

MISE AU POINT / UPDATE

La ventilation en pression positive : de la ventilation manuelle aux ventilateurs modernes

Positive pressure ventilation: from manual ventilation to modern ventilators

Jean-Christophe Richard^{1,2*} • Mathéo Richard³ • Guillaume Carteaux⁴ • François Beloncle¹

Reçu le 23 mars 2023 ; accepté le 20 avril 2023.
© SRLF 2023.

Résumé

La ventilation en pression positive est née dans les années 50 à l'occasion de l'épidémie de poliomyélite devant l'impérieuse nécessité de prendre en charge un afflux massif de patients en détresse respiratoire. Des solutions technologiques et organisationnelles, pragmatiques, basées sur le besoin, ont été mises en place donnant ainsi naissance à la réanimation. Par la suite, l'innovation s'est organisée et industrialisée. Les ventilateurs de réanimation ont progressé de générations en générations, pour accompagner l'incroyable explosion des connaissances autour de la ventilation. De la pression expiratoire positive à la ventilation non invasive, les ventilateurs se sont modernisés. Ils embarquent aujourd'hui de multiples possibilités de traitements qui ont transformé le pronostic des malades de réanimation. La récente pandémie COVID-19 nous a rappelé que l'histoire n'était pas finie. Des solutions innovantes plus sobres, plus flexibles, mais tout aussi efficaces voient le jour pour couvrir les besoins qui ne cessent d'augmenter.

Mots-clés : ventilation en pression positive, respirateurs, ventilateurs, technologie, réanimation.

Abstract

Positive pressure ventilation was born in the 50's during the polio epidemic and in front of the imperious necessity to take care of a massive influx of patients with acute respiratory failure. Pragmatic technological and organizational new solutions, based on the need, were put in place, thus giving birth to the first intensive care unit (ICU). Subsequently, innovation was organized and industrialized, and ICU ventilators progressed from generation to generation, to cope with the incredible explosion of knowledge about ventilation. From positive expiratory pressure to non-invasive ventilation, ventilators have been modernized, and now onboard multiple treatment possibilities that have transformed the prognosis of ICU patients. The recent COVID-19 pandemic reminded us that the story is definitively not over. Innovative solutions that are more sober and flexible, but just as effective, are emerging to cover the ever-increasing needs.

Keywords: positive pressure ventilation, respirators, ventilators, technology, intensive care unit.

Avant-propos

Cette revue sur l'historique de la ventilation moderne a été volontairement rédigée comme une histoire à travers laquelle les auteurs tentent de rapporter quelques faits marquants mais aussi des anecdotes. Il ne s'agit

en aucun cas d'une revue exhaustive, les respirateurs puis les ventilateurs appelés dans le texte y sont à titre d'illustrations. De même, l'interprétation de cette « saga » n'engage que les auteurs. Toutes celles et ceux, soignants, ingénieurs, familles, malades, qui ont croisé un ventilateur dans leur vie pourraient étoffer, cor-

*Jean-Christophe Richard

Département de Médecine Intensive-Réanimation et Médecine Hyperbare, Centre Hospitalier Universitaire d'Angers ; Vent'Lab, Université d'Angers, Faculté de Santé, Angers, France ; Laboratory Med₂Lab ALMS, Antony, France.

✉ jcmb.richard@gmail.com

La liste complète des auteurs est disponible à la fin de l'article.



riger, développer et enrichir cette fantastique aventure humaine et technologique.

1952. Naissance de la ventilation en pression positive

Alors que l'épidémie fait des ravages outre-Atlantique depuis quelques années, une conférence internationale sur la poliomyélite se tient à Copenhague en 1951. L'été suivant, une terrible épidémie s'abat sur cette région, probablement déclenchée par la propagation du virus lors de la conférence de l'année précédente. Plus de 50 patients par jour sont admis au « *Blegdam Hospital* », dont beaucoup présentent une insuffisance respiratoire aiguë en raison d'une atteinte des muscles respiratoires ou d'une paralysie bulbaire [1].

Le premier poumon d'acier, délivrant une ventilation en pression négative, est développé par Drinker en 1927. Ces dispositifs sont très utilisés aux États-Unis, en Australie et au Royaume-Uni dans les années 1930 où ils permettent de réduire significativement la mortalité. Malheureusement, à Copenhague, seuls un poumon d'acier et six cuirasses sont disponibles, ne permettant donc pas la prise en charge du grand nombre de malades auquel l'hôpital est confronté. Le bruit de fonctionnement, l'encombrement sont source d'inconfort pour ces jeunes patients conscients et coffrés dans cette machine [2]. Beaucoup de ces malades décèdent dans un tableau de syndrome œdémateux associé à une hypertension artérielle et des troubles de la conscience laissant penser aux médecins qu'une insuffisance rénale en est la cause.

Au mois de juillet 1952, la médecine montre son impuissance technique et la limite de ses connaissances face aux malades les plus graves. Dans ce contexte dramatique, le docteur Bjorn Ibsen, un jeune médecin intensiviste revenant de Boston, est consulté. Il comprend alors que c'est l'hypercapnie résultant de l'hypoventilation alvéolaire qui est responsable du tableau clinique pré-mortem.

Après la description en 1932 par Wilson *et al.* [3], de l'intérêt de la trachéotomie dans la poliomyélite, Ibsen propose de trachéotomiser les malades pour les ventiler manuellement en pression positive plus efficacement. Malgré les doutes du Médecin chef, le Dr Lassen, Ibsen pratiquera la première trachéotomie sur une jeune fille de 12 ans qui survivra, inaugurant cette nouvelle technique de ventilation.

Le premier système de ventilation manuelle en pression positive

Dérivé d'un simple ballon souple d'anesthésie, le premier ballon auto-remplisseur était rigidifié grâce à l'insertion de rayons de bicyclette. La ventilation manuelle se fai-

sait en circuit fermé, le ballon directement connecté au tube endotrachéal via un raccord permettant les aspirations. Le ballon était alimenté par un mélange à basse pression air-oxygène à 50 % délivré à environ 10 L/min par un débitmètre à bille. Une canette cylindrique métallique remplie de chaux sodée permettait d'absorber efficacement le CO₂ expiré (Figure 1). Ce système original de ventilation en circuit fermé permettait de réduire la consommation de gaz et donc le nombre de bouteilles d'oxygène à manipuler. En contrepartie, la canette de chaux sodée devait être changée toutes les 30 minutes et parfois la chaux de mauvaise qualité se retrouvait en partie dans les bronches du malade.

Grâce à ce dispositif et à une chaîne de solidarité humaine de plus de 1 500 étudiants, médecins, pharmaciens, se relayant toutes les 6 heures, les malades ont pu être sauvés après une ventilation qui pour certains s'est prolongée au-delà de 2 ou 3 mois. La mortalité est passée de plus de 80 % à moins de 40 % avec jusqu'à 70 malades ventilés simultanément au pic de l'épidémie [2, 4, 5].

La première réanimation de l'époque moderne était née, scellant pour toujours un lien étroit entre l'amélioration des connaissances en pathophysiologie, l'innovation technologique et organisationnelle et le dévouement humain, essences des unités de soin critique. Les premières électrodes permettant l'analyse des gaz du sang et la première description des forces résistives et élastiques du système respiratoire soumis à la ventilation en pression positive allaient propulser les connaissances autour de la physiologie des échanges gazeux et de la mécanique respiratoire [6, 7].

