

Pour savoir où tu vas, sache d'abord où tu es.
Pour savoir où tu es, sache d'abord d'où tu viens.
Proverbe marin, anonyme.

En 1954, Engström Carl Gunnar décrit *l'Engström universal ventilator* et son utilisation dans le traitement des malades atteints d'une paralysie respiratoire [1]. Cet appareil, associé dans la mémoire de nos aînés à la naissance de la réanimation médicale a marqué le début des temps modernes de la ventilation mécanique. On trouvera dans la revue générale de R. Gay le détail du développement de la ventilation mécanique de l'antiquité jusqu'en 1950 [2]. Après un rappel des étapes importantes de cette « pré-histoire », cette revue sera centrée sur le xx^e siècle marqué par de fantastiques progrès physiopathologiques et technologiques. Le lecteur pardonnera l'arbitraire d'un choix qui sans méconnaître la partie de l'histoire de la ventilation mécanique commune à l'anesthésie et à la réanimation, nous a conduits à exclure de cette revue les appareils d'anesthésie et les moyens de raccordement.

Du soufflet de Vésale à l'Engström 150

L'on doit à Claudius Galien (130-200) l'idée que le rôle du poumon est d'apporter une énergie vitale à l'organisme et d'en évacuer les déchets et, un millénaire écoulé, à Paolo Bagellardo la première recommandation pour la réanimation du nouveau-né « en soufflant dans la bouche ou à la rigueur dans l'anus et à la condition que l'enfant soit encore chaud et pas trop noir » [2]. C'est Andreas Vesalius (1515-1564), auteur du célèbre traité *De humani corporis fabrica* qui démontra expérimentalement que la ventilation est nécessaire à la vie (Fig. 1). Le modèle était porcin « car les cris de cet animal sont moins stridents que ceux du chien », et l'insufflation s'effectuait « au travers d'un roseau introduit dans le canal respiratoire jusqu'à ce que les poumons se déplissent en prenant garde à gonfler le poumon par intervalles fournissant ainsi à l'animal l'air qu'il lui faut pour vivre » [2]. C'est la phase clinique de l'expérimentation qui perdit Vésale dont les efforts à vouloir ressusciter les morts ne furent guère appréciés par les autorités religieuses du moment. Il n'évita le bûcher qu'en périssant noyé lors du naufrage du navire qui l'emmenait, repentant, en pèlerinage. Ces expérimentations ne seront

reprises et la notion d'échanges gazeux associée au phénomène mécanique qu'un siècle plus tard par Robert Hooke (1635-1703) qui, utilisant un modèle de poulet étranglé réanimé par ventilation manuelle au soufflet, démontra vers 1667 que « ce n'est pas l'arrêt de la ventilation en lui-même qui est responsable du décès mais c'est le manque d'air frais » [3]. Ce premier pas dans la physiologie de la respiration sera complété en 1754 par Joseph Black (1728-1799) qui mit en évidence dans l'air expiré ou « fixe » un produit « méphitique » que l'on connaît aujourd'hui sous le nom de gaz carbonique et Joseph Priestley (1733-1804) qui opposa à l'air fixe, *the pure or vital or dephlogisticated air* [4]. Il est remarquable que la notion de respiration cellulaire fut introduite dès 1781 par Antoine Laurent de Lavoisier (1743-1794) qui démontra que la respiration se ramène à une combustion assurée par l'oxygène (O_2), nom dont il baptisa l'air pur de Priestley [5]. Tenu pour le plus brillant chimiste de l'histoire, le père du calorimètre à glace, de la balance de précision et de la loi de la conservation de la masse — « rien ne se perd, rien ne se crée » — perdit néanmoins la tête, guillotiné qu'il fût, victime de l'obscurantisme révolutionnaire et... du fait qu'il avait été fermier général. L'année 1774 fut celle de la création des premières sociétés scientifiques : *The Royal Humane Societies for recognizing the bravery of the people...* ayant sauvé ou tenté de sauver des « apparemment noyés » [6]. Elles publièrent les premières recommandations de l'histoire de la médecine : le bouche à bouche, la goulotte de vin chaud, la saignée et l'inévitable insufflation de fumée de tabac par le rectum. Si le protocole avait été respecté le réanimateur était gratifié de deux guinées, cette récompense étant doublée en cas de succès de la réanimation ! C'est James Leroy d'Etiolles (1798-1860) qui souligna vers 1828 la notion d'urgence : « une minute est un siècle pour ce qui reste de vie » [7]. Mettant en garde contre l'usage de trop grands volumes susceptibles de provoquer un pneumothorax, il décrit le volotraumatisme et recommanda l'usage d'un soufflet gradué en fonction de la taille du patient. Ces premiers effets indésirables de la ventilation mécanique conduisirent l'Académie de médecine française et les *Royal Humane Societies* au nom du principe de précaution, à condamner l'usage du soufflet. Il faudra attendre 1891 pour que quelques succès de *forced respiration* au soufflet, de longue durée, soient rapportés par Fell chez des patients

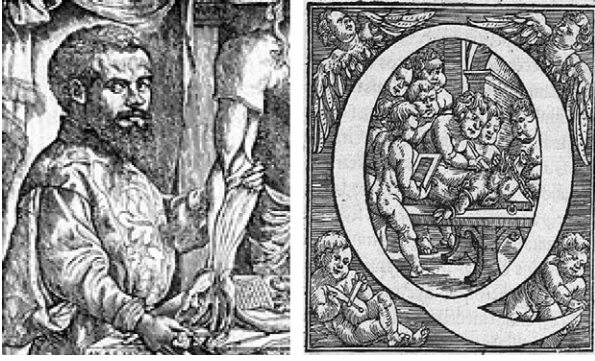


Figure 1 Andréas Vésalius (1515-1564) à gauche et une trachéotomie expérimentale chez le porc à droite. In « De humani corporis fabrica ». *Bibliothèque universitaire de Lille 2*.

