

# Table de matières

Résumé.....	iii
Abstract .....	iv
Table de matières.....	vi
Liste des tableaux.....	ix
Liste des figures .....	x
Remerciements .....	xii
Avant-propos .....	xiii
Contributions .....	xiv
Abbreviations.....	xv
Introduction générale .....	1
Définition des principales notions utilisées.....	4
<b>Chapitre 1 .....</b>	<b>15</b>
Histoire de la ventilation mécanique .....	15
1.1 Brève histoire de la ventilation mécanique .....	16
1.2 La nécessité d'automatisation de la ventilation mécanique.....	22
1.3 Hypothèses et objectifs de la thèse.....	26
<b>Chapitre 2 .....</b>	<b>28</b>
La ventilation protectrice.....	28
2.1 La notion de la ventilation protectrice .....	29
2.2 Lésion pulmonaire induite par le ventilateur (VILI) .....	29
2.3. La ventilation protectrice chez des patients avec SDRA et chez les patients sans lésion pulmonaire ..	31
2.4. Obstacles à l'implémentation de la ventilation protectrice .....	37
2.4.1 Obtenir la taille des patients sous ventilation mécanique .....	37
2.4.2 Formule pour calculer le poids prédit.....	38
2.5. La notion et le rôle du poids prédit chez les patients sous ventilation mécanique.....	39
2.6 Les éléments essentiels pour l'automatisation du volume courant.....	39
<b>Chapitre 3 .....</b>	<b>40</b>
Mesure de la taille du patient et calcul du poids prédit .....	40
3.1 Introduction.....	41
3.1.1. Comment mesure-t-on la taille chez les patients sous ventilation mécanique .....	41
3.2 Les problèmes liés à la mesure des patients alités .....	42
3.3 Les mesures alternatives pour déterminer la taille .....	43

3.4. Méthode alternative à partir de la jambe (méthode de Chumlea).....	47
3.5. Méthode alternative en mesurant l'avant-bras.....	48
3.6. Les problèmes liés à la mesure des femmes et des patients de petite taille .....	49
3.7. Méthodologie de l'étude comparant les méthodes usuelles et les méthodes alternatives pour obtenir la taille chez les patients alités .....	50
a. Sélection des patients.....	50
b. Mesure de la taille des patients avant la chirurgie .....	50
c. Mesure de la taille après la chirurgie .....	52
d. Analyse statistique des méthodes de mesure de la taille des patients .....	52
3.8. Résultats de la comparaison entre les méthodes de mesure de la taille.....	52
a. Patients inclus dans cette étude .....	52
b. Différences entre la taille de référence, la taille mesurée par la méthode du ruban et la taille trouvée par la méthode de l'estimation visuelle .....	55
c. Autres techniques utilisées: la taille dérivée de la longueur de la jambe et de l'avant-bras.....	58
3.9 Discussion .....	60
<b>Chapitre 4 .....</b>	<b>64</b>
Mesure optique de la taille.....	64
4.1 Introduction.....	65
4.2 La méthode de Chumlea automatisée pour mesurer la taille des patients alités.....	66
4.3 Les méthodes pour l'automatisation de la mesure de la taille des patients.....	66
4.3.1 Bumblebee et la méthode pour détection des cibles de mesure .....	68
4.3.2 Méthode sous Windows.....	70
4.3.3 iPod/iPhone .....	73
4.4 Méthodologie de l'étude pour l'évaluation des mesures optiques de la taille .....	79
4.4.1. Méthode d'application Windows et iAnthropometer II: .....	80
a. Analyse statistique.....	81
b. Les autres mesures avec le programme iAnthropometerII .....	86
4.5 Discussion .....	90
<b>Chapitre 5 .....</b>	<b>92</b>
Algorithme pour diminuer le volume courant en maintenant la ventilation alvéolaire: SmartARDS.....	92
5.1 Introduction.....	93
5.2 Matériel et méthodes.....	96
5.2.1 Protocole.....	98
5.2.3 Formules utilisées.....	99
5.2.4 Analyse statistique.....	100