Les premiers ventilateurs en pression positive

Après l'invention du *Pulmotor* en 1907 par Dräger, un appareil de pression positive pour le secours aux noyés, la ventilation en pression positive ne sera réellement utilisée qu'à partir des années 1950. C'est l'*Engström* (Mivab, Suède), mis sur le marché en 1952 et considéré comme l'un des premiers ventilateurs en pression positive fiable, qui démocratise la ventilation en pression positive. En Californie, un système de valve intermittente à la demande délivrant un mélange air-oxygène synchronisé à l'inspiration, développé par Ray Bennett pendant la seconde guerre mondiale, est utilisé avec un masque en complément ou en remplacement des poumons d'acier. Le mode de délivrance du mélange air-oxygène, appelé « *Intermittent Positive Pressure Breathing* » (IPPB) reposait sur l'administration d'un débit continu qui était interrompu pour laisser place à l'expiration lorsque la pression prééglée était atteinte [8]. Ces appareils, appelés « relaxateurs de pression » et considérés par certains comme des ventilateurs,

étaient surtout utilisés pour la kinésithérapie respiratoire. Bien loin d'un mode en pression classique où le débit est proportionnel à la demande, la ventilation délivrée par ces relaxateurs de pression était assez mal tolérée chez les patients éveillés en raison d'un débit constant très insuffisant [8]. Le ventilateur *Bird Mark 7*, au look étonnamment moderne, reposait sur ce même principe. Initialement développés pour une thérapie respiratoire « intermittente », ces systèmes vont vite être utilisés pour assurer la ventilation des malades dépendants faute d'autres solutions [9].

Au même moment, dans la ville de Skive au Danemark, face au nombre croissant de malades et à la pénurie d'étudiants ne permettant plus d'envisager la ventilation manuelle, le Dr Claus Bang invente et développe en un temps record ce qui peut être considéré comme le premier ventilateur en pression positive automatisé [10]. Le principe reposait sur un ballon-réservoir maintenu pressurisé par un cylindre contenant un mélange air-oxygène. La pression dans ce réservoir définissait ce que l'on appellera par la suite la « pression de travail » qui peut être considérée comme la limite de pression délivrée dans les voies aériennes. Le « *Bang ventilator* » comprenait un circuit inspiratoire et un circuit expiratoire distincts, qui étaient reliés à une valve inspiratoire/expiratoire commandée par un tube en U rempli de liquide et deux électrodes susceptibles d'être immergées dans le liquide selon la position de celui-ci. Les variations de pression pendant l'inspiration et l'expiration faisaient bouger le liquide, ce qui actionnait la valve inspiratoire/expiratoire lorsque les électrodes étaient immergées. Ce système extrêmement ingénieux permettait de

ventiler le patient dans un mode qui s'apparente à un mode barométrique. Ce « premier » ventilateur sera à l'origine de nombreuses autres solutions innovantes qui très vite se concentreront sur le contrôle du volume délivré (Figure 1).

L'origine des différentes générations de ventilateurs

Rapidement, des systèmes très basiques permettant la ventilation volumétrique à partir de soufflets ou de pistons voient le jour. Les observations cliniques en retour font émerger différents besoins que la quinzaine de constructeurs présents à l'époque va s'atteler à solutionner au fil des différentes générations de ventilateurs. Il est intéressant de noter que l'innovation dans les années 50-60 visait à répondre, le plus simplement et efficacement possible, aux besoins observés au cours des soins ainsi qu'à ceux qui émergeaient des nouvelles connaissances autour de la ventilation. Difficile de qualifier quoi que ce soit de « superfétatoire » sur les ventilateurs de cette époque !

Selon Robert Kacmarek, il est possible de faire correspondre quatre générations successives de ventilateurs avec des problématiques cliniques spécifiques [11].

Ventilateurs de première génération : volume contrôle et monitoring limité

Le « *Morch* », qui présentait un format aplati pour être placé sous le lit, était certainement le plus simple de ces ventilateurs dont l'objectif était de délivrer une ventilation contrôlée en volume. Il fonctionnait grâce à un piston et

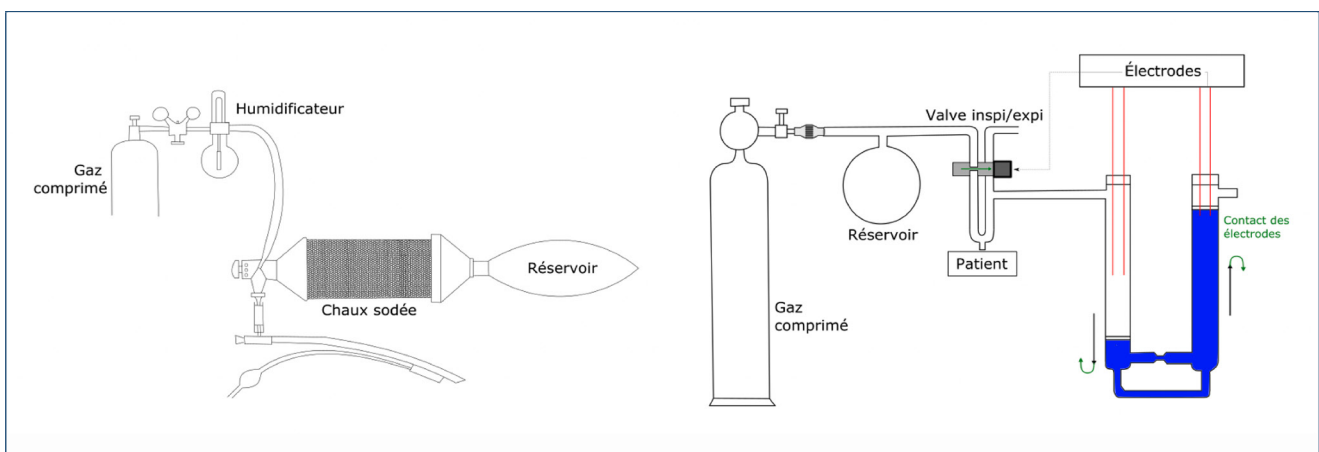


Figure 1 - Premier dispositif de ventilation au ballon utilisé à Copenhague en 1952 (gauche) ; schéma de fonctionnement du « *Bang ventilator* » : en fin d'inspiration, l'eau établit le contact entre les électrodes qui actionnent une bobine solénoïde pour passer la valve sur la position « expiration ». Le patient expire et l'eau remonte dans la colonne de gauche jusqu'à atteindre les autres électrodes (droite).

ne présentait ni monitoring ni alarme. « *L'Engström* », bien plus massif, représentait l'un des ventilateurs les plus emblématiques de cette génération. Il offrait un monitoring de la fréquence et du volume courant (Vt) ainsi que des alarmes de pression. Le rapport inspiration/expiration était fixé à 1/2 et la ventilation assistée n'était pas possible. Suite à la publication d'Asbaugh et Petty démontrant l'effet bénéfique de la pression expiratoire positive (PEP) chez les patients souffrant de syndrome de détresse respiratoire aiguë (SDRA) [7], les cliniciens modifièrent le circuit expiratoire en l'immergeant dans une colonne d'eau dont la hauteur définissait le niveau de PEP désiré. Ces ventilateurs furent utilisés jusqu'à la fin des années 60.