drogués victimes d'une overdose [8]. Entre-temps se développa l'idée originale de mettre le malade à l'intérieur d'un soufflet de grande taille dans lequel étaient alternativement créées une dépression et une surpression. Si on laisse de côté quelques appareils fantaisistes que le malade devait actionner lui-même tel que la chambre pneumatique de William Shake [6], le projet le plus élaboré fut le « tank respirator » (1864) d'Alfred Jones, sorte de cuve en bois dont émergeait la tête du malade, la variation de pression interne étant assurée par une super seringue. L'inventeur en revendiquait de multiples indications : *To treat asthma, bronchitis paralytica, neuralgia, rheumatism, seminal weakness ant dyspepsia...* [4]. C'est un médecin français, Eugène Woillez (1811-1882) qui, en 1876, fit l'hypothèse que « le meilleur moyen de rétablir la respiration chez les asphyxiés serait la dépression extérieure appliquée sur les parois thoraciques pour obtenir leur dilatation... ». Il vérifia la justesse de son idée sur un modèle de poumon isolé suspendu à l'intérieur d'un bocal de verre dont une paroi était mobile, *le spiroscope* [9]. Il construisit sur ce principe le spirophore (Fig. 2) qu'il expérimenta d'abord sur lui-même : « je me suis placé à l'intérieur de l'appareil pour en contrôler les effets. Ma poitrine étant au repos, après une expiration et ma glotte restant ouverte, je fais signe de l'œil pour qu'on fasse l'inspiration. Aussitôt, je fais malgré moi une inspiration brusque, bruyante et quand on relève le levier je fais de même une expiration

involontaire » [10]. Mais l'histoire ne retiendra que les noms des frères Drinker, Cécil, le physiologiste et Philip l'ingénieur, qui avec l'aide de Louis Shaw proposèrent en 1929 un *tank respirator* qui deviendra plus tard l'*iron lung* [11]. Il est juste de rappeler que cet appareil dû à sa promotion à Lord Nuffield (1877-1963), constructeur d'automobile et généreux donateur, qui consacra sa fortune milliardaire à équiper en « iron lung » la quasi-totalité des hôpitaux américains. Lors des grandes épidémies de poliomyélite qui sévirent aux États-Unis (1948) et en Europe (1952) des milliers de malades furent pris en charge par ces poumons d'acier. L'importante mortalité, plus de 80 % des malades, ne diminua que lorsque Ibsen Bjorn, eut l'idée d'associer une trachéotomie à cette ventilation par voie externe, appliquant ainsi pour la première fois les deux premières recommandations de la réanimation respiratoire : assurer la liberté des voies aériennes et fournir une aide à la ventilation mécanique [12]. L'évidence de la supériorité de la ventilation par application interne d'une pression positive devait ensuite s'imposer même si le poumon d'acier fait encore de nos jours l'objet d'évaluations cliniques [13]. L'accumulation de bicarbonates était tenue pour responsable du décès des malades en IRA. En effet, dès le début du XVIII^e siècle il était possible de mesurer le contenu du sang en gaz carbonique – la réserve alcaline – grâce à une pompe à mercure et à la mesure par la balance de précision de Lavoisier de la variation de poids de la soude caustique. La mesure du contenu en O₂ se faisait par une réaction avec l'hydrogène [14]. C'est Paul Bert (1833-1886) qui montra que l'hyperventilation diminue la concentration en CO₂ et augmente la concentration en O₂ chez le chien trachéotomisé, ventilé au soufflet [15].

Des premiers ventilateurs par voie externe à l'Engström 150

De la trachéotomie aux ventilateurs par voie externe, le pas fut franchi au tout début du xx^e siècle par deux frères, Alexander-Bernhard et Heinrich Dräger (1899-1986) dont le savoir faire initial était le conditionnement de l'air comprimé en bouteille et la fabrication... de pompe à bière ! En 1907, Heinrich Dräger imagina un appareil de ventilation alimenté par une bouteille d'air comprimé, dans lequel

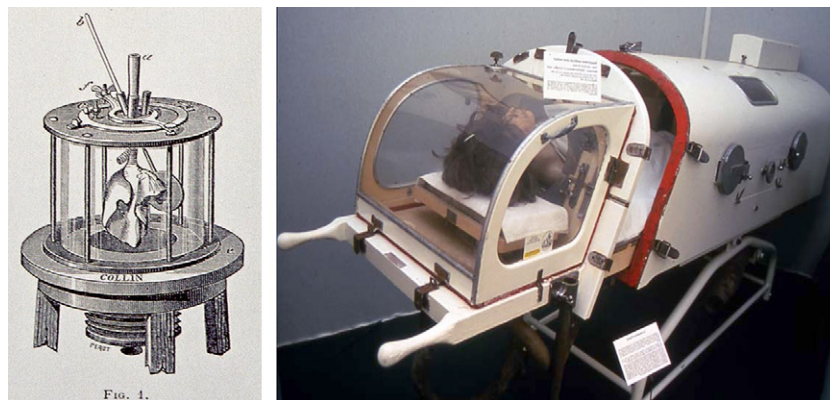


Figure 2 Le spiroscope à gauche et à droite le spirophore de E. Woillez. (1811-1882) [photographie P. Scherpereel, association du musée du CHR de Lille].

