

Les systèmes automatisés de sevrage de la ventilation mécanique ont-ils une place en pratique clinique ?

Automated Weaning Systems: Do They Have a Role in Clinical Practice?

M. Dres · A. Demoule

Reçu le 22 septembre 2017 ; accepté le 29 novembre 2017
© SRLF et Lavoisier SAS 2017

Résumé Du fait de la stagnation de l'offre démographique médicale et du vieillissement de la population, les besoins en ventilation mécanique vont croître dans les années à venir. Dans ce contexte, la conduite du sevrage de la ventilation mécanique par des systèmes automatisés est une perspective séduisante, permettant d'épargner du temps médical et infirmier. La gestion du sevrage par des systèmes automatisés repose sur l'utilisation de l'intelligence artificielle incorporée au sein de ventilateurs capables de détecter précocement la sevrabilité des patients puis d'entreprendre le cas échéant une épreuve de ventilation spontanée. Deux systèmes répondant à ce cahier des charges sont actuellement commercialisés. Bien que les données disponibles soient peu nombreuses, celles-ci semblent justifier l'intérêt pour ces systèmes en montrant au pire une équivalence, au mieux une réduction dans la durée du sevrage, lorsqu'ils sont comparés à une démarche de sevrage conventionnelle. Les défis de demain seront de tester la généralisation de ces systèmes dans la pratique clinique et de définir les caractéristiques des populations susceptibles d'en bénéficier le plus.

Mots clés Sevrage automatisé · Ventilation mécanique · Extubation · Épreuve de ventilation spontanée

Abstract Medico-economic projections anticipate that the needs in mechanical ventilation will be overwhelmed due to medical demography stagnation. In this context, the use

of automated systems to conduct weaning from mechanical ventilation is an attractive perspective that may be time consuming for doctors and nurses. Management of weaning by automated systems requires incorporating the artificial intelligence in modern ventilators to detect sooner weaning readiness and to undertake a spontaneous breathing trial accordingly. Two commercial systems meet these specifications. While data are scarce, they seem to justify the investment for these systems by showing at worst an equivalence and at best, a reduction in the length of weaning period when they are compared to conventional weaning protocols. The next challenges are to test the generalization of these systems into clinical practice and to define population's characteristics which might benefit the most.

Keywords Closed-loop system · Mechanical ventilation · Spontaneous breathing trial · Extubation

Introduction

La ventilation mécanique est utilisée dans les services de médecine intensive-réanimation pour le traitement des formes sévères d'insuffisance respiratoire aiguë et dans les blocs opératoires pour permettre la réalisation des interventions chirurgicales effectuées sous anesthésie générale. À titre individuel, pour chaque patient, il existe une exigence quotidienne de raccourcissement de la durée de ventilation mécanique. En effet, celle-ci est associée à la survenue de complications à même de modifier significativement le pronostic lié à la pathologie initiale [1]. Par ailleurs, le vieillissement de la population, l'augmentation de la prévalence des maladies chroniques et les limites repoussées de la chirurgie expliquent les besoins sans cesse croissants en ventilation mécanique [2,3]. Dans le même temps, cet accroissement des besoins est confronté à la stagnation de l'offre démographique médicale [4]. Ce croisement des courbes de l'offre et des besoins est un vrai défi pour la réanimation

M. Dres · A. Demoule (✉)
Sorbonne universités,
UPMC université Paris-VI, Inserm, UMRS_1158,
neurophysiologie respiratoire expérimentale et clinique,
75013 Paris, France
e-mail : alexandre.demoule@aphp.fr

Service de pneumologie et réanimation,
groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière-Charles-Foix,
75013 Paris, France

de demain et justifie en soi une stratégie de rationalisation de l'utilisation de la ventilation mécanique. Le raccourcissement de la durée de ventilation mécanique passe par une séparation la plus précoce possible du patient du ventilateur, étape communément désignée comme le sevrage de la ventilation mécanique [5]. L'impératif de raccourcissement de la durée de ventilation à l'échelle individuelle conjugué, aux nécessités économiques et démographiques de rationalisation de l'offre de soins, explique les efforts menés ces dernières années pour améliorer la conduite du sevrage de la ventilation mécanique. La question centrale étant de déterminer autant que possible et le plus précisément, l'aptitude des patients à pouvoir être séparés du ventilateur. Parmi les mesures permettant de réduire la durée de ventilation mécanique, la mise en place d'une approche systématique d'identification de critères prérequis dits de « sevrabilité » a permis des avancées significatives [6,7]. Le caractère systématique de la démarche justifie logiquement de confier cette tâche à l'intelligence artificielle dans la perspective d'économiser du temps infirmier et médical. Le recours à des ventilateurs « intelligents » capables de réaliser un sevrage automatisé pourrait être intéressant dans cette optique.

Les objectifs de cette mise au point sont de décrire le fonctionnement des systèmes automatisés de sevrage et d'exposer les résultats des études ayant comparé leur utilisation par rapport aux autres modalités de sevrage. En outre, nous discuterons des limites et des perspectives de ces systèmes. Pour plus de détails sur cette question, le lecteur peut se référer à deux publications anglophones qui ont inspiré l'écriture du présent document [8,9].

