniques de la fonction respiratoire (forces, volumes, débits, etc.). En pratique clinique, le concept de mécanique respiratoire est souvent réduit aux concepts de compliance et résistance du système respiratoire.^{1,2} Le monitoring de ces paramètres permet de mieux comprendre l'atteinte respiratoire. Par exemple, en cas de syndrome de détresse respiratoire aiguë,³ la mesure régulière de la compliance permet de suivre

l'évolution de l'atteinte pulmonaire ou d'estimer l'impact du réglage de la pression expiratoire positive (PEP) sur le recrutement alvéolaire. En cas de bronchospasme, la mesure de la résistance permet de quantifier le degré d'obstruction des voies aériennes et d'objectiver l'efficacité des traitements bronchodilatateurs. Le monitoring en continu des courbes affichées sur le ventilateur permet de détecter aisément des changements rapides de compliance ou de résistance chez le patient ventilé.

COMPLIANCE (ET ÉLASTANCE)

La compliance d'un compartiment clos reflète sa distensibilité et représente la variation de volume (ΔV) liée à une variation de pression (ΔP).⁴ Elle s'écrit: $C = \Delta V / \Delta P$ (figure 1a).

La compliance du système respiratoire (C_{RS}) ou compliance thoraco-pulmonaire reflète la distensibilité du système respiratoire. Elle est la résultante de la compliance des poumons et de la paroi thoracique. Elle correspond au rapport de la différence de volume entre fin d'expiration et fin d'inspiration (volume courant (VT)) et la différence de pression associée (pression élastique (P_{el})), calculée comme la différence de pression alvéolaire de fin d'inspiration ($P_{A \text{ télé-insp}}$) et la pression alvéolaire de fin d'expiration (pression d'équilibre du système respiratoire (P_o)) (figure 1b).⁵ La compliance se mesure usuellement en situation de relaxation (pas d'activation des muscles inspiratoires et/ou expiratoires).²

La valeur normale de C_{RS} dépend de la capacité vitale (CV) et donc de l'ethnie, du sexe et de la taille. Elle dépend également de la position du sujet (couchée ou debout). Il en résulte un grand éventail de valeurs possibles. Chez un sujet sain adulte, la C_{RS} normale est usuellement de l'ordre de 100 à 200 ml/cmH₂O.^{6,7} Chez le sujet ventilé, en raison de la présence de zones d'atélectasies aux bases, elle est comprise entre 50 et 100 ml/cmH₂O. La valeur normale de C_{RS} du patient intubé en ml,⁸ la CV théorique se calculant au moyen des formules suivantes:

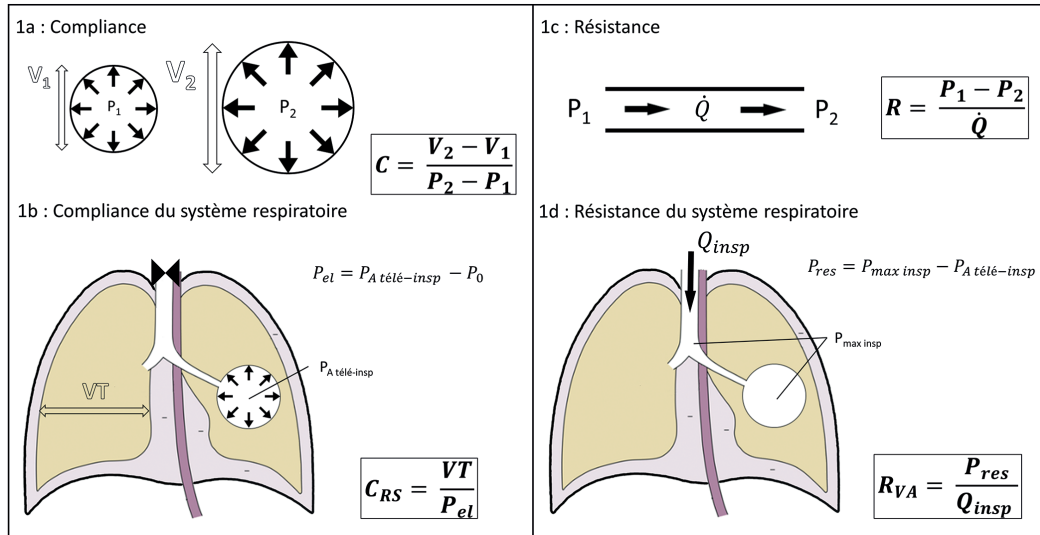
- Pour les hommes: $CV \text{ (ml)} = (5,76 \times \text{taille (m)} - 0,026 \times \text{âge (années)} - 4,34) \times 1000$.
- Pour les femmes: $CV \text{ (ml)} = (4,43 \times \text{taille (m)} - 0,026 \times \text{âge (années)} - 2,89) \times 1000$.

