

Le point sur la ventilation mécanique invasive — Les nouveaux modes automatisés

Latest developments for invasive mechanical ventilation — The new automated modes

L. Brochard

© SRLF et Springer-Verlag France 2011

Introduction

L'automatisation de la ventilation, souvent désignée par le terme de « boucle de régulation », existe depuis longtemps et sous diverses formes. Il est en effet nécessaire pour les ventilateurs modernes de fonctionner avec différentes boucles de régulation, ne serait-ce que pour administrer correctement les débits précis ou les concentrations d'oxygène. Cependant, lorsqu'il s'agit des modes de ventilation, il est intéressant de distinguer trois niveaux de boucles de régulation, de manière un peu schématique, mais utile à la compréhension et à la classification de ces modes.

Modes où la régulation se fait à l'intérieur du cycle

Pendant l'insufflation, le ventilateur peut moduler l'ouverture de sa servovalve (qui commande avec précision l'administration des gaz au patient et qui constitue une valve de régulation du débit) de manière à être le plus proche possible d'un signal ou d'un objectif différent du débit, comme par exemple la pression dans les voies aériennes. Tous les modes régulés en pression sont des modes où existe une boucle de régulation du débit en analysant un signal de pression et en se rapprochant le plus possible d'un objectif pré-réglé (automatisation à l'intérieur du cycle). Si la régulation en pression (pression contrôlée, aide inspiratoire) est relativement simple, ce type de régulation peut aboutir à des modes très complexes puisqu'on peut asservir le débit délivré à un signal complexe : c'est le cas des modes de types « ventilation assistée proportionnelle (PAV) » ou « ventilation neuroassistée (NAVA) » [1].

Cependant, par souci de simplification, ces modes ne seront pas abordés directement dans ce chapitre.

Boucles de régulation de niveau plus complexe : régulation d'un cycle à l'autre

Les modes automatisés ont été popularisés essentiellement par les modes dits en pression (régulation à l'intérieur du cycle) dont le niveau de pression est régulé cycle à cycle sur un objectif de volume courant fixé par le clinicien. La pression est constante au cours du cycle, mais varie cycle à cycle (ou tous les deux ou trois cycles).

Ces modes peuvent exister aussi bien en ventilation contrôlée passive qu'en ventilation déclenchée par le patient. Ils sont souvent appelés *dual modes*, et sont présents sur à peu près tous les ventilateurs modernes avec des noms différents (Tableau 1). Le principe général est l'introduction d'un schéma physiologique simple reliant un certain niveau de pression à un certain volume et autorisant le ventilateur à adapter le niveau de pression délivré soit cycle à cycle, soit sur une moyenne de cycles, de manière à s'approcher au plus près du volume courant souhaité par le clinicien [2]. Le principe répond à l'intérêt porté pour les modes en pression, en particulier en termes de confort pour le patient et tente de pallier à l'inconvénient qui est l'absence de garantie de volume courant délivré : avec les modes en pression, le volume peut en effet varier en fonction du changement de la mécanique respiratoire, particulièrement les résistances. C'est pour cette raison que ces modes ont été proposés. D'autres types de régulation ont fait varier le niveau de pression (essentiellement l'aide inspiratoire) sur la fréquence respiratoire ou la ventilation minute. Prendre un objectif de ventilation minute est un exemple de raisonnement physiologique inadapté, car un même objectif de ventilation minute peut être obtenu avec des fréquences très élevées et des petits volumes courants ou à l'inverse avec des fréquences très basses et de très grands volumes courants. La régulation sur la fréquence respiratoire est intéressante, mais pose la difficulté pour le clinicien de connaître le bon objectif de

L. Brochard
Service de réanimation médicale,
groupe hospitalier Albert-Chenevier-Henri-Mondor,
AP-HP, université Paris-XII, Inserm U955
51, avenue du Maréchal-de-Lattre-de-Tassigny,
F-94010 Créteil, France

