



## Notes de cours

*Préparé par :*

Nicolas Blais St-Laurent inh

*Révision scientifique :*

Stéphane Delisle inh Ph D

*Révision et judicieux conseils linguistique :*

Émilie Tremblay inh



**Services d'inhalothérapie**

**Octobre 2015**

## Contenu

Module 1 : Généralités.....	3
1.1 Introduction .....	3
1.2 Vocabulaire .....	3
1.3 Notion de ventilation à haute fréquence .....	3
1.4 Particularité du VDR-4 .....	4
Module 2 : Composantes du système .....	5
2.1 Module de contrôle .....	5
2.2 Phasitron.....	7
2.3 Système d'humidification .....	8
2.4 Module de monitoring (Monitron) .....	10
Module 3 : Paramètres de ventilation .....	12
3.1 Paramètres d'amplitude.....	12
3.2 Paramètres de cyclage à haute fréquence.....	13
3.3 Paramètres de cyclage à basse fréquence .....	13
3.4 PEP non oscillante.....	14
3.5 Autres paramètres .....	14
3.6 Interactions des paramètres .....	14
Module 4 : Stratégies de ventilation .....	16
4.1 Effets indésirable de la ventilation mécanique .....	16
4.2 Paramètres de départ .....	17
4.3 Gestion de l'hypoxémie .....	17
4.4 Gestion de l'hypercapnie .....	18
4.5 Sevrage.....	18
Module 5 : Surveillance clinique .....	19
5.1 Obstruction de la sonde.....	19
5.2 Fuite ou déconnection .....	19
Index .....	20

## Module 1 : Généralités

### 1.1 Introduction

Le VDR-4 est un appareil de ventilation à haute fréquence conçu à la fin des années 1980 par l'inventeur américain Forest Morton Bird. Il a été conçu en tant qu'appareil de ventilation *universel*, capable de ventiler adéquatement n'importe quel poumon humain, sain ou gravement malade, de la clientèle néonatale à la clientèle adulte. Son développement a été motivé par le constat que la ventilation mécanique en pression positive conventionnelle (c'est-à-dire basée sur un volume courant et une fréquence physiologiques) était peu adaptée à la ventilation d'un patient présentant une pathologie pulmonaire inhomogène (MPOC, pneumonie, brûlure d'inhalation, SDRA, etc).

Outre le type singulier de ventilation qu'il délivre, le VDR-4 se distingue aussi par son fonctionnement entièrement pneumatique. Ceci lui confère l'avantage d'être entièrement indépendant de toute source d'alimentation électrique. En contrepartie, l'appareil a des capacités de monitoring très limitées.

### 1.2 Vocabulaire

<b>Convection :</b>	déplacement d'un volume de gaz. Lors de la ventilation «conventionnelle», les échanges gazeux entre les alvéoles et le circuit du ventilateur se font par convection. On peut donc parler de ventilation <i>convective</i> .
<b>Diffusion :</b>	déplacement des molécules d'un gaz à l'intérieur d'un mélange gazeux. Les molécules d'un gaz diffusent en suivant leur gradient de concentration.
<b>Hertz :</b>	unité de mesure de fréquence correspondant à un cycle par seconde ou soixante cycles par minute.
<b>Iatrogène :</b>	causé par la thérapie.
<b>Percussion :</b>	bref jet de gaz à haute vitesse.
<b>Pression motrice :</b>	dans un contexte de ventilation par VDR-4, on désigne <i>pression motrice</i> la différence entre la pression moyenne à l'inspiration et la pression moyenne à l'expiration.
<b>Pression partielle :</b>	pression exercée par les molécules d'un gaz à l'intérieur d'un mélange gazeux.

### 1.3 Notion de ventilation à haute fréquence

Ce qui caractérise la ventilation à haute fréquence est l'administration de volumes courants inférieurs au volume de l'espace mort anatomique du patient. Les échanges gazeux entre les alvéoles et le circuit de ventilation s'y font selon un ensemble de mécanismes différents. À ce jour, l'influence respective de chacun de ces mécanismes reste encore à élucider.

### 1.3.1 Oxygénation lors de la ventilation à haute fréquence

Les facteurs influençant l'oxygénation lors de la ventilation à haute fréquence sont, à toute fin pratique, les mêmes que pour la ventilation convective.

Dans l'absolu, l'oxygénation du sang est proportionnelle à la pression partielle d'oxygène dans les alvéoles. Les trois principales variables influençant cette pression partielle sont :

- la concentration d'oxygène dans l'air insufflé,
- la pression alvéolaire moyenne,
- la concentration alvéolaire de gaz carbonique.

### 1.3.2 Relation fréquence - volume - ventilation

Ce qui limite les volumes courants en ventilation à haute fréquence est le peu de temps disponible pour chaque cycle respiratoire. Ce temps est d'autant plus court que la fréquence est élevée.

$$\text{Temps de cycle (secondes)} = \frac{60}{\text{Fréquence (cycles/minute)}}$$

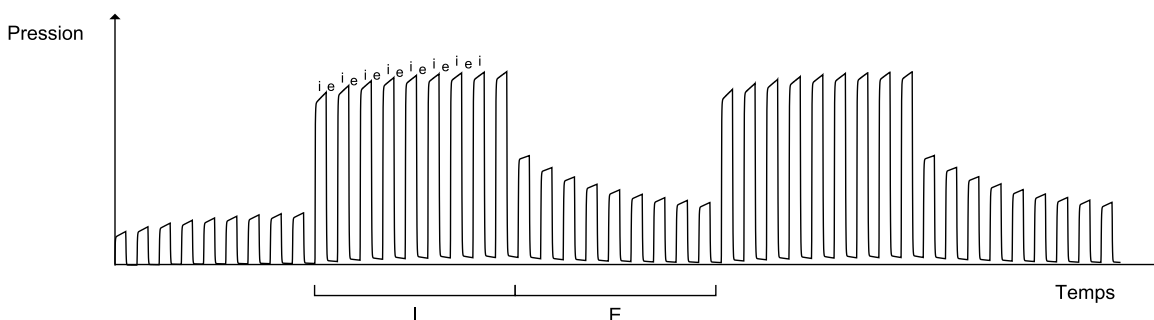
En conséquence, une diminution de la fréquence entrainera une augmentation du volume courant en laissant plus de temps à la pression pour s'équilibrer entre le circuit et les alvéoles. Inversement, une augmentation de la fréquence entrainera une diminution du volume courant.