L'élastance (E) est l'inverse mathématique de la compliance ($E = 1/C = \Delta P / \Delta V$).

^aService de médecine intensive adulte, Centre hospitalier universitaire vaudois, 1011 Lausanne, ^bService d'anesthésiologie, Centre hospitalier universitaire vaudois, 1011 Lausanne
davy.cabrio@chuv.ch | arnaud.rey@chuv.ch | jean.bonnemain@chuv.ch
jean-daniel.chiche@chuv.ch | lise.piquilloud@chuv.ch

FIG 1 Concepts de compli-
ance et résistance

Concept de compli-
ance en général (1a) et de compli-
ance du système respiratoire (1b). Concept de résistance en général (1c) et de résistance du système respiratoire (1d).
C : compli-
ance; C_{RS} : compli-
ance du système respiratoire; P : pression; P_0 : pression d'équilibre du système respiratoire; $P_{A\text{ télé-insp}}$: pression alvéolaire de fin
d'inspiration; P_{el} : pression élastique; $P_{max\text{ insp}}$: pression maximale inspiratoire (débit non nul); \dot{Q} : débit instantané; Q_{insp} : débit inspiratoire moyen;
 P_{res} : pression résistive; R : résistance; R_{VA} : résistance des voies respiratoires; V : volume; VT : volume courant.



RÉSISTANCE

La résistance correspond au rapport entre la ΔP mesurée entre l'entrée et la sortie d'une structure et le débit (\dot{Q}) la traversant: $R = \Delta P / \dot{Q}$ (figure 1c). La résistance des voies aériennes est responsable, en présence d'un débit d'air, d'une différence de pression entre l'entrée des voies aériennes et les alvéoles.⁷ En pratique clinique, on calcule uniquement la résistance moyenne des voies aériennes (R_{VA}) à partir du débit inspiratoire moyen (Q_{insp}) (figure 1d).

R_{VA} correspond à la différence de la pression maximale mesurée dans les voies aériennes au cours de l'inspiration et $P_{A\text{ télé-insp}}$ ($\dot{Q} = 0$), divisée par Q_{insp} . Cette différence de pression est nommée pression résistive (P_{res}). En termes d'unité, R_{VA} est usuellement exprimée en $cmH_2O/l/s$. Chez le patient ventilé, la résistance des voies aériennes correspond à la somme de la R des voies aériennes du patient, du tube endotrachéal et du circuit de ventilation.

Les valeurs normales de R_{VA} pour un patient sain ventilé sont de 8 à 12 $cmH_2O/l/s$ pour $Q_{insp} = 60\text{ l/min} = 1\text{ l/s}$.⁸ À noter que sur les ventilateurs, le débit inspiratoire est exprimé en l/min et doit donc être divisé par 60 pour le calcul de R_{VA} .

ÉQUATION DU MOUVEMENT DU SYSTÈME RESPIROATOIRE ET CALCULS DE C_{RS} ET R_{VA}

C_{RS} et R_{VA} peuvent être calculées à partir de l'équation du mouvement du système respiratoire chez le patient ventilé.