Tableau 1 Exemples de <i>dual modes</i>		
Ventilateurs	Dual modes	Mode, objectif
Evita 4, XL, V500 (Drager)	Autoflow [®]	Mode en pression, objectif volume
Puritan Bennett [®] 840 TM (Covidien)	Volume ventilation plus TM	Mode en pression, objectif volume minimal garanti
Servo i [®] (Maquet)	Volume contrôlé à régulation de pression (VCRP) Volume assisté (VA)	Mode en pression, objectif volume Aide inspiratoire, objectif volume
Engstrom (general electric)	Pression contrôlée, volume garanti (VPC-VG)	Mode en pression, objectif volume

fréquence respiratoire. Ces *dual modes* sont devenus assez populaires afin de laisser le ventilateur s'adapter aux changements de mécanique respiratoire [1]. Un inconvénient important de ces *dual modes* a cependant été mis en évidence lors de plusieurs études [3,4]. Il a été montré en effet que si un patient augmente ses besoins ventilatoires, c'est-à-dire souhaite obtenir un volume courant supérieur à celui qui est affiché par le clinicien, alors logiquement le ventilateur donnera de moins en moins de pression. Si cette augmentation des besoins ventilatoires correspond à un événement pathologique, cela peut alors accélérer la détresse respiratoire du patient qui recevra de moins en moins d'assistance ventilatoire (Fig. 1). En quelque sorte on aura affaire à une assistance inversement proportionnelle aux besoins du patient, ce qui est donc le contraire des modes de types PAV ou NAVA. On voit dans cet exemple que ces modes, s'ils peuvent être partiellement intéressants et répondre quelquefois à une adaptation de la ventilation (réduction du nombre d'alarmes par exemple [5]), ont aussi des inconvénients qu'il faut connaître et qui peuvent en limiter l'utilisation.

Modes complexes basés sur une stratégie

Du fait des inconvénients ou limites cités précédemment, de la nécessité de réguler sur des constantes de temps plus longues et enfin de prendre en compte de multiples paramètres dont l'histoire du patient, des modes automatisés plus complexes, basés sur des stratégies de ventilation, sont

apparus. Deux modes sont aujourd'hui commercialisés : le support ventilatoire adaptatif (*adaptive support ventilation* [ASV[®]], Hamilton, Bonaduz, Suisse) (Fig. 2) et la ventilation en aide inspiratoire avec mode automatisé de sevrage SmartCare[®] (Drager, Lubeck, Allemagne).

- L'ASV[®] est un mode en pression qui permet pour une ventilation minute cible souhaitée (objectif) de délivrer des cycles contrôlés ou déclenchés par le patient (pression contrôlée ou aide inspiratoire) [1,6]. Le principe général est d'obtenir la meilleure combinaison de fréquence respiratoire et de volume courant, « meilleure » voulant dire entraînant le travail respiratoire minimal. Cette recherche de la meilleure combinaison est basée sur des équations physiologiques qui indiquent pour un niveau de ventilation minute donné et une mécanique respiratoire donnée (constante de temps du système) quels sont la meilleure fréquence et le meilleur volume courant. Une étude effectuée en condition de ventilation passive a pu montrer que le travail respiratoire délivré par la machine était effectivement diminué en ASV[®] [7], ce qui peut être espéré également chez les patients avec un travail musculaire actif. De plus, ont été rajoutés des critères de sécurité en termes de pression maximum, de fréquence respiratoire maximum et minimum pour minimiser le risque d'hyperinflation dynamique, et de volume courant minimum afin de ne pas induire d'hypercapnie trop importante. Ce mode peut être utilisé dans des conditions très diverses et certains auteurs ont une expérience assez large de son utilisation [8] ;

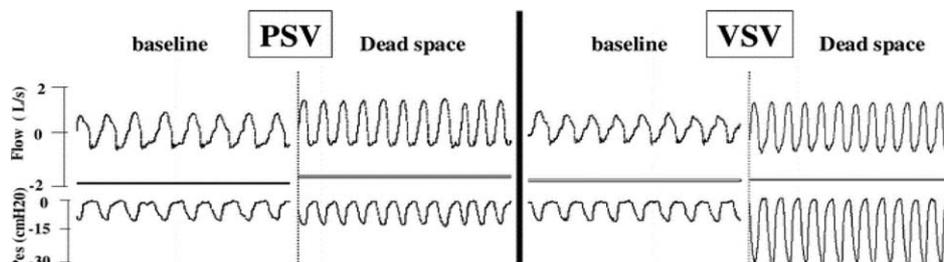


Fig. 1 Effet de l'augmentation des besoins en aide inspiratoire et en volume assisté. Exemple d'un patient en aide inspiratoire (PSV) lors du rajout d'un espace mort (*dead space*). Le débit (*flow*) et la pression musculaire (*Pes*) augmentent sous l'effet de l'espace mort. En volume assisté (VSV), pour le même espace mort le ventilateur délivre de moins en moins de pression et l'effort musculaire du patient devient considérable en quelques instants. Le patient développait une détresse respiratoire [3].