Conduite du sevrage de la ventilation mécanique en 2017

Le sevrage de la ventilation est le processus de soins qui vise à séparer les patients de leur ventilateur le plus tôt possible et de façon la plus sûre [10]. Cette démarche s'est standardisée au fil des années, riche des résultats d'études physiologiques et cliniques [10–13]. La détermination du moment le plus adéquat pour séparer en toute sécurité un patient du ventilateur n'est pas aisée et représente un réel défi dans la pratique clinique. Pour le clinicien, il s'agit de naviguer raisonnablement entre deux risques : séparer trop tôt de la ventilation des patients qui en ont encore la nécessité [14,15], ou garder trop longtemps des patients ventilés et les exposer à des risques accrus [16]. Sevrés alors qu'ils ne sont pas prêts, les patients sont exposés au risque d'échec d'extubation [14]. Au contraire, une attitude trop attentiste les expose aux complications de la ventilation mécanique et du décubitus prolongé [17]. Il est maintenant bien établi que réaliser le sevrage de façon objective et systématique par la recherche quotidienne

de critères dits de sevrabilité permet de raccourcir la durée de ventilation mécanique [6]. Ces critères, facilement obtenus au lit des patients témoignent notamment d'une oxygénation satisfaisante, de la stabilité hémodynamique ou encore de la présence d'une toux efficace [18]. Lorsque les critères de sevrabilité sont réunis, il est recommandé de tester la capacité du patient à « supporter » le retour à une ventilation sans l'assistance du ventilateur par la réalisation d'une épreuve de ventilation spontanée. Ce « test de sevrage » cherche à évaluer la tolérance respiratoire et cardiaque du patient lors de l'interruption ou la réduction de l'assistance ventilatoire. Si l'épreuve de ventilation spontanée est réussie, la décision d'extubation se pose, mais n'est pas systématique [5]. Il s'agit d'une décision importante dans le pronostic du patient, car l'échec d'extubation est associé à une importante morbi-mortalité [14,15].

Bien que la démarche de sevrage systématique détaillée ci-dessus ait montré son efficacité sur la réduction de la durée de ventilation mécanique il y a maintenant près de 20 ans [6], elle reste de nos jours relativement peu utilisée. En effet, dans une étude récente dans laquelle ont participé une trentaine de services de réanimation français, seuls 43 % avaient déclaré utiliser un protocole de sevrage [19]. Plusieurs raisons peuvent expliquer des réticences à l'utilisation d'un protocole de sevrage. Parmi celles-ci, l'aspect rébarbatif de la méthode peut constituer un frein à sa généralisation. Dans ce contexte, l'avènement de systèmes intelligents capables de détecter automatiquement les critères de sevrabilité et d'entreprendre une épreuve de ventilation spontanée offre une opportunité particulièrement séduisante (Tableau 1).

Principe de fonctionnement des systèmes automatisés de sevrage de la ventilation

L'objectif des systèmes automatisés de sevrage de la ventilation vise à optimiser les réglages du ventilateur de façon à individualiser au cours du temps et en temps réel l'assistance ventilatoire par rapport aux besoins du patient. En réalité, cette adaptation de la ventilation par le ventilateur est réalisée par n'importe quel ventilateur moderne sans qu'il ne soit considéré comme un système automatisé à proprement parler. Il est donc important d'établir clairement ce qu'on entend par « systèmes automatisés ». L'adaptation du ventilateur aux besoins du patient peut aller de la régulation à l'intérieur du cycle ventilatoire, comme cela existe sur tous les ventilateurs, à une régulation plus complexe reposant sur des algorithmes physiologiques simplifiés. L'étape d'après, objet de la présente mise au point, est l'utilisation d'un système plus évolué utilisant ce qui est généralement appelé « intelligence artificielle », ou système à base de connaissances. Ceux-ci ont été développés grâce à l'amélioration des technologies incorporées dans les ventilateurs de dernière génération. Ces

Tableau 1 Sevrage de la ventilation mécanique : tâches réalisables par les systèmes automatisés de sevrage et tâches relevant de l'évaluation médicale		
Tâches réalisées au cours du sevrage de la ventilation mécanique	Évaluation médicale	Systèmes automatisés
Prérequis		
Évaluation hémodynamique	Oui	
Passage en aide inspiratoire	Oui	
Oxygénation satisfaisante	Oui	
Détection des critères de sevrabilité		
Fréquence respiratoire		Oui
Volume courant		Oui
Fraction expirée de CO ₂		Oui
Épreuve de ventilation spontanée		
Réalisation		Oui
Évaluation tolérance respiratoire		Oui
Notification du résultat		Oui
Décision extubation		
Évaluation neurologique	Oui	
Évaluation éthique	Oui	

technologies prennent la forme de capteurs performants qui permettent des mesures rapides et fiables des principales grandeurs physiologiques ventilatoires et de boucles d'asservissement caractérisées par des temps de réactivité extrêmement diligents. L'introduction de l'intelligence artificielle dans ce contexte permet de doter ces systèmes d'une capacité d'intégration des données recueillies, couplée à un raisonnement physiologique simplifié pour entreprendre des actions correctrices ou initier des procédures telles qu'une épreuve de ventilation spontanée. Les ventilateurs modernes fonctionnent avec un contrôle en boucle fermée (*closed-loop control*) et permettent la réalisation d'opérations simples telles que la génération de pressions ou de débits inspiratoires [8] ou plus compliquées, comme le maintien du volume courant par la régulation cycle à cycle de la pression inspiratoire (*dual-control modes*). Ces ventilateurs peuvent aussi utiliser des données-patients pour adapter l'assistance ventilatoire à la façon d'un rétrocontrôle hormonal. Selon les objectifs et les valeurs de grandeurs prédéterminées (volume courant, fréquence respiratoire, fraction expirée de CO₂), le système amplifie (rétrocontrôle positif) ou réduit (rétrocontrôle négatif)

les différences entre valeurs mesurées et valeurs cibles. L'introduction de l'intelligence artificielle dans les ventilateurs modernes au cours du sevrage de la ventilation permet de réaliser de façon autonome et systématique la démarche de recherche et d'identification des critères prérequis à la réalisation d'une épreuve de ventilation spontanée. Sans être une limite insurmontable, il est à noter que seuls les critères respiratoires appartenant au prérequis à la réalisation d'une épreuve de ventilation spontanée sont identifiés par l'intelligence artificielle utilisée dans les respirateurs modernes (Tableau 2). Historiquement, la ventilation assistée contrôlée intermittente (VACI) peut être considérée comme le premier mode de ventilation automatisé fonctionnant avec un ordinateur qui diminuait la fréquence des cycles machine et le niveau d'aide inspiratoire sur la base de paramètres prédéfinis [20]. Il s'agit toutefois d'une expérience qui a été abandonnée. De nos jours, le système le plus étudié est certainement le système SmartCare™ (Draeger Medical Inc, Luebeck, Allemagne) développé sous le nom Neoganesch au milieu des années 1990 [21]. Un autre système, le système INTELLiVENT-ASV® (Hamilton Medical AG,