Au cours de l'inspiration, pour que l'air puisse atteindre les alvéoles, il doit exister un gradient de pression entre l'entrée des voies aériennes et les alvéoles. Ce gradient doit être suffisant

pour vaincre la résistance des voies aériennes, les forces de rétraction élastiques du système respiratoire et l'éventuelle pression alvéolaire de fin d'expiration. Au cours de l'inspiration, la pression totale dans les voies aériennes (P_{tot}) est en tout temps égale à la somme de trois composantes: P_{res} , P_{el} et P_0 . Il s'agit de l'équation du mouvement du système respiratoire (a)⁹:

$$(a) P_{tot} = P_{res} + P_{el} + P_0$$

P_{res} résulte de la présence durant l'inspiration d'un débit de gaz dans les voies aériennes. Elle dépend de la résistance instantanée des voies aériennes ($R_{VA\text{ instantanée}}$) et du débit inspiratoire instantané (\dot{Q}) (b):

$$(b) P_{res} = \dot{Q} \times R_{VA\text{ instantanée}}$$

P_{el} résulte de la présence des forces de rétraction élastiques du système respiratoire. Elle dépend du volume insufflé et de C_{RS} (c):

$$(c) P_{el} = \frac{V}{C_{RS}}$$

La P_0 correspond à la pression régnant dans les alvéoles en fin d'expiration.

Si l'on considère l'équation (a) et les composantes de P_{res} et P_{el} , on peut écrire l'équation du mouvement du système respiratoire de la façon suivante (d):

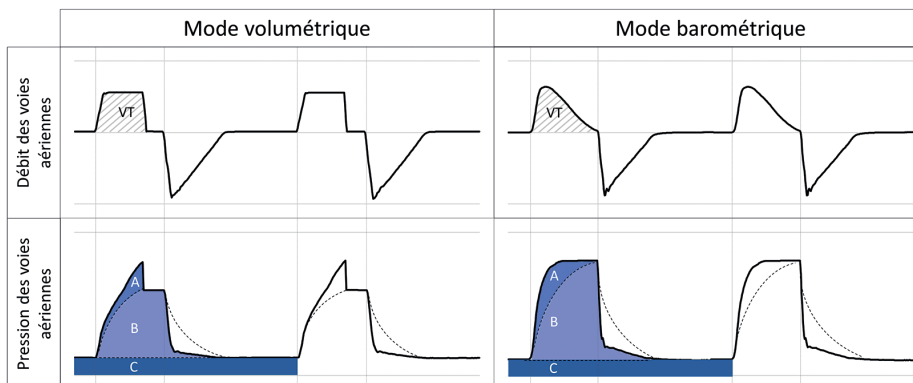
$$(d) P_{tot} = \dot{Q} \times R_{VA\text{ instantanée}} + \frac{V}{C_{RS}} + P_0$$

La figure 2 illustre les pressions au cours de cycles respiratoires délivrés en mode volumétrique (VT réglé et monitoring de la pression des voies aériennes) et barométrique (pression inspiratoire réglée et monitoring du débit et du VT).¹⁰

FIG 2 Pression et débit dans les voies aériennes au cours du cycle respiratoire

Pression et débit des voies aériennes en mode volumétrique (à gauche) et barométrique (à droite) avec illustration des pressions résistives, élastiques et pression expiratoire positive au cours du cycle respiratoire.

A: pression résistive (P_{res}); B: pression élastique (P_{el}); C: pression expiratoire positive (PEP); VT: volume courant.



CALCUL DE LA COMPLIANCE STATIQUE CHEZ LE PATIENT VENTILÉ

Lorsque l'on occlut le circuit du ventilateur, le débit d'air est nul ($\dot{Q} = 0$) et les pressions s'égalisent entre circuit, voies aériennes et alvéoles. Dans cette situation, P_{res} est nulle et l'équation du mouvement du système respiratoire (d) s'écrit (e):

$$(e) P_{tot} = \frac{V}{C_{RS}} + P_o$$

Elle peut être transformée pour isoler la CRS (f):

