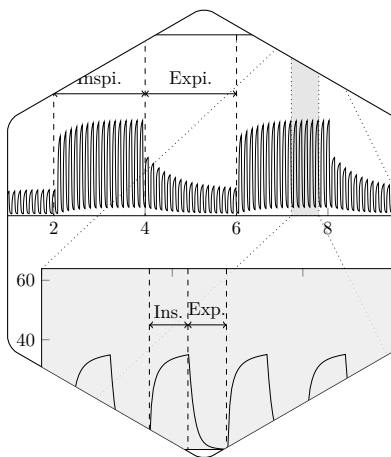


Nicolas Blais St-Laurent

Ventilation diffusive convective

Opérer et comprendre le ventilateur VDR-4



Version 0.1

© 2020

Nicolas Blais St-Laurent

Tout droits réservés

Avant-propos

Énormément de choses restent à découvrir au sujet du VDR-4 et de la ventilation qu'il délivre. Son utilité clinique reste, pour plusieurs, encore à démontrer. Et quant à ses mécanismes d'action et à la façon optimale de l'utiliser, c'est l'absence quasi complète de données.

Néanmoins, si vous êtes passionnés de ventilation mécanique, vous ne pourrez rester insensible à la singularité de cet appareil et de son mode ventilation original.

Malgré mon absence quasi totale d'expérience clinique avec cet appareil (hé oui!), j'ose formuler le souhait que cet ouvrage contribue, ne serait-ce qu'un tant soit peut, à combler l'énorme manque de matériel pédagogique de qualité à son sujet¹ et soit utile à ceux qui, comme moi, cherchent à comprendre ce que c'est que cette bibitte là.

Bonne lecture !

1. À commencer par la *déplorable* documentation du fabricant.

Table des matières

Avant-propos	i
Table des matières	iii
Liste des tableaux	iv
Liste des figures	iv
Liste des exercices	v
1 Introduction	1
1.1 Vocabulaire	1
1.2 Notions de ventilation à haute fréquence	2
1.3 Particularité du VDR-4	3
1.4 Composantes du système	3
2 Paramètres de ventilation	9
2.1 Amplitude de percussion et pression d'équilibre	9
2.2 Paramètres de cyclage à haute fréquence	12
2.3 Paramètres de cyclage à basse fréquence	12
2.4 PEP non oscillante	12
2.5 Autres paramètres	13
2.6 Interactions des paramètres	13
2.7 Séquence des réglages	14
3 Surveillance clinique	17
3.1 Données monitorées	17
3.2 Monitoring du rapport $i : e$	17
3.3 Alarme	18
3.4 Situations particulières	21

Liste des tableaux

2.1	Code de couleur des réglages	9
2.2	Désignation des contrôles relatifs à l'amplitude de percussion. . . .	11
3.1	Données affichées par le Multimètre numérique et par le Monitron.	17

Liste des figures

1.1	Tracé pression - temps typique.	3
1.2	Panneau avant du module de contrôle.	4
1.3	Fonctionnement d'une cartouche pneumatique.	5
1.4	Le phasitron.	6
1.5	Fonctionnement du phasitron.	6
1.6	Intégration d'un humidificateur chauffant au circuit du VDR-4. . .	7
1.7	Panneau avant du monitron.	7
2.1	Effets du débit, de la fréquence et du ration $i:e$ sur les pressions d'équilibre et la'amplitude de percussion.	10
2.2	Augmentation de la pression de convection	11
2.3	Interaction entre les paramètres d'amplitude.	12
2.4	Séquence de réglage des paramètres.	14
3.1	Pressions affichées sur le multimètre numérique	18
3.2	Rapport $i:e$ adéquat et inversé (1 s par écran)	19
3.3	Rapport $i:e$ adéquat et inversé (8 s par écran)	19

<i>Liste des exercices</i>	v
----------------------------	---

3.4 Modification de l'apparence de la courbe de pression suite à une augmentation des résistances.	21
--	----

Liste des exercices

1.1 Prise en main	8
-----------------------------	---

Chapitre 1

Introduction

Le VDR-4 est un appareil de ventilation à haute fréquence conçu au cours des années 1980[3] 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 ¹, le VDR-4 se distingue aussi par son fonctionnement entièrement pneumatique. Ceci lui confère l'avantage de fonctionner indépendamment de toute alimentation électrique. En contrepartie, l'appareil a des capacités de monitoring très limitées, et une interface utilisateur peu conviviale.

1.1 Vocabulaire

Convection : Déplacement d'un volume de gaz. Lors de la ventilation «conventionnelle», les échanges gazeux entre le circuit du ventilateur et les bronchioles terminales se font par convection[1]. On peut donc parler de ventilation *convective*.

Diffusion : *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.*

Hertz : *Unité de mesure de fréquence correspondant à un cycle par seconde ou soixante cycles par minute.*

Iatrogène : *Causé par la thérapie.*

1. Voir section 1.3

Percussion : *Bref jet de gaz à haute vitesse.*

Pression motrice : *Dans un contexte de ventilation par VDR-4, on désigne pression motrice la différence entre la pression moyenne à l'inspiration et la pression moyenne à l'expiration.*

Pression partielle : *Pression exercée par les molécules d'un gaz à l'intérieur d'un mélange gazeux.*

1.2 Notions 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[2].

1.2.1 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.