Tableau 2 Avantages et intérêts des systèmes automatisés de sevrage	
Avantages	Inconvénients
Gain de temps infirmier et médical	Physiologie simplifiée
Raccourcissement de la durée du sevrage	Non testés chez les patients « difficiles »
Adaptabilité temps réel aux besoins des patients	Peu de systèmes commercialisés
Homogénéisation des pratiques	Causes d'échec de sevrage non recherchées
	Niveau de preuve insuffisant

Rhaezuens, Suisse) a été initialement développé par Laubscher et al. en 1994 [22] puis amélioré au cours des années 2000 pour être utilisé au cours de la phase du sevrage. Dans les lignes qui suivent, nous discuterons principalement des données cliniques rapportées avec l'utilisation de ces deux systèmes qui vise précisément à entreprendre le sevrage de la ventilation mécanique. Nous évoquerons brièvement les modes de ventilation dits « proportionnels » dont la place sort quelque peu du cadre de cette mise au point, car ils n'utilisent pas l'intelligence artificielle.

Système INTELLiVENT-ASV[®]

Le système ASV[®] (Adaptative Support Ventilation) a fait l'objet de plusieurs développements permettant dans sa dernière version, l'INTELLiVENT-ASV[®], d'ajuster automatiquement la ventilation et l'oxygénation [23]. Dans sa version initiale, L'ASV[®] visait à produire une ventilation minute par une combinaison optimale de la fréquence respiratoire et du volume courant. Cette combinaison repose sur l'interprétation de l'équation d'Otis et al. [24]. Cette équation calcule une fréquence respiratoire *idéale* en tenant compte de l'espace mort, de la ventilation minute instantanée et de la constante de temps expiratoire du système respiratoire dans un souci de dépense énergétique minimale [8]. L'algorithme ASV utilise le poids idéal théorique (la taille par conséquent) pour calculer le volume d'espace mort théorique et une ventilation minute *normale* de 100 ml/kg par minute [8]. Lors de l'initiation, le ventilateur calcule la compliance et la résistance du système respiratoire (voies aériennes, poumons, paroi thoracique). La ventilation minute générée par le ventilateur peut ensuite être augmentée ou diminuée par l'utilisateur en ciblant un pourcentage de la ventilation minute *normale* fondée sur l'évaluation instantanée du patient. Le volume courant idéal est obtenu en divisant la ventilation minute par la fréquence respiratoire *idéale*. À la façon du mode de ventilation « pression contrôlée », l'algorithme ASV ajuste le niveau de pression inspiratoire pour atteindre le volume courant cible. La fréquence respiratoire instantanée, le volume courant et les données de mécanique respiratoire sont mesurés cycle à cycle permettant d'ajuster la fréquence respiratoire *idéale* et la pression inspiratoire. La détection de cycles spontanés par le système le fait basculer vers le mode de ventilation en « aide inspiratoire » et poursuit la surveillance du volume courant et de la fréquence respiratoire.

Dans sa version évolutive, intégrant les signaux de SpO₂ et de fraction expirée de CO₂ (FeCO₂), le système a connu un développement lui permettant d'adapter la ventilation minute à la FeCO₂ et l'oxygénation à la SpO₂. La FeCO₂ est obtenue par un détecteur positionné sur une pièce en Y du circuit. La ventilation minute est alors déterminée par des objectifs de FeCO₂ puis par la combinaison optimisée de la

fréquence respiratoire et du volume courant déterminés par l'équation d'Otis et al. [24]. La SpO₂ est recueillie par un saturomètre digital permettant l'ajustement automatique de la fraction inspirée d'oxygène (FiO₂) et de la pression télé-expiratoire positive (PEP). Les objectifs de SpO₂ sont ajustables par l'utilisateur, de même que les niveaux de PEP maximal et minimal. L'INTELLiVENT-ASV[®] peut être utilisé en présence de cycles spontanés ou lorsque le mode de ventilation contrôlée est nécessaire chez un patient ne respirant pas spontanément. L'INTELLiVENT-ASV[®] a montré son efficacité à assurer la ventilation et l'oxygénation de patients présentant une insuffisance respiratoire aiguë avec des niveaux de pressions, de volumes courants et de FiO₂ plus faibles que le mode conventionnel et sans incident sur la sécurité des patients [23]. Plusieurs autres travaux ont montré l'intérêt de ce système pour assurer une ventilation équivalente à celle fournie par les modes conventionnels sans ou avec un nombre réduit d'ajustements humains [25–27]. Dans un essai randomisé récent, le mode ASV (ne comprenant pas le module INTELLiVENT[®] dédié au sevrage) a été comparé à un mode conventionnel (pression contrôlée) et a montré une réduction de la durée de sevrage, mais également de la durée totale de ventilation mécanique [28]. Il est à noter toutefois que l'épreuve de ventilation spontanée des patients du groupe « conventionnel » était réalisée d'emblée, sans passage en aide inspiratoire, ce qui constitue un biais potentiel dans l'interprétation du résultat principal [28].