$$(f) C_{RS} = \frac{V}{P_{tot} - P_o}$$

En fin d'inspiration, le volume dans le système respiratoire correspond au VT. La réalisation d'une pause télé-inspiratoire (occlusion de circuit du ventilateur en fin d'inspiration) permet de mesurer la pression télé-inspiratoire dans les alvéoles (P_A télé-insp), appelée pression de plateau (P_{plat}). Dans cette situation, P_{plat} représente la pression régnant dans l'ensemble du système respiratoire et donc P_{tot} . La réalisation d'une pause télé-expiratoire permet de mesurer la pression télé-expiratoire dans les alvéoles, qui correspond à P_o . Cette pression s'appelle pression expiratoire totale ou PEP_{tot} (somme de PEP réglée et d'une éventuelle PEP intrinsèque due à un volume non expiré).⁴ En fin d'inspiration, C_{RS} est (g):

$$(g) C_{RS} = \frac{VT}{P_{plat} - PEP_{tot}}$$

La mesure de C_{RS} peut s'effectuer en mode volumétrique ou barométrique (figure 3).

CALCUL DE LA RÉSISTANCE MOYENNE DES VOIES AÉRIENNES

Au lit du patient, seule la R_{VA} est mesurée en utilisant le Q_{insp} . Celui-ci n'est habituellement disponible qu'en mode volumétrique à débit constant. La R instantanée n'est pas aisément mesurable.

À partir de l'équation de la P_{res} (b), R_{VA} peut être isolée (h):

$$(h) R_{VA} = \frac{P_{res}}{Q_{insp}}$$

P_{res} correspond à la différence entre la pression maximale mesurée dans les voies aériennes ($P_{crête}$) et P_{plat} , qui correspond à la pression d'équilibre en fin d'inspiration en l'absence de débit (correspond à $P(A$ télé-insp)). $P_{crête}$ correspond à la pression présente dans les voies aériennes en fin d'insufflation (VT délivré mais avant l'occlusion du circuit).

R_{VA} s'écrit (i):

$$(i) R_{VA} = \frac{P_{crête} - P_{plat}}{Q_{insp}}$$

Les étapes à réaliser pour le calcul de la résistance sont décrites à la figure 3.

MONITORING EN CONTINU DES COURBES DE PRESSION ET DÉBIT

L'analyse des courbes de pression des voies aériennes (P_{VA}) et de débit affichées sur les écrans des ventilateurs permet de détecter la survenue d'une brusque variation de C_{RS} ou de R_{VA} . Cela est possible en mode volumétrique et barométrique.

