

# Manuel de ventilation diffusive - convective

Nicolas Blais St-Laurent

Septembre 2019



# Table des matières

<b>Table des matières</b>	<b>1</b>
<b>1 Introduction</b>	<b>3</b>
1.1 Vocabulaire . . . . .	3
1.2 Notions de ventilation à haute fréquence . . . . .	4
1.3 Particularité du VDR-4 . . . . .	4
<b>2 Composantes du système</b>	<b>7</b>
2.1 Module de contrôle . . . . .	7
2.2 Phasitron . . . . .	8
2.3 Système d'humidification . . . . .	9
2.4 Module de monitoring (Monitron) . . . . .	10



# Chapitre 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.

### 1.1 Vocabulaire

**Convection :** 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 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.

**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.

### 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.

### 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[Pillow2005].

## 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

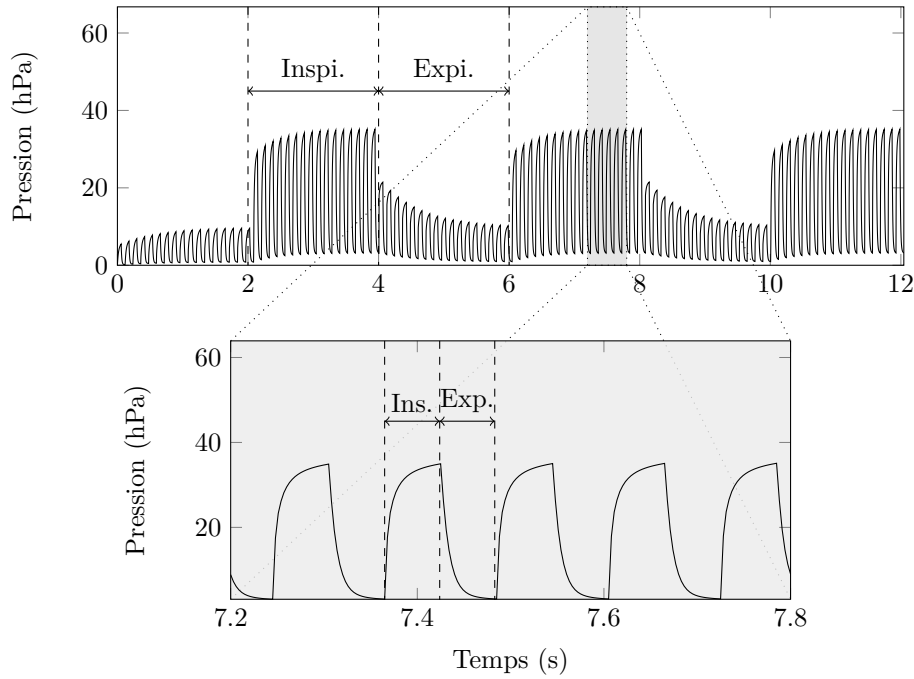


FIGURE 1.1 – L’alternance entre deux amplitudes de percussions donne une apparence typique au tracé de la pression à l’ouverture des voies aériennes lors de la ventilation avec un VDR-4. Les phases inspiratoires et expiratoires à basse fréquence (courbe du haut) sont composées d’une succession d’inspirations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

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.





## Chapitre 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 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 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 multimètre 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.

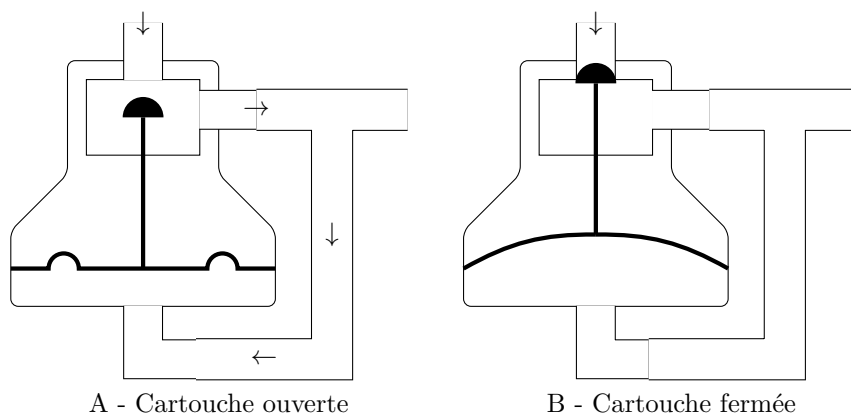


FIGURE 2.1 – Fonctionnement d'une cartouche pneumatique. À mesure que la pression augmente derrière le diaphragme, celui-ci se déforme, emmenant le piston à obstruer l'arrivée de gaz.

## 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.

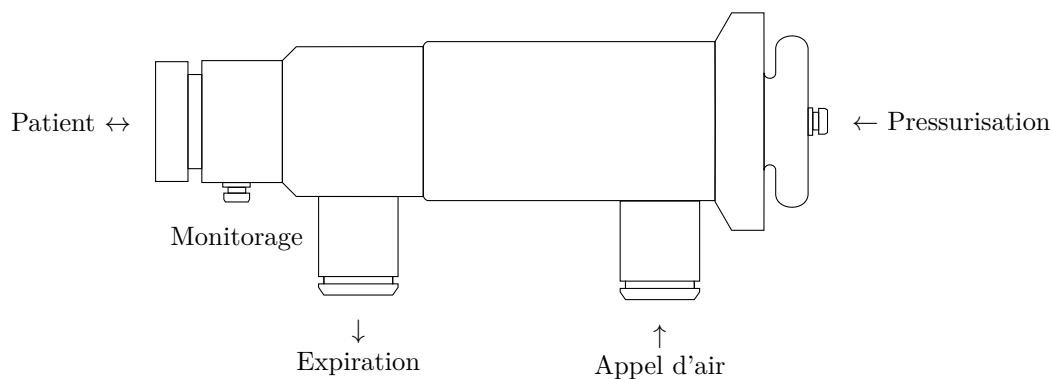


FIGURE 2.2 – Le phasitron.

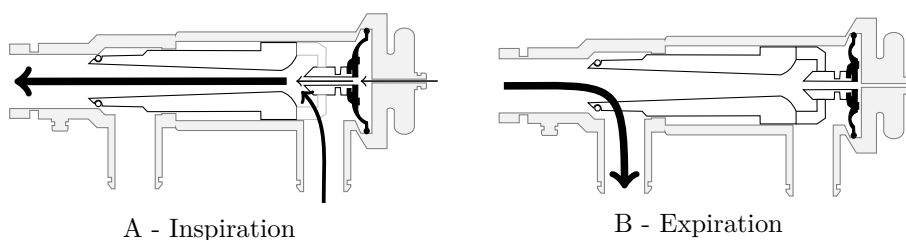


FIGURE 2.3 – Fonctionnement du phasitron. Le débit en provenance du module de contrôle déforme le diaphragme et déplace le tube de venturi vers l'avant lors de l'inspiration, obstruant ainsi l'orifice expiratoire. À l'expiration, le diaphragme reprend sa forme initiale et ramène le tube de venturi vers 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).

## 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.

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