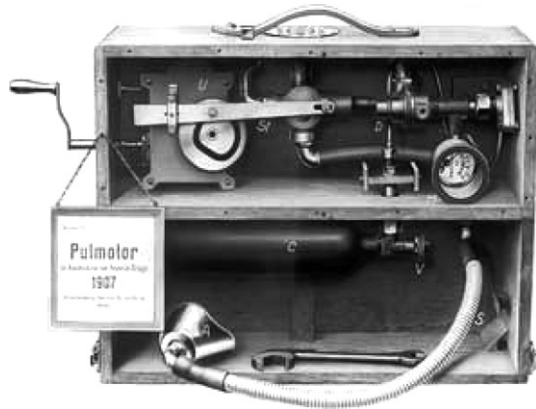


Figure 3 Le Pulmotor de H. Dräger, premier appareil à pression pré-réglée (photographie Dräger).

l'augmentation de la pression à l'intérieur du circuit inspiratoire actionnait un astucieux système de bielles animées par un soufflet et fermait à plus de 20 cmH₂O l'arrivée du gaz permettant ainsi l'expiration [16]. Cette dernière était « aidée » par une pression négative active de moins 20 cmH₂O. Ce premier ventilateur baptisé « Pulmotor[™] » (Dräger, 1907) fonctionnait selon le principe d'une pression contrôlée, cyclée sur la pression (Fig. 3). L'introduction d'un système d'horlogerie permettra un mode cyclé sur le temps, à fréquence fixe, témoignant déjà de la volonté de contrôler le cycle ventilatoire. Le Pulmotor est l'ancêtre de tous les ventilateurs. Par la suite on parlera de ventilateurs barométriques, volumétriques ou à fréquence fixe. Le *Mörch piston ventilator* (1940) a été le premier à utiliser l'énergie électrique et le Pulmoflator (Blease Medical Equipment, 1950), le premier à séparer le circuit malade du circuit machine en utilisant le principe du « bag in the box » [17]. Ce principe sera repris dans l'Engström 150 qui inaugure l'ère moderne de la ventilation mécanique.

De l'Engström 150 aux ventilateurs électroniques

L'Engström 150 permettait une ventilation à débit pré-réglé cyclée sur le temps avec une fréquence prédéterminée de 10 à 30 c/min [18] (Fig. 4). Il disposait d'un manomètre et d'un spiromètre à ailettes. Une colonne d'eau de hauteur variable servait de soupape d'échappement et de limiteur de pression. L'apparition de bulles indiquait que le volume courant (VT) n'était pas entièrement passé du fait d'une augmentation des résistances ou d'un réglage trop élevé du débit d'insufflation. Comme le Pulmotor, l'Engström 150 offrait la possibilité de générer une pression expiratoire négative [19]. Celle-ci était utilisée soit en application externe dans une cuirasse selon le même principe que le poumon d'acier soit par application interne au moyen d'une intubation ou d'une trachéotomie. Ce mode de ventilation était alors qualifié d'aide expiratoire [20]. La justification de l'aide expiratoire était le retentissement hémodynamique de l'augmentation de pression endothoracique déjà démontrée par Courmand [21]. Un réglage prudent de l'aide expiratoire était recommandé du fait de l'observation clinique fréquente que le retentissement hémodyna-



Figure 4 L'Engström 150[™]. On note à l'avant de l'appareil cinq boutons de réglage. De gauche à droite : le sélecteur « cuirasse et venturi-ceinture », le réglage « faible moyen fort » de la pression, le réglage de la fréquence, celui de la vitesse d'insufflation « à régler juste pour vider la vessie » et de la dépression d'admission « à ajuster au trait rouge »... On note encore le spiromètre à ailettes et sur sa droite le manostat à eau « qui ne devait pas faire de bulle »... (Photographie P. Scherpereel, association du musée du CHR de Lille).

mique augmentait paradoxalement si l'aide expiratoire était trop élevée. L'adjonction d'une résistance pouvait au contraire freiner l'expiration et créer ainsi une augmentation de la pression de fin d'expiration. La plus grande prudence pour ne pas dire l'interdit était la seule recommandation concernant l'utilisation du frein. Son utilisation fut défendue dans les BPCO par A. Tenaillon qui suggérait (données non publiées), comme le démontre un travail récent, que le maintien d'une pression positive au cours de l'expiration pouvait paradoxalement diminuer le piégeage de l'air [22]. À la fin des années 1960, les ventilateurs s'étaient multipliés au point de susciter une « normalisation technologique » et une classification. On distinguait deux grandes catégories : les ventilateurs « pouvant être utilisés par toute personne ayant connaissance de son mode d'emploi et ceux devant être utilisés par un médecin » ! Cette seconde catégorie était divisée en quatre groupes : « les ventilateurs à action externe tels que les caissons et les cuirasses, les ventilateurs à effet cinétique tel que le brancard basculant d'Eve, les ventilateurs à effet électromécanique utilisant la stimulation électrique du nerf phrénique, et les ventilateurs à action interne ». Ce dernier groupe comprenait cinq sous-groupes : les appareils « à fréquence fixe de type Engström, à fréquence quasi fixe, synchronisables, à relaxation de volume de type RPR, à relaxation de pression de type Bird et les appareils manuels » [23]. Le SF4[™] (Sabattier et Foures, Robert et Carrière, 1960) (Fig. 5), se différenciait de l'Engström uniquement par le fait qu'il disposait d'une alarme sonore sur la pression de fin d'insufflation et d'un « chronotome » qui permettait



Figure 5 Le SF4™ était encore plus imposant que l'Engström. On note sur la partie horizontale du pupitre le chronotome avec ses boutons de découpage du cycle. Sur la partie verticale à gauche le volumineux cadran du spiromètre et plus à droite le manomètre de pression des voies aériennes avec une alarme. À l'étage supérieur, un autre manomètre disposait d'un amortissement mécanique de la variation de pression et indiquait une valeur approximative de la pression moyenne des voies aériennes. (Service d'URRM, hôpital Calmette, photographie C. Chopin).

de découper le cycle ventilatoire en temps inspiratoire, temps de pause ou plateau et temps expiratoire. Ce dernier était découpé en deux phases, une phase d'expiration passive et une phase d'expiration active pendant laquelle une aide expiratoire était imposée [19]. Comme l'Engström, il disposait d'un frein expiratoire. Vinrent ensuite, le Bennet MA1™ (Puritan-Bennet 1967) qui proposa le premier une alarme sur le VT mesuré par un spiromètre de type « à cloche », puis le Spiromat™ (Dräger 1968) et l'Engström 300™ (Jungner Instruments, 1968). Hormis la diminution notable de taille ces ventilateurs n'apportaient aucun progrès décisif.