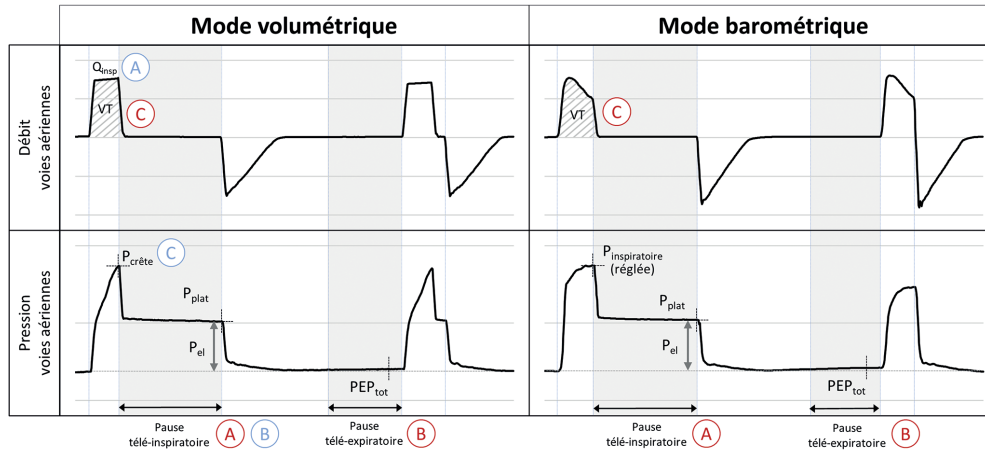
CAS DU MODE VOLUMÉTRIQUE

En mode volumétrique, volume courant et débit inspiratoire sont déterminés par le clinicien. P_{VA} est le paramètre monitoré qui dépend de la mécanique respiratoire du patient. Si l'on règle par défaut une pause inspiratoire à la fin de l'insufflation (plateau télé-inspiratoire) et si sa durée est suffisante pour atteindre une situation d'équilibre, P_{plat} peut être monitorée en continu sans manœuvre additionnelle. Lors d'un changement de P_{plat} ou de $P_{crête}$ (pression maximale durant l'insufflation), il est possible de distinguer les causes d'augmentation de ces pressions (changement de C_{RS} , R_{VA} ou

FIG 3 Calcul de compliance et résistance du système respiratoire

Étapes permettant de calculer la compliance du système respiratoire en mode volumétrique et barométrique et la résistance inspiratoire moyenne, en mode volumétrique uniquement.

C_{RS} : compliance du système respiratoire; $P_{crête}$: pression de crête; P_{el} : pression élastique; PEP_{tot} : pression d'expiration positive totale; $P_{inspiratoire}$: pression inspiratoire; P_{plat} : pression de plateau; Q_{insp} : débit inspiratoire moyen; R_{VA} : résistance moyenne des voies aériennes; VT: volume courant.



Procédure de mesure de la compliance du système respiratoire (C_{RS}):

- | | | |
|---|------------------------|--|
| 1. Pause télé-inspiratoire : mesurer P_{plat} (A) | 3. Relever VT (C) | $C_{RS} = \frac{VT}{P_{plat} - PEP_{tot}}$ |
| 2. Pause télé-expiratoire : mesurer PEP_{tot} (B) | 4. Calculer C_{RS} : | |

Procédure de mesure de résistance du système respiratoire (R_{VA}) (uniquement en mode volumétrique !):

- | | | |
|---|----------------------------|--|
| 1. Relever Q_{insp} (mode volumétrique et débit constant) (A) | 3. Relever $P_{crête}$ (C) | $R_{VA} = \frac{P_{crête} - P_{plat}}{Q_{insp}}$ |
| 2. Pause télé-inspiratoire : mesurer P_{plat} (B) | 4. Calculer R_{VA} : | |

présence d'une auto-inflation). Cela est possible en analysant les variations relatives de P_{res} et P_{el} sur les courbes affichées à l'écran du ventilateur. La figure 4 illustre les changements décrits aux paragraphes suivants.

Augmentation de P_{plat}

En fin d'inspiration, en situation d'occlusion, l'équation (h) peut être transformée afin d'isoler P_{plat} (j):

$$(j) P_{plat} = \frac{VT}{C_{RS}} + PEP_{tot}$$

Si VT est constant, une élévation de P_{plat} peut être due à une diminution de C_{RS} ou à une augmentation de PEP_{tot} . Si l'élévation de P_{plat} est liée à une diminution de C_{RS} , P_{el} augmente (puisque $P_{el} = VT/C_{RS}$). Si l'élévation de P_{plat} est liée à une augmentation de PEP_{tot} , P_{el} reste constante. Dans ce cas, PEP_{tot} , P_{el} et P_{res} augmentent de manière équivalente.

Une diminution brusque de C_{RS} peut être due à un pneumothorax, une atelectasie étendue ou une intubation sélective (suite à une mobilisation du patient par exemple). La diminution de C_{RS} est décrite comme mécanique restrictive. Une augmentation de PEP_{tot} est secondaire à une rétention gazeuse dynamique avec vidange incomplète des alvéoles en fin d'expiration (auto-inflation). Cela peut être dû à une augmentation de la résistance expiratoire des voies aériennes et/ou à un réglage aboutissant à un temps expiratoire trop court.⁵

Augmentation de P_{res}

P_{res} dépend de R_{VA} et du débit inspiratoire ($P_{res} = Q_{insp} \times R_{VA}$). Une augmentation brusque de P_{res} peut donc être due à une augmentation de R_{VA} ou à une augmentation de Q_{insp} (changement de réglages du ventilateur).