Ainsi, en ventilation à haute fréquence, une diminution de la fréquence favorise une plus grande élimination du CO<sub>2</sub>.

Il a été démontré que la fréquence est un paramètre très important pour l'élimination du CO<sub>2</sub> en ventilation à haute fréquence.

## 1.4 Particularité du VDR-4

Le VDR-4 se distingue des autres appareils de ventilation à haute fréquence par l'alternance (à basse fréquence) entre deux (voire même trois) amplitudes de percussion. Il en résulte une alternance entre deux pressions moyennes. Les échanges gazeux lors de ce type de ventilation seront, par conséquent, à la fois le résultat du déplacement de volumes d'air (convection) et de l'accélération de la diffusion propre à la ventilation à haute fréquence.



**Figure 1 – L'alternance entre deux amplitudes de percussions donne une apparence typique au tracé de la pression à l'ouverture des voies aériennes lors de la ventilation avec un VDR-4. Les phases inspiratoires et expiratoires à basse fréquence (convection) sont composées d'une succession d'inspirations et d'expirations à haute fréquence (percussions).**

## Module 2 : Composantes du système

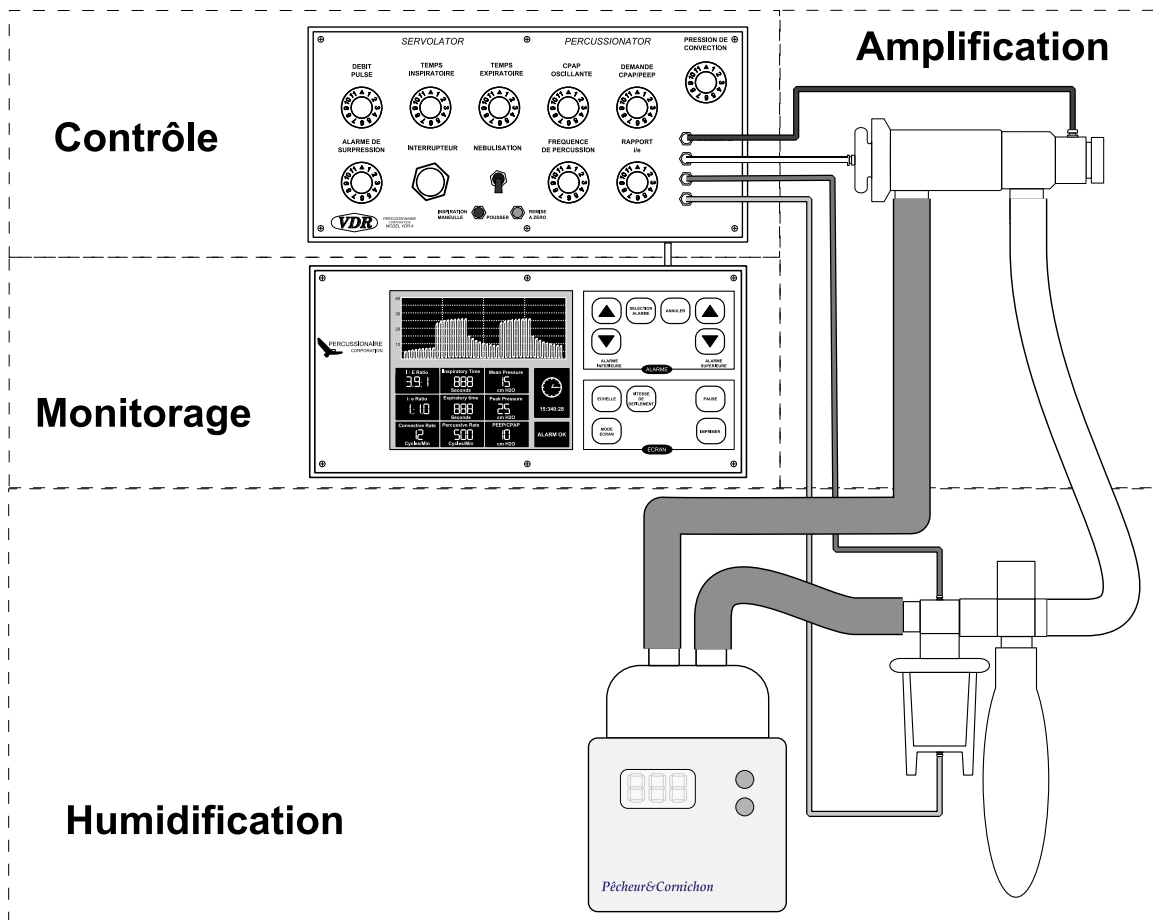


Figure 2 - Composantes du système.

### 2.1 Module de contrôle

Le module de contrôle est la composante qui permet de régler les paramètres de la ventilation délivrée par le VDR-4.

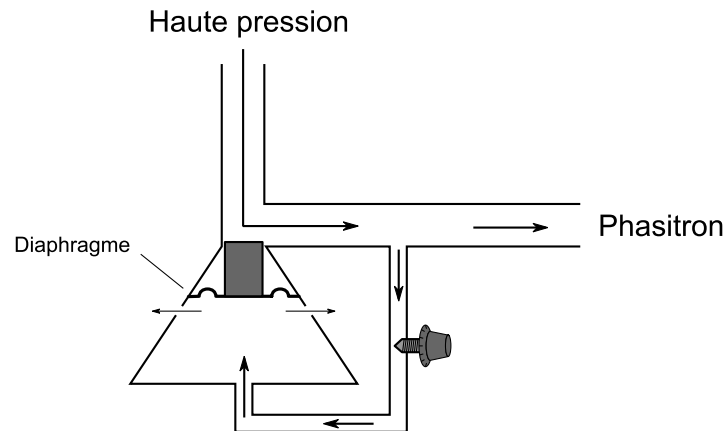
À partir de son alimentation en gaz à haute pression (air et oxygène), le module de contrôle produit :

- Un débit intermittent alimentant le phasitron (connecteur et tubulure blanche),
- Un débit continue (+/- 20 l/min) alimentant le nébuliseur ou tout autre système d'humidification (si activé) (connecteur et tubulure jaune),
- Un débit auxiliaire (+/- 10 l/min) (ajouté à la sortie du nébuliseur dans le circuit classique) (connecteur et tubulure verte).