Le seul véritable appareil volumétrique de l'histoire de la ventilation mécanique fut le RPR™ (Pesty, vers 1955). Ce ventilateur (Fig. 6) n'autorisait le cyclage de l'inspiration vers l'expiration que quand le VT était effectivement entièrement passé. Le risque était naturellement la diminution dramatique de la fréquence respiratoire (FR) qui se réglait en modifiant la résistance à l'insufflation, donc la durée du temps inspiratoire et la résistance à l'expiration donc la durée du temps expiratoire [17,18].

Les relaxateurs de pression s'inscrivaient directement dans la lignée du Pulmotor. Ils utilisaient l'O₂ comprimé comme force motrice et un système de venturi pour régler la concentration inspirée en O₂ (FiO₂) à 50 %. Le plus célèbre fut le Bird Mark 7™ (Bird corporation, 1955) (Fig. 7). D'un encombrement extrêmement réduit, il était surtout caractérisé par le premier système d'autodéclenchement de l'inspiration lors d'un effort du malade et par le cyclage



Figure 6 Le RPR™ est le seul appareil véritablement volumétrique. Il fonctionnait à volume pré-réglé cyclé sur le volume uniquement grâce à une logique pneumatique. Il se bloquait si les résistances augmentaient. (Photographie P. Scherpereel, association du musée du CHR de Lille).

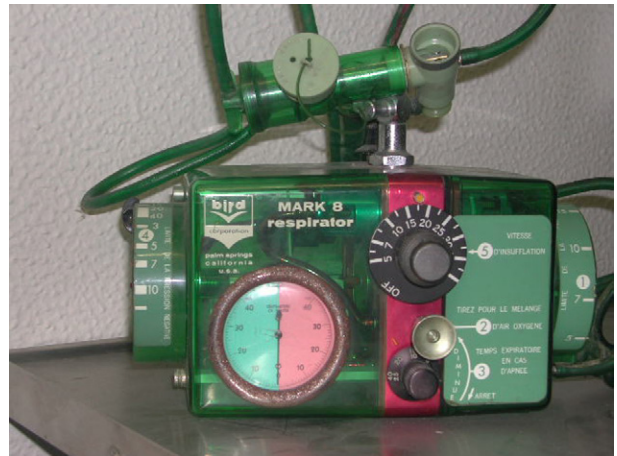


Figure 7 De toute petite taille, le Bird Mark 8™ a été l'un des premiers ventilateurs barométriques. À débit pré-réglé, initié et cyclé sur la pression, il disposait d'un système de déclenchement de l'insufflation sur l'effort du malade, réalisé par une technologie simple et robuste constituée d'un aimant et d'un mandrin mobile qui ouvrait l'insufflation. (Photographie C. Chopin, association du musée du CHR de Lille).

de l'insufflation vers l'expiration à une valeur déterminée de la pression d'insufflation [18,19]. Ce système mécanique était réalisé d'une façon extrêmement rustique en réglant l'écart entre un aimant et un mandrin métallique mobile qui ouvrait ou fermait la tubulure d'insufflation. C'est ce mode de ventilation qu'on appellera longtemps « barométrique », première solution technique à l'interaction malade-machine. Le malade avait pour la première fois la liberté de régler lui-même sa FR et sa ventilation minute (Vmin).

La pratique de cette époque voulait que l'intubation soit rapidement suivie d'une trachéotomie tant on redoutait les complications d'un matériel d'intubation de biocompatibilité discutable. Le sevrage était obtenu ou non à l'issue

d'un test très simple de ventilation spontanée cliniquement surveillé. Le mode « barométrique » n'était que très peu utilisé du fait des risques d'hypercapnie. En effet, Clark, Stow et Severinghaus [24] avaient offert aux cliniciens la possibilité d'explorer les gaz du sang et l'équilibre acidobasique et Astrup avait fait le lien entre l'élévation des bicarbonates et l'hypercapnie et entre le décès et l'altération des gaz du sang [25]. Dès lors l'objectif prioritaire du réanimateur devint naturellement de normaliser les gaz du sang. Ne pas y arriver était se heurter au caractère « réfractaire de l'hypoxie » qui faisait envisager l'instauration d'une pression positive de fin d'expiration (PEEP).

De la PEEP aux ventilateurs électroniques et aux modes partiels

Les années 1970-1980, furent marquées par l'augmentation rapide du nombre des malades ventilés, l'apparition de la PEEP et des premiers ventilateurs électroniques. La PEEP proposée dès 1938 par Barach dans le traitement de l'œdème pulmonaire aigu [26], puis par Jensens dès 1952 chez les traumatisés du thorax [27] et Frumin [28], ne fut réellement documentée que par Hashbaugh et Petty durant la guerre du Vietnam [29]. Les premières furent réalisées en plongeant la tubulure expiratoire dans un bocal rempli d'eau jusqu'à la valeur de la PEEP désirée. Sauf maladresse d'un personnel toujours susceptible de renverser le bocal, sa fiabilité était parfaite. L'introduction de la PEEP a rapidement posé le problème de son réglage et donc de la compréhension de son mode d'action [30]. Hier comme aujourd'hui les partisans de niveaux de PEEP modérés se heurtaient aux partisans du « recrutement maximum » et des PEEP très élevés dont le retentissement cardiovasculaire devait être corrigé par un remplissage souvent excessif. C'est Thomas et al. [31] puis Robert et al. [32] qui proposèrent dès 1979, l'utilisation de la courbe pression-volume pour la détermination des valeurs optimales de la PEEP. Un débat fertile en idées mais pauvre en conséquences pratiques fut ainsi lancé qui dure depuis 25 ans. L'énorme mérite de ce débat a été à notre sens de nous faire prendre conscience de l'intérêt de l'analyse physiopathologique des mécanismes de l'altération de la mécanique ventilatoire [33], de la ventilation alvéolaire et des échanges [34-36].