Une augmentation de résistance (mécanique obstructive) peut être due à un bronchospasme, une obstruction partielle de la sonde d'intubation ou d'un élément du circuit du ventilateur ou à une obstruction proximale des voies aériennes par des sécrétions.¹¹

Augmentation de $P_{crête}$

$P_{crête}$ correspond à la somme de P_{res} , P_{el} et PEP_{tot} . L'élévation de $P_{crête}$ peut être secondaire à l'augmentation de l'une ou plusieurs de ces pressions.

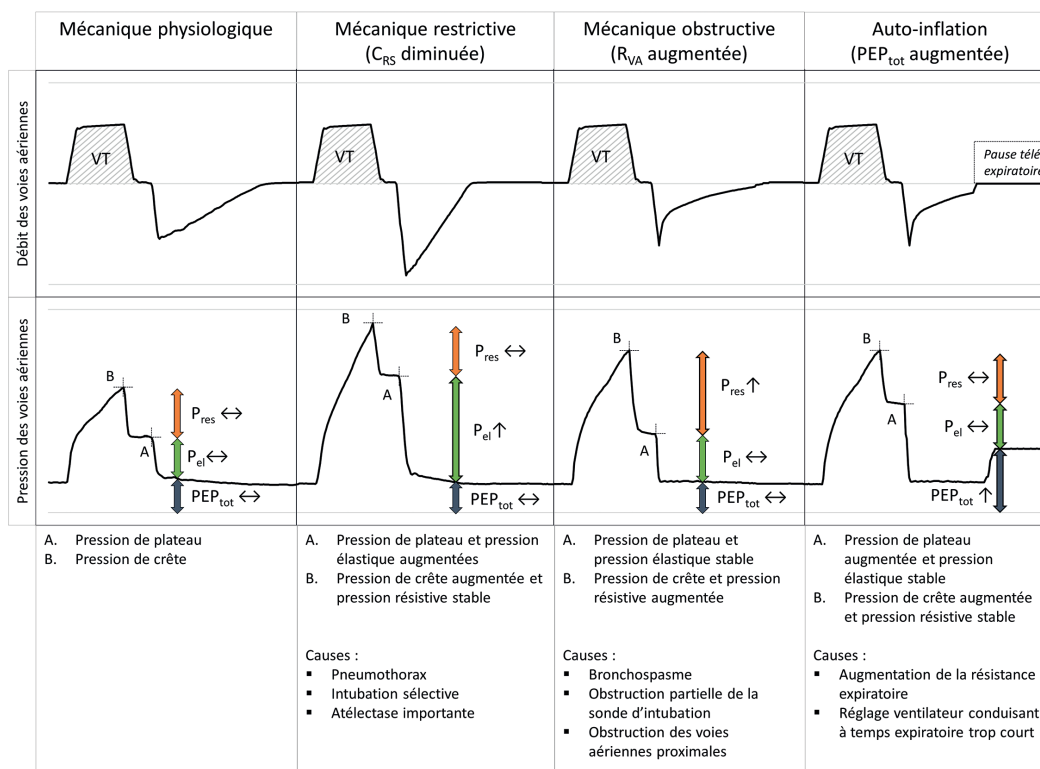
CAS DU MODE BAROMÉTRIQUE

En mode barométrique, la pression inspiratoire est réglée. Elle est égale à P_{plat} uniquement si le débit d'air dans les voies aériennes est nul en fin d'inspiration.^{2,12} Sur les ventilateurs de soins intensifs usuels, il n'est pas possible de régler par défaut une pause télé-inspiratoire en mode barométrique. Le monitoring continu de la mécanique respiratoire nécessite donc l'analyse de la courbe de débit et le monitoring du volume courant.

FIG 4 Effets sur la courbe de pression des altérations de mécanique respiratoire (mode volumétrique)

Aspects des courbes de pression et débit des voies aériennes en mode volumétrique pour une mécanique physiologique, restrictive, obstructive et en présence d'une auto-inflation.