5.3 Résultats .....	101
5.4 Discussion .....	107
5.5 Conclusion.....	110
5.6 Autres utilisations possible de l'algorithme SmartARDS .....	111
<b>Chapitre 6 .....</b>	<b>116</b>
Perspective de la ventilation automatisée et la mesure optique & Love for all (Low tidal volume for all patients).....	116
6.1 Perspective de la ventilation automatisée et la mesure optique & Love for all (Low tidal volume for all patients).....	117
<b>Chapitre 7 .....</b>	<b>119</b>
Discussion générale à la thèse.....	119
7.1 Discussion générale.....	120
7.2 Une taille précise des patients est difficile à obtenir .....	121
7.3 Impact des erreurs de mesure de la taille sur les volumes délivrés.....	123
7.4 Limitations.....	125
<b>Références .....</b>	<b>126</b>
<b>Annexe.....</b>	<b>135</b>
Article I .....	136
Mechanical ventilation with advanced closed-loop systems.....	136
Article II .....	139
Comparison of usual or alternative methods to measure patient's height in mechanically ventilated patients: potential impact on protective ventilation.....	139
Article III .....	142
Evaluation of a new tool to measure patient's height during mechanical ventilation: Impact on protective ventilation implementation of iAnthropometer II.....	142
Article IV .....	145
Validation of an algorithm to decrease the tidal volume with maintenance of the alveolar ventilation.....	145

## Liste des tableaux

Tableau 1.1 Définition de la sévérité du SDRA.....	14
Tableau 3.1 Différence entre le poids prédit sur la taille de référence et sur la base des autres moyens de mesure. ....	53
Tableau 3.2 Comparaison des valeurs de référence et les autres méthodes de mesure de la taille du patient. ....	54
Tableau 4.1 Le delta de la valeur maximale entre la méthode de référence et les 3 autres méthodes de mesure.....	83
Tableau 5.1 Données démographiques et physiologiques avant la réduction du volume courant.....	101
Tableau 5.2 Réglages du ventilateur avant et après modification du Vt et propositions par le programme SmartARDS .....	102
Tableau 5.3 Gaz artériels et température .....	103

## Liste des figures

Figure 1.1 : Les tâches pour l'automatisation du ventilateur.....	3
Figure 1.2 : Réglages typiques du ventilateur en ventilation contrôlée (en haut) et assistée (en bas).....	6
Figure 1.3 : d'après Angus et al. ....	23
Figure 2.1 : Les effets de la ventilation à volumes courants élevés sur un poumon agressé. ....	30
Figure 2.2 : Aspect macroscopique des poumons de rat après une ventilation mécanique.....	31
Figure 2.3 : Modèle statistique de régression logistique non paramétrique.....	34
Figure 3.1 : Segments de mesure des membres du corps.....	44
Figure 3.2 : Mesure de la jambe (indice de Chumlea) pour calculer la taille des patients.....	47
Figure 3.3 : Charte pour déterminer la taille du patient en connaissant la taille de son avant-bras.....	48
Figure 3.4 : Différentes méthodes pour obtenir la taille du patient.....	51
Figure 3.5 : La corrélation entre la taille à la toise (Référence) avec les autres méthodes de mesure alternatives.....	56
Figure 3.6 : L'impact de l'erreur de mesure de la taille sur la mise en œuvre de la ventilation protectrice.....	57
Figure 3.7: Les graphes de Bland et Altman - comparaison de la valeur de référence pour la mesure de la taille avec les différents méthodes.....	59
Figure 4.2 : La référence de 20 cm pour fixer le coefficient de grandissement dans l'image.....	66
Figure 4.1 : Le camera BumbleBee2.....	68
Figure 4.3 : Menu principal et les choix pour déterminer la taille.....	74
Figure 4.4 : Option quand la taille est connue.....	75
Figure 4.5 : L'option quand l'indice de Chumlea est connu.....	76
Figure 4.6 : La taille est inconnue.....	77
Figure 4.7 : Points à définir sur l'image.....	78
Figure 4.8 : Validation des points de Chumlea et les références.....	78
Figure 4.9 : Les résultats trouvés par l'application.....	79
Figure 4.10 : La photo présente la méthode de Chumlea pour déterminer la taille du patient aux soins intensifs.....	81
Figure 4.11.a : Représentations de Bland et Altman entre la valeur de référence pour la mesure de la taille et iAnthropometerII (Windows).....	84
Figure 4.11.b : Représentations de Bland et Altman entre la valeur de référence pour la mesure de la taille et iAnthropometerII (iPod).....	85
Figure 4.12 : Photo de la jambe avec iPhone à côté de la ventilation mécanique (décalage par rapport à la mesure).....	86
Figure 4.13 : L'avant-bras de patient en face d'iPhone.....	88
Figure 4.14 : L'avant-bras à côté de la ventilation mécanique.....	88
Figure 4.15: Représentations de Bland et Altman entre la valeur de référence pour la mesure de la taille et iAnthropometerII (Windows) à côté de la ventilation mécanique.....	89
Figure 5.1 : L'interface d'utilisateur du programme SmartARDS.....	95
Figure 5.2 : Recrutement des patients.....	97
Figure 5.3 : Données individuelles pour la variation de la PaCO <sub>2</sub> après diminution du volume courant.....	104