Le premier ventilateur sur lequel il fut possible de régler une PEEP a été le Servo 900 A™ (Siemens-Eléma, 1972). Tout réanimateur se devait de vanter les mérites de son « Servo » même si beaucoup d'entre nous étaient un peu déroutés par sa petite taille, son aspect fragile et son réglage un peu complexe. De fait cet appareil a été une véritable révolution technologique. Totipotent, il était utilisable chez l'adulte et en néonatalogie, en ventilation de longue durée et en anesthésie, en débit et en pression pré-réglés. Pour fonctionner en mode débit pré-réglé ou en « générateur de débit » comme on le disait à l'époque, une pression dite de travail devait d'abord être fixée arbitrairement très au-dessus de la pression maximale des voies aériennes. Puis il fallait choisir un débit constant ou croissant, une Vmin (0-30 l/min), une FR (0-100/min) et la durée du temps inspiratoire en p.cent du cycle. Un calculateur électronique déterminait alors à chaque instant le débit nécessaire à

délivrer le VT désiré et un mécanisme de régulation ouvrait la valve inspiratoire à la valeur correspondante [37]. Cette première servovalve permettait aussi un mode à pression pré-réglée mais cyclé sur le temps. Le ventilateur disposait en outre d'un mélangeur permettant le réglage de la FiO₂, d'un découpage du cycle avec possibilité d'un plateau, d'une PEEP externe mécanique à ressort, d'un frein expiratoire et d'un système de déclenchement de l'insufflation sur une variation de pression réglable de -20 à +20 cmH₂O ! Les premiers capteurs électroniques avec alarmes permettaient la surveillance de la Vmin et de la pression instantanée des voies aériennes. Les deux premiers concurrents du Servo furent l'UV1™ (Dräger, 1975), qui conserva le principe du *Bag in the box* et développa un souffleur sous forme d'une PEEP intermittente, le Bourns Bear 1™ (Bourns, 1975) qui introduisit le rapport I/E inverse. Citons encore l'Erica™ (Engström, 1981), le CPU™ (Ohmeda, 1981), le RCD™ (Robert et Carrière, 1984) premier et dernier ventilateur modulaire sur lequel on pouvait ajouter un étage permettant la mesure des échanges selon une méthode par nous décrite et qui deviendra plus tard la capnographie volumétrique [38]. Le Véolar™ (Hamilton, 1986) proposait une mesure séparée de la ventilation spontanée du malade et de la ventilation imposée par le ventilateur. Afin, de forcer la ventilation dans des zones mal ventilées, tous ces ventilateurs avaient un « soupir », réalisé en augmentation intermittente du VT ou de la PEEP. Celui-ci devait disparaître vers les années 1985 malgré la description de ses effets bénéfiques [39-41]. Ces ventilateurs étaient également équipés de modes « partiels » qui autorisaient la ventilation spontanée du malade entrecoupée de cycles contrôlés. L'objectif était la préparation du sevrage et la diminution de la pression endothoracique moyenne et donc du retentissement circulatoire. Le principe de l'*Intermittent Mandatory Ventilation* (IMV) proposée en 1973 par Downs consistait à intercaler dans les cycles de ventilation spontanée, un cycle imposé par le ventilateur initialement de type contrôlé puis de type assisté-contrôlé (SIMV) [42]. La *Mandatory Minute Volume* (MMV) dont le principe, un peu différent, imposait au malade de ventiler au-delà d'une Vmin minimale en dessous de laquelle le mode assisté-contrôlé était réactivé. La MMV a été la première boucle d'asservissement de la ventilation mécanique [43]. La *Carbon Dioxide Mandatory Ventilation* (CO₂MV) était une variante de la MMV, basée sur le contrôle de la FR et d'une valeur minimale et maximale de la concentration de gaz carbonique de fin d'expiration [44]. Si, sans aucune preuve de leur efficacité, l'IMV et la MMV ont été introduites dans la quasi-totalité des ventilateurs, la MVCO₂ n'eut, quant à elle, aucun succès.

Des modes partiels à l'aide inspiratoire

Vers les années 1980, l'idée se fit jour que la ventilation mécanique ne devait plus se concevoir comme une prothèse ventilatoire mais comme une aide ou un support à la ventilation normale. Le problème technique était d'améliorer la synchronisation entre l'effort du malade et l'insufflation du ventilateur. La solution fut apportée par les servovalves qui ont permis d'améliorer l'asservissement de l'ouverture de la valve inspiratoire proportionnellement – ces valves sont

aussi dites proportionnelles – à la différence de pression entre une pression préréglée, dite pression de référence et la pression inspiratoire instantanée. Plus l'effort du malade est important, plus cette différence augmente et plus la valve s'ouvre. Le malade est alors récompensé par une augmentation du débit. On ne trouve pas de trace de la première publication technique du premier mode utilisant cet asservissement initialement baptisé *assisted spontaneous breathing* puis *pressure support* puis en français « l'aide inspiratoire » (AI). Les réanimateurs ont été vite conquis par la synchronisation entre l'effort du malade et la délivrance du débit par la machine et la liberté donnée au malade de régler sa fréquence ventilatoire, son débit inspiratoire et son VT. L'aide inspiratoire sera le premier mode de ventilation à faire l'objet d'une vraie évaluation physiopathologique et clinique par la mesure du travail ventilatoire [45] et l'appréciation de la fatigue musculaire [46]. Brochard, Harf et al. [47] puis Brochard, Rauss et al. démontreront la supériorité de l'AI sur la ventilation assistée-contrôlée ou l'IMV, au cours du sevrage [48]. L'introduction des microprocesseurs permettra ensuite d'améliorer considérablement le fonctionnement des valves proportionnelles et sera responsable de l'efflorescence de modes de ventilation en pression préréglée pour la plupart dérivés de l'AI. Faute de nomenclature, chaque constructeur labellera « son mode » selon sa fantaisie. On souffre encore aujourd'hui de l'absence de classification internationale de ces modes de ventilation. Les modes à pression préréglée ont fait l'objet de beaucoup d'études qui ont tenté sans succès de démontrer leur supériorité sur les modes à débit préréglé. L'absence de différence était liée au fait que le critère de jugement retenu dans la majorité de ces études était l'amélioration des gaz du sang [49]. La reconnaissance des effets iatrogènes de la ventilation mécanique a mis en valeur d'autres critères tels que le retentissement hémodynamique, la durée de la ventilation et les infections nosocomiales.