Système SmartCare[™]

Le système SmartCare[™] est l'aboutissement des travaux ayant donné naissance au système Neoganesch ou système de sevrage automatique [21, 29–32]. Le SmartCare[™] initie le protocole de sevrage en mode « aide inspiratoire » à partir des données de fréquence respiratoire, volume courant et de FeCO₂, moyennées sur une période de deux à cinq minutes. Le système vise à maintenir le patient présentant des cycles spontanés dans une zone de confort respiratoire en adaptant le niveau d'aide inspiratoire. Dans un second temps, la détection de critères prédéfinis permet le démarrage automatique d'une épreuve de ventilation spontanée. À la fin, le ventilateur prévient l'utilisateur par un message apparaissant sur l'écran que l'extubation peut être envisagée. Le système SmartCare[™] est mis au point pour fonctionner sur des patients stables sur le plan hémodynamique, intubés ou trachéotomisés et avec une oxygénation stable. L'initiation du SmartCare[™] requiert pour le médecin de renseigner des informations relatives au patient (poids, maladie respiratoire ou neurologique centrale), à la sonde d'intubation ou à la canule de trachéotomie et au système d'humidification. Les données « patients » déterminent les limites acceptables de volume courant, fréquence respiratoire et FeCO₂ ; les

données « équipement » permettent l'ajustement du niveau d'aide inspiratoire à laquelle une épreuve de ventilation spontanée peut être débutée. Le système peut être mis en attente pendant la nuit ou lorsque certaines conditions contre-indiquent son utilisation : agitation, sédation ou coma [31]. Au cours de la phase d'adaptation, le Smartcare™ tente de maintenir le patient dans un état de confort respiratoire en adaptant le niveau d'aide inspiratoire tenant compte des grandeurs ventilatoires (volume courant, fréquence respiratoire, FeCO_2) mesurées cycle à cycle. Le confort respiratoire est défini par le maintien de ces grandeurs dans des limites prédéfinies par l'utilisateur. Si une ou plusieurs de ces grandeurs s'écartent des limites, le système élabore un diagnostic (ventilation normale, hypoventilation, hypoventilation centrale, ventilation insuffisante, tachypnée, sévère tachypnée, hyperventilation) et tente de corriger la ventilation en ajustant le niveau d'aide inspiratoire. Smartcare™ augmente l'aide inspiratoire en cas de tachypnée, tachypnée sévère, et hypoventilation et réduit la pression inspiratoire en réponse à un diagnostic d'hyperventilation. Le système réalise des automodifications toutes les périodes de deux à cinq minutes correspondant au moyennage de l'enregistrement des grandeurs. Par exemple, si un patient présente une fréquence respiratoire supérieure à 30 par minute et que la FeCO_2 et le volume courant sont dans les limites prédéfinies, le système diagnostique une tachypnée et réagit en augmentant l'aide inspiratoire de 2 cmH_2O . Lorsque le volume courant ou la FeCO_2 sont inférieurs aux limites prédéfinies, le système diagnostique une ventilation insuffisante et diminue également l'aide inspiratoire.

En plus d'adapter et d'ajuster le niveau d'aide inspiratoire à la demande de l'effort du patient, le système Smartcare™ peut initier une épreuve de ventilation spontanée. Cette phase débute lorsque des seuils prédéfinis sont atteints et l'utilisateur est informé par l'intermédiaire d'un message sur l'écran du ventilateur. L'épreuve de ventilation spontanée débute lorsqu'un niveau minimal d'aide inspiratoire est atteint alors que le patient est dans un état de *confort respiratoire* avec une PEP inférieure à 5 cmH_2O . Le niveau d'aide inspiratoire est déterminé par le type de prothèse endotrachéale (trachéotomie, sonde d'intubation) et de système humidificateur (filtre échangeur ou humidificateur chauffant). En revanche, le niveau de PEP appliqué au cours de l'épreuve, bien qu'inférieur à 5 cmH_2O , n'est pas nécessairement égal à zéro. Il s'agit d'une modalité de réalisation de l'épreuve de sevrage de la ventilation mécanique qui est conforme aux recommandations [18], mais qui peut sous-estimer le travail respiratoire comparativement à une épreuve de sevrage réalisée avec un PEP nul [33,34]. La durée de l'épreuve de ventilation spontanée est conditionnée par le niveau d'aide inspiratoire à l'initiation du mode Smartcare™. L'épreuve de ventilation spontanée peut être interrompue automatiquement en cas d'instabilité et reprise

après un retour à une période d'aide inspiratoire minimale. Lorsque l'épreuve de ventilation spontanée arrive à son terme, le ventilateur affiche sur l'écran un message incitant le médecin à considérer l'extubation.

Le système Smartcare™ a fait l'objet de plusieurs évaluations cliniques détaillées plus bas [31,32,35-37]. Par rapport au système INTELLiVENT-ASV®, le Smartcare™ n'est pas à proprement parler un nouveau mode de ventilation. Il doit être vu comme une stratégie d'adaptation et d'ajustement de la ventilation à partir d'un mode ventilatoire déjà établi qui est l'aide inspiratoire. De ce point de vue, une différence importante entre les deux systèmes est que le Smartcare™ n'est pas en mesure d'assurer la ventilation des patients ne présentant pas de cycles spontanés. A contrario, INTELLiVENT-ASV® peut ajuster la fréquence respiratoire.

Modes proportionnels

Les modes proportionnels de ventilation visent à délivrer une assistance par le ventilateur en réponse à la demande ventilatoire du patient. De ce fait, la pression d'assistance délivrée par le ventilateur devient variable, adaptée aux variations de demande ventilatoire survenant au cours du temps, à la fois entre chaque cycle et au sein même d'un cycle respiratoire. Il existe deux modes de ventilation proportionnelle : la ventilation assistée proportionnelle (PAV : Puritain Bennett 840, Covidien, Colorado, États-Unis) et la ventilation neuroasservie (NAVA : Servo-i, Maquet Critical Care, Solna, Suède). Le mode PAV, développé par Younes au début des années 1990 [38] vise à délivrer la pression générée par le ventilateur proportionnellement à l'effort du patient. Le ventilateur estime la résistance et l'élastance du système respiratoire à partir des signaux de volume et de débit pour calculer l'effort du patient. L'objectif est que le ventilateur s'adapte en permanence au cours du cycle pour délivrer une assistance directement proportionnelle aux besoins du patient. Le mode PAV a été essentiellement étudié au cours de travaux physiologiques et expérimentaux [39,40] et très peu se sont intéressés à la question du sevrage [41,42]. Le mode NAVA, plus récent que le mode PAV dans sa conception qui date de la fin des années 1990 [43] repose sur l'asservissement du ventilateur à l'activité électromyographique du diaphragme, témoin de l'intensité de la commande centrale. Celle-ci étant détectée par des électrodes disposées le long d'un cathéter nasogastrique dédié. Ce mode a pour objectif principal d'améliorer la synchronie patient-ventilateur en remplaçant le *trigger* pneumatique par le signal d'activité électromyographique du diaphragme et en délivrant un niveau d'assistance proportionnel à l'intensité de l'activité électromyographique du diaphragme. Le mode NAVA a fait l'objet d'un essai randomisé contrôlé multicentrique français à la phase précoce du sevrage [44]. L'objectif des investigateurs était de le comparer au mode en aide inspiratoire. Bien que le mode NAVA

n'augmentait pas la probabilité pour les patients de rester dans un mode de ventilation assisté (aide inspiratoire ou NAVA) au cours d'une période de 48 heures, il était associé avec une meilleure synchronie patient-ventilateur et une diminution de l'utilisation de la ventilation non invasive en postextubation [44].