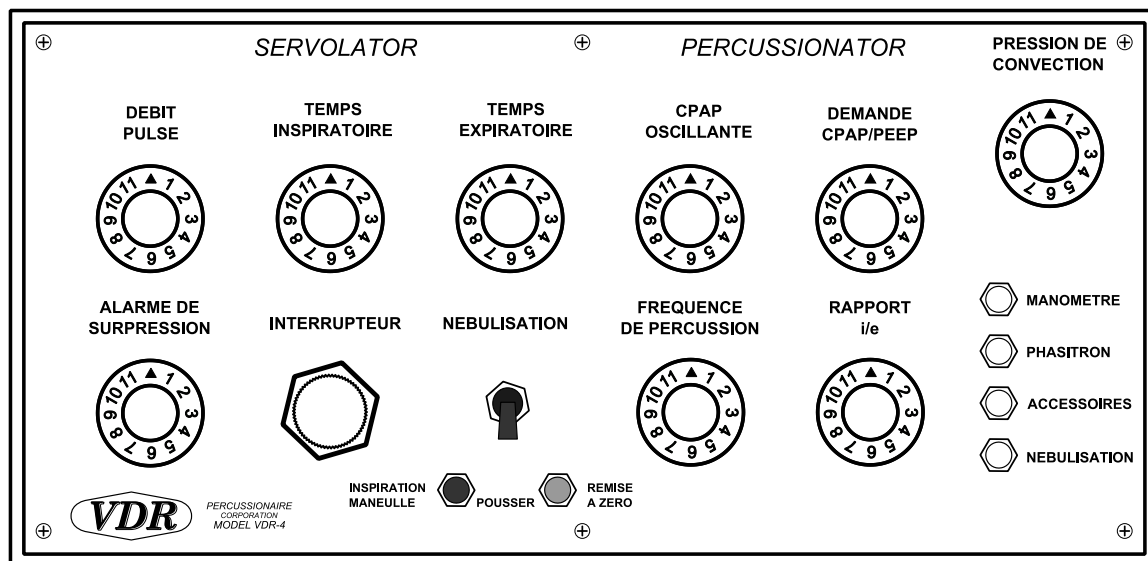
Il est aussi doté d'un port de monitoring (connecteur et tubulure rouge). Un multimètre numérique affiche les pressions moyennes (inspiratoire, expiratoire et globale) et les fréquences (percussion et convection). Finalement, le module de contrôle comprend aussi une alarme de déconnection alimentée par une pile.

Le fonctionnement du module de contrôle est exclusivement pneumatique, à l'exception du multi-mètre et de l'alarme de déconnection. Chaque bouton actionné par l'utilisateur est une valve contrôlant une cartouche pneumatique.

Le circuit logique du module de contrôle est constitué d'un agencement d'une trentaine de cartouches pneumatiques. Cette conception a pour résultat que plusieurs paramètres réglables s'inter-influencent. Par exemple, une augmentation de l'amplitude des percussions à l'inspiration (bouton *DEBIT PULSE*) entraînera aussi une augmentation de l'amplitude des percussions à l'expiration.



**Figure 3 - Fonctionnement d'une cartouche pneumatique.** À mesure que la pression augmente derrière le diaphragme, celui-ci se déforme, emmenant le piston à obstruer l'arrivée de gaz. Les ouvertures se trouvant derrière le diaphragme permettent à la pression dans la cartouche de revenir à la normale lorsque l'arrivée de gaz est obstruée, ramenant ainsi le diaphragme à sa position initiale.



**Figure 4 - Panneau avant du module de contrôle.**

## 2.2 Phasitron

Le phasitron est la composante du circuit de ventilation raccordée directement à l'interface patient (tube endotrachéal, canule de trachéotomie, etc.). Il remplit les deux fonctions suivantes :

- Amplification du jet de gaz (percussion) en provenance du module de contrôle,
- Valve expiratoire.

L'amplification du jet de gaz se fait par un appel d'air (principe de venturi). Le ratio air aspiré : air injecté du tube de venturi diminue au fur et à mesure que la pression augmente à la sortie de celui-ci. Conçu en tant que mécanisme de protection pulmonaire, cette caractéristique tend à diminuer l'amplitude des variations de pressions de ventilation lors de changement de mécanique pulmonaire.

Lorsqu'un débit d'air est injecté dans le tube de venturi, il se déplace vers l'avant du phasitron, obstruant ainsi l'orifice expiratoire (voir Figure 6). Lorsque le tube de venturi ne reçoit plus de débit, il retourne à sa position de repos (à l'arrière du phasitron), libérant ainsi l'orifice expiratoire.

L'absence de circuit respiratoire entre le phasitron et l'interface patient ainsi que l'utilisation de tubulures peu compliantes entre le phasitron et le module de contrôle évitent l'atténuation des percussions dans le volume compressible du circuit.