Ventilateurs de seconde génération : ventilation assistée en volume, monitoring avancé et PEP

Pour répondre à la problématique de la synchronisation inspiratoire chez les malades respirant activement, les premiers systèmes de trigger voyaient le jour mais le nombre de cycles délivrés restait fixé par la fréquence réglée. En parallèle, pour envisager le sevrage progressif des cycles contrôlés, le concept d'« *Intermittent Mandatory Ventilation* » (IMV) est introduit [12]. Le principe très simple consistait à ajouter une valve (à laquelle on rajoutait un débit d'oxygène) sur le circuit inspiratoire qui permettait au malade de respirer spontanément sans assistance entre deux cycles assistés par la machine. L'arrivée des valves à la demande va ensuite donner naissance à la « *Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation* » (SIMV) dont le principe était similaire avec une simplicité de montage et une sécurité accrue. Le *PB MA-1* (Puritan Bennett, Carlsbad, États-Unis) et le *Servo 900* (Siemens, Maquet, Getinge Group, Solna, Suède) qui proposaient une valve expiratoire additionnelle pour la PEP et des alarmes supplémentaires de pression et de fréquence maximales sont les ventilateurs les plus emblématiques de cette génération. La partie pneumatique du *Servo 900* était composée d'un soufflet en accordéon contenant le mélange air-oxygène pressurisé par un système de presse métallique permettant de régler la pression de travail via une vis sans fin placée sur la face avant. En adaptant la pression de travail à la valeur de pression inspiratoire souhaitée, on transformait le mode volumétrique en mode barométrique. Cette approche testée par l'équipe d'Antonio Pesenti est à l'origine de ce qui deviendra plus tard la Ventilation en Pression Contrôlée (VPC). On retiendra que le *Servo 900* a été désigné par l'équipe de Siemens sous l'appellation « *Servo-ventilator* » pour souligner sa technologie innovante et le distinguer de l'appellation « *respirator* » utilisée aux États-Unis jusqu'alors. Le *Servo 900* a donc été à sa façon le premier « *ventila-*

tor » de réanimation. Convaincu par la valeur ajoutée de ce célèbre ventilateur, le Pr Claude Chopin dira : « *Il y a ceux qui ont un Servo et ceux qui n'en ont pas...* ».

Ventilateurs de troisième génération équipés des premiers micro-processeurs et ouvrant la voie de la ventilation barométrique (Figure 2)

Le *CPU* (*Central Processing Unit*, Ohmeda, France) est un ventilateur français, probablement le premier à avoir été équipé d'un micro-processeur comme son nom le suggère. L'arrivée des micro-processeurs peut être comprise comme la transition de l'électronique analogique à une électronique digitale dont la précision et les capacités de calcul et d'affichage sont bien supérieures. Ce ventilateur était très innovant. Il offrait des modes contrôlés en débit mais également en pression ainsi que différentes combinaisons de modes assistés. Il était cependant peu intuitif car, faute de bouton de réglage direct, le Vt était défini par le réglage du débit inspiratoire, de la fréquence et du I/E. Malgré la cohérence avec sa technologie, cette approche ne simplifiait pas son utilisation au quotidien pour les modes volumétriques.

Bien que fonctionnant toujours sur une électronique analogique, le *Servo 900 C* était le précurseur de cette génération en Europe. Il fut le premier ventilateur à proposer un véritable mode en pression contrôlée ainsi que de l'aide inspiratoire. Ce saut technologique est en grande partie le produit des travaux du Professeur Bjorn Jonson, physiologiste suédois, qui fut le premier à proposer de contrôler directement le débit, seule possibilité pour réguler aussi bien le volume, la pression, voire les deux comme on le verra plus tard... Sa contribution dans la mise au point des différentes générations de Servo fut majeure ! Parmi les nombreuses innovations dont il est à l'origine, il est l'inventeur de la désormais célèbre valve proportionnelle en ciseau « *scissor valve* » et de son « *moteur pas à pas* » asservi à la pression réglée (Figure 3). Bjorn raconte que, désespéré par le manque d'étanchéité et l'impossibilité de stériliser facilement la valve proportionnelle qu'il avait dessinée et brevetée, il eut l'idée en marchant sur son tuyau d'arrosage d'utiliser un tuyau de silicone parfaitement étanche dont le calibre serait modulé par une pince. Il s'est avéré que les raccords en silicone du *Servo 900 C* ont été gardés précieusement par tous les physiologistes car ils permettent encore aujourd'hui une étanchéité parfaite pour insérer un capteur de débit et/ou de pression sur un circuit de ventilation. Ce système de valve proportionnelle permettait de faire décélérer le débit initialement très élevé pour « *accoster* » la pression inspiratoire réglée. Il permettait de délivrer un débit de pointe proportionnel à l'effort du patient (contrairement à la ventilation contrôlée en débit), améliorant ainsi significativement



Figure 2 - Ventilateurs de 3^{ème} génération (de gauche à droite) : Veolar ; CPU 1 ; Cesar.

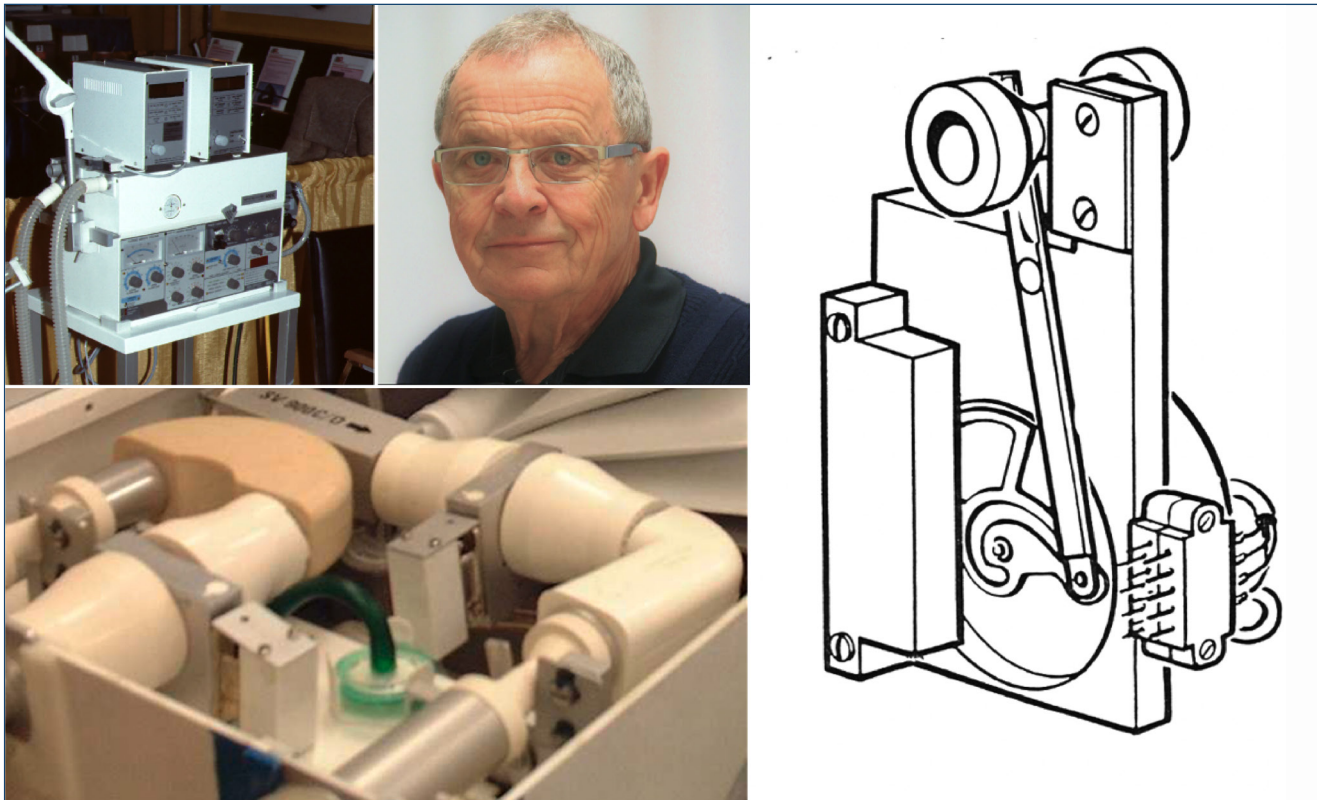


Figure 3 - Bjorn Jonson et la « Scissor valve » (dans le sens horaire en partant d'en haut à gauche) : Servo 900 C ; portrait de Bjorn Jonson ; schéma de fonctionnement de la première « scissor valve » sur le Servo 900C ; placement des valves dans un Servo 900 C.

le confort de la ventilation assistée [13]. Bjorn Jonson améliora encore le concept en ajoutant à la pression assistée contrôlée une consigne de cyclage réglée à 25 % de la valeur maximale du débit inspiratoire. Il est ainsi certainement l'inventeur de l'aide inspiratoire. Un système de valve similaire, placé sur la partie expiratoire du *Servo 900 C* permettait de la même façon d'accoster la pression expiratoire désirée et de se passer de la valve de PEP externe [14].