1.2.2 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.

$$T_{cycle(s)} = \frac{60}{Freq.(cycle/min)}$$

En conséquence, une diminution de la fréquence entraînera 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 entraînera une diminution du volume courant.

Ainsi, en ventilation à haute fréquence, une diminution de la fréquence favorise une plus grande élimination du CO_2 .

Il a été démontré que la fréquence est un paramètre très important pour l'élimination du CO_2 en ventilation à haute fréquence[2].

1.3 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 grands volumes d'air (convection) et de l'ensemble de mécanismes d'échanges gazeux propres à la ventilation à haute fréquence.

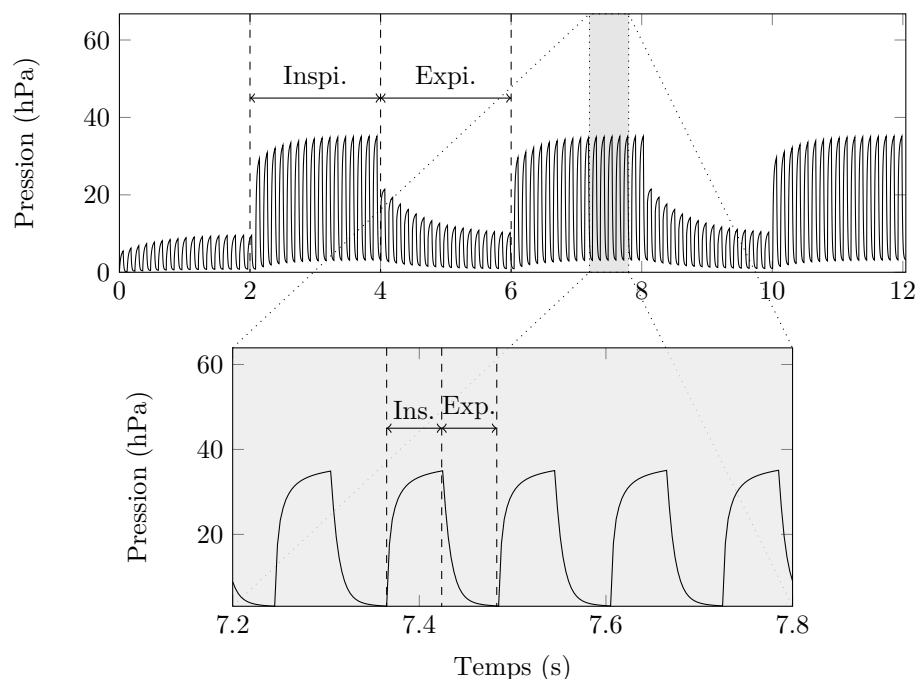


FIGURE 1.1 – L'alternance entre deux amplitudes de percussions donne une apparence typique au tracé de la pression à l'ouverture des voies aériennes lors de la ventilation avec un VDR-4. Les phases inspiratoires et expiratoires à basse fréquence (courbe du haut) sont composées d'une succession d'inspirations et d'expirations à haute fréquence (courbe du bas).

1.4 Composantes du système

1.4.1 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 :

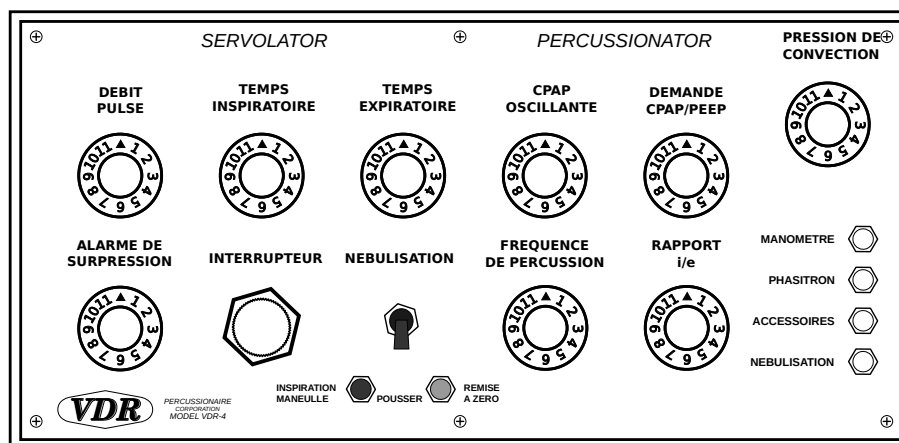


FIGURE 1.2 – Panneau avant du module de contrôle.

- Un débit intermittent alimentant le phasitron (connecteur et tubulure blanche),
- Un débit continu (+/- 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 – situé sur le dessus de l'appareil – affiche les pressions moyennes (inspiratoire, expiratoire et globale) et les fréquences (percuSSION et convection). Finalement, le module de contrôle comprend aussi une alarme de déconnexion alimentée par une pile (située sur le côté droit de l'appareil).