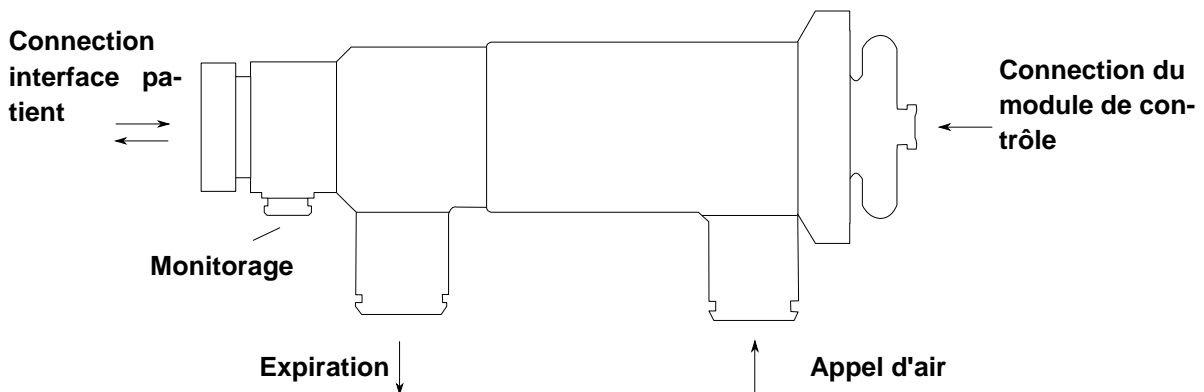
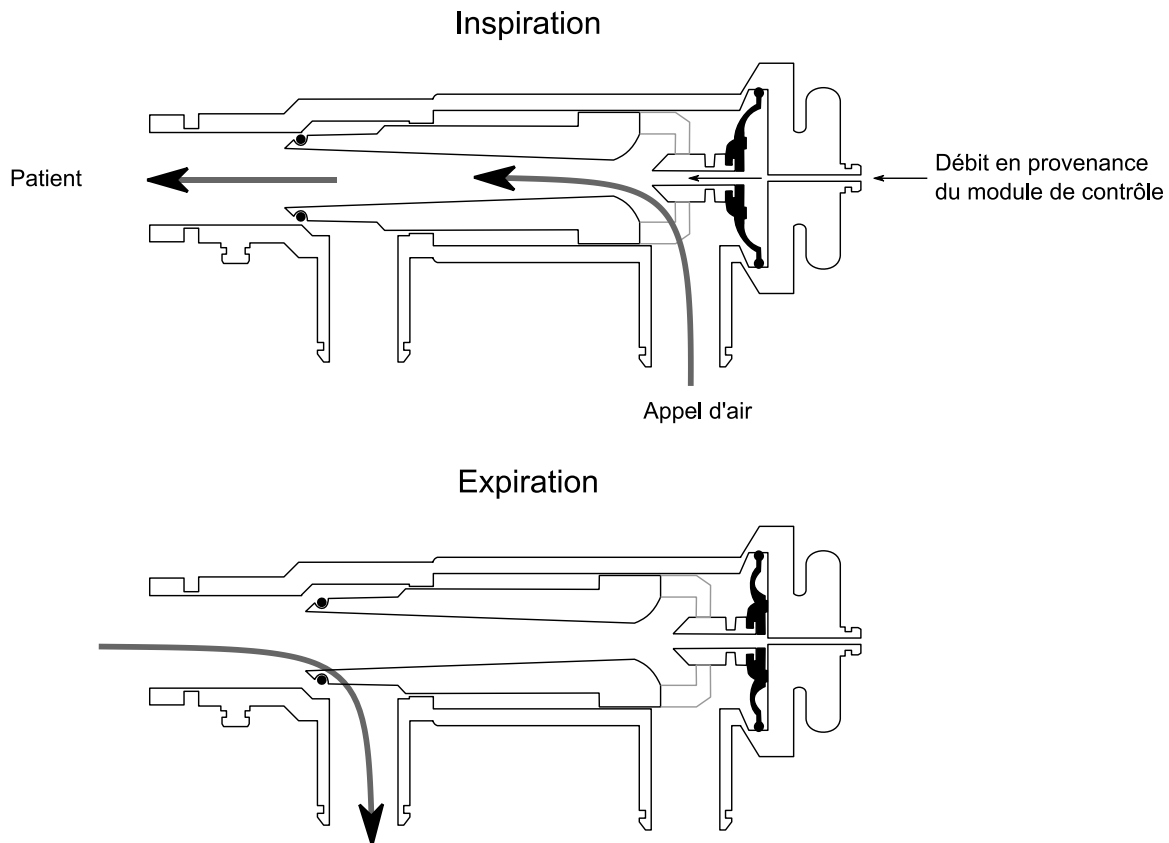


Figure 5 - Le phasitron.



**Figure 6 - Fonctionnement du phasitron.** Le débit en provenance du module de contrôle déforme le diaphragme et déplace le tube de venturi vers l'avant lors de l'inspiration, obstruant ainsi l'orifice expiratoire. À l'expiration, le diaphragme reprend sa forme initiale et ramène le tube de venturi vers l'arrière, libérant ainsi l'orifice expiratoire.

### 2.3 Système d'humidification

Le système d'humidification de base du VDR-4 est un nébuliseur pneumatique. Celui-ci est utilisé pour humidifier les gaz qui sont aspirés par le tube de venturi du phasitron. Le circuit d'humidification est conçu de façon à :

- S'assurer qu'un débit suffisant est disponible à l'orifice d'appel d'air du phasitron,
- Évacuer le débit excédentaire,
- Permettre au patient de respirer facilement l'air ambiant en cas de défaillance de l'appareil.

Plusieurs institutions utilisant le VDR-4 jugent ce système d'humidification insuffisant et le combine ou le remplace par un (ou même deux) humidificateur chauffant (voir Figure 8).