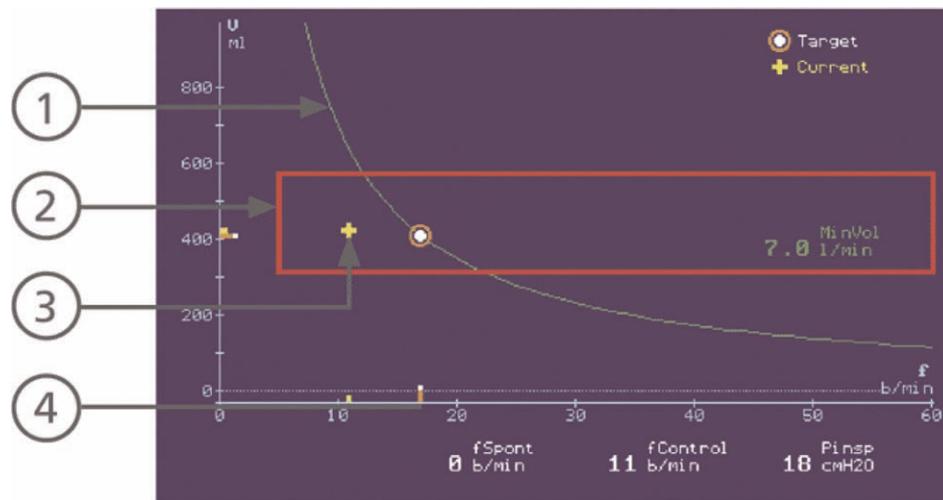


Fig. 2 Écran de L'ASV[®]. En ASV[®], exemple d'écran du ventilateur montrant le volume et la fréquence. La ventilation minute souhaitée est réglée par le clinicien (courbe 1), des limites sont fixées par l'ASV[®] et le clinicien pour la fréquence respiratoire minimale et maximale et les volumes (2, rectangle rouge). La ventilation minute observée (3) est plus ou moins proche de la cible (4) optimale et l'ASV[®] va modifier progressivement volume et fréquence pour s'en rapprocher.

- l'ASV[®] a été utilisé à plusieurs reprises dans le sevrage de chirurgie cardiaque comme moyen relativement simple de sevrer le patient de son ventilateur [9,10] ;
- une des interrogations concerne les patients chez lesquels une ventilation assez spécifique est requise (broncho-pneumopathie chronique obstructive [BPCO], syndrome de détresse respiratoire aiguë [SDRA]) afin de savoir si l'ASV[®] est un mode bien adapté dans ces circonstances. Il n'est en effet pas clair de savoir si les volumes courants seront suffisamment réduits ou les pressions limitées dans ce type de pathologie et quelles seront les conséquences cliniques.

Ventilation automatisée en aide inspiratoire et sevrage automatique (SmartCare[®])

Ce mode de ventilation fonctionne en aide inspiratoire avec deux objectifs : contrôler le niveau d'aide pour que le patient reste dans une zone dite de « confort respiratoire » et effectuer un sevrage automatique en diminuant régulièrement le niveau d'aide jusqu'à arriver à un niveau minimum [1,9,11]. Le confort respiratoire est basé sur une gamme assez large de fréquence respiratoire (15 à 30 par minute) dans laquelle le patient peut varier sans modification du niveau d'aide, à condition que le volume courant soit au-dessus d'un seuil minimum, et le CO₂ expiré (ETCO₂) soit en dessous d'une valeur seuil maximale (Figs. 3,4). Dans cette zone de confort, il est ensuite effectué automatiquement une réduction du niveau d'aide jusqu'à arriver à un niveau minimum : si celui-ci est bien toléré, cela permet d'indiquer au clinicien

que le patient est « séparable » du ventilateur (et donc peut-être extubable). Il existe donc avec ce mode automatisé à la fois un intérêt physiologique pour mieux adapter la ventilation et éviter des périodes de mauvaise tolérance respiratoire, mais également un intérêt clinique d'utilisation pratique puisque le sevrage, qui peut être très rapide, est effectué automatiquement [12].

Le système a été largement évalué dans ses différents aspects et a été ensuite évalué sur de larges séries de patients avec des essais randomisés [12–14].