Le fonctionnement du module de contrôle est exclusivement pneumatique, à l'exception du multimètre et de l'alarme de déconnexion. 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 dizaine de cartouches pneumatiques. Cette conception a pour résultat que plusieurs paramètres réglables s'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.

1.4.2 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 :

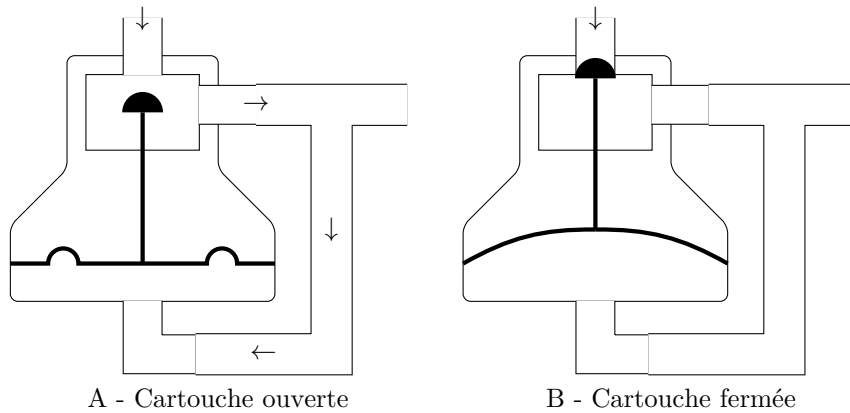


FIGURE 1.3 – Fonctionnement d'une cartouche pneumatique. À mesure que la pression augmente derrière le diaphragme, celui-ci se déforme, emmenant le piston à obstruer l'arrivée de gaz.

- 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 changements 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 1.5). 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.

1.4.3 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

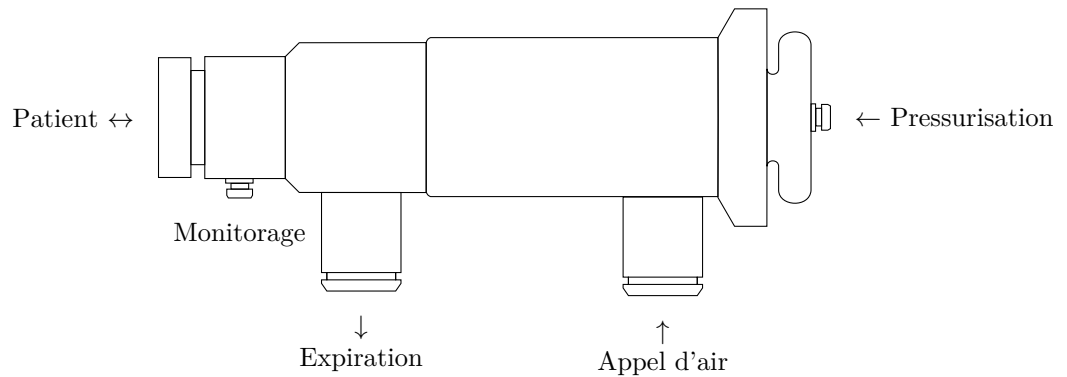


FIGURE 1.4 – Le phasitron.

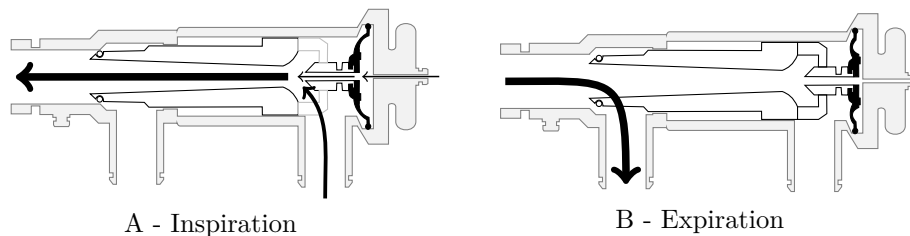


FIGURE 1.5 – Fonctionnement du phasitron. Le débit en provenance du module de contrôle déforme le diaphragme et déplace le tube de venturi vers l'avant lors de l'inspiration, obstruant ainsi l'orifice expiratoire. À l'expiration, le diaphragme reprend sa forme initiale et ramène le tube de venturi vers l'arrière, libérant ainsi l'orifice expiratoire.

- 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 1.6).

1.4.4 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

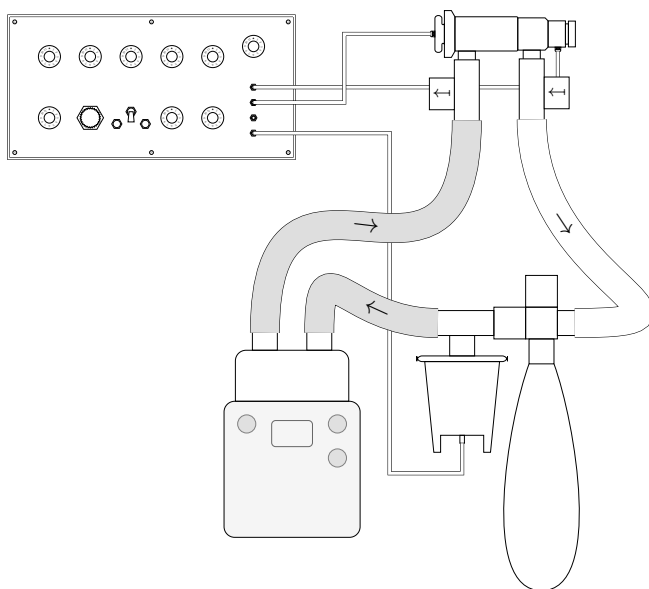


FIGURE 1.6 – Intégration d'un humidificateur chauffant au circuit du VDR-4.