Figure 5.4 : Variations de la PaO <sub>2</sub> pour Vt initial >12ml/Kg (* P <0.05 (a)) et Vt initial < 12 ml/kg (b) .....	105
Figure 5.5 : Variation de la PaO <sub>2</sub> en fonction de la diminution du volume courant .....	106
Figure 5.6 : Impact de l'espace mort relié au système d'humidification sur la ventilation alvéolaire à différentes fréquences respiratoires au cours de la VNI. ....	112
Figure 5.7 : Impact de l'espace mort relié au système d'humidification sur la ventilation alvéolaire à différentes fréquences respiratoires chez un patient intubé.....	113
Figure 5.8 : Impact de l'espace mort relié au système d'humidification sur la ventilation alvéolaire à différentes fréquences respiratoires au cours de la VNI. ....	114
Figure 5.9 : Impact de l'espace mort relié au système d'humidification sur la ventilation alvéolaire à différentes fréquences respiratoires chez un patient intubé.....	115

## Remerciements

**À mon directeur de recherche, Dr François Lellouche.** François, tu as mis des lumières à ma flamme de recherche. Tu es un homme extraordinaire autant que médecin, chercheur et même en dehors de travail. Je n'aurais pas pu imaginer de réussir et faire mes études de doctorat sans ton aide et ton support. Je te remercie de ta présence, de ton aide et avant tout d'être un directeur et une personne unique.

**À mes grands amis et collègues Pierre-Alexandre Bouchard, Carmelle Bouchard, Maude Bergeron-Duchesne, Dr Jed Lipes, Marie-Claude Ferland, et Dr Abel Vanderschuren.** Sans vous et votre présence, mon passage au doctorat n'aurait jamais été le même. Vous méritez tout le meilleur du monde. Je vous le souhaite pleinement.

**À vous, chers patients.** Pendant ces 3 années, sans votre aide, ce projet de doctorat n'aurait jamais pu être réalisé. L'avenir vous sourira bientôt, je vous le souhaite de tout mon cœur.

**À vous ma chère mère et mon cher frère.** Vous êtes ma raison de vivre. Ces 10 dernières années de ma vie se sont passées sans être à côté de vous. Sachez- le que, sans vos encouragements, je n'aurais jamais réussi mon doctorat. Vous êtes les personnes que j'aime le plus dans ce monde et vous comptez beaucoup pour moi. Je te souhaite, Maman, du bon temps à la retraite et en pleine santé. Et à toi mon frère, je te souhaite une vie pleine d'amour et de succès. Je vous aime très fort.

**Finalement, et non le moindre, à toi mon père.** Ta place est verte parmi nous. Je sais que tes prières ont été toujours avec moi. J'ai essayé de réaliser tes rêves et j'espère que je l'ai bien fait.