La NAVA et la PAV répondent en partie au cahier des charges des modes de ventilation « intelligents » qui consistent à adapter l'assistance à la demande du patient, mais n'ont pas vocation à initier le sevrage de la ventilation. De ce point de vue, ils ne sont pas capables actuellement de détecter des critères-patients susceptibles de débiter le sevrage sous la forme d'une épreuve de ventilation spontanée ni d'en interpréter le résultat.

Que peut-on attendre des systèmes automatisés de sevrage ?

L'objectif des systèmes automatisés de sevrage est de détecter le plus précocement possible la sevrabilité des patients et de réduire ainsi la durée totale de ventilation mécanique (Tableau 2). Tenant compte des complications habituellement associées au temps passé sous ventilation mécanique (pneumonies acquises sous ventilation, dysfonction diaphragmatique, complications du décubitus), les bénéfices d'un sevrage plus court devraient se traduire par une réduction de la durée d'hospitalisation en réanimation et par une meilleure survie. En revanche, il n'est pas logique d'attendre de bénéfice sur le succès de l'extubation. Il s'agit d'une décision humaine prise par l'équipe médicale et qui intègre, notamment mais non exclusivement, des données d'appréciation de la vigilance des patients [5]. L'impact médicoéconomique de l'automatisation du sevrage est une autre perspective qui doit être étudiée. En effet, si la durée de séjour en réanimation est plus courte, il serait logique d'en attendre une réduction des coûts, si bien entendu ce raccourcissement de la durée de ventilation mécanique n'entraîne pas de complications ultérieures. Enfin, dans l'hypothèse où ces systèmes seraient efficaces, ils devraient être en mesure d'économiser du temps infirmier et médical.

Avant de discuter des données de la littérature sur cette question, deux points doivent être soulignés lorsque les systèmes automatisés sont comparés à d'autres modalités de sevrage, souvent appelées *standard of care*. Le premier point est que les modalités de l'intervention du groupe témoin doivent être analysées scrupuleusement afin d'éviter une comparaison trop avantageuse à la faveur du sevrage automatisé. En effet, si la prise en charge du groupe de patients « témoins » n'est pas effectuée dans des conditions proches de celles réalisées selon l'état actuel des connaissances sur le sevrage, il y a un risque important de désavantager le groupe témoin. Le risque est de montrer artificiellement

une différence dans le pronostic des patients. Le deuxième point est que le bénéfice de l'intervention doit être cliniquement pertinent. Ainsi, la démonstration d'une réduction relative de la durée de ventilation mécanique n'a pas la même conséquence selon que la durée en question est de 8 jours ou de 24 heures. Dans le premier cas, une diminution de 20 % semble très pertinente. En revanche, l'intérêt est réduit en cas de diminution de 20 % d'une durée de ventilation de 24 heures.

Que rapportent les études cliniques ayant comparé l'intérêt des systèmes automatisés de sevrage ?

Le nombre d'études ayant comparé l'utilisation des systèmes automatisés au sevrage conventionnel est restreint. Une méta-analyse publiée en 2015 par Rose et al. a recensé 21 essais regroupant au total 1 676 patients entre 1989 et 2013 [9]. Le système le plus étudié dans ces essais est le SmartCare™ (8 études) suivi de l'ASV (7 études) non doté de son module INTELLiVENT®, développé notamment pour initier des protocoles de sevrage automatisés. Dans le bras témoin des études incluses dans la méta-analyse, le sevrage est réalisé majoritairement de façon protocolisée (16 études) et dans une moindre mesure de façon standard (5 études). De façon attendue, bien que la qualité méthodologique soit jugée haute par les auteurs de la méta-analyse, aucune étude n'a réalisé de comparaison en insu, tant pour les patients que pour le personnel soignant. S'agissant du principal critère de jugement qui est la durée de sevrage (qui sous-entend le succès d'extubation), les auteurs rapportent une réduction significative de 30 % (intervalle de confiance à 95 % : 13–45 %) à la faveur des systèmes automatisés. Cette réduction de 30 % est une moyenne géométrique permettant d'illustrer de façon compréhensible le résultat brut obtenu par les auteurs. À titre d'exemple, lorsque le résultat est exprimé « en heures », aucune différence significative n'est notée entre le sevrage par des systèmes automatisés et le sevrage standard, avec une différence moyenne de – 0,75 heure ($p = 0,18$), mais avec une très forte hétérogénéité entre les études. Parmi les 16 études, 11 ont reporté la durée de ventilation entre la randomisation et l'extubation (non nécessairement suivie d'un succès) avec une efficacité des systèmes automatisés : réduction de 18 % (intervalle de confiance à 95 % : 5–29 %). Quatorze études ont analysé la durée totale de ventilation, avec en moyenne une réduction de 10 % (intervalle de confiance à 95 % : 3–16 %) en faveur des systèmes automatisés. Sept essais ont rapporté la durée de séjour hospitalière sans trouver de différence significative entre une prise en charge par systèmes automatisés et sevrage conventionnel. La conclusion des auteurs de cette méta-analyse est qu'en dépit d'une grande hétérogénéité