C_{RS} : compliance du système respiratoire; P_{el} : pression élastique; PEP_{tot} : pression expiratoire positive totale; P_{res} : pression résistive; R_{VA} : résistance moyenne des voies aériennes; VT: volume courant.



La courbe de débit inspiratoire dépend de la mécanique respiratoire du patient. Pratiquement, le débit inspiratoire maximal, la pente de décroissance du débit inspiratoire et le temps d'insufflation (temps avec débit inspiratoire > 0) sont influencés par la mécanique respiratoire. Le VT (intégrale du débit inspiratoire en fonction du temps ou aire sous la courbe) en dépend également.

Une diminution de C_{RS} (mécanique restrictive) entraîne une diminution du VT, une décroissance plus rapide du débit inspiratoire (pente plus raide) et une diminution du temps d'insufflation (figure 5 «mécanique restrictive»). En cas de diminution importante de C_{RS} , on note également une discrète diminution du débit inspiratoire de pointe.

Une augmentation de R_{VA} (mécanique obstructive) entraîne une diminution du VT, une diminution du débit inspiratoire de pointe et un ralentissement de la décroissance du débit inspiratoire au cours de l'insufflation (pente plus plate).¹³ Le temps d'insufflation est également prolongé. L'effet d'une augmentation de R_{VA} est illustré dans la figure 5 «mécanique obstructive». Dans cette situation, la PEP_{tot} peut être augmentée par rétention gazeuse dynamique. Elle peut être quantifiée par la réalisation d'une pause télé-expiratoire. La pression inspiratoire étant réglée, elle n'est pas influencée par une augmentation de PEP_{tot} .

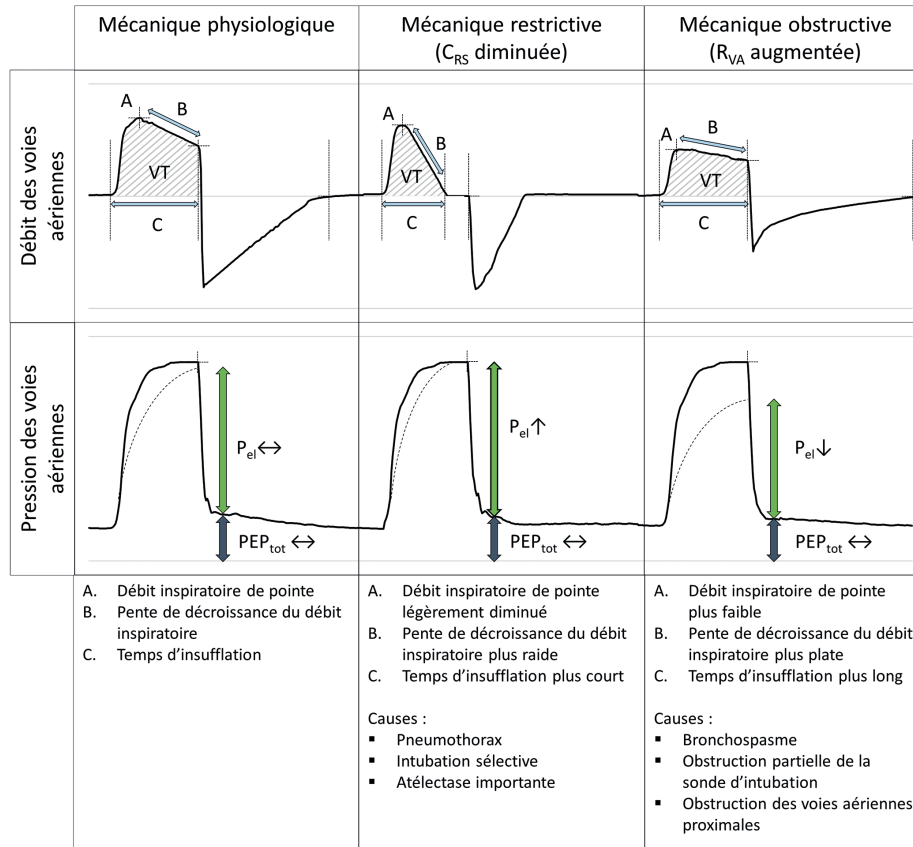
CONCLUSION

Cet article illustre que le suivi de la mécanique respiratoire simple (compliance et résistance) est aisément réalisable en pratique clinique quotidienne avec le ventilateur. Les mesures de mécanique respiratoire sont essentielles pour suivre l'évolution des patients ventilés, détecter des événements aigus, en déterminer la cause. Elles permettent donc d'optimiser la prise en charge des patients ventilés.