## Avant-propos

Le thème général de cette thèse est centré sur l'utilisation de technologies innovantes pour tenter de diminuer les complications de la ventilation mécanique. Cette thèse commence dans le **Chapitre 1** par une introduction générale pour définir les termes utilisés et en particulier le syndrome de détresse respiratoire de l'adulte et la ventilation mécanique. Dans le **Chapitre 2**, nous décrivons le problème de la sous-estimation de la taille des patients, qui n'est souvent pas disponible pour déterminer les réglages optimisés au cours de la ventilation artificielle (et en particulier le volume courant). Nous décrivons pourquoi nous nous sommes orientés vers une mesure automatisée de la taille. Cette partie se termine par un chapitre de livre auquel j'ai participé et qui démontre l'importance de la ventilation automatisée dans le futur et les raisons qui mèneront à son développement. L'évaluation des différentes méthodes pour mesurer la taille des patients est présentée au **Chapitre 3** suivi de mon premier article. Dans cet article nous avons conclu qu'une méthode alternative était pertinente pour trouver déterminer la taille des patients alités sous ventilation mécanique. Plus spécifiquement, nous avons démontré que la mesure d'un segment de membre comme la jambe est très bien corrélée à la taille des patients et est plus facile à mesurer que directement la taille du patient dans son lit. La méthode d'automatisation de cette mesure alternative pour déterminer la taille est expliquée au **Chapitre 4**. Le deuxième article porte sur l'évaluation clinique de la méthode automatisée innovante que nous avons développée pour déterminer la taille des patients et les réglages optimaux chez les patients sous ventilation mécanique. Je décris ensuite au **Chapitre 5** un algorithme que j'ai développé qui permet de diminuer le volume courant en maintenant la ventilation alvéolaire constante suivi de notre troisième article. Cet algorithme et son programme informatisé sont présentés sous le nom **SmartARDS**. Une discussion générale constitue le **chapitre 6**. Elle reprend les principales conclusions, discute l'impact de la thèse et discute les limites possibles de nos études. La thèse se termine par le **Chapitre 7** sur une perspective pour l'utilisation de notre outil au cours de la ventilation mécanique pour réduire les volumes courants chez tous les patients ventilés (description du programme de recherche, « Love for All » : Low tidal volume for all). Les articles sont présentés dans la partie Annexe sous les chapitres **7, 8,9** et **10**. L'objectif est finalement, en connaissant la taille des patients, d'optimiser les réglages du ventilateur et en particulier des volumes courants pour réduire les lésions induites par la ventilation artificielle.



## Contributions

Ces projets présentent les principaux thèmes de ma thèse de doctorat. Ma thèse de doctorat est basée sur le développement de nouveaux outils pour l'amélioration et l'automatisation des réglages de la ventilation mécanique.

## Abbreviations

ALI : Acute lung injury

ARDS : *Acute respiratory distress syndrome*

ASV: Adaptative support ventilation (ventilation adaptative) BMI: Body mass index

FiO<sub>2</sub> : Fraction inspirée d'oxygène

Fr: Fréquence respiratoire

IMC: Indice de masse corporelle

MV: Mechanical ventilation ng:

nanogram

PaCO<sub>2</sub> : Pression partielle artérielle de dioxyde carbone

PaO<sub>2</sub>: Pression partielle artérielle d'oxygène

PEEP: Pression expiratoire positive (Positive end expiratory pressure)

PEP : Pression expiratoire positive

PIT: Poids idéal théorique

RR: Respiratory rate

SDRA: Syndrome de détresse respiratoire aiguë

USI: Unité de soins intensifs VA:

Ventilation alvéolaire VD: espace

mort

Vt: Volume courant

## Introduction générale

D'importantes avancées ont été réalisées au cours des dernières décennies dans le traitement des patients avec un *Syndrome de détresse respiratoire aigu* (SDRA) (1-4). Après la démonstration dans des études animales (5-7) et plusieurs études humaines que les volumes courants ( $V_t$ ) élevés augmentent la mortalité chez des patients avec SDRA, plusieurs études récentes ont démontré également un impact négatif des volumes courants élevés chez les patients sans SDRA (groupe le plus nombreux) (8-15). Il y a donc de plus en plus d'arguments pour dire que les volumes courants élevés devraient être évités chez la majorité des patients sous ventilation mécanique et pas uniquement dans le sous-groupe des patients les plus sévères.

Par ailleurs, bien qu'il existe des pratiques exemplaires supportées par les données probantes, il est bien connu que la mise en application de ces pratiques est très complexe à réaliser (16-21) en particulier pour la ventilation mécanique. La science du transfert des connaissances étudie les facteurs qui pourraient favoriser cette mise en application des pratiques exemplaires. Pour ce qui concerne les réglages du volume courant, bien que les études animales et cliniques soient claires et qu'elles démontrent que les volumes courants élevés augmentent la mortalité au cours du SDRA, le respect de ces recommandations n'est pas optimal (22-28).