dans les études réunies, l'utilisation des systèmes automatisés est susceptible de réduire la durée du sevrage et de ventilation [9]. Une limite supplémentaire à cette conclusion est l'inclusion d'études n'ayant pas testé spécifiquement l'utilisation de systèmes automatisés dédiés au sevrage. Par conséquent, la comparaison d'interventions relativement éloignées dans leur principe de fonctionnement apparaît d'emblée discutable. En réalité, seules quatre études ont utilisé des systèmes automatisés dédiés au sevrage. Ces quatre essais randomisés ayant utilisé le système Smartcare™ dans l'objectif de réduire la durée de ventilation rapportent des résultats contrastés [32,35-37]. Dans ces quatre études, la nature et les modalités des critères de sevrabilité étaient hétérogènes, car dépendantes des pratiques locales. Le point commun était toutefois une recherche quotidienne des critères de sevrabilité afin de réaliser le plus tôt possible l'épreuve de ventilation spontanée. Lellouche et al. et Burns et al. ont montré une réduction significative de la durée du sevrage [32,35], ce qui n'est confirmé ni par Rose et al. ni par Schädler et al. qui ne mettent pas en évidence de différence significative entre la durée de sevrage réalisé par Smartcare™ et un protocole conventionnel [36,37]. Cela étant dit, le fait que la durée de sevrage réalisé de façon automatique soit équivalente à la durée du sevrage réalisé de façon conventionnelle est déjà en soi un résultat intéressant. S'agissant de l'ASV-INTELLiVENT®, aucune étude ne l'a testé spécifiquement pour réduire la durée de ventilation mécanique.

Quelles limites pour la généralisation des systèmes automatisés de sevrage ?

L'utilisation des systèmes automatisés pour le sevrage est confrontée à des inconvénients qui limitent en partie leur généralisation (Tableau 2). La première limite est liée au principe de leur fonctionnement. Puisqu'ils reposent sur le but d'atteindre des objectifs ou des seuils prédéfinis, ils génèrent intrinsèquement le risque d'une course sans fin. L'intervention humaine est alors nécessaire pour corriger ces objectifs. Par ailleurs, les systèmes peuvent surréagir en cas d'artefacts liés à la perturbation du recueil des signaux physiologiques (SpO₂, FeCO₂) ou en cas de dysharmonie patient-ventilateur. Un autre risque existe quant à la simplification d'une physiologie pourtant complexe lors de la mise au point des algorithmes. L'utilisation de ces systèmes dans des populations spécifiques, notamment celle des patients avec sevrage difficile, n'a pas encore été testée. Enfin, si le sevrage est réalisé par un système automatisé, en cas d'échec, le risque est grand de soustraire à la connaissance du réanimateur des informations cruciales lui permettant d'entreprendre les nécessaires actions correctrices. Cette limite peut être d'autant plus gênante que le système entre-

prend l'épreuve de ventilation spontanée de façon autonome (elle n'est pas annoncée par le ventilateur).

La seconde limite réside précisément dans le champ d'application de ces systèmes. À quel type de patients, l'utilisation de ces systèmes automatisés est-elle destinée ? Aux patients faciles à sevrer, représentant plus de la moitié de la population des patients ventilés en réanimation [19] ? Ou au contraire aux patients avec sevrage difficile ? Cette question n'a pas été étudiée dans la littérature. On peut toutefois supposer que c'est dans la première population, celle des patients dits « faciles » que l'intelligence artificielle trouvera son intérêt. Comme évoqué plus haut, les systèmes utilisant l'intelligence artificielle intègrent des algorithmes et des boucles de raisonnements reposant sur une physiologie simplifiée. Il est vraisemblable que cette simplification fonctionne tant que les déterminants du sevrage restent « basiques ». En revanche, la prise en charge du sevrage chez des patients avec plusieurs comorbidités, notamment respiratoire et cardiaque [45], ne relèvera probablement pas d'un système automatisé. Quoi qu'il en soit, les patients « faciles » représentant la majorité des patients à sevrer, c'est avec eux que les bénéfices médicoéconomiques seront sans doute les plus grands. Enfin, chaque système est sous la propriété intellectuelle d'une compagnie industrielle ce qui implique de ne pas pouvoir choisir un système indépendamment du type de ventilateur.

Conclusion

Le sevrage de la ventilation mécanique est une période importante pour le pronostic des patients. À l'ère d'une prise en charge de plus en plus individualisée, il pourrait apparaître curieux d'envisager de confier à des machines le soin de procéder au sevrage de la ventilation. Il ne faut pas se tromper, il n'est pas ici question de substituer le raisonnement humain et clinique par des algorithmes aveugles et implacables. Le sevrage de la ventilation mécanique comprend trois étapes : détection de critères prérequis, réalisation d'une épreuve de ventilation spontanée et enfin décision d'extubation. La place des systèmes automatisés, si elle existe, est sans aucun doute dans la gestion des deux premiers. De ce point de vue, l'avènement de l'intelligence artificielle doit être vu comme un auxiliaire à la décision médicale et non comme un substitut. Comparativement à la conduite conventionnelle du sevrage, le bénéfice de l'intelligence artificielle dans la pratique clinique doit être jugé par sa capacité à épargner du temps paramédical dans la réalisation des tâches répétitives et dans une détection plus précoce des patients susceptibles d'être extubés. L'exigence d'une médecine de qualité et les contraintes inexorables de l'offre et des besoins en soins dans le futur justifient d'envisager cette perspective.

Liens d'intérêts : Martin Dres déclare avoir reçu des honoraires de la part de Lungpacer et de Pulsion Medical System. Alexandre Demoule déclare avoir signé des contrats de recherche avec Covidien, Maquet, Philips et Air Liquide Santé. Alexandre Demoule déclare avoir reçu des honoraires de Covidien, Maquet, Hamilton, Baxter et MSD. *Sources de financement et soutien :* Martin Dres a été bénéficiaire de la bourse de mobilité SRLF 2015, d'une bourse de recherche de la Fondation pour la recherche médicale (FDM 20150734498), d'une bourse de recherche de la Société européenne de pneumologie, d'un soutien financier d'Assistance publique-Hôpitaux de Paris, d'une bourse de Mitacs Globalink Sorbonne Universités et du prix 2015 Bernhard Dräger de la Société européenne de réanimation.