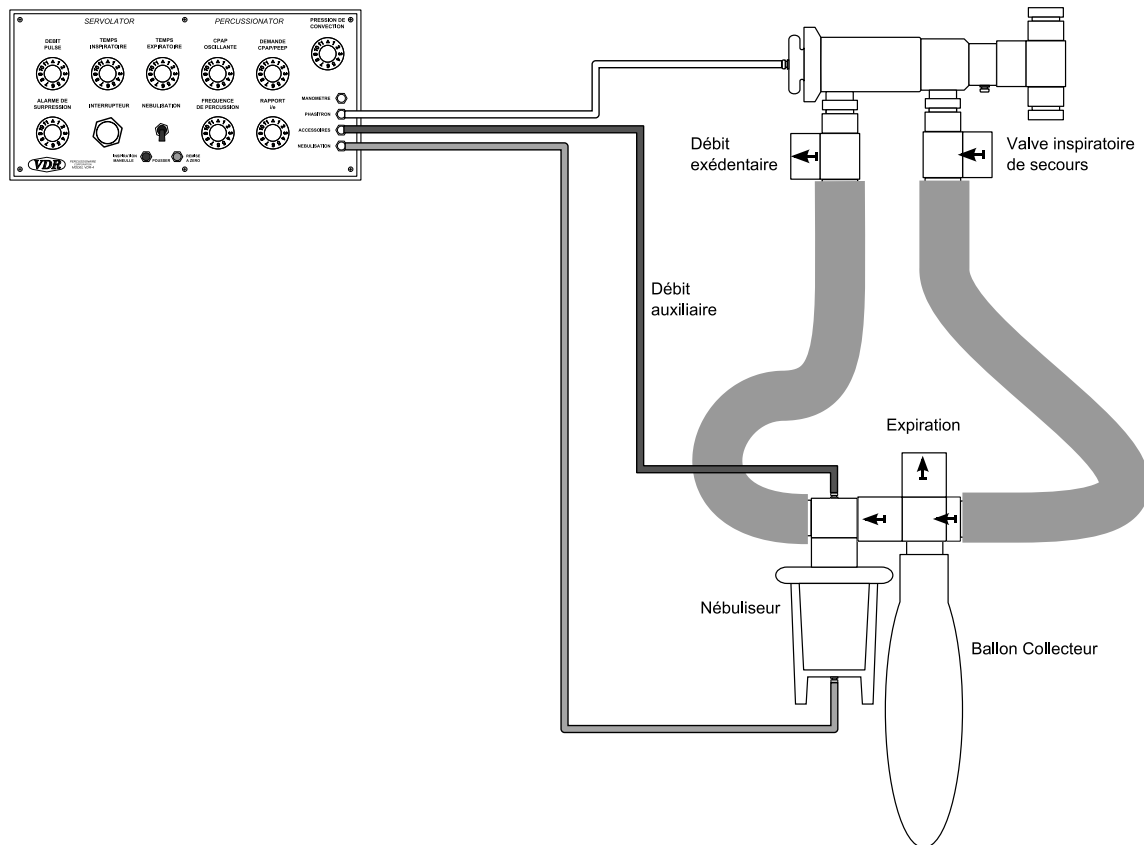


Figure 7- Circuit d'humidification "classique" du VDR-4.

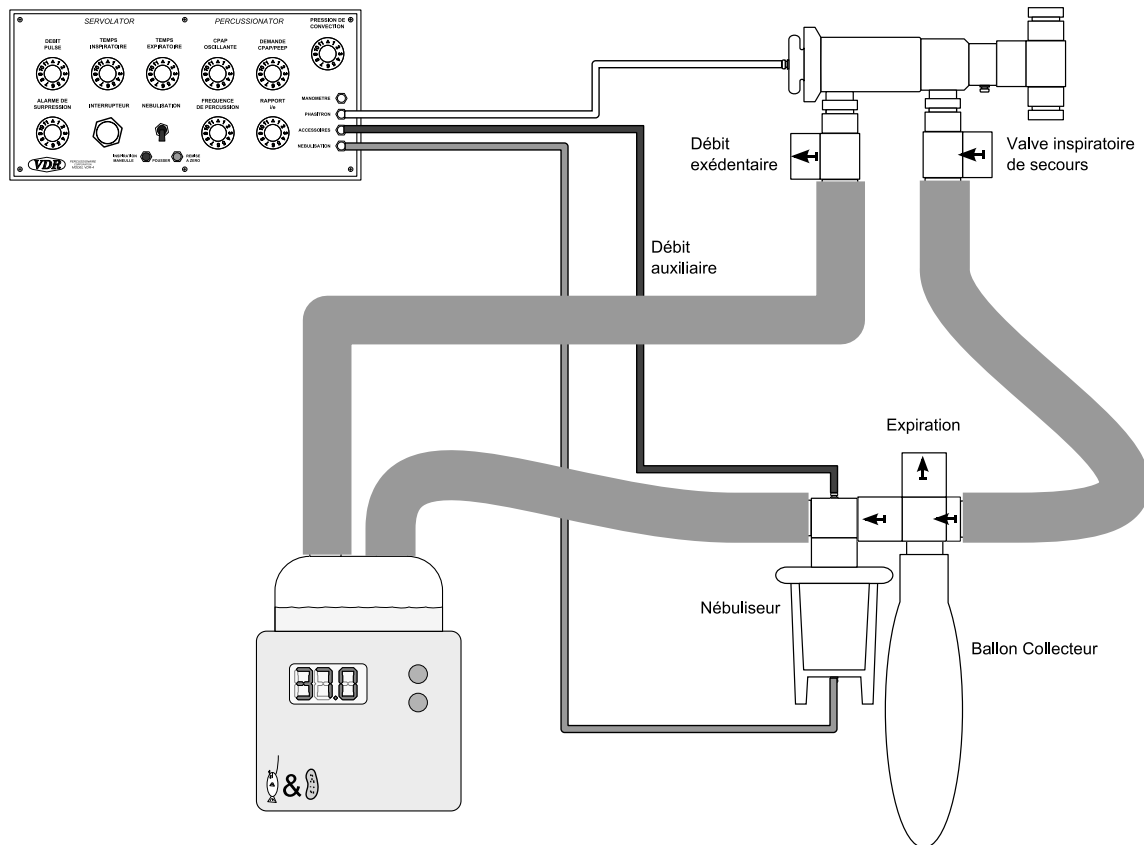


Figure 8 - Intégration d'un humidificateur chauffant au circuit du VDR-4.

## 2.4 Module de monitoring (Monitron)

Le Monitron est un moniteur électronique complètement indépendant du module de contrôle. Il vise à étendre les capacités de monitoring limitées de celui-ci.

Le signal de pression est transmis du module de contrôle au Monitron au moyen d'une tubulure se trouvant dans l'espace entre les deux appareils.

### 2.4.1 Données monitorées

Les données numériques fournies par le Monitron sont les suivantes :

- Pression de crête inspiratoire,
- Pression de crête expiratoire,
- Pression moyenne,
- Temps inspiratoire (convection),
- Temps expiratoire (convection),
- Fréquence (convection),
- Ratio I:E (convection),
- Fréquence (percussion),

- Ratio i:e (percussion),
- Heure.

### 2.4.2 Alarmes

Une alarme de basse pression et une alarme de haute pression peuvent être ajustées.

L'alarme de haute pression se déclenche dès que la pression lue est supérieure au seuil d'alarme réglé.

L'alarme de pression basse se déclenche lorsque la pression lue est inférieure au seuil d'alarme réglé pour une durée supérieure à 30 secondes.

La touche *SET* ajuste automatiquement l'alarme basse à 2 cmH<sub>2</sub>O et l'alarme haute à 10 cmH<sub>2</sub>O au-dessus de la pression de crête inspiratoire.