Les effets iatrogènes de la VM

À partir des années 1980 sera franchi le dernier grand pas avec la description des effets indésirables de la ventilation mécanique, barotraumatisme, volotraumatisme, retentissement circulatoire et risque infectieux. La toxicité de l'O₂ reconnue depuis les années 1960 fut longtemps avec le barotraumatisme les seules complications redoutées [50]. Le barotraumatisme était décrit [51] comme l'ensemble des complications résultant d'une augmentation de la pression alvéolaire responsable de ruptures de la paroi avéolocapillaire et du passage de l'air dans l'espace pleural. La sédation profonde et souvent la curarisation étaient le moyen de limiter le barotraumatisme en adaptant le malade à sa machine. En 1984, Bolton fournit une explication aux difficultés de sevrage rencontrées chez beaucoup de malades en décrivant les neuropathies de réanimation [52]. Dreyfuss, Soler et al. démontrèrent en 1988 le lien entre les hauts volumes courants et lésions pulmonaires [53]. Reprenant les travaux de Cournand, Motley et al. en 1948 [54], puis Jardin, Farcot et al. documentèrent le retentissement hémodynamique, bénéfique ou délétère, des hautes pressions endothoraciques [55]. Enfin, curieuse-

ment, la complication la plus fréquemment observée, l'infection pulmonaire nosocomiale ne fut rattachée à la durée de la ventilation mécanique qu'en 1999 [56]. Dès lors l'objectif prioritaire de la ventilation mécanique devint de ne pas nuire au malade. L'hypoventilation contrôlée *Without attempting to restore an adequate alveolar ventilation*, fut préconisée par Darioli en 1984 [57] dans l'état de mal asthmatique et devint « l'hypercapnie permissive » dans le SDRA [58]. C'est de cette idée de « stratégie ventilatoire protectrice » [59] que découleront toutes les recommandations actuelles, du décubitus ventral [60] qui permet l'amélioration des échanges au prix d'une ventilation moins agressive, à la ventilation non invasive [61] durant laquelle est appliquée ce qui est devenue une « assistance inspiratoire au masque » [62], en passant par le retour au sevrage sur pièce en T qui permet de réduire la durée de la ventilation [63].

Le futur

De quoi le futur sera-t-il fait ? Il est difficile de répondre à cette question tant les progrès technologiques ont été et seront encore rapides et du fait que l'histoire nous apprend que l'innovation technologique a souvent précédé l'expression du besoin clinique. L'informatique permet l'implémentation facile de boucles de rétrocontrôle et elles se sont donc multipliées sans réelle évaluation de leur pertinence clinique [64]. Une seule a fait l'objet aujourd'hui d'une validation probablement parce qu'elle répond à un besoin évalué et à un objectif précis [65].

Une pause technologique serait probablement la bienvenue qui permettrait d'identifier les problèmes qui se posent avec une acuité croissante. Parmi ceux-ci, le problème éthique nous renvoie singulièrement cinq siècles en arrière à A. Vésale à qui la menace du bûcher refusa le pouvoir de rendre la vie. Si les formidables progrès de la VM permettent aujourd'hui de prolonger toute vie, la question posée n'est plus du pouvoir de réanimer mais de savoir quand ne plus le faire [66,67]. La réponse ne sera pas technologique.

Remerciements

Je remercie pour leur aide et assistance dans la recherche des articles, documents et illustrations ayant servis de support à ce travail : Roger Gay, professeur honoraire de réanimation médicale (Limoges), Philippe Scherpereel, professeur d'anesthésie-réanimation (Lille), Marie-Christine Chambrin, chercheur à l'Inserm et Patrick Kemp, association du musée du CHU de Lille.

Références

- [1] Engström CG. Treatment of severe cases of respiratory paralysis with the Engström universal ventilator. *BMJ* 1954;2:666-9.
- [2] Gay R. Réanimation et ventilation artificielle. *Survivance historique jusqu'en 1950*. *Cah Anesthesiol* 2005;53:231-48.
- [3] Hooke R. An account of an experiment made by Mr Hooke of preserving animals alive by blowing through their lungs with bellows. *Phil Trans Roy Soc (London)* 1967;2:539-40.
- [4] Colice GL. Historical perspectives on the development of mechanical ventilation. In: Tobin MJ, editor. *Principles and*