Références

- Goligher EC, Ferguson ND, Brochard LJ, (2016) Clinical challenges in mechanical ventilation. *Lancet* 387: 1856–1866
- Needham DM, Bronskill SE, Calinawan JR, Sibbald WJ, Pronovost PJ, Laupacis A, (2005) Projected incidence of mechanical ventilation in Ontario to 2026: preparing for the aging baby boomers. *Crit Care Med* 33: 574–579
- Wunsch H, Linde-Zwirble WT, Angus DC, Hartman ME, Milbrandt EB, Kahn JM, (2010) The epidemiology of mechanical ventilation use in the United States. *Crit Care Med* 38: 1947–1953
- Bachelet M, Anguis M, (2017) Les médecins d'ici à 2040 : une population plus jeune, plus féminisée et plus souvent salariée. Direction de la recherche, des études, de l'évaluation et des statistiques
- Thille AW, Richard JC, Brochard L, (2013) The decision to extubate in the intensive care unit. *Am J Respir Crit Care Med* 187:1294–1302. doi: 10.1164/rccm.201208–1523CI
- Ely EW, Bennett PA, Bowton DL, Murphy SM, Florance AM, Haponik EF, (1999) Large scale implementation of a respiratory therapist-driven protocol for ventilator weaning. *Am J Respir Crit Care Med* 159: 439–446
- Ely EW, Baker AM, Dunagan DP, Burke HL, Smith AC, Kelly PT, Johnson MM, Browder RW, Bowton DL, Haponik EF, (1996) Effect on the duration of mechanical ventilation of identifying patients capable of breathing spontaneously. *N Engl J Med* 335: 1864–1869
- Burns KEA, Lellouche F, Lessard MR, (2008) Automating the weaning process with advanced closed-loop systems. *Intensive Care Med* 34: 1757–1765. doi: 10.1007/s00134–008–1154–0
- Rose L, Schultz MJ, Cardwell CR, Jouvett P, McAuley DF, Blackwood B, (2015) Automated versus non-automated weaning for reducing the duration of mechanical ventilation for critically ill adults and children: a cochrane systematic review and meta-analysis. *Crit Care* 19: 48
- Brochard L, Thille AW, (2009) What is the proper approach to liberating the weak from mechanical ventilation? *Crit Care Med* 37: S410–S415
- Esteban A, Frutos F, Tobin MJ, Alía I, Solsona JF, Valverdú I, Fernández R, de la Cal MA, Benito S, Tomás R, (1995) A comparison of four methods of weaning patients from mechanical ventilation. Spanish Lung Failure Collaborative Group. *N Engl J Med* 332: 345–350
- Esteban A, Alía I, Tobin MJ, Gil A, Gordo F, Vallverdú I, Blanch L, Bonet A, Vázquez A, de Pablo R, Torres A, de La Cal MA, Macías S, (1999) Effect of spontaneous breathing trial duration on outcome of attempts to discontinue mechanical ventilation. Spanish Lung Failure Collaborative Group. *Am J Respir Crit Care Med* 159: 512–518
- Brochard L, Rauss A, Benito S, Conti G, Mancebo J, Rekić N, Gasparetto A, Lemaire F, (1994) Comparison of three methods of gradual withdrawal from ventilatory support during weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 150: 896–903
- Thille AW, Harrois A, Schortgen F, Brun-Buisson C, Brochard L, (2011) Outcomes of extubation failure in medical intensive care unit patients. *Crit Care Med* 39: 2612–2618
- Epstein SK, Ciubotaru RL, Wong JB, (1997) Effect of failed extubation on the outcome of mechanical ventilation. *Chest* 112: 186–192
- Esteban A, Frutos-Vivar F, Muriel A, Ferguson ND, Peñuelas O, Abreira V, Raymondos K, Rios F, Nin N, Apezteguía C, Violi DA, Thille AW, Brochard L, González M, Villagomez AJ, Hurtado J, Davies AR, Du B, Maggiore SM, Pelosi P, Soto L, Tomić V, D'Empaire G, Matamis D, Abroug F, Moreno RP, Soares MA, Arabi Y, Sandi F, Jibaja M, Amin P, Koh Y, Kuiper MA, Bülow HH, Zeggwagh AA, Anzueto A, (2013) Evolution of mortality over time in patients receiving mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 188: 220–230
- Klompas M, (2013) Complications of mechanical ventilation—the CDC's new surveillance paradigm. *N Engl J Med* 368: 1472–1475
- Boles JM, Bion J, Connors A, Herridge M, Marsh B, Melot C, Pearl R, Silverman H, Stanchina M, Vieillard-Baron A, Welte T, (2007) Weaning from mechanical ventilation. *Eur Respir J* 29: 1033–1056
- Béduneau G, Pham T, Schortgen F, Piquilloud L, Zogheib E, Jonas M, Grelon F, Runge I, Terzi N, Grangé S, Barberet G, Guittard PG, Frat JP, Constan A, Chretien JM, Mancebo J, Mercat A, Richard JM, Brochard L, (2017) Epidemiology of weaning outcome according to a new definition. The WIND study. *Am J Respir Crit Care Med* 195: 772–783
- Strickland JH, Hasson JH, (1993) A computer-controlled ventilator weaning system. A clinical trial. *Chest* 103: 1220–1226
- Dojat M, Brochard L, Lemaire F, Harf A, (1992) A knowledge-based system for assisted ventilation of patients in intensive care units. *Int J Clin Monit Comput* 9: 239–250
- Laubscher TP, Heinrichs W, Weiler N, Hartmann G, Brunner JX, (1994) An adaptive lung ventilation controller. *IEEE Trans Biomed Eng* 41: 51–59
- Arnal JM, Wysocki M, Novotni D, Demory D, Lopez R, Donati S, Granier I, Corno G, Durand-Gasselín J, (2012) Safety and efficacy of a fully closed-loop control ventilation (INTELLiVENT-ASV®) in sedated ICU patients with acute respiratory failure: a prospective randomized crossover study. *Intensive Care Med* 38: 781–787
- Otis AB, Fenn WO, Rahn H, (1950) Mechanics of breathing in man. *J Appl Physiol* 2: 592–607
- Clavieres N, Wysocki M, Coisel Y, Galia F, Conseil M, Chanques G, Jung B, Arnal JM, Matecki S, Molinari N, Jaber S, (2013) Prospective randomized crossover study of a new closed-loop control system versus pressure support during weaning from mechanical ventilation. *Anesthesiology* 119: 631–641
- Arnal J-M, Garneró A, Novotni D, Corno G, Donati SY, Demory D, Quintana G, Ducros L, Laubscher T, Durand-Gasselín J, (2017) Closed loop ventilation mode in intensive care unit: a randomized controlled clinical trial comparing the numbers of manual ventilator setting changes. *Minerva Anestesiol* [in press]
- Bialais E, Wittebole X, Vignaux L, Roeseler J, Wysocki M, Meyer J, Reyckler G, Novotni D, Sottiaux T, Laterre PF, Hantson P, (2016) Closed-loop ventilation mode (INTELLiVENT-ASV®) in intensive care unit: a randomized trial. *Minerva Anestesiol* 82: 657–668