Si le *Servo 900* a été le ventilateur le plus répandu en Europe dans les années 70, outre-Atlantique, c'est le *PB 7 200* (Puritan Bennett, Carlsbad, États-Unis) qui fut le ventilateur le plus diffusé. Une des particularités du *PB 7 200* était son système de *flow-by* dont le principe était de délivrer un débit continu dans le circuit facilitant ainsi le trigger inspiratoire en débit dont la rapidité et la sensibilité étaient remarquables. Ce système permettait une adaptation efficace aux fuites de la ventilation non invasive (VNI). L'anecdote raconte qu'un bug responsable d'un arrêt de ventilation avait nécessité des jours de travail pour finalement découvrir que c'était une combinaison de Vt (réglable au ml !) et de fréquence respiratoire qui en était la cause. En France, la société Taema développa le *Cesar* (Taema, Antony, France) au début des années 80. Il s'agissait d'un ventilateur à la présentation avant-gardiste, intégrant dans son design un écran de grande taille avec monitoring des courbes et des boucles, qui inspira bon nombre de concurrents par la suite. Le *Cesar* présentait une valve inspiratoire tout à fait particulière qui était composée d'une tige métallique fenêtrée pilotée par un moteur pas à pas alors que la valve expiratoire (sorte de pince à galet) ressemblait dans son principe à celle du *Servo 900 C*. Il proposait, de plus, des innovations intéressantes comme l'aide inspiratoire asservie à la fréquence respiratoire ainsi qu'un module d'insufflation trachéale et une mesure de la pression carénaire via un capteur externe relié à la sonde d'intubation. En 1983, Hamilton Médical (Bonaduz, Suisse) lance le *Veolar*, le premier ventilateur équipé d'un capteur de débit proximal qui reste aujourd'hui la « marque de fabrique » de la série des ventilateurs Hamilton Médical. C'est sur ce ventilateur que Laurent Brochard et Michel Dojat ont développé un système de « *closed loop intelligent* » qui adaptait en continu le niveau d'aide inspiratoire pendant la phase de sevrage [15, 16]. Laurent Brochard explique que le choix s'est à l'époque porté sur le *Veolar*, car ce ventilateur avait été conçu afin de pouvoir être contrôlé un jour par une interface externe avec l'idée de développer une ventilation « intelligente ». Le *Bear 1 000* (Viasys Healthcare, USA) était contemporain du *Veolar*. Alain Mercat raconte combien, alors qu'il était interne, il était impressionné par sa taille et perdu devant le nombre de boutons de réglages et de diodes numériques présents sur sa face avant.

Ventilateurs de quatrième génération à aujourd'hui : valve électromagnétique et pléthore de mode ventilatoires (Figure 4).

Cette quatrième génération se caractérise, au-delà de son apparence très différente liée à la présence désormais systématique d'un écran, par une évolution marquée des performances. Les écrans rendront pour la première fois « la ventilation visible » à travers les courbes de pression et de débit dans les voies aériennes, et participeront ainsi activement au développement de la compréhension de la physiologie respiratoire et des interactions patients-ventilateurs. Sans cette évolution technologique, les asynchronies seraient peut-être encore aujourd'hui en partie incomprises. Ces ventilateurs se distinguaient également de la génération précédente par leurs performances pneumatiques (pressurisation, temps de trigger) significativement améliorées, comme nous avons pu très vite le montrer sur banc d'essais [17]. L'introduction des valves issues de l'industrie de l'aérospatiale (de type électromagnétique ou solénoïde) qui s'avèrent être beaucoup plus précises et rapides que les « moteurs pas à pas » a radicalement changé le contrôle des modes assistés en pression mais également le temps de réponse des triggers [11]. Cette technologie transformait le champ des possibles ! En 1981, le *Servo 300* (Siemens, Munich, Allemagne) est présenté comme l'héritier numérique du *Servo 900 C*. Plus rapide grâce à une valve solénoïde et un trigger en débit, il était aussi moins encombrant grâce à un mélangeur réduisant l'espace occupé par l'historique réservoir de mélange du *Servo 900*. Son « cockpit » de réglage et les diodes de ses bar-graphs plaisaient à certains alors qu'ils étaient détestés par d'autres. À partir de cette époque, des fonctionnalités avancées commencent à apparaître sur les ventilateurs, avec des succès comme des échecs. Par exemple, le *Servo 300* proposait un module de synchronisation dédié à l'administration du monoxyde d'azote inhalé et une modalité originale de reconnaissance de la ventilation assistée (auto-mode). Cette fonction, quand elle était activée, permettait de reconnaître les déclenchements du patient et de passer automatiquement d'un mode contrôlé à un mode assisté voire spontané. Des déclenchements accidentels d'un mode spontané (liés aux oscillations cardiaques sur le signal de débit) chez des malades curarisés ont vite conduit à l'abandon de cette fonction. Les ventilateurs *Evita* (Dräger, Lübeck, Allemagne) ont été commercialisés dans les années 80.

Leur présentation était sobre avec un écran minuscule sur lequel on pouvait suivre un seul cycle en choisissant le débit ou la pression. L'*Evita 2* offrait un réglage direct du débit d'insufflation et a été le premier à proposer la possibilité de déclencher manuellement une mesure de



Figure 4 - Ventilateurs de 4^{ème} génération (de gauche à droite) : PB 7200 ; Horus ; Servo i (haut) et Evita 4 (bas) ; Galileo.

pression d'occlusion à 100 ms ($P_{0,1}$). En 1996, Dräger commercialise l'*Evita 4* qui est le premier ventilateur à écran couleur tactile. Son interface très intuitive a participé à son immense succès commercial. Il a été l'un des premiers à proposer un environnement pour la ventilation non invasive permettant une gestion améliorée en condition de fuites. C'est sur l'*Evita 4*, que l'approche automatisée du sevrage, développée par l'équipe de Laurent Brochard initialement sur le *Veolar*, donnera naissance à un mode très avancé d'aide au sevrage, le *SmartCare* [18].

La série des *Servo* de nouvelle génération inaugurée avec le *Servo-i* viendra remplacer le vieillissant *Servo 300*. Le *Servo-i* avait la particularité d'être composé par des modules démontables afin d'en accroître la mobilité. Cet exercice de démontage et de réinstallation était complexe et surtout rarement fait car il nécessitait lors de déplacement du malade d'emporter un cylindre d'air compressé en plus de la bouteille d'oxygène.