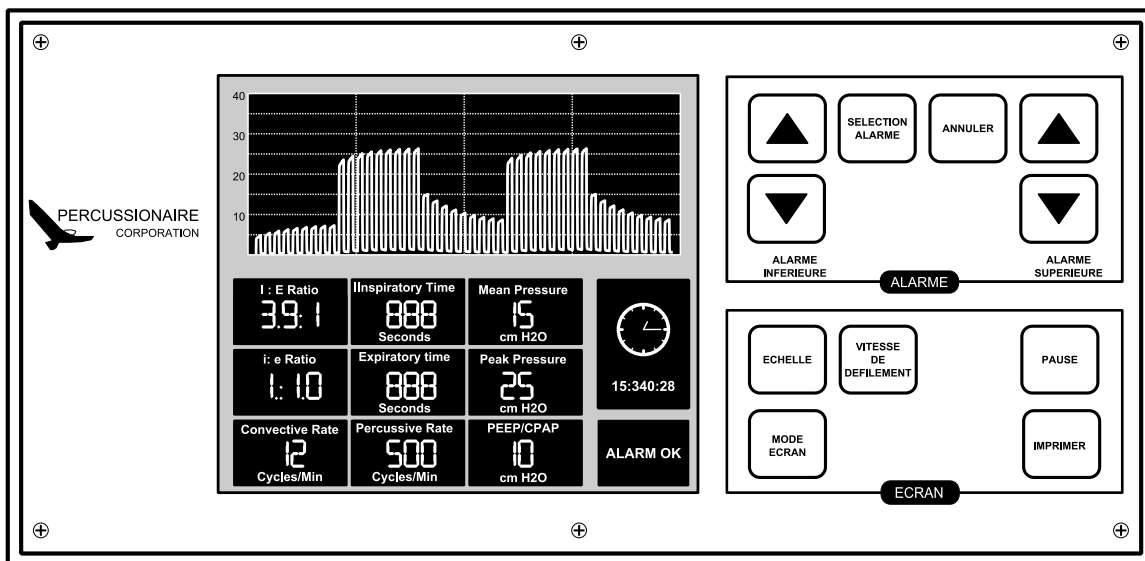


Figure 9 - Panneau avant du module de monitoring (Monitron™)

## Module 3 : Paramètres de ventilation

Le réglage des paramètres de ventilation se fait en ajustant l'ouverture de valves sur le module de contrôle. Les valves du module de contrôle sont identifiées par le principal paramètre visé par le réglage. Cependant, le réglage de *l'ouverture d'une valve entraîne presque toujours la modification d'au moins deux paramètres*. Un code de couleurs identifie les valves en fonction du type de paramètre visé par son réglage.

### 3.1 Paramètres d'amplitude

Une amplitude de percussion différente peut être réglée pour chacune des trois phases du cycle de convection (basse fréquence).

Ces trois réglages sont identifiés par la *couleur verte* sur le module de contrôle.

#### 3.1.1 Amplitude des percussions à l'inspiration (phase haute)

Il s'agit du paramètre de base à partir duquel sont réglés les deux autres paramètres d'amplitude. Cela signifie qu'une modification de ce paramètre entraînera une modification dans la même direction des deux autres amplitudes. Cette amplitude est réglée au moyen de la valve identifiée *DEBIT PULSE*.

#### 3.1.2 Amplitude des percussions à l'expiration (phase basse)

L'amplitude des percussions pendant l'expiration convective est réglée par comparaison à celle pendant l'inspiration convective. Cela signifie qu'une modification de l'amplitude à l'inspiration entraînera une modification de l'amplitude à l'expiration. Par contre, l'amplitude à l'inspiration ne sera pas affectée par une modification de celle à l'expiration. Cette amplitude est réglée au moyen de la valve identifiée *CPAP OSCILLANTE*.

#### 3.1.3 Amplitude de percussion augmentée (troisième phase)

Lorsqu'elle est activée, la troisième phase commence 0,8 seconde après le début de l'inspiration convective (voir Figure 10). Il en résulte une inspiration en deux temps. Cette amplitude est réglée au moyen de la valve identifiée *PRESSION DE CONVECTION*. *Ce paramètre n'est pas utilisé dans le protocole clinique en vigueur au CHUM.*

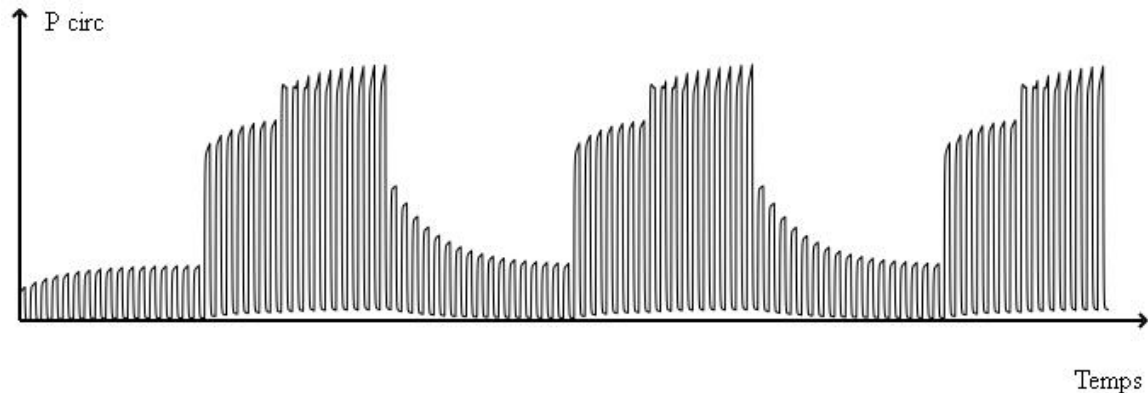


Figure 10 - Tracé de la pression à l'ouverture des voies aériennes. On peut observer une augmentation de la pression 0.8 secondes après le début de l'inspiration.

Tableau 1 - Désignation des contrôles relatifs à l'amplitude de percussion.

Paramètre	Désignation du contrôle (sur l'appareil)
Amplitude des percussions à l'inspiration (phase haute)	DEBIT PULSE
Amplitude des percussions à l'expiration (phase basse)	CPAP OSCILLANTE
Amplitude de percussion augmentée (troisième phase)	PRESSION DE CONVECTION

### 3.2 Paramètres de cyclage à haute fréquence

Les valves contrôlant le cyclage à haute fréquence sont identifiées par la couleur grise sur le module de contrôle.

Bien que les deux boutons permettant de régler le cyclage à basse fréquence soient désignés «FRÉQUENCE DE PERCUSSION» et «RATIO i:e» sur l'appareil, il s'avère que chacun de ces deux réglages influence la fréquence.

En fait, le bouton «FRÉQUENCE» modifie le *temps inspiratoire* des percussions sans modifier le ratio i:e. Il en résulte donc une modification de la fréquence avec un ratio i:e constant.

Quant au bouton « RATIO i:e » il ajuste le ratio i:e sans modifier le temps inspiratoire. Il en résulte qu'une modification du ratio i:e modifie aussi la fréquence de percussion.

$$Ti = x \text{ millisecondes}$$

$$Te = a * Ti$$

$$\text{Fréquence} = 60 / (Ti + Te)$$

### 3.3 Paramètres de cyclage à basse fréquence

Le cyclage à basse fréquence se règle en ajustant un temps inspiratoire et un temps expiratoire.

