**

**Formation à l'utilisation du VDR-4**

Notes de cours

Services d’inhalothérapie

Centre hospitalier de l’Université de Montréal

**Octobre 2015**

*Préparé par :*

Nicolas Blais St-Laurent

Contenu

[Module 1 : Généralités 3](#_Toc454365189)

[1.1 Introduction 3](#_Toc454365190)

[1.2 Vocabulaire 3](#_Toc454365191)

[1.3 Notion de ventilation à haute fréquence 3](#_Toc454365192)

[1.4 Particularité du VDR-4 4](#_Toc454365193)

[Module 2 : Composantes du système 5](#_Toc454365194)

[2.1 Module de contrôle 5](#_Toc454365195)

[2.2 Phasitron 7](#_Toc454365196)

[2.3 Système d’humidification 8](#_Toc454365197)

[2.4 Module de monitorage (Monitron) 8](#_Toc454365198)

[Module 3 : Paramètres de ventilation 10](#_Toc454365199)

[3.1 Paramètres d’amplitude 10](#_Toc454365200)

[3.2 Paramètres de cyclage à haute fréquence 10](#_Toc454365201)

[3.3 Paramètres de cyclage à basse fréquence 11](#_Toc454365202)

[3.4 PEP non oscillante 11](#_Toc454365203)

[3.5 Autres paramètres 11](#_Toc454365204)

[Module 4 : Stratégies de ventilation 13](#_Toc454365205)

[4.1 Paramètres de départ 13](#_Toc454365206)

[4.2 Gestion de l’hypoxémie 13](#_Toc454365207)

[4.3 Gestion de l’hypercapnie 13](#_Toc454365208)

[4.4 Gestion de l’hypocapnie 13](#_Toc454365209)

[4.5 Sevrage 13](#_Toc454365210)

[Module 5 : Complications 14](#_Toc454365211)

[5.1 Obstruction de la sonde 14](#_Toc454365212)

[5.2 Fuite ou déconnection 14](#_Toc454365213)

[5.3 Hypotension 14](#_Toc454365214)

[5.4 Baro/volutraumatisme 14](#_Toc454365215)

[Module 6 : Normes institutionnelles 16](#_Toc454365216)

[6.1 Contrôle de qualité 16](#_Toc454365217)

[6.2 Prescription 16](#_Toc454365218)

[6.3 Surveillance clinique 16](#_Toc454365219)

[6.4 Documentation clinique 16](#_Toc454365220)

[6.5 Nettoyage et entretien 16](#_Toc454365221)

[Index 17](#_Toc454365222)

1. Généralités

## Introduction

Le VDR-4 est un appareil de ventilation à haute fréquence conçu à la fin des années 1980. 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.

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 monitorage très limitées et tous les réglages se font de façon analogique.

## Vocabulaire

|  |  |
| --- | --- |
| Convection : | déplacement d’un volume de gaz. |
| 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. |
| Pression partielle : | pression exercée par les molécules d’un gaz à l’intérieur d’un mélange gazeux. |
| Percussion : | bref jet de gaz à haute vélocité. |

## 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.

Étant donné que les volumes courants sont trop petits pour que l’air alvéolaire soit expulsé hors des voies respiratoires, c’est entre autre par une augmentation de la diffusion que ce type de ventilation parvient à maintenir des échanges gazeux adéquats.

### 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.

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. Et, inversement, une augmentation de la fréquence entrainera une diminution du volume courant.

## 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).

1. Composantes du système



Figure 2 - Composantes du système.

## 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,
* Un débit continue (+/- 20 l/min) alimentant le nébuliseur ou tout autre système d’humidification (si activé),
* Un débit auxiliaire (+/- 10 l/min) (ajouté à la sortie du nébuliseur dans le circuit classique).

Il est aussi doté d’un port de monitorage. 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*) entrainera 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.

## 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. Conçue 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. 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.

**Connection du module de contrôle**

**Appel d'air**

**Expiration**

**Connection interface patient**

**Monitorage**

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.

## 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 remplace par un (ou même deux) humidificateur chauffants (voir Figure 8).



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



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

## Module de monitorage (Monitron)

Le Monitron est un moniteur électronique complètement indépendant du module de contrôle. Il vise à étendre les capacités de monitorage 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 cmH₂O et l’alarme haute à 10 cmH₂O au-dessus de la pression de crête inspiratoire.



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

1. 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 entraine 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.

## 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.

### 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 entrainera une modification dans la même direction des deux autres amplitudes. Cette amplitude est réglée au moyen de la valve identifiée Debit pulse.

### 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 entrainera 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.