Les ventilateurs de réanimation à turbine

Issus des technologies de ventilation à domicile, les premiers ventilateurs à turbine avec circuit double branche, spécifiquement dédiés à la ventilation en réanimation, sont arrivés sur le marché au début des années 2 000. Les turbines se comportent comme des générateurs de pression, et sont donc particulièrement adaptées à la ventilation non invasive. Le premier a très probablement été le *T-Bird VS* (Bird Product Corp, États-Unis) dessiné et construit selon un cahier des charges militaire. Ce ventilateur assez compact était très résistant et pouvait

aussi bien être monté sur un pied comme ventilateur de chevet que rangé dans des containers aéroportés. L'avantage de ce ventilateur innovant était de suivre le malade dans et à l'extérieur de l'hôpital car il ne nécessitait pas de gaz moteurs et sa consommation en O_2 était optimisée. Il proposait des modes en volume ou en pression ainsi qu'un mode mixte (*Dual mode*) dans le cycle original, appelé VAPS par son inventeur, le Pr Marcelo Amato. Ce mode pouvait s'apparenter à une aide inspiratoire à V_t minimum car, si le V_t pré-réglé n'était pas délivré, le cycle était prolongé à débit constant. Inconvénient de ce ventilateur, l'erreur sur les volumes délivrés était importante en cas de résistances élevées ou de compliance basse en raison de l'absence de compensation de la compression des gaz dans l'ensemble du circuit pneumatique. À la même époque, le *Savina* (Dräger, Lübeck, Allemagne) présentait une technologie également basée sur une turbine. Il ne pouvait cependant pas être considéré comme un concurrent du *T-Bird* car il n'était pas spécifiquement adapté au transport et à la mobilité. Très proche dans sa présentation de la série des *Evita 2*, on pouvait le reconnaître à l'oreille car le distributeur (orifices multiples calibrés) qui servait de mélangeur Air/ O_2 faisait un curieux bruit de castagnettes souvent perçu comme désagréable pour les malades et les soignants. Le *Monnal T75* (Air Liquide Medical Systems, Antony, France) est un ventilateur à turbine lancé en 2006. Sa technologie améliora significativement la précision des V_t délivrés grâce à l'adjonction de la compensation de la compliance du circuit et d'une valve inspiratoire proportionnelle fonctionnant à basse pression (contrairement aux valves électromagnétiques). Cette

évolution lui permettait de réguler un débit carré même dans des conditions d'impédance élevée. Ce ventilateur a été le premier ventilateur à turbine à intégrer la plupart des modes disponibles sur les ventilateurs pneumatiques de réanimation, monitoring complet incluant le monitoring de la $P_{0.1}$, et la possibilité de délivrer du haut débit nasal via un circuit humidificateur et réchauffeur.

Les évaluations sur banc ont démontré les excellentes performances des ventilateurs à turbine pour les modes en pression et leurs capacités, pour les plus récents, à garantir également une ventilation de qualité en mode volumétrique [17]. Aujourd'hui, plusieurs industriels proposent ainsi dans leur gamme un ventilateur de réanimation à turbine qui par sa versatilité permet de ventiler en l'absence d'arrivée d'air pressurisé. La crise COVID-19 a montré l'importance de cette solution technologique pour étendre les réanimations avec des résultats probablement comparables aux ventilateurs conventionnels de réanimation [19]. Les principaux exemples sont l'*Hamilton C6* et le *Löwenstein Elisa 500* (Löwenstein medical, Bad Ems, Allemagne).

Quelques exemples qui ont particulièrement marqué l'histoire de la ventilation moderne

La VNI : de L'ARM 25 aux ventilateurs actuels

Il faudra presque 20 années après la publication *princeps* du Pr Sadoul rapportant les résultats de la ventilation non invasive sur une importante série de patients présentant une insuffisance respiratoire chronique pour que cette technique soit développée en soins intensifs [20]. L'histoire se passe à l'hôpital Henri Mondor à Créteil dans les années 80. La collaboration entre le département de physiologie dirigé par le Pr Alain Harf et la réanimation médicale (Pr François Lemaire et Laurent Brochard alors étudiant en Master 2) a permis de comprendre que les problèmes des patients souffrant de broncho-pneumopathie chronique obstructive (BPCO) intubés en raison d'une exacerbation, étaient principalement causés par la fatigue des muscles respiratoires. L'idée de créer un « muscle externe mécanique » pour éviter le recours à l'intubation, s'est alors imposée mais s'est vite heurtée à des difficultés technologiques. Il fallait créer un générateur de pression synchronisé, rapide et adapté à l'effort du patient. Les tests réalisés au laboratoire Inserm de Mondor (dirigé par Daniel Isabey) ont montré l'effondrement des pressions de la plupart des systèmes d'aide inspiratoire proposés sur les ventilateurs disponibles à cette époque. Les connaissances en mécanique des fluides du groupe de recherche ont permis de s'orienter vers des générateurs en pression de type « jets confinés » dans lesquels la quantité de mouvement apportée par les vitesses élevées du jet est transformée

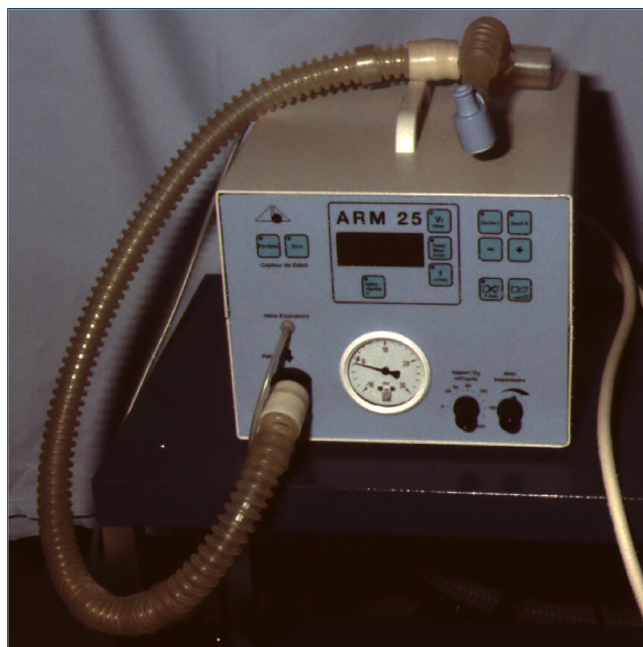


Figure 5 - Ventilateur ARM 25.

en air entraîné – source des grands débits – alors que la présence de parois fixes autour du jet (confinement du jet) permet une élévation de pression maintenue quelle que soit la demande. La collaboration de cette équipe de recherche avec les ingénieurs de la société Taema a permis de mettre au point l'ARM 25, premier ventilateur spécifiquement dédié à la VNI aiguë, dont les performances étaient plus « fluidiques » et adaptées que l'aide inspiratoire disponible sur les ventilateurs de réanimation des années 80 (Figure 5). En parallèle un travail important a été mené sur l'optimisation d'un masque bucco-nasal provenant de l'aviation pour en réduire l'espace mort. La méthode « d'assistance inspiratoire au masque » en situation aiguë était née. Les déterminants physiologiques de la décompensation aiguë de BPCO ainsi que l'efficacité clinique de cette nouvelle approche de ventilation non invasive ont été rapidement évalués et démontrés à travers notamment deux articles publiés dans le *New England Journal of Medicine* [21, 22]. Les résultats spectaculaires sur l'hypercapnie et le devenir des patients furent à l'origine de l'essor international de cette technique de ventilation qui transforma le pronostic des épisodes aigus de décompensation. Toutes les études ultérieures ont conforté ces premiers résultats, dont il est intéressant de se rappeler qu'ils ont été permis par une collaboration étroite entre physiologistes, ingénieurs, réanimateurs et industriels. Pour l'anecdote, l'ARM 25 (Taema, Antony, France) était commercialisé mais ne fut que très peu distribué en raison notamment de l'absence de PEP.