La fréquence et le ratio inspiration : expiration résulteront des temps inspiratoire et expiratoire réglés. Les valves contrôlant le cyclage à basse fréquence sont identifiées par la couleur noire sur le module de contrôle.

### 3.4 PEP non oscillante

La fonction PEP non oscillante (*DEMAND CPAP / PEEP*) est identifiée par un bouton de couleur *jaune*. Cette fonction est destinée à réduire le travail respiratoire lors d'essai de respiration spontanée. Elle est généralement *désactivée* lors de la percussion. Lorsqu'elle est activée, un débit continu est injecté dans le phasitron. Ce débit, qui sera amplifié par le phasitron, facilite l'inspiration et maintient une pression positive à l'expiration (en maintenant le tube de venturi en position partiellement avancée).

### 3.5 Autres paramètres

#### 3.5.1 Pression de travail

La pression de travail est la pression à laquelle les gaz entrent dans le circuit de logique pneumatique. Celle-ci influence à la fois l'amplitude des percussions et les paramètres de cyclage. Chez l'adulte, on utilise généralement la pression la plus élevée pouvant être atteinte (plus ou moins 40 lbs/po<sup>2</sup>, selon la source d'alimentation en gaz pressurisé).

#### 3.5.2 Alarme de surpression (fonction du module de contrôle)

Ajustement de la pression entraînant l'activation de l'alarme de surpression (bouton rouge). L'activation de l'alarme de surpression entraîne une chute de la pression dans le circuit jusqu'à ce qu'elle soit réarmée.

#### 3.5.3 Alarme de déconnection

Ajustement du délai avant l'activation de l'alarme électronique de déconnection (côté droit de l'appareil).

#### 3.5.4 Nébulisation

Active ou désactive le débit destiné à actionner le nébuliseur (plus ou moins 20 l/min). Actif même lorsque la percussion est arrêtée.

#### 3.5.5 Marche arrêt

S'applique à la percussion seulement. Toutes les autres fonctions (nébulisation, PEP non percussive, monitoring) demeurent actives.

### 3.6 Interactions des paramètres

Pour faire une règle simple, on peut dire, sans trop exagérer, que n'importe quel paramètre peut potentiellement influencer n'importe quel autre paramètre.

#### 3.6.1 Paramètres influençant le cyclage

Étant donné que l'alternance entre les inspirations et les expirations des percussions (cyclage haute fréquence) est contrôlé par des cartouches pneumatiques, tout paramètre influençant la

pression disponible pour actionner les cartouches peut influencer la fréquence des percussions et leur ratio i:e. Parmi ces paramètres, on compte entre autres :

- La pression de travail,
- La  $\text{FiO}_2$ ,
- Le réglage d'amplitude des percussions (DEBIT PULSE).

Le même principe s'applique au cyclage à basse fréquence (temps inspiratoire et expiratoire convectif).

### **3.6.2 Influence du ratio i:e des percussions sur les pressions de ventilation**

Le ratio inspiration : expiration (i:e) des percussions a une grande influence sur les pressions de ventilation. Plus le ratio i:e est élevé, plus les pressions seront élevées.

## Module 4 : Stratégies de ventilation

Le présent module résume la stratégie clinique envisagée pour l'utilisation du VDR-4 au CHUM<sup>1</sup>. Comme pour toute autre forme de ventilation mécanique, cette stratégie vise à fournir un niveau de support respiratoire suffisant tout en minimisant les effets indésirables reliés à la thérapie.

### 4.1 Effets indésirable de la ventilation mécanique

#### 4.1.1 Hypotension

Le risque d'hypotension -principalement par diminution du retour veineux- est inhérent à toute forme de ventilation mécanique par pression positive. Ce risque est d'autant plus élevé que la pression moyenne est élevée.

#### 4.1.2 Baro/volutraumatisme

Comme pour toute autre forme de ventilation mécanique, le risque de baro/volutraumatisme augmente avec :

- la différence entre la pression expiratoire et inspiratoire,
- la pression alvéolaire maximale (pression de plateau).

Par conséquent, dans le cas du VDR-4, on minimisera les risques de cette complication en :

- Limitant l'amplitude de la composante convective (Pression motrice);
  - Augmenter *CPAP OSCILLANTE*.
- Limitant la pression maximale subie par les alvéoles :
  - Diminuer *DEBIT PULSE*,
  - Augmenter *FREQUENCE DE PERCUSSION*.

#### 4.1.3 Espace mort iatrogène

La compression des capillaires pulmonaires par une pression positive (principalement expiratoire) trop élevée peut entraîner un déséquilibre ventilation/perfusion.

Cette complication doit être particulièrement soupçonnée si les échanges gazeux se détériorent à la suite d'une augmentation de l'amplitude des percussions à l'expiration (*PEP OSCILLANTE*).

---

<sup>1</sup> Au moment d'écrire ce document (Mars 2017), une ordonnance collective et un protocole mettant en œuvre cette stratégie clinique est en processus d'approbation par le CHUM. Cette ordonnance collective permettra à l'inhalothérapeute – à moins d'ordonnance individuelle contraire - d'ajuster les paramètres du VDR-4 de la façon décrite dans le protocole.



**Tableau 2 - Effets indésirables de la ventilation mécanique en pression positive.**

Lié à la pression positive	Lié à l'oxygène
<ul style="list-style-type: none"> <li>Hypotension</li> <li>Volu/barotraumatisme</li> <li>Espace mort iatrogène</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Atélectasie de résorption</li> <li>Toxicité à l'oxygène</li> </ul>

## 4.2 Paramètres de départ

- Pression moyenne expiratoire : 5 cmH<sub>2</sub>O,
- Pression motrice : 10 cmH<sub>2</sub>O,
- Temps inspiratoire (convection) de 2 secondes,
- Temps expiratoire (convection) de 2 secondes,
- Fréquence de percussion de 500 /minute,
- Ration i:e des percussions de 1:1,
- FiO<sub>2</sub> selon besoins,
- Amplitude de percussion augmentée (troisième phase) inactive,*
- PEP non oscillante inactive.*

**Tableau 3 - Valeurs de départ, valeurs minimales et valeurs maximales de certains paramètres (selon le protocole du Centre hospitalier de l'Université de Montréal).**