- practise of mechanical ventilation. New York: McGraw-Hill; 1994. p. 1-36.
- [5] Lavoisier LA. Expériences sur la respiration des animaux et sur les changements qui arrivent à l'air en passant par leur poumon. *Hist Acad Roy Sci (Paris)* 1780;185-94.
 - [6] Mörch ET. History of mechanical ventilation. In: Kirby RR, Smith RA, Desautels DA, editors. *Mechanical ventilation*. New York: Churchill Livingstone; 1985. p. 1-58.
 - [7] Leroy d'Etiolles J. Second mémoire sur l'asphyxie. *J Physiol Exper Path* 1828;8:97-135.
 - [8] Fell GE. Forced respiration. *JAMA* 1891;16:325-30.
 - [9] Woillez EJ. Note sur le spiroscope, appareil destiné à l'étude de l'auscultation, de l'anatomie et de la physiologie du poumon. *Bull Acad Med (Paris)* 1875;4:441.
 - [10] Woillez EJ. Du spiropneumate, appareil de sauvetage pour le traitement de l'asphyxie et principalement de l'asphyxie des noyés et des nouveau-nés. *Bull Acad Med (Paris)* 1876;5:611-27.
 - [11] Drinker P, Shaw LA. An apparatus for the prolonged administration of artificial respiration. *J Clin Invest* 1929;7:229-47.
 - [12] Ibsen B. The anaesthetist's point of view on the treatment of respiratory complications in poliomyelitis during the epidemic in Copenhagen, 1952. *Proc R Soc Med* 1954;47:72-4.
 - [13] Todisco T, Baglioni S, Eslami A, Scoscia E, Todisco C, Bruni L, et al. Treatment of acute exacerbations of chronic respiratory failure: integrated use of negative pressure ventilation and noninvasive positive pressure ventilation. *Chest* 2004;25:2217-23.
 - [14] Magnus HG. De la présence de l'oxygène, de l'azote et l'acide carbonique dans la théorie de la respiration. *Ann Sci Nat* 1837;8:79-96.
 - [15] Rostène W. Paul Bert, précurseur de la médecine des mers et des airs. *Pour la Science* 2006;346:7-11.
 - [16] Alluaume R. Le Pulmotor : un appareil pour la respiration assistée et contrôlée. *Anesth Anal* 1951;8:42-6.
 - [17] Historical background to automatic ventilation. In: Muschin WW, Rendell-Backer L, Thompson PW, Mapleson WW, editors. *Automatic ventilation of the lung*. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1980. p. 184-249.
 - [18] Bénichou G, Blecheler F, Cupa M. Relaxateur de volume : le RPR. In: *Anesthésie Réanimation. Travaux pratiques de physique*. Maloine; 1973. p. 125-49.
 - [19] Chopin C, Durocher A, Wattel F. Aspect techniques de la réanimation des états d'insuffisance respiratoire aiguë. In: *Encyclopédie médicochirurgicale*, Paris : 1978. 29-40.
 - [20] Cardinaud JP, Dumazeaud MM. Recherche des pressions optimales en ventilation artificielle. *Agressologie* 1971;12:141-6.
 - [21] Cournand A, Motley HL, Werko L, Richards DW. Physiological studies of the effects of intermittent positive pressure breathing on cardiac output in man. *Am J Physiol* 1948;152:162-79.
 - [22] Caramaz MP, Borges JB, Tucci MR, Okamoto VN, Carvalho CR, Kacmarek RM, et al. Paradoxical responses to positive end-expiratory pressure in patients with airway obstruction during controlled ventilation. *Crit Care Med* 2005;33:1519-28.
 - [23] Trémolières F. Critères de choix d'un respirateur. Principes généraux et éléments de décision. In: SRLF, editor. *Réanimation Médecine d'urgence*. Paris: Expansion Scientifique Française; 1983. p. 255-89 (Editeur).
 - [24] Severinghaus JW, Astrup PB. History of blood gas analysis. *Int Anesthesiol Clin* 1987;2:1-224.
 - [25] Astrup P. Laboratory investigations during treatment of patients with poliomyelitis and respiratory paralysis. *BMJ* 1954;62:780-6.
 - [26] Barach AL, Martin J, Eckman M. Positive pressure respiration and its application to the treatment of acute pulmonary edema. *Ann Intern Med* 1938;17:754-95.
 - [27] Jensens NK. Recovery of pulmonary fonction after crushing injury of the chest. *Dis Chest* 1952;22:319-46.
 - [28] Frumin MJ, Bergman NA, Holaday DA, Rackow H, Salnitre E. Alveolar-arterial difference during artificial respiration in man. *J Appl Physiol* 1959;14:694-700.
 - [29] Hashbaugh DG, Petty TL, Bigelow DB, Harris TM. Continuous-positive pressure breathing (CPPB) in adult respiratory distress syndrome. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1969;57:31-41.
 - [30] Suter PM, Fairley B, Isenberg MD. Optimum end-expiratory airway pressure in patients with acute pulmonary failure. *N Engl J Med* 1975;292:284-9.
 - [31] Thomas L, Robert D, Gérard M. Routine use of pressure-volume loops during mechanical ventilation. Determination of optimal combination of flow, tidal volume, and positive end-expiratory pressure. *Chest* 1979;75:743-5.
 - [32] Robert D, Lemaire F, Holzapfel L, Harf A, Amamou A, Blanc PL, et al. Rapport pression/volume thoracopulmonaire en condition statique chez les patients sous ventilation assistée. *Agressologie* 1980;21:105-12.
 - [33] Otis AB, Fenn OW, Rahn H. Mechanics of breathing in man. *J Appl Physiol* 1950;2:592-607.
 - [34] Rahn H. A concept of mean alveolar air and the ventilation-blood relationships during pulmonary gas exchanges. *Am J Physiol* 1949;158:21-30.
 - [35] Riley RL, Cournand A, Donald KW. Analysis of factors affecting partial pressures of oxygen and carbon dioxide in gas and blood of lungs; methods. *J Appl Physiol* 1951;4:102-20.
 - [36] West JB, Fowler KT, Hugh-Jones P, O'donnell TV. Measurement of the ventilation-perfusion ratio inequality in the lung by the analysis of a single expirate. *Clin Sci* 1957;16:529-47.
 - [37] The Siemens-Elema Servo ventilator 900. In: Muschin WW, Rendell-Backer L, Thompson PW, Mapleson WW, editors. *Automatic ventilation of the lung*. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1980. p. 770-5.
 - [38] Chopin C, Chambrin MC, Gosselin B, Durocher A, Wattel F. Définition et réalisation d'un système informatisé de monitoring de la ventilation artificielle. *Anesth Analg* 1979;36:417-21.
 - [39] Korkelia J. How to get the Engstrom respirator to sigh during anesthesia. *Anesthesiology* 1968;29:148-9.
 - [40] Housley E, Louzada N, Becklade NR. To sigh or not to sigh. *Am Rev Respir Dis* 1970;101:611-4.
 - [41] Fairley HB. The mechanical ventilation sigh is a dodo. *Respir Care* 1976;21:127-30.
 - [42] Downs JB, Klein EF, Desautels D, Modell JH, Kirby RR. Intermittent Mandatory Ventilation: a new approach to weaning patients from mechanical ventilation. *Chest* 1973;64:31-5.
 - [43] Hewlett AM, Platt AS, Terry VG. Mandatory minute volume. A new concept in weaning from mechanical ventilation. *Anaesthesia* 1977;32:163-9.
 - [44] Chopin C, Chambrin MC, Mangalaboyi J, Lestavel P, Fourrier F. Carbon dioxide mandatory ventilation (CO2MV): a new method for weaning from mechanical ventilation. Description and comparative clinical study with IMV and T. tube method in COPD patient. *Int J Clin Monit Comput* 1989;6:11-9.
 - [45] Campbell EM. *The respiratory muscle and the mechanics of breathing*. London: Lloyd-Luke Medical Book; 1958.
 - [46] Roussos CS, Macklem PT. Diaphragmatic fatigue in man. *J Appl Physiol* 1977;43:89-97.
 - [47] Brochard L, Harf A, Lorino H, Lemaire F. Inspiratory pressure support prevents diaphragmatic fatigue during weaning from mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis* 1989;139:513-21.
 - [48] Brochard L, Rauss A, Benito S, Conti G, Mancebo J, Rekik N, et al. Comparison of three methods of gradual withdrawal from ventilatory support during weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;150:896-903.