Dans les années 90, la société Respironics produit le premier prototype de la *BiPAP Vision*, un ventilateur dédié à la VNI en réanimation, simple branche, à turbine et doté d'un grand écran. En 1996, Marc Wysocki et Jean-Christophe Richard testent et contribuent au développement de ce premier prototype dont la turbine était très réactive et ses systèmes d'initiation et de cyclage performants. La *BiPAP Vision* propose ainsi des performances de pressurisation équivalentes aux ventilateurs « lourds » de réanimation et une meilleure gestion des fuites et de la synchronisation patient-ventilateur au cours de la VNI [23]. Particularité, la *BiPAP Vision* offrait un nouveau mode ventilatoire non invasif et proportionnel appelé PAV (*Proportional Assit Ventilation*) initialement inventé et développé par le Pr Magdy Younes sur un prototype de ventilateur à piston (*Winipeg*). La même année, à Mondor, Jordi Mancebo et Laurent Brochard décrivaient la réponse physiologique à la PAV sur ce fameux prototype.

Dans les années 2000, suivant l'exemple de l'*Evita 4*, l'ensemble des ventilateurs pneumatiques de réanimation proposèrent différentes modalités pour optimiser la VNI. La solution technologique majoritairement adoptée pour résoudre la problématique des asynchronies liées aux fuites, reposait sur le *flow by* qui permettait de les compenser. Le filtrage des signaux de débit et de pression a également permis d'améliorer sensiblement le cyclage et la synchronisation patient-ventilateur. Plusieurs publications ont ainsi rapporté une amélioration

des interactions patient-ventilateur au cours de la VNI liées à ces évolutions technologiques [23].

Les ventilateurs de transport (Figure 6)

Dans les années 80, les ventilateurs de transport deviennent indispensables en Europe et notamment en France en raison du développement de la médecine d'urgence préhospitalière. L'*AXR1 Airox* est l'un des ventilateurs mythiques qui illustre cette première génération. Entièrement pneumatique, il ne nécessitait aucune alimentation électrique (pas même une pile car l'alarme était un sifflet pneumatique) mais il ne pouvait fonctionner que sur la pression d'une bouteille d'O₂ et ne disposait que de deux possibilités de réglage de la FiO₂ (100 % ou 50-60 %). En fait la FiO₂ « mixte air-oxygène », résultant d'un système d'entraînement de l'air ambiant, était très peu précise. Le seul mode disponible était la ventilation contrôlée en volume dont on ne pouvait régler que la ventilation minute et la fréquence respiratoire grâce à un séquenceur. Une valve de PEP était ajoutée par certains sur la valve expiratoire, déportée à l'extrémité du circuit simple branche. Indestructibles, les *AXR1* se trouvent encore sur le marché en version reconditionnée. Très rapidement, d'autres ventilateurs de transport pneumatiques vont voir le jour : l'*Airox* et la série des *Osiris* (Air Liquide Medical Systems, Antony, France), la gamme *Oxylog* (à l'exception de l'*Oxylog 3 000* qui viendra plus tard avec une technologie plus avancée)

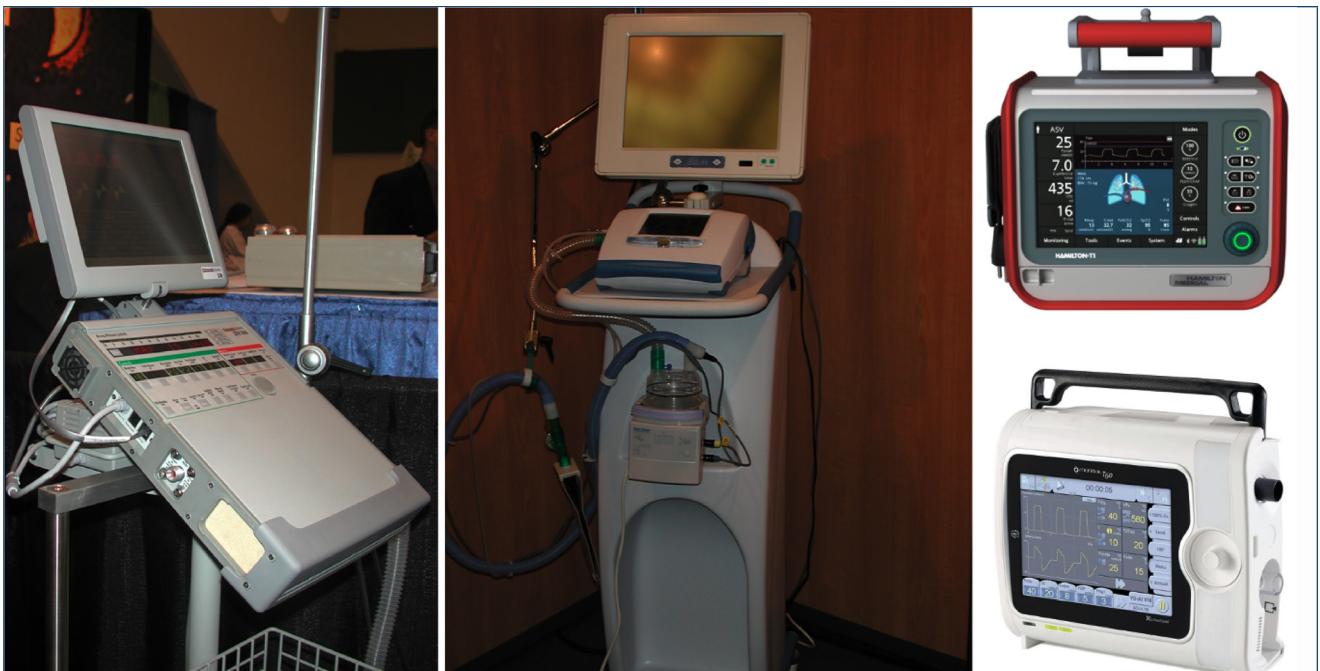


Figure 6 - Ventilateurs de transport (de gauche à droite) : LTV 1000 ; Elisee ; Hamilton-1 (haut) ; Monnal T60.

(Dräger, Lübeck, Allemagne), la gamme *Medumat* (Weinmann, Hambourg, Allemagne). L'ensemble de ces ventilateurs fonctionne sur un principe technologique comparable nécessitant la pression de détente d'une bouteille d'oxygène pour générer le débit administré par une simple valve *tout ou rien* directement actionnable en face avant par le bouton qui règle la ventilation minute. La FiO_2 en position « *mix* » est assurée par un système d'entraînement venturi. Cette technologie extrêmement simple et fiable est très sensible aux conditions de débit à travers le système venturi. En pratique, si le débit est insuffisant, l'entraînement diminue, la FiO_2 augmente et le Vt n'est plus garanti [24]. Ce risque peut être limité en prenant soin de régler un débit d'insufflation supérieur à 40 L/min quand ce réglage est accessible. Dans ce cas, la précision du Vt délivré est relativement préservée, y compris dans des conditions d'impédance élevée [25]. Les ventilateurs s'améliorent au fil des versions avec l'apparition de triggers, et, pour certains, d'un monitoring des volumes délivrés. Attention, le mode « aide inspiratoire » proposé sur les versions basiques de ces ventilateurs fonctionne en fait comme un relaxateur de pression car le débit délivré ne peut être que constant et limité à la valeur maximale de la ventilation minute réglée. En d'autres termes, ces ventilateurs ne permettent pas une aide inspiratoire de qualité et ne sont pas du tout adaptés à la VNI dès que la demande du patient devient importante. Notons enfin que les ventilateurs pneumatiques qui ont suivi, comme l'*Oxylog 3 000* ou les *Medumats* standards récents, ont apporté une amélioration significative (grâce à une valve proportionnelle qui remplace la simple valve tout ou rien) tant en termes de performances que de modes disponibles. Ils nécessitent toujours d'être connectés à une bouteille d'oxygène pour fonctionner.