Paramètre	Valeur min.	Valeur de départ	Valeur max.
Pression moyenne expiratoire	5 cmH <sub>2</sub> O	5 cmH <sub>2</sub> O	20 cmH <sub>2</sub> O
Pression motrice	10 cmH <sub>2</sub> O	10 cmH <sub>2</sub> O	20 cmH <sub>2</sub> O
Pression moyenne inspiratoire	15 cmH <sub>2</sub> O	15 cmH <sub>2</sub> O	35 cmH <sub>2</sub> O
Fréquence de percussion	300/min.	500/min.	500/min.
i:e (percussion)		1:1	
Fréquence de convection	15/min.	15/min.	15/min.
I:E (convection)	1:1	1:1	1 : 1

## 4.3 Gestion de l'hypoxémie

La gestion de l'hypoxémie se fait selon une stratégie similaire à celle utilisée en ventilation conventionnelle. On augmente la pression alvéolaire en en oxygène (P<sub>A</sub>O<sub>2</sub>) soit :

- En augmentant la FiO<sub>2</sub>,

- En augmentant la pression alvéolaire moyenne par l'un des moyens suivants :
  - Augmentation de l'amplitude des percussions à l'expiration (en conservant la même pression motrice),
  - Augmentation du ratio inspiration sur expiration (convection).

#### 4.4 Gestion de l'hypercapnie

On distingue deux stratégies permettant de gérer l'hypercapnie. La première consiste à augmenter la pression motrice pour augmenter les volumes courants de la composante convective de la ventilation.

La deuxième stratégie consiste à améliorer la composante diffusive (haute fréquence) de la ventilation par l'un des moyens suivants :

- Augmentation du ratio inspiration sur expiration de la convection (donc, plus de temps passé avec une amplitude de percussion élevée),
- Diminution de la fréquence de percussion.

#### 4.5 Sevrage

On procède au sevrage du support ventilatoire en :

- Diminuant la  $FiO_2$ ,
- Diminuant l'amplitude des percussions à l'expiration,
- Diminuant la pression motrice.

**Tableau 4- Exemple de critères de sevrage (à titre indicatif seulement).**

Paramètre	Valeur
<b><math>FiO_2</math></b>	$\leq 40 \%$
<b>Pression moyenne expiratoire</b>	5 cmH <sub>2</sub> O
<b>Pression motrice</b>	10 cmH <sub>2</sub> O

## Module 5 : Surveillance clinique

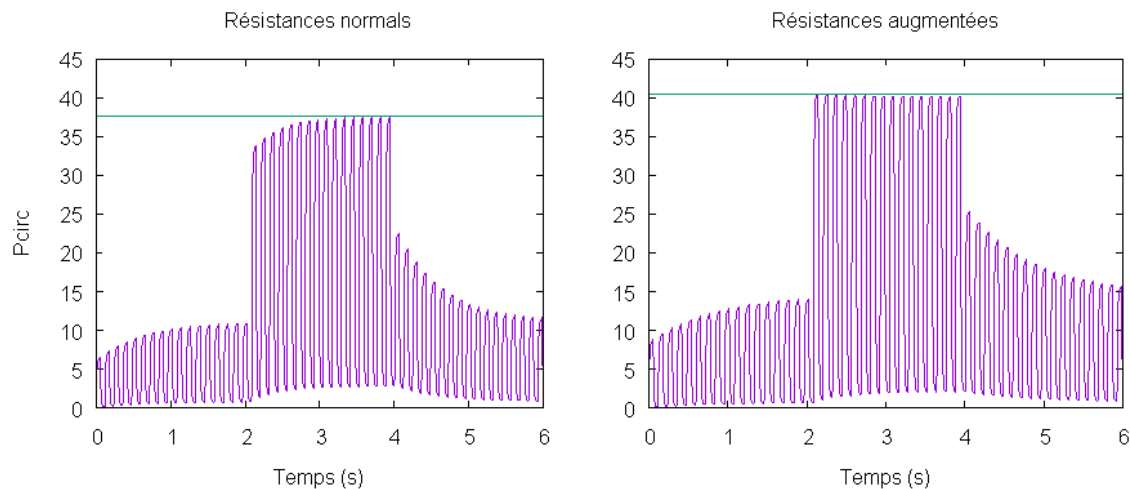
### 5.1 Obstruction de la sonde

Étant donné l'absence de monitoring du débit, il est nécessaire de faire preuve d'une vigilance accrue afin de détecter cette complication. Une obstruction importante de la sonde peut se manifester par :

- Une augmentation des pressions de ventilation en l'absence de modification des réglages. L'augmentation de la pression à l'inspiration se fera de façon plus abrupte,
- Une détérioration des échanges gazeux.

La perméabilité de la sonde peut être évaluée en y descendant un cathéter d'aspiration, que ce soit en cas de doute ou sur une base régulière.

Si l'abondance des sécrétions est problématique, le ballonnet du tube endotrachéal peut être partiellement dégonflé pour permettre à celles-ci de remonter dans l'oropharynx du patient. L'amplitude des percussions devra alors être réajustée à la hausse pour compenser la fuite créée.



**Figure 11 - Modification de l'apparence de la courbe de pression suite à une augmentation des résistances.** Lorsque les résistances sont normales (à gauche), on observe une augmentation graduelle des pressions lors de l'inspiration. Cette augmentation correspond à l'augmentation de la pression alvéolaire. Lorsque les résistances sont élevées, les pressions sont élevées dès le début de l'inspiration et restent stable au cours de celle-ci.

### 5.2 Fuite ou déconnection

Une fuite entre le phasitron et le patient ou au niveau du tube endotrachéal se manifestera par une diminution des pressions mesurées en l'absence de modification des réglages. La courbe de pression aura une apparence atténuée.

Une fuite dans le circuit d'humidification n'aura pas d'influence sur les pressions de ventilations. Elle pourra, par contre, modifier la concentration en oxygène du mélange gazeux administré au patient (appel d'air ambiant), entraînant une hypoxémie+.

## Index

Convection .....	2	Percussion	
Diffusion .....	2	Définition .....	2
Espace mort .....	16	Percussion	
fuite .....	19	Réglage .....	12
hypercapnie .....	18	Phasitron .....	7
hypotension .....	16	Pression partielle .....	2
hypoxémie .....	17	RATIO i:e .....	13
Obstruction de la sonde .....	19	SET (fonction du monitron) .....	11