### 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.

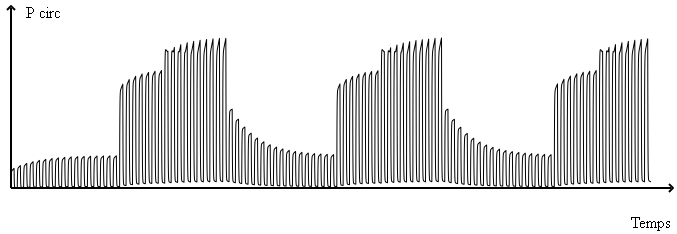


Figure 10 - Tracé de la pression à l'ouverture des voies aériennes. Nous pouvons observer une augmentation de la pression 0.8 secondes après le début de l’inspiration.

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 |

## 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 et le ratio i:e.

En effet, le bouton désigné fréquence semble modifier seulement ou surtout le temps inspiratoire et le bouton désigné ratio i:e semble modifier seulement ou surtout le temps expiratoire.

En conséquence, le réglage de chacune de ces deux valves influencera à la fois la fréquence de percussion et le ratio i:e des percussions.

## 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.

## 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’essaie 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).

## Autres paramètres

### 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/po², selon la source d’alimentation en gaz pressurisés)

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

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

### Alarme de déconnection

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

### Nébulisation

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

### Marche arrêt

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

1. Stratégies de ventilation

## Paramètres de départ

* Pression de crête inspiratoire de 30 cmH2O,
* Pression de crête expiratoire de 10 cmH2O,
* Amplitude de percussion augmentée (troisième phase) inactive,
* PEP non oscillante inactive,
* 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,
* FiO2 selon besoins.

Tableau 2 - Valeurs de départ, valeurs minimales et valeurs maximales de certains paramètres (selon le protocole de l'Hopital du Sacré-Coeur de Montréal).

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Paramètre | Valeur min. | Valeur de départ | Valeur max. |
| Crète inspiratoire | 20 cmH₂O | 30 cmH₂O | 45 cmH₂O |
| Crète expiratoire | 10 cmH₂O | 10 cmH₂O | 20 cmH₂O |
| Fréquence de percussion | 300/min. | 500/min | 700/min. |
| i:e (percussion) | 1:5 | 1:1 | 1:1 |
| Fréquence de convection |  | 15/min. | 18/min. |
| I:E (convection) | 1:1 | 1:1 | 1,5:1 |

## Gestion de l’hypoxémie

* Augmentation de la FiO₂,
* Augmentation de l’amplitude des percussions à l’expiration,
* Augmentation de l’amplitude des percussions à l’inspiration,
* Augmentation du ratio inspiration sur expiration (convection),
* Augmentation de la fréquence de percussion,
* Ajout d’une troisième phase.

## Gestion de l’hypercapnie

* Augmentation de l’amplitude des percussions à l’inspiration,
* Diminution de la fréquence de percussion,
* Diminution de l’amplitude des percussions à l’expiration,
* Augmentation de la fréquence convective en diminuant le temps expiratoire,
* Diminuer le ratio inspiration sur expiration des percussions,
* Ajout d’une troisième phase.

## Gestion de l’hypocapnie

* Augmentation de l’amplitude des percussions à l’expiration,
* Diminution de l’amplitude des percussions à l’inspiration,
* Diminution de la fréquence convective par augmentation du temps expiratoire.

## Sevrage

* Diminuer la FiO₂,
* Diminuer l’amplitude des percussions à l’expiration,
* Diminuer l’amplitude des percussions à l’expiration.

Tableau 3- Exemple de critères de sevrage (à titre indicatif seulement).

|  |  |
| --- | --- |
| Paramètre | Valeur |
| FiO₂ | ≤ 40 % |
| Crète expiratoire | 10 cmH₂O |
| Crète inspiratoire | < 34 cmH₂O |

1. Complications

## Obstruction de la sonde

Vu l’absence de monitorage 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 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.

## 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).

## 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.

## 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 ;
    - Augmenter *CPAP OSCILLANTE*.
  + Limitant la pression maximale subie par les alvéoles :
    - Diminuer *DEBIT PULSE*,
    - Augmenter *FREQUENCE DE PERCUSSION.*

## Espace mort iatrogène

La compression des capillaires pulmonaires par une pression positive (principalement expiratoire) trop élevée peut entrainer 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)*.

Index

Convection 3

Diffusion 3

Espace mort 18

hypercapnie 15

hypocapnie 16

hypoxémie 15

Percussion

Définition 3

Percussion

Réglage 12

Phasitron 7

Pression partielle 3

SET (fonction du monitron) 11