Dans les années 90, c'est le *LTV 1 000* (Pulmonetic Systems, US) qui fut le premier à changer radicalement l'approche de la ventilation de transport en se dotant d'une turbine. Cette technologie permettait, à condition d'embarquer une batterie (qui du point de vue technologique pouvait représenter une barrière en matière d'autonomie et de sécurité), de se passer de la pression des gaz moteurs, et de s'adapter aussi bien à la ventilation invasive que non invasive. Le *LTV 1 000* résolument orienté vers le transport avec son encombrement restreint proposait déjà des modes volumétriques en plus des modes barométriques pour l'adulte et la pédiatrie avec une consommation en O_2 optimisée. Ce ventilateur reste très utilisé aujourd'hui en particulier pour les rapatriements sanitaires aéroportés. D'autres ventilateurs ont essayé de suivre cette tendance avec des technologies différentes comme le *HT-50* (Newport Medical) qui avait comme originalité d'embarquer au sein de sa coque métallique deux pistons en parallèle (au

prix de presque 10 kg), qui permettaient une ventilation volumétrique et barométrique monitorée par un signal analogique en face avant.

En 2001, à la suite d'une visite de la société Saime (Savigny le Temple, France) qui développait pour le domicile un nouveau concept de circuit pneumatique composé d'une valve couplée à une micro-turbine, Jean-Christophe Richard et Laurent Brochard proposèrent un projet de ventilateur de transport pour les urgences et la réanimation. Très vite, cette collaboration aboutit à un premier cahier des charges qui donna naissance au premier prototype en 2001. Le travail réalisé avec les équipes de soins des CHU de Rouen et Henri Mondor aboutit à l'*Elisée* disposant d'une interface sur un écran de grande taille pour l'époque qui s'avéra être un point fort de ce ventilateur. Son succès commercial conduit au rachat de la société Saime par Resmed au début des années 2000. Ce ventilateur permettait un contrôle du débit précis, que ce soit pour réguler la pression ou le volume, grâce à sa « valve en boisseau », valve inspiratoire originale dessinée par Philippe Chavignac. Après quelques ennuis de jeunesse rapidement corrigés, ce ventilateur connut un succès considérable y compris dans les services d'urgence où, muni d'un écran supplémentaire sur un pied, il pouvait se transformer en ventilateur de chevet. Plus tard, il fut rejoint par le *T1* (Hamilton médical Bonaduz Suisse) et le *Monnal T60* (ALMS Antony France) tous deux équipés de turbines mais qui, contrairement à l'*Elisée* (Resmed, San Diego, USA), ne présentent pas de valve inspiratoire. La ventilation est assurée par le changement de vitesse de la turbine qui accélère lors de chaque cycle respiratoire. Munis d'un grand écran couleur et d'une homologation aéronautique ainsi que de la possibilité de se connecter à l'oxygène basse pression, ces ventilateurs présentent des performances intéressantes. Ils proposent la plupart des modes disponibles sur les ventilateurs de réanimation. Plus récemment le *Meduvent* (Weinmann, Hambourg, Allemagne) est venu compléter cette offre spécifique. L'originalité technologique du *T60* réside dans la gestion de l'asservissement de sa turbine qui permet de générer un débit carré pour la ventilation assistée contrôlée en volume (malgré l'absence de valve proportionnelle inspiratoire) ou décélérant pour les modes régulés en pression. Ces ventilateurs se sont imposés d'eux-mêmes pendant la pandémie COVID-19 permettant de transférer des malades sur de longs trajets en train ou aéroportés et dans les hôpitaux pour accueillir des malades ventilés en dehors des murs de la réanimation [19, 25]. Le *Monnal T60* fut le premier à proposer un mode et un environnement avec un monitoring spécifique pour la gestion de l'arrêt cardiaque suivi depuis peu par l'*Hamilton T1* ainsi que le *Medumat Standard 2*.

Perspectives

Depuis une vingtaine d'années, le nombre de ventilateurs et de modes ventilatoires développés par les industriels n'a cessé d'augmenter. Les décrire pourrait faire l'objet d'une revue en soi mais on peut (même si cela n'est évidemment pas aussi tranché) opposer, d'un côté, des fonctionnalités permises par la technologie et proposées par les industriels aux soignants et, de l'autre, des solutions ou des modes qui émanent des connaissances cliniques et physiologiques et qui sont rendues possibles par la technologie. À titre d'exemple, les modes mixtes (appelés aussi *dual modes*) qui tentent de combiner plusieurs consignes, sont directement le résultat du combo valve proportionnelles électromagnétiques et micro-processeurs. Ils sont présents aujourd'hui sur tous les ventilateurs à travers le monde, en raison des appels d'offres qui les demandent très souvent, alors qu'il n'existe aucune donnée permettant d'en recommander l'usage et que de nombreuses expériences en soulignent même les risques essentiellement liés à la difficulté de les comprendre. Plus que jamais, il est important que les acteurs de terrain et les spécialistes de la ventilation contribuent à l'innovation afin que les industriels puissent développer des solutions centrées sur les besoins, certainement plus sobres et plus fiables et validées par des données cliniques. Un champ de recherche et d'innovation est ouvert aujourd'hui autour des explorations fonctionnelles respiratoires et de l'aide au diagnostic déjà proposée sur certains ventilateurs.

Cette histoire n'est pas finie, c'est à nous, soignants, chercheurs, ingénieurs, industriels, d'en écrire la suite.

Conflits d'intérêts

Jean-Christophe Richard déclare être salarié à temps partiel de AIR LIQUIDE MEDICAL SYSTEM.

Mathéo Richard déclare être étudiant en stage de Master 2 rémunéré par KERNEl BIOMEDICAL.

Guillaume Carteaux déclare avoir reçu des financements de AIR LIQUIDE MEDICAL SYSTEM, GE HEALTHCARE, MEDTRONIC, DRÄGER et LÖWENSTEIN pour des conférences et des avis d'expert.

François Beloncle déclare avoir reçu des financements de AIR LIQUIDE MEDICAL SYSTEM, et LÖWENSTEIN pour des conférences et des avis d'expert.

Affiliations

¹Département de Médecine Intensive-Réanimation et Médecine Hyperbare

Centre Hospitalier Universitaire d'Angers, Vent'Lab Université d'Angers, Faculté de Santé, Angers, France

²Laboratory Med2Lab ALMS, Antony, France

³Kernel Biomedical, Rouen, France

⁴Assistance Publique-Hôpitaux de Paris, CHU Henri Mondor Service de Médecine Intensive Réanimation Créteil, F-94010 France

Remerciements

Les auteurs remercient pour leurs expertises et leurs disponibilités depuis des années :

Jean Leroux, Patrick Mc Sweeny, Laurent Folie, Thierry Boulanger, Francois Le Lan, Guillaume Minaret. Leurs témoignages ont contribué à ce travail.

Jean-Christophe Richard souhaite remercier Jean-Francois Muir, Marc Wysocki, Daniel Isabey, Bjorn Jonson, Jordi Mancebo, Alain Mercat, Laurent Brochard ; ils lui ont donné le goût de comprendre, de chercher, d'enseigner et de développer la ventilation.