De nombreuses barrières ont été identifiées pour expliquer la difficulté de mettre en place ces recommandations (29-31). Les barrières retrouvées par Rubenfeld étaient la crainte des médecins à abandonner le contrôle des réglages du ventilateur, la difficulté de reconnaissance du SDRA, et les perceptions des médecins concernant les contre-indications à utiliser de faibles volumes courants. En particulier, il existait une inquiétude quant au possible inconfort du patient lié aux petits volumes, à la tachypnée et il existait des préoccupations concernant l'hypercapnie, l'acidose et l'hypoxémie (29, 30). Nous pensons que l'absence de connaissance de la taille et que les formules complexes pour calculer le poids prédit sont des barrières supplémentaires.

En conséquence, il existe encore un nombre important de patients avec SDRA ventilés avec des volumes courants trop élevés (32).

De plus, le problème est certainement sous-estimé puisqu'il a été démontré qu'il existe un retard pour établir le diagnostic du SDRA et une sous-évaluation du nombre de patients qui rencontrent les critères (33, 34).

Pour aider à mettre en œuvre les recommandations concernant la réduction des volumes courants, nous pensons que le développement de nouveaux outils et l'intégration de ces outils à l'automatisation de la ventilation mécanique seront utiles pour les cliniciens. En effet, il existe un véritable bouleversement dans le domaine de la ventilation mécanique depuis quelques années avec l'automatisation de certaines tâches. Depuis quelques années, plusieurs systèmes ont été développés pour régler automatiquement certains paramètres majeurs du ventilateur sans intervention humaine comme la pression utilisée pendant la phase inspiratoire, l'application automatique des protocoles de sevrage ventilatoire ou la fréquence des cycles de ventilation délivrés aux patients (34-36). De plus, ce virage anticipe un autre bouleversement: le doublement prévu du nombre de patients nécessitant la ventilation mécanique d'ici à une quinzaine d'années (37-40).

Il existe un réel besoin d'automatiser le plus de processus de soins possibles étant donné la pression démographique à venir sur le système de santé. Il existe aussi d'autres arguments pour soutenir le développement de ces systèmes. En premier lieu, ces systèmes automatisés sont les seuls ayant démontré des avantages cliniques en terme de réduction de la durée de ventilation mécanique, de séjour aux soins intensifs ou de réduction de la charge de travail (12, 41, 42).

Ce projet de recherche de doctorat est centré sur un projet plus global d'automatisation des tâches pour les réglages du ventilateur (Fig. 1.1).

## Étapes pour automatiser la ventilation

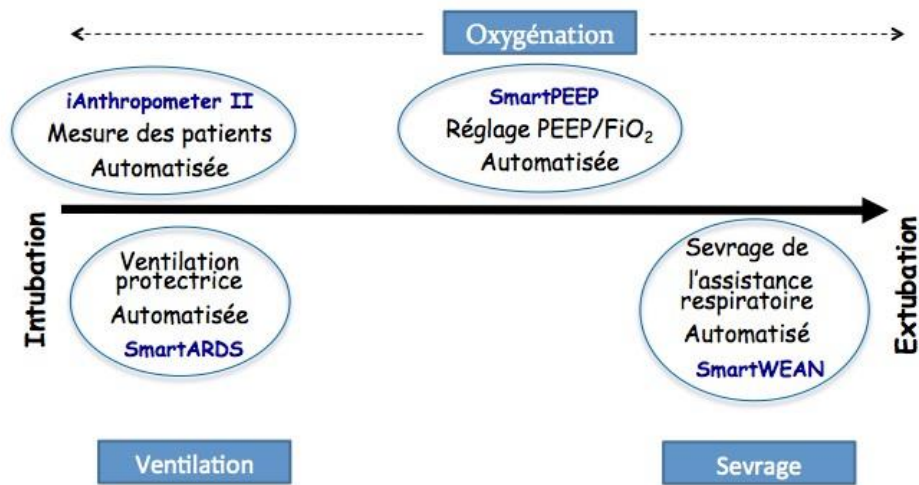


Figure 1.1 Les tâches pour l'automatisation du ventilateur.