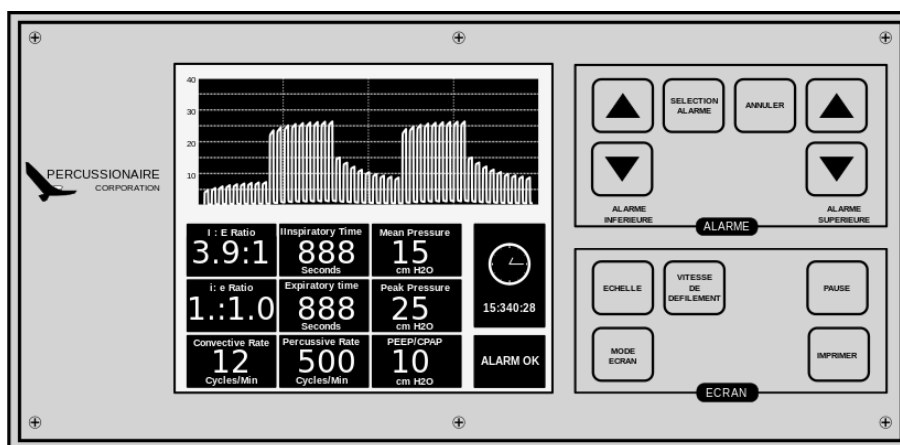


FIGURE 1.7 – Panneau avant du moniteur.

moyen d'une tubulure se trouvant dans l'espace entre les deux appareils.

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.

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_2O et l'alarme haute à 10 cmH_2O au-dessus de la pression de crête inspiratoire.

Exercice 1.1 - Prise en main

Matériel requis :

- Un poumon témoin (poumon test)
- Un phasitron
- Un ensemble de tubulures

Procédure :

1. Brancher l'alimentation d'air et d'oxygène
Il n'est pas nécessaire de brancher l'alimentation électrique
2. Brancher le circuit et le phasitron
3. Brancher le poumon témoin à la sortie patient du phasitron
4. Positionner tous les réglages à la position 0 (Flèche à midi)
5. Mettre le ventilateur en marche
6. Observer le poumon témoin et décrire ce que vous voyez

Chapitre 2

Paramètres de ventilation

L'opération du VDR-4 est une tâche complètement différente de l'opération d'un ventilateur de soins intensifs moderne.

Sur un respirateur moderne, chaque réglage est associé à un seul paramètre, observable et mesurable. Le microprocesseur de ces appareils est chargé de contrôler les composantes mécaniques (valve ou turbine) pour administrer précisément le paramètre programmé par l'utilisateur.

Le réglage des paramètres de ventilation du VDR-4 se fait quant à lui en ajustant manuellement 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, à cause du contrôle entièrement pneumatique de l'appareil, le réglage de l'ouverture d'une valve entraîne presque toujours la modification d'au moins deux paramètres. Et, conséquemment, chaque paramètre observable/mesurable (ex. pression, fréquence, ...) est influencé par plusieurs réglages.

TABLE 2.1 – Code de couleur des réglages

Couleur	Catégorie
Vert	Amplitude de percussion
Noir	Basse fréquence
Gris	Haute fréquence

2.1 Amplitude de percussion et pression d'équilibre

On entend par *amplitude de percussion* la variation de pression résultant de chaque percussion. La pression d'équilibre est quant à elle la pression autour de laquelle se stabilisera la pression alvéolaire au cours d'une phase du cycle de

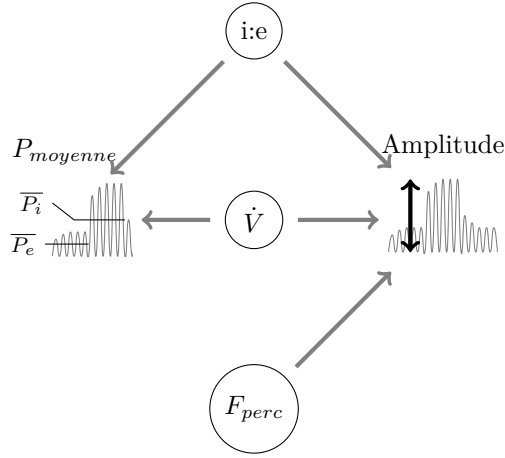


FIGURE 2.1 – Effets du débit, de la fréquence et du ratio $i:e$ sur les pressions d'équilibre et l'amplitude de percussion.

convection (basse fréquence). Les pressions moyenne expiratoire et inspiratoire sont utilisées comme approximation de ces pressions.