Références

1. Lassen HCA (1953) A preliminary report on the 1952 epidemic of poliomyelitis in Copenhagen with special reference to the treatment of acute respiratory insufficiency. *Lancet* 1:37-41. DOI : 10.1016/s0140-6736(53)92530-6
2. West JB (2005) The physiological challenges of the 1952 Copenhagen poliomyelitis epidemic and a renaissance in clinical respiratory physiology. *J Appl Physiol* (1985) 99:424-432. DOI : 10.1152/jappphysiol.00184.2005
3. WILSON JL (1932) Acute Anterior Poliomyelitis. *New England Journal of Medicine* 206:887-893. DOI : 10.1056/NEJM193204282061704
4. Lassen HCA (1954) The Epidemic of Poliomyelitis in Copenhagen, 1952. *Proceedings of the Royal Society of Medicine* 47:67-71. DOI : 10.1177/003591575404700119
5. Berthelsen PG, Cronqvist M (2003) The first intensive care unit in the world: Copenhagen 1953. *Acta Anaesthesiol Scand* 47:1190-1195. DOI : 10.1046/j.1399-6576.2003.00256.x
6. Mitzner W (2011) Mechanics of the lung in the 20th century. *Compr Physiol* 1:2009-2027. DOI : 10.1002/cphy.c100067
7. Ashbaugh DG, Bigelow DB, Petty TL, Levine BE (1967) Acute respiratory distress in adults. *Lancet* 2:319-323. DOI : 10.1016/s0140-6736(67)90168-7
8. Ayres SM, Kozam RL, Lukas DS (1963) The Effects of Intermittent Positive Pressure Breathing on Intrathoracic Pressure, Pulmonary Mechanics, and the Work of Breathing^{1, 2, 3}. *Am Rev Respir Dis* 87:370-379. DOI : 10.1164/arrd.1963.87.3P1.370
9. Trubuhovich R (2007) On the very first, successful, long-term, large-scale use of IPPV. Albert Bower and V Ray Bennett: Los Angeles, 1948-1949. *Critical care and resuscitation : journal of the Australasian Academy of Critical Care Medicine* 9:91-100
10. Lunding HSundkristenseM Two Early Danish Respirators Designed for Prolonged Artificial Ventilation
11. Kacmarek RM (2011) The Mechanical Ventilator: Past, Present, and Future. *Respir Care* 56:1170-1180. DOI : 10.4187/respcare.01420
12. Weisman IM, Rinaldo JE, Rogers RM, Sanders MH (1983) Intermittent Mandatory Ventilation. *Am Rev Respir Dis* 127:641-647. DOI : 10.1164/arrd.1983.127.5.641
13. Puri N, Puri V, Dellinger RP (2009) History of Technology in the Intensive Care Unit. *Critical Care Clinics* 25:185-200. DOI : 10.1016/j.ccc.2008.12.002
14. Ingelstedt S, Jonson B, Nordström L, Olsson SG (1972) A servo-controlled ventilator measuring expired minute volume, airway flow and pressure. *Acta Anaesthesiol Scand Suppl* 47:7-27. DOI : 10.1111/j.1399-

- 6576.1972.tb00593.x
15. Bouadma L, Lellouche F, Cabello B, et al (2005) Computer-driven management of prolonged mechanical ventilation and weaning: a pilot study. *Intensive Care Med* 31:1446–1450. DOI : [10.1007/s00134-005-2766-2](https://doi.org/10.1007/s00134-005-2766-2)
 16. 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. DOI : [10.1164/rccm.200511-1780OC](https://doi.org/10.1164/rccm.200511-1780OC)
 17. Richard J-C, Carlucci A, Breton L, et al (2002) Bench testing of pressure support ventilation with three different generations of ventilators. *Intensive Care Med* 28:1049–1057. DOI : [10.1007/s00134-002-1311-9](https://doi.org/10.1007/s00134-002-1311-9)
 18. Lellouche F, Brochard L (2009) Advanced closed loops during mechanical ventilation (PAV, NAVA, ASV, SmartCare). *Best Pract Res Clin Anaesthesiol* 23:81–93. DOI : [10.1016/j.bpa.2008.08.001](https://doi.org/10.1016/j.bpa.2008.08.001)
 19. A F, F M, M D, et al (2022) Association of ventilator type with hospital mortality in critically ill patients with SARS-CoV2 infection: a prospective study. *Annals of intensive care* 12:. DOI : [10.1186/s13613-022-00981-2](https://doi.org/10.1186/s13613-022-00981-2)
 20. Sadoul P, Aug M, Gay R (1965) Traitement par ventilation instrumentale de 100 cas d'insuffisants respiratoires chroniques. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1:519–49
 21. Brochard L, Isabey D, Piquet J, et al (1990) Reversal of Acute Exacerbations of Chronic Obstructive Lung Disease by Inspiratory Assistance with a Face Mask. *New England Journal of Medicine* 323:1523–1530. DOI : [10.1056/NEJM199011293232204](https://doi.org/10.1056/NEJM199011293232204)
 22. Brochard L, Mancebo J, Wysocki M, et al (1995) Noninvasive Ventilation for Acute Exacerbations of Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *New England Journal of Medicine* 333:817–822. DOI : [10.1056/NEJM199509283331301](https://doi.org/10.1056/NEJM199509283331301)
 23. Carteaux G, Lyazidi A, Cordoba-Izquierdo A, et al (2012) Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation: a bench and clinical study. *Chest* 142:367–376. DOI : [10.1378/chest.11-2279](https://doi.org/10.1378/chest.11-2279)
 24. Breton L, Minaret G, Aboab J, Richard J-C (2002) Fractional inspired oxygen on transport ventilators: an important determinant of volume delivery during assist control ventilation with high resistive load. *Intensive Care Med* 28:1181; author reply 1182. DOI : [10.1007/s00134-002-1390-7](https://doi.org/10.1007/s00134-002-1390-7)
 25. Savary D, Lesimple A, Beloncle F, et al (2020) Reliability and limits of transport-ventilators to safely ventilate severe patients in special surge situations. *Ann Intensive Care* 10:166. DOI : [10.1186/s13613-020-00782-5](https://doi.org/10.1186/s13613-020-00782-5)

Monnal™ T60 Advanced

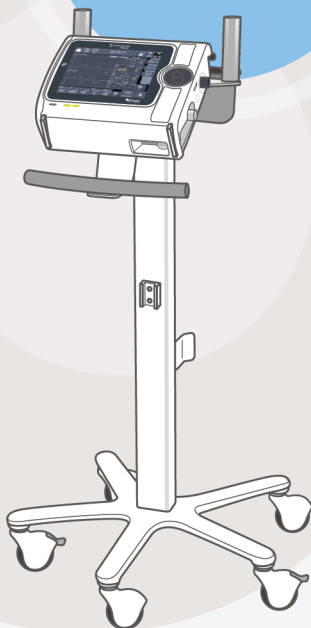


Made in France

Conçu pour
les patients
les plus critiques,
à partir de 3 kg

Mobile, autonome
et polyvalent
(technologie turbine)

Adapté aux
environnements
intra-hospitaliers
et au transport
extra-hospitalier



Ventilateur intuitif
et interface
personnalisable

Scannez pour
plus d'informations



CP 
CARDIO PULMONARY
VENTILATION

CP  **CO₂**



Monnal™ T60 Advanced est un dispositif médical de classe IIb à turbine autonome en air permettant le traitement des nourrissons (à partir de 3 kg), des enfants et des adultes, destiné au personnel hospitalier en réanimation, en urgence et transport intra- et extra-hospitaliers - Les actes effectués avec Monnal™ T60 Advanced sont pris en charge par les organismes d'assurance maladie dans certaines situations. Fabricant : Air Liquide Medical Systems - Evaluation de la conformité : GMED 0459 - Code du commerce : R.C.S. Nanterre 348 921 735 - Lire attentivement le manuel d'utilisation.