Nous nous sommes concentrés sur la première phase de la ventilation en ventilation contrôlée: la réalisation d'un système permettant de diminuer automatiquement les volumes courants chez les patients sous ventilation mécanique (chez ceux ayant un SDRA ainsi que chez les patients sans SDRA). Dans cette optique, nous nous sommes concentrés sur un aspect encore négligé et qui nous apparaît central : la réalisation de la mesure automatisée de la taille des patients à distance basée sur le traitement d'image. Il faut noter que la taille des poumons est en rapport direct avec la taille réelle des patients (43), ce qui en fait un paramètre physiologique majeur au cours de la ventilation artificielle et qui nous paraît souvent négligé. Le système innovant que nous avons développé devrait permettre d'éviter l'utilisation de volumes courants trop élevés et ses conséquences (aggravation ou induction d'un SDRA suite au baro/volo-traumatisme relié aux volumes/pressions pulmonaires élevés).

Pour commencer et afin de clarifier notre objectif pour ce projet de recherche, il est important de définir les termes et certaines expressions utilisées dans ce travail.

## Définition des principales notions utilisées

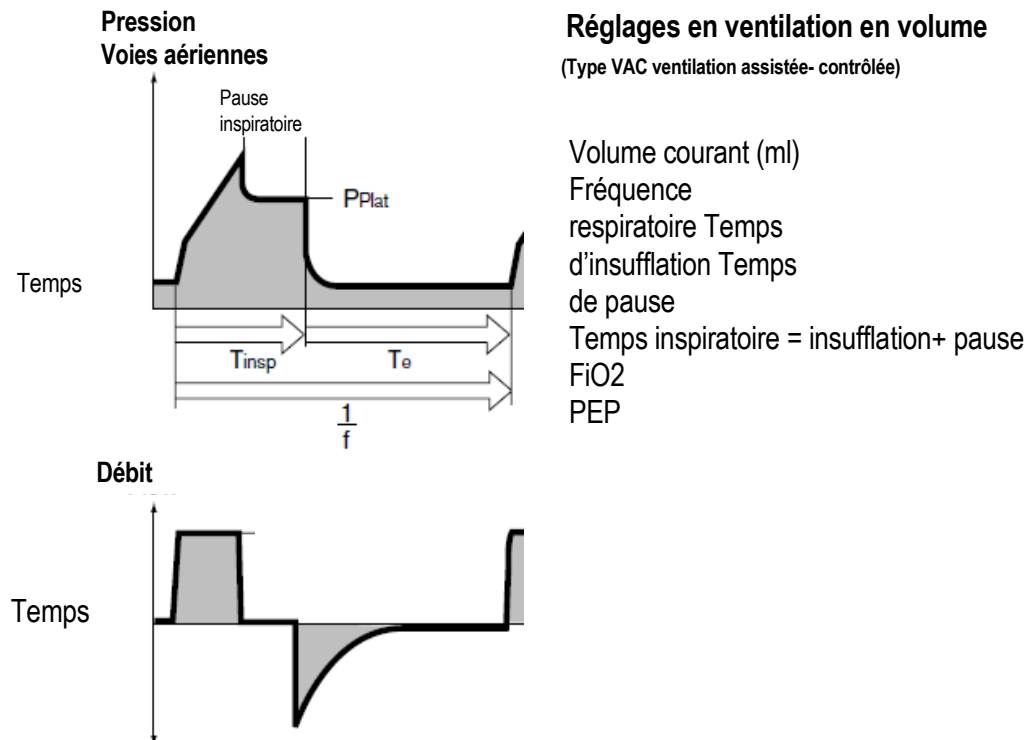
### Définition de la ventilation mécanique

La ventilation mécanique consiste à **suppléer** ou **assister** la respiration spontanée à l'aide d'un appareil nommé **ventilateur ou respirateur artificiel**. En effet, la ventilation artificielle est délivrée le plus souvent dans un contexte de soins critiques (médecine d'urgence, soins intensifs ou intermédiaires) et d'anesthésie, mais il est possible également d'administrer un support respiratoire par ventilation artificielle à domicile chez des patients porteurs d'une insuffisance respiratoire chronique. Un **respirateur artificiel** est un appareil médical d'assistance **respiratoire**, qui vise à assurer une ventilation artificielle des poumons à un malade au cours d'une chirurgie ou dans tout autre état entraînant un coma, en cas d'insuffisance respiratoire ou au cours d'un état de choc.

Pour un patient ayant des problèmes respiratoires avec un déficit ventilatoire ou tout simplement quand ses poumons ne sont plus capables d'apporter l'oxygène ou de rejeter le gaz carbonique du sang artériel, l'utilisation de la ventilation mécanique est requise. Plus de 60% des patients qui ont été admis aux soins intensifs auront besoin de la ventilation mécanique (44). Les objectifs de la ventilation artificielle sont donc de suppléer à la fonction respiratoire (apport d'oxygène et rejet du gaz carbonique) avec un support total (ventilation contrôlée) ou un support partiel (ventilation assistée) permettant de réduire le travail respiratoire des patients.