Une amplitude de percussion différente peut être réglée pour chacune des trois phases du cycle de convection (basse fréquence). Les trois réglages ciblant ces amplitudes sont identifiés par la couleur verte sur le module de contrôle. Ceux-ci agissent en modifiant le débit injecté à l'arrière du phasitron à chaque percussion, pendant chacune de ces trois phases. La modification de ces trois débits aura aussi pour effet de modifier, dans la même direction, la pression d'équilibre concerné.

L'amplitude de percussion et les pressions d'équilibre seront aussi influencés par le rapport $i:ed$ des percussions. En laissant peu de temps à la pression pour diminuer en chaque percussion, un rapport $i:e$ élevé ($T_i > T_e$) favorisera une augmentation des pressions d'équilibre mais une diminution de l'amplitude de percussion.

Finalement, la durée du T_i de chaque percussion influencera l'amplitude (T_i élevé = amplitude élevée) sans modifier les pressions d'équilibre.

2.1.1 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. Celle-ci contrôle le débit injecté à l'arrière du phasitron pendant chaque percussion.

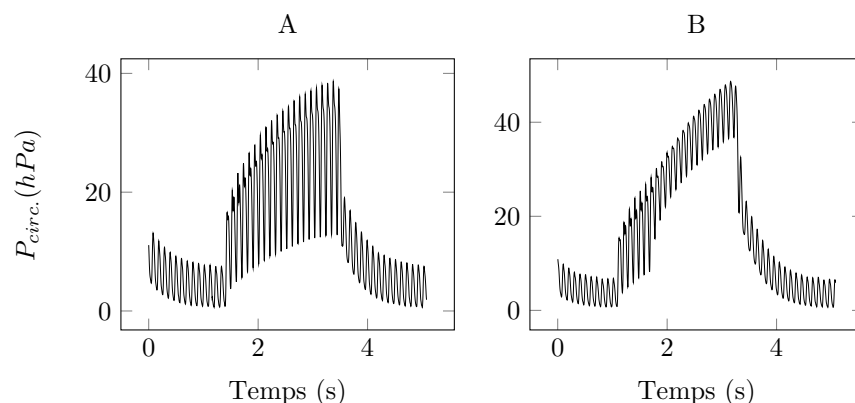


FIGURE 2.2 – La fonction AUGMENTATION DE LA PRESSION DE CONVECTION engendre une troisième phase débutant 0.8 secondes après le début de l'inspiration (Courbe B).

TABLE 2.2 – Désignation des contrôles relatifs à l'amplitude de percussion.

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

2.1.2 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.

2.1.3 Amplitude de percussion augmentée (troisième phase)

Lorsqu'elle est activée, la troisième phase commence 0,8 seconde après le début de l'inspiration convective. 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.



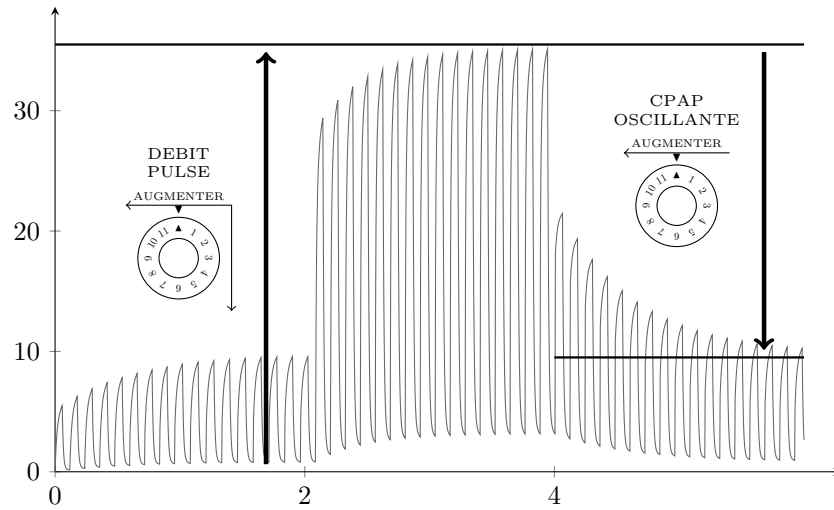
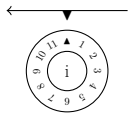


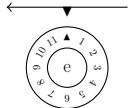
FIGURE 2.3 – Interaction entre les paramètres d'amplitude.

FRÉQUENCE DE PERCUSSION

Augmenter

RAPPORT $i:e$

Augmenter



2.2 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 haute fréquence soient désignés **FREQUENCE 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 **FREQUENCE DE PERCUSSION** 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 $i:e$ des percussions sans modifier le temps inspiratoire. Il en résulte qu'une modification du ratio $i:e$ modifie aussi la fréquence de percussion.

2.3 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.

2.4 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).

2.5 Autres paramètres

2.5.1 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 $40 \text{ lbs}/\text{po}^2$, selon la source d'alimentation en gaz pressurisé).

2.5.2 Nébulisation

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

2.5.3 Marche arrêt

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

INTERRUPTEUR



2.6 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.

2.6.1 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 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).