Conflit d'intérêts: Les auteurs n'ont déclaré aucun conflit d'intérêts en relation avec cet article.

FIG 5 Effets sur la courbe de débit des altérations de mécanique respiratoire (mode barométrique)

Aspects des courbes de débit et pression des voies aériennes en mode barométrique pour une mécanique physiologique, restrictive et obstructive.
 C_{RS} : compliance du système respiratoire; P_{el} : pression élastique; PEP_{tot} : pression expiratoire positive totale; R_{VA} : résistance moyenne des voies aériennes; VT: volume courant.

**IMPLICATIONS PRATIQUES**

- La mécanique respiratoire simple (compliance et résistance du système respiratoire) est aisément mesurable au lit du malade
- La mesure régulière de la compliance du système respiratoire renseigne sur l'évolution de la pathologie pulmonaire (syndrome de détresse respiratoire aiguë par exemple)
- La mesure de la résistance du système respiratoire permet d'évaluer la réponse à un traitement bronchodilatateur
- Lorsque les courbes affichées par le ventilateur changent brusquement, leur analyse permet de différencier baisse de compliance, augmentation de résistance ou présence d'une auto-inflation, et d'orienter le diagnostic différentiel
- Une diminution brusque de compliance peut être causée par un pneumothorax, une intubation sélective ou une atélectasie majeure. Une augmentation de résistance peut être causée par un bronchospasme, une obstruction partielle du tube endotrachéal ou la présence de sécrétions proximales

- 1 Wilson TA. Respiratory Mechanics. New York: Springer International Publishing, 2016.
- 2 Hess DR. Respiratory Mechanics in Mechanically Ventilated Patients. Respir Care 2014;59:1773-94.
- 3 Lumb AB. Nunn's Applied Respiratory Physiology, 8^e éd. Amsterdam: Elsevier, 2017.
- 4 Lotti G, Braschi A. Measurements of Respiratory Mechanics during Mechanical Ventilation. Rhäzüns: Hamilton Medical AG, 1999.
- 5 Heunks L, Schultz MJ. ERS Practical Handbook of Invasive Mechanical Ventilation. Lausanne: European Respiratory Society, 2019.
- 6 *Marini JJ, Dries DJ. Critical Care Medicine. The Essentials and More. 5^e éd. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2018.
- 7 West JB. West's Pulmonary Pathophysiology. The Essentials. 9^e éd. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2017.
- 8 **Henderson WR, Chen L, Ama-

- to MBP, Brochard L.J. Fifty Years of Research in ARDS. Respiratory Mechanics in Acute Respiratory Distress Syndrome. Am J Respir Crit Care Med 2017;196:822-33.
- 9 *Brochard L, Mercat A, Richard JCM. Ventilation artificielle. De la physiologie à la pratique. Paris: Elsevier Masson S.A.S., 2008.
 - 10 Sondergaard S, Kárason S, Wiklund J, Lindin S, Stenqvist O. Alveolar Pressure Monitoring: An Evaluation in a Lung Model and in Patients with Acute Lung Injury. Intensive Care Med 2003;29:955-62.
 - 11 Tobin MJ. Principles and Practice of Mechanical Ventilation. 3^e éd. New York: McGraw-Hill Education/Medical, 2012.
 - 12 Sosio S, Bellani G. Plateau Pressure during Pressure Control Ventilation. AboutOpen 2019;6:76-7.
 - 13 Poor H. Basics of Mechanical Ventilation. New York: Springer International Publishing, 2018.

* à lire

** à lire absolument