### Les réglages principaux de la ventilation mécanique

Les objectifs principaux de la ventilation mécanique sont d'assurer l'oxygénation satisfaisante ainsi que l'élimination du gaz carbonique, avec un support total (ventilation contrôlée) ou un support partiel (ventilation assistée) (Figure 1.2).



## Réglages en ventilation en pression

(Type ventilation assistée en aide inspiratoire (VSAI))

Pression d'assistance Déclenchement  
inspiratoire Pressurisation

Cyclage expiratoire

FiO<sub>2</sub>

PEEP

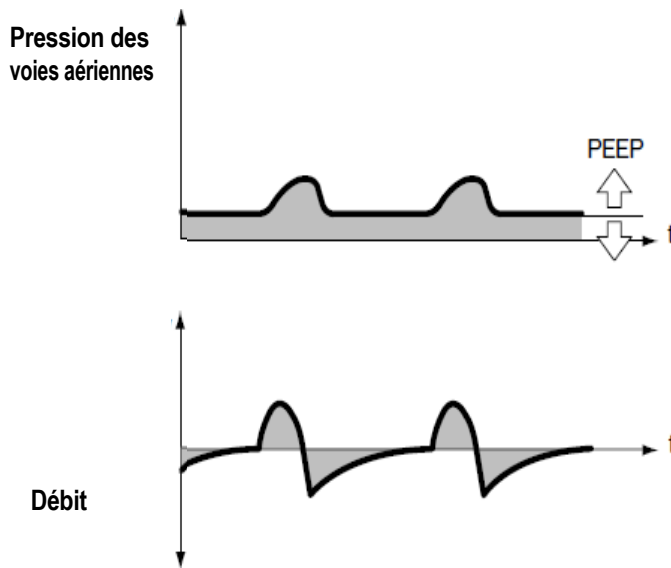


Figure 1.2 Réglages typiques du ventilateur en ventilation contrôlée (en haut) et assistée (en bas)

Par exemple, dans le cas de la ventilation spontanée assistée, à chaque inspiration du patient détectée par le ventilateur, une assistance inspiratoire (le plus souvent en pression comme au cours de l'aide inspiratoire) résulte en un certain volume de gaz qui va entrer dans les poumons (volume courant inspiré) et un volume de gaz équivalent sortira de façon passive grâce aux propriétés élastiques du poumon et de la paroi thoracique (volume courant expiré). En ventilation assistée, le volume délivré au patient dépendra des réglages du niveau d'assistance respiratoire, mais aussi de la mécanique respiratoire (compliance et résistance) et de l'effort du patient. Au cours de la ventilation contrôlée (qui nous intéresse plus particulièrement ici), le volume délivré au patient sera déterminé principalement par les réglages réalisés par le clinicien qui règle directement le volume courant (en ventilation contrôlée ou assistée contrôlée). Pour arriver à ce but, il faut régler certains paramètres par rapport aux caractéristiques du patient comme :



i. **Le volume courant** ( $V_t$ ) délivré au patient par rapport du poids prédit ce qui est l'objet central de cette thèse.

Les études ayant évalué l'impact du volume courant remontent aux premières années de la ventilation artificielle. Publiée en 1963, l'étude de Bendixen et al. dont nous parlerons beaucoup a tenté de prouver qu'il fallait utiliser de grands volumes courants pour prévenir l'atélectasie (45). Cette étude a eu une influence très importante sur les pratiques et les réglages ventilatoires pendant de nombreuses années et était encore référencée dans les éditions de 2000 et 2005 du manuel de référence des anesthésistes, le « Miller ». Il a fallu de nombreuses années pour démontrer les risques associés à ces volumes courants élevés.

Actuellement, au cours du SDRA, il est préconisé de régler le volume courant à 6 à 8 ml/kg de poids prédit, mais d'autres auteurs préconisent surtout d'éviter les volumes courants élevés (habituellement considérés comme  $> 10\text{ml/Kg}$  de poids prédit) et de maintenir une pression de plateau inférieure à 30  $\text{cmH}_2\text{O}$ .