28. Kirakli C, Naz I, Ediboglu O, Tatar D, Budak A, Tellioglu E, (2015) A randomized controlled trial comparing the ventilation duration between adaptive support ventilation and pressure assist/control ventilation in medical patients in the ICU. *Chest* 147: 1503–1509
29. Dojat M, Harf A, Touchard D, Laforest M, Lemaire F, Brochard L, (1996) Evaluation of a knowledge-based system providing ventilatory management and decision for extubation. *Am J Respir Crit Care Med* 153: 997–1004
30. Dojat M, Pachet F, Guessoum Z, Touchard D, Harf A, Brochard L, (1997) NéoGanesh: a working system for the automated control of assisted ventilation in ICUs. *Artif Intell Med* 11: 97–117
31. Bouadma L, Lellouche F, Cabello B, Taillé S, Mancebo J, Dojat M, Brochard L, (2005) Computer-driven management of prolonged mechanical ventilation and weaning: a pilot study. *Intensive Care Med* 31: 1446–1450
32. Lellouche F, Mancebo J, Jolliet P, Roeseler J, Schortgen F, Dojat M, Cabello B, Bouadma L, Rodriguez P, Maggiore S, Reynaert M, Mersmann S, Brochard L, (2006) A multicenter randomized trial of computer-driven protocolized weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 174: 894–900
33. Sklar MC, Burns K, Rittayamai N, Lanys A, Rausedo M, Chen L, Dres M, Chen GQ, Goligher EC, Adhikari NKJ, Brochard L, Friedrich JO, (2017) Effort to breathe with various spontaneous breathing trial techniques. A physiologic meta-analysis. *Am J Respir Crit Care Med* 195: 1477–1485
34. Perren A, Brochard L, (2013) Managing the apparent and hidden difficulties of weaning from mechanical ventilation. *Intensive Care Med* 39: 1885–1895
35. Burns KEA, Meade MO, Lessard MR, Hand L, Zhou Q, Keenan SP, Lellouche F, (2013) Wean earlier and automatically with new technology (the WEAN study). A multicenter, pilot randomized controlled trial. *Am J Respir Crit Care Med* 187: 1203–1211
36. Schädler D, Engel C, Elke G, Pulletz S, Haake N, Frerichs I, Zick G, Scholz J, Weiler N, (2012) Automatic control of pressure support for ventilator weaning in surgical intensive care patients. *Am J Respir Crit Care Med* 185: 637–644
37. 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* 34:1788–1795
38. Younes M, Puddy A, Roberts D, Light RB, Quesada A, Taylor K, Oppenheimer L, Cramp H, (1992) Proportional assist ventilation. Results of an initial clinical trial. *Am Rev Respir Dis* 145: 121–129
39. Bosma K, Ferreyra G, Ambrogio C, Pasero D, Mirabella L, Braighiroli A, Appendini L, Mascia L, Ranieri VM, (2007) Patient-ventilator interaction and sleep in mechanically ventilated patients: pressure support versus proportional assist ventilation. *Crit Care Med* 35: 1048–1054
40. Schmidt M, Kindler F, Cecchini J, Poitou T, Morawiec E, Persichini R, Similowski T, Demoule A, (2015) Neurally adjusted ventilatory assist and proportional assist ventilation both improve patient-ventilator interaction. *Crit Care* 19: 56
41. Bosma KJ, Read BA, Bahrgard Nikoo MJ, Jones PM, Priestap FA, Lewis JF, (2016) A pilot randomized trial comparing weaning from mechanical ventilation on pressure support versus proportional assist ventilation. *Crit Care Med* 44: 1098–1108
42. Teixeira SN, Osaku EF, Costa CRL de M, Toccolini BF, Costa NL, Cândia MF, Leite MA, Jorge AC, Duarte PA, (2015) Comparison of proportional assist ventilation plus, T-tube ventilation, and pressure support ventilation as spontaneous breathing trials for extubation: a randomized study. *Respir Care* 60: 1527–1535
43. Sinderby C, Navalesi P, Beck J, Skrobik Y, Comtois N, Friberg S, Gottfried SB, Lindström L, (1999) Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure. *Nat Med* 5: 1433–1436
44. Demoule A, Clavel M, Rolland-Debord C, Perbet S, Terzi N, Kouatchet A, Wallet F, Roze H, Vargas F, Guerin C, Dellamonica J, Jaber S, Brochard L, Similowski T, (2016) Neurally adjusted ventilatory assist as an alternative to pressure support ventilation in adults: a French multicentre randomized trial. *Intensive Care Med* 42: 1723–1732
45. Dres M, Teboul J-L, Monnet X, (2014) Weaning the cardiac patient from mechanical ventilation. *Curr Opin Crit Care* 20: 493–498