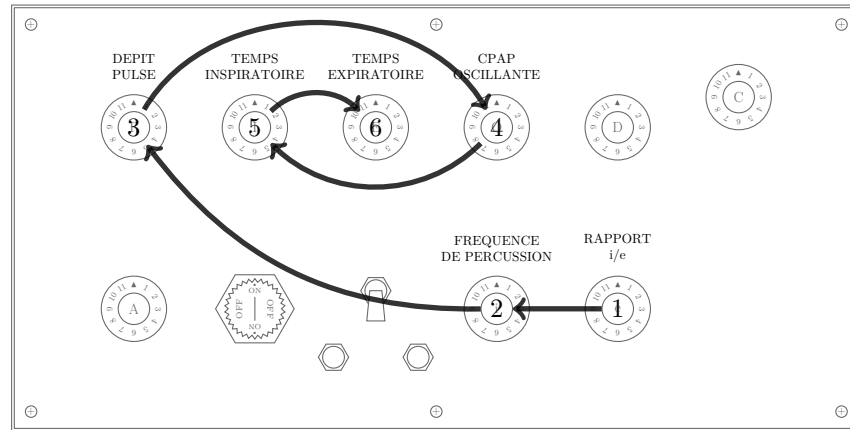


FIGURE 2.4 – Séquence de réglage des paramètres.

2.6.2 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.

2.7 Séquence des réglages

En raison des interactions entre les différents réglages, il est judicieux de régler en premier les paramètres ayant beaucoup d'influence sur les autres réglages, ou influençant plusieurs autres réglages.

Ainsi, avant d'effectuer quelque réglage que ce soit, on s'assurera que la pression de travail est réglée à 40 lb/po² et que la nébulisation est en fonction. On s'assurera aussi que la PEP non oscillante et l'augmentation des pressions de convection (3^e phase) sont désactivées (tourné complètement en sens horaire).

Ensuite, étant donné que le rapport *i:e* des percussions (haute fréquence) influence à la fois la fréquence de percussion et l'amplitude des percussions (donc les pressions de ventilation), il est judicieux d'ajuster ce paramètre en tout premier lieu.

Une fois le rapport *i:e* des percussions ajusté, le temps inspiratoire des percussions peut être ajusté à n'importe quel moment pour régler la fréquence de percussion.

Pour les paramètres d'amplitude de percussion, l'amplitude des percussions pendant l'inspiration influence celle pendant l'expiration. Il convient donc de toujours ajuster la pression inspiratoire avant la pression expiratoire.

Finalement, les pressions de ventilation ayant une influence sur le temps inspiratoire et expiratoire de la convection (basse fréquence), on attendra d'avoir ajusté les pressions de ventilation avant de régler avec précision ces deux paramètres.

Chapitre 3

Surveillance clinique

3.1 Données monitorées

On retrouve à la fois des données mesurées sur le multimètre situé sur le dessus du module de contrôle et sur le Monitron. Certaines données sont même affichées aux deux endroits.

Il est important de noter que pour l'application du protocole de ventilation du CHUM, c'est toujours les pressions affichées sur le multimètre du module de contrôle que l'on doit utiliser (moyenne inspiratoire et moyenne expiratoire). Les pressions affichées par le Monitron (PEAK PRESSURE et PEEP/CPAP) sont lues à la crête de l'oscillation et sont par conséquent peu représentatives des pressions subies par les alvéoles pulmonaires.

3.2 Monitoring du rapport $i:e$

Il est important de savoir que l'affichage du rapport $i:e$ sur le Monitron n'est fonctionnel que lorsque le Ti est plus petit que le Te . Lorsque le Ti devient

TABLE 3.1 – Données affichées par le Multimètre numérique et par le Monitron.

Multimètre du module de contrôle	Monitron
	Pression inspiratoire de crête
	Pression expiratoire de crête (PEP)
	Pression moyenne globale
<i>Pression inspiratoire moyenne *</i>	<i>Ti (convection) *</i>
<i>Pression expiratoire moyenne *</i>	<i>Te (convection) *</i>
Pression moyenne globale	I:E
<i>Fréquence de percussion (F_{perc}) *</i>	F_{conv}
	<i>Fréquence de percussion (F_{perc}) *</i>
	$i:e$

* Données utilisées dans le protocole clinique du CHUM

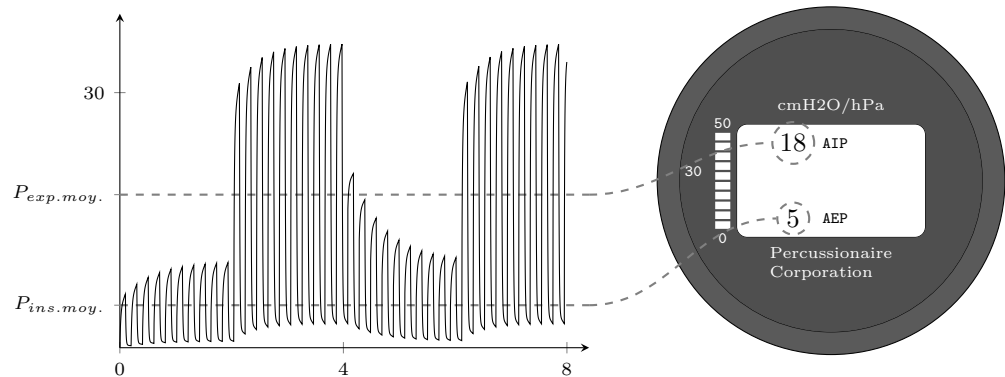


FIGURE 3.1 – La pression inspiratoire moyenne et la pression expiratoire moyenne sont affichées sur le multimètre numérique se trouvant sur le dessus du ventilateur.

plus grand que le T_e (rapport inversé), le Monitron affiche en permanence 1 : 1.0.