- [49] Campbell RS, Davis BR. Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation: does it matter? *Respir Care* 2002;47:416-24.
- [50] Nash G, Blennerhassett JB, Pontoppidan H. Pulmonary lesions associated with oxygen therapy and artificial ventilation. *N Engl J Med* 1967;276:368-74.
- [51] Kumar A, Pontoppidan H, Falke KJ, Wilson RS, Laver MB, Falke K. Pulmonary barotrauma during mechanical ventilation. *Crit Care Med* 1973;1:181-6.
- [52] Bolton CF, Gilbert JJ, Haln AF, Sibbald WJ. Polyneuropathy in critically ill patients. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1984;47:1223-31.
- [53] Dreyfuss D, Soler P, Basset G, Saumon G. High inflation pressure pulmonary edema. Respective effects of high airway pressure, high tidal volume and positive end-expiratory pressure. *Am Rev Respir Dis* 1988;137:1159-64.
- [54] Cournand A, Motley HL, Werko L, Dickinson W, Richards JR. Physiological studies of the effect of intermittent positive pressure breathing on cardiac output in man. *Am J Physiol* 1948;152:162-74.
- [55] Jardin F, Farcot JC, Boisante L, Curien N, Margairaz A, Bourdarias JP. Influence of positive end-expiratory pressure on left ventricular performance. *N Engl J Med* 1981;304:387-9.
- [56] Cook DJ, Walter SD, Cook RJ, Griffith LE, Guyatt GH, Leasa D, et al. Incidence of and risk factors for ventilator-associated pneumonia in critically ill patients. *Ann Intern Med* 1998;129:433-40.
- [57] Darioli R, Perret C. Mechanical controlled hypoventilation in status asthmaticus. *Am Rev Respir Dis* 1984;129:385-7.
- [58] Hickling KG, Henderson SJ, Jackson R. Low mortality associated with low volume pressure limited ventilation with permissive hypercapnia in severe adult respiratory distress syndrome. *Intensive Care Med* 1990;16:372-7.
- [59] Amato MB, Barbas CS, Medeiros DM, Magaldi RB, Schettino GP, Lorenzi-Filho G, et al. Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med* 1998;338:347-54.
- [60] Albert RK, Leasa D, Sanderson M, Robertson HT, Hlastala MP. The prone position improves arterial oxygenation and reduces shunt in oleic-acid-induced acute lung injury. *Am Rev Respir Dis* 1987;153:628-33.
- [61] Leger P, Jennequin J, Gaussorgues P, Robert D. Acute respiratory failure in COPD patients treated with non invasive intermittent ventilation with nasal mask. *Am Rev Respir Dis* 1988;1378:A63.
- [62] Brochard L, Isabey D, Piquet J, Amaro P, Mancebo J, Mes-sadi AA, et al. Reversal of acute exacerbations of chronic obstructive lung disease by inspiratory assistance with a face mask. *N Engl J Med* 1990;323:1523-30.
- [63] Ely EW, Baker AM, Dunagan DP, Burke HL, Smith AC, Kelly PT, et al. Effect on the duration of mechanical ventilation of identifying patients capable of breathing spontaneously. *N Engl J Med* 1996;335:1864-9.
- [64] Bruner JX. Principles and history of closed-loop controlled ventilation. *Respir Care Clin N Am* 2001;7:341-62.
- [65] Dojat M, Harf A, Touchard D, Lemaire F, Brochard L. Clinical evaluation of a computer-controlled pressure support mode. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;161:1161-6.
- [66] Snider GL. Historical perspective on mechanical ventilation. From life support system to ethical dilemma. *Am Rev Respir Dis* 1989;140:S2-7.
- [67] Ferrand E, Robert R, Ingrand P, Lemaire F, French LATAREA Group. Withholding and withdrawal of life support in intensive-care units in France: a prospective survey. French LATAREA Group. *Lancet* 2001;357:9-14.