Les résultats des essais cliniques sont aujourd'hui très encourageants : un essai multicentrique par Lellouche et al. a permis de montrer que l'utilisation précoce du système automatisé permettait une réduction de plus de deux jours de la durée de ventilation et de sevrage entièrement grâce à ce système, sans complications associées [13]. D'autres essais ont retrouvé des durées comparables à la pratique clinique, mais avec l'intérêt d'une automatisation complète et sans effets secondaires négatifs [14]. Il existe des patients chez lesquels le système peut être tenu en défaut (malade agité, sécrétions abondantes) ou des patients qui peuvent s'aggraver indépendamment du support ventilatoire, mais une majorité de patients peut être ainsi ventilée de manière automatisée. D'autres études sont en cours afin de confirmer les bénéfices initiaux, et des améliorations futures devraient être apportées à ce système : les réflexions concernent le signal d'ETCO₂, une automatisation supplémentaire comme celle du niveau de pression expiratoire positive (PEP) ou un passage automatique de la ventilation assistée contrôlée (VAC) à l'aide inspiratoire automatisée. En effet, le bénéfice en termes de durées de ventilation d'une telle

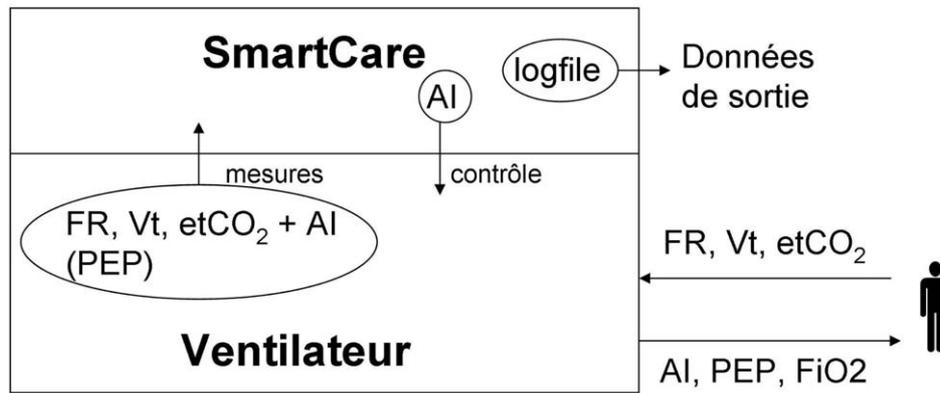


Fig. 3 Schéma du fonctionnement de SmartCare[®]. Les données mesurées par le ventilateur (fréquence respiratoire, volume courant, ETCO₂) ainsi que le niveau d'aide inspiratoire et de PEP sont fournies à SmartCare[®] qui contrôle en retour le niveau d'aide inspiratoire.

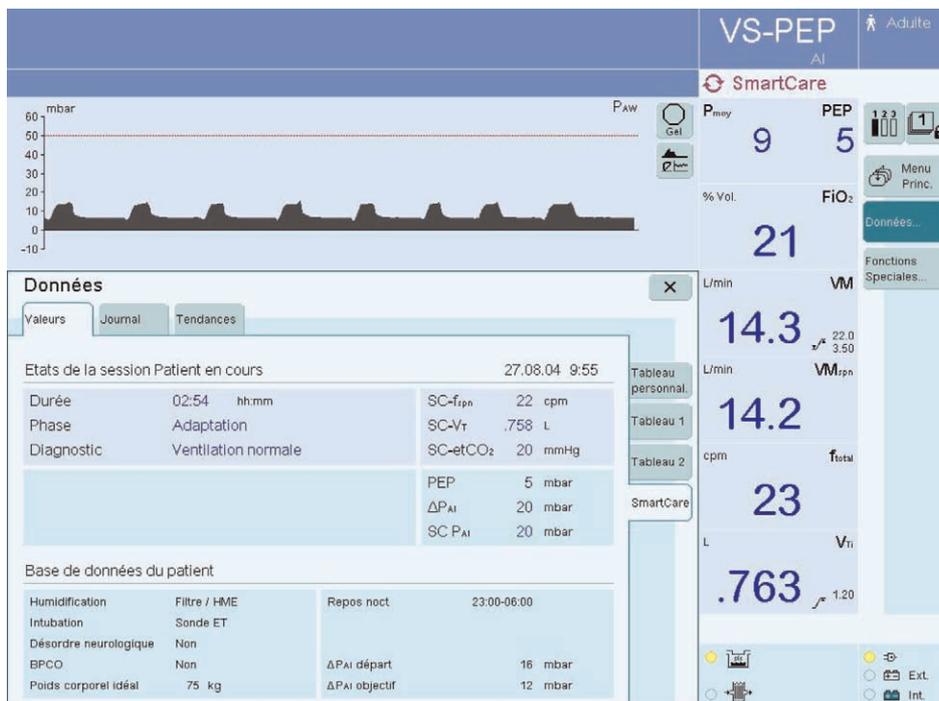


Fig. 4 Système SmartCare[®] en fonctionnement. En SmartCare[®], exemple de l'interface utilisateur : en haut la courbe de pression caractéristique du mode VSAI. À droite, se trouvent les mesures ventilatoires courantes. Dans le panneau de données, on peut voir la durée de fonctionnement en mode SmartCare[®], la phase ventilatoire SmartCare[®] et la dernière classification ventilatoire (diagnostic SmartCare[®]). À droite du panneau, il y a les mesures et les données SmartCare[®] précédemment déterminées. En bas du panneau, on peut voir les caractéristiques de la session en cours (filtre humidificateur avec sonde endotrachéale, pas de pathologie neurologique ou pulmonaire, poids du patient, option de repos nocturne, AI initial et AI minimum objectif du sevrage).