La meilleure façon de juger du rapport $i : e$ est alors d'observer l'apparence de la courbe de pression sur le monitron.

Les éléments à observer sont :

- Durée du T_i (montée de pression et plateau) versus celle du T_e (chute de la pression) (observer à 1 ou 2 s par écran) ;
- Présence d'un plateau. Un plateau où la pression plafonne complètement est suggestif d'un ratio inversé. Voir Figure 3.2, courbe du bas. (observer à 1 ou 2 s par écran) ;
- Espace sous la courbe de pression. L'augmentation de l'espace sous la courbe pendant l'inspiration convective est aussi suggestive d'un ratio inversé. Elle témoigne d'une diminution de l'amplitude des percussions. Voir Figure 3.3, courbe du bas. (observer à 5 ou 8 s par écran) ;

3.3 Alarme

3.3.1 Alarmes du module de contrôle

Alarme du mélangeur air-oxygène

lbs/poř Il s'agit d'une alarme pneumatique se déclenchant lorsque le mélangeur perd son alimentation en air ou en oxygène. Il n'y a pas de fonction *silence* ou *réarmer* : l'alarme s'arrête automatiquement lorsque l'alimentation des deux gaz est rétablie.

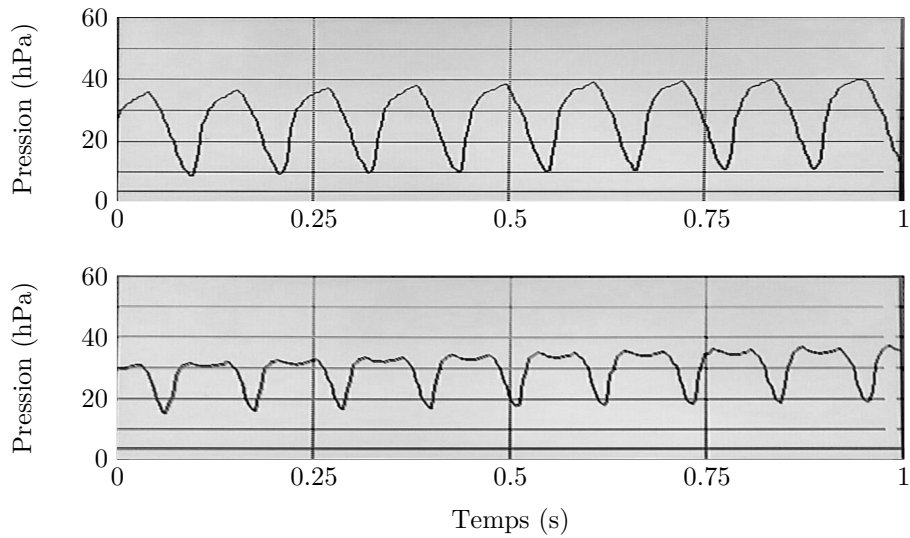


FIGURE 3.2 – Rapport $i:e$ adéquat (en haut) et rapport $i:e$ inversé (en bas). On observe sur le tracé du bas un T_e trop court ne permettant pas à la pression de redescendre entre chaque percussion. La pression d'équilibre est donc rapidement atteinte à la percussion suivante. Il en résulte une faible amplitude de variation de pression à chaque percussion. Vitesse de défilement à 1 s par écran.

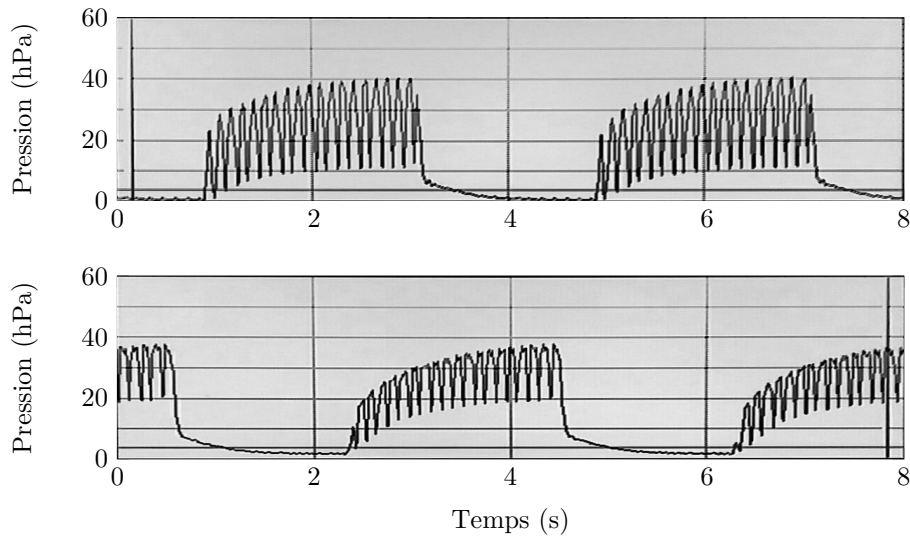
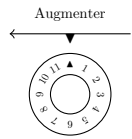


FIGURE 3.3 – Rapport $i:e$ adéquat (en haut) et rapport $i:e$ inversé (en bas). On observe une diminution de l'amplitude de percussion sur le tracé du bas. Vitesse de défilement à 8 s par écran.