technique ne peut être observé que si elle est utilisée suffisamment tôt au cours de la ventilation.

Futur des modes régulés

Un intérêt important se porte actuellement sur la régulation des paramètres contrôlant l'oxygénation des patients

(FiO₂, PEP). Cette régulation nécessite un signal qui indique de manière fiable l'oxygénation du patient, et une des limitations jusqu'à présent était la qualité des signaux dérivés de la pulse-oxymétrie. Plusieurs études sont en cours pour tenter de contrôler la PEP et la FiO₂, chez le nouveau-né et chez l'adulte grâce aux boucles de régulation utilisant ces signaux.

Conclusion

Les boucles de régulation sont très fréquentes sur les ventilateurs. Les nouveaux modes automatisés peuvent apporter un bénéfice en termes de prise en charge clinique des patients, en particulier pour faciliter et accélérer une prise en charge routinière et peuvent ainsi permettre d'améliorer la qualité de la ventilation et raccourcir la durée de sevrage.

Conflit d'intérêt : le laboratoire de recherche dirigé par le Pr L. Brochard a reçu des subventions pour des projets de recherche portant sur le SmartCare® de la part de Dräger, ainsi qu'une subvention d'Hamilton pour l'ASV.

Références

- Lellouche F (2008) Modes asservis complexes. In: Brochard L, Mercat A, Richard JC (eds) *Ventilation artificielle. De la physiologie à la pratique*. Masson, Paris, pp 35–42
- Brochard L (2008) Bases de mécanique respiratoire nécessaires à la compréhension de la ventilation contrôlée. In: Brochard L, Mercat A, M Richard JC (eds) *Ventilation artificielle. De la physiologie à la pratique*. Masson, Paris, pp 51–63
- Jaber S, Delay JM, Matecki S, et al (2005) Volume-guaranteed pressure-support ventilation facing acute changes in ventilatory demand. *Intensive Care Med* 31:1181–8
- Jaber S, Sebbane M, Verzilli D, et al (2009) Adaptive support and pressure support ventilation behavior in response to increased ventilatory demand. *Anesthesiology* 110:620–7
- Lasocki S, Labat F, Planteveve G, et al (2010) A long-term clinical evaluation of Autoflow® during assist-controlled ventilation: a randomized controlled trial. *Anesth Analg* 111(4):915–21
- Brunner JX, Iotti GA (2002) Adaptive support ventilation (ASV®). *Minerva Anestesiologica* 68:365–8
- Iotti GA, Polito A, Belliato M, et al (2010) Adaptive support ventilation versus conventional ventilation for total ventilatory support in acute respiratory failure. *Intensive Care Med* 36:1371–9
- Arnal JM, Wysocki M, Nafati C, et al (2008) Automatic selection of breathing pattern using adaptive support ventilation. *Intensive Care Med* 34:75–81
- Burns KE, Lellouche F, Lessard MR (2008) Automating the weaning process with advanced closed-loop systems. *Intensive Care Med* 34:1757–65
- Sulzer CF, Chiolo R, Chassot PG, et al (2001) Adaptive support ventilation for fast tracheal extubation after cardiac surgery: a randomized controlled study. *Anesthesiology* 95:1339–45
- Dojat M, Pachet F, Guessoum Z, et al (1997) NeoGanesh: a working system for the automated control of assisted ventilation in ICUs. *Artif Intell Med* 11:97–117
- Bouadma L, Lellouche F, Cabello B, et al (2005) Computer-driven management of prolonged mechanical ventilation and weaning: a pilot study. *Intensive Care Med* 31:1446–50
- Lellouche F, Mancebo J, Jolliet P, et al (2006) A multicenter randomized trial of computer-driven protocolized weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 174:894–900
- Rose L, Presneill JJ, Johnston L, Cade JF (2008) A randomised, controlled trial of conventional versus automated weaning from mechanical ventilation using SmartCare®/PS. *Intensive Care Med* 34:1788–95