ALARME DE
SURPRESSION
 REMISE
À ZÉRO
Alarme de surpression

Il s'agit d'une alarme pneumatique se déclenchant lors d'une surpression dans le module de contrôle. Son déclenchement entraîne une chute de la pression délivrée. Une fois la cause corrigée, il faut réarmer l'alarme (bouton poussoir rouge) pour que la ventilation reprenne normalement.

Au réglage le plus sensible (rotation en sens antihoraire) l'alarme se déclenche lorsque la pression dans le circuit avoisine les $80 \text{ cmH}_2\text{O}$.

Lorsque cette alarme se déclenche, il faut en premier lieu suspecter un réglage inadéquat (par exemple fonction *PRESSION DE CONVECTION* ou *PEP non oscillante* activées ou fréquence de percussion inférieure à 100) ou une tubulure blanche coincée.

Il est improbable qu'une condition clinique (par exemple toux ou résistances augmentées) entraîne l'activation de cette alarme.

Alarme de déconnexion

Il s'agit d'un module indépendant situé sur le côté de l'appareil et alimenté par une batterie. Cette alarme se déclenche lorsqu'aucune pression n'est détectée dans le circuit pour une période donnée. Cette période peut (en théorie...) être ajustée au moyen de la roulette noire.

3.3.2 Alarmes du Monitron**Alarme de pression haute**

Cette alarme se déclenche dès que la pression dans le circuit est supérieure à la limite réglée. La valeur du réglage est indiquée par une ligne rouge dans la zone de graphiques.

Son réglage répond même logique que l'alarme de pression haute en ventilation conventionnelle (par exemple $10 \text{ cmH}_2\text{O}$ de plus que la pression de crête actuelle). Il faut cependant se rappeler que le déclenchement de l'alarme n'interrompt pas la ventilation étant donné que le Monitron et le module de contrôle sont indépendants l'un de l'autre.

Alarme de pression basse

Cette alarme s'active lorsque la pression dans le circuit est inférieure au seuil réglé pour plus de 6 s (alarme visuelle) et 12 s (alarme sonore).

Il est à noter qu'une fois la pression rétablie, l'alarme continue à sonner tant qu'elle n'a pas été réarmée.

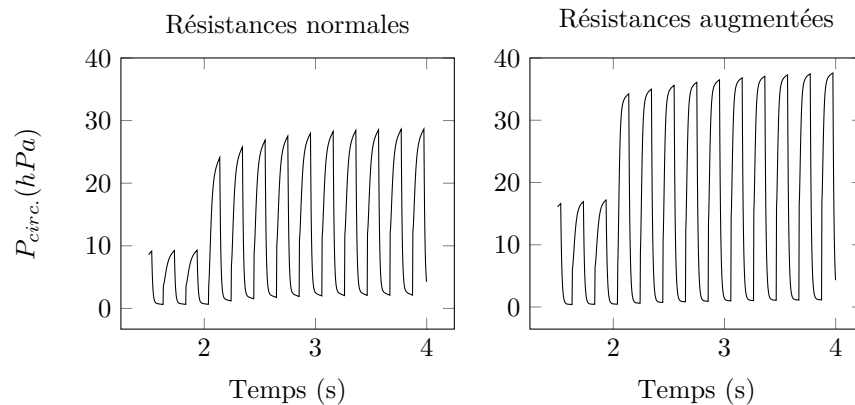


FIGURE 3.4 – Modification de l'apparence de la courbe de pression suite à une augmentation des résistances. Lorsque les résistances sont normales (à gauche), on observe une augmentation graduelle des pressions lors de l'inspiration. Cette augmentation correspond à l'augmentation de la pression alvéolaire. Lorsque les résistances sont élevées, les pressions sont élevées dès le début de l'inspiration et restent stable au cours de celle-ci.

3.4 Situations particulières

3.4.1 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.

3.4.2 Fuite ou déconnexion

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.

Bibliographie

- [1] JOHN B. WEST et ANDREW M. LUKS. *Physiologie respiratoire : L'essentiel*. Maloine, 2017. ISBN : 9782224034849.
- [2] J Jane PILLOW. “High-frequency oscillatory ventilation : Mechanisms of gas exchange and lung mechanics”. en. Dans : *Critical Care Medicine* 33.3 (mar. 2005), S135-S141. ISSN : 0090-3493. DOI : 10.1097/01.CCM.0000155789.52984.B7.
- [3] M. VIENNE et al. “Forrest Morton Bird : quand l’aviation mène à la ré-éducation respiratoire”. Dans : *Journal de réadaptation médicale* (2008), p. 1-10.