Nous discuterons plus loin cette différence d'interprétation des résultats des études sur l'influence des  $V_t$  au cours du SDRA (1, 3, 36, 45-48). Certains auteurs insistent surtout sur l'importance des autres marqueurs (la pression de plateau, la tension, le stress) pour guider les réglages du volume courant (49-54). Par ailleurs, la pression de plateau elle-même a des limites et il n'y a pas de valeur « idéale » de pression de plateau maximale.

Hager et al. ont démontré qu'il n'existe pas une valeur de pression de plateau sécuritaire pour tous les patients atteints du SDRA (55). Il est habituellement recommandé de maintenir la pression de plateau inférieure à 30  $\text{cmH}_2\text{O}$  (certains auteurs vont même jusqu'à 35  $\text{cmH}_2\text{O}$ , en particulier chez les patients ayant une baisse de la compliance abdominale ou thoracique estimée). Cette étude suggère que la limite habituellement recommandée (30-35  $\text{cmH}_2\text{O}$ ) n'est pas forcément sécuritaire pour tous les patients et que le seuil optimal de pression de plateau n'est pas défini. En effet, dans cette étude qui a analysé les données de 4 grands essais multicentriques comparant deux volumes courants dans le SDRA, l'étude des quartiles de pression de plateau a démontré que plus la pression de plateau était basse, meilleure était la survie.

Cette idée a été renforcée par la nouvelle notion introduite récemment par Amato et al. qui ont analysé les données individuelles provenant de neuf études randomisées conduites chez des patients ayant un

SDRA. Ils ont démontré que les variations de pression motrice « driving pressure » ( $V_t/Crs$  ou Pression de plateau-PEEP chez les patients qui ne font pas d'effort respiratoire) induites par les changements de réglages étaient un paramètre encore plus important que le volume courant ou les autres pressions de ventilation pour prédire la mortalité des patients avec un SDRA (56). Dans cette étude, même chez les patients ayant une « ventilation protectrice », ce paramètre était prédictif de la mortalité. Cependant cette hypothèse reste à valider au cours d'études randomisées tel que reconnu dans cette étude en conclusion. Par ailleurs, en l'absence de SDRA, situation qui concerne la grande majorité des patients sous ventilation mécanique, les données récentes démontrent également des effets délétères des volumes courants élevés (9, 13, 57). Ici également, les volumes courants  $> 10$  ml/Kg de poids prédit sont considérés comme élevés (13).

On pourrait donc parler de **ventilation protectrice** au cours du SDRA pour des volumes courants entre 6 et 8 ml/kg de poids prédit et de **ventilation protectrice prophylactique** ou préventive chez les patients sans SDRA pour des volumes courants inférieurs à 10 ml/Kg de poids prédit. Il faut cependant préciser que ces notions ne sont pas acceptées par tous : pour certains la ventilation protectrice = 6 ml/Kg de poids prédit, pour certains, c'est plus une pression de plateau limitée à 28 ou 30 cmH<sub>2</sub>O qui est plus importante. De même, la notion de ventilation protectrice prophylactique n'est pas encore acceptée par tous (58, 59). La ventilation protectrice n'est pas définie que par les volumes délivrés, mais aussi par les réglages associés, en particulier: la fréquence respiratoire, la pression expiratoire positive (PEP) et la FiO<sub>2</sub>.

ii. **La fréquence respiratoire** (Fr: nombre de cycles de respiration par minute):

La fréquence respiratoire est importante car elle constitue avec le volume courant l'autre paramètre essentiel pour déterminer la ventilation minute, c'est-à-dire la quantité de gaz (mélange air oxygène) délivrée aux patients toutes les minutes. La ventilation alvéolaire correspond au volume efficace en termes d'échanges gazeux et en particulier est déterminant pour évaluer l'élimination du gaz carbonique. Ventilation minute =  $Fr \times V_t$  et la ventilation alvéolaire =  $Fr \times (V_t - V_D)$ ;  $V_D$  étant l'espace mort physiologique + instrumental.

Pour maintenir une ventilation alvéolaire adéquate, et donc une élimination suffisante du gaz carbonique, il faut augmenter la fréquence respiratoire (si le volume courant est réduit) ou diminuer l'espace mort.

Une des difficultés pour mettre en œuvre une ventilation protectrice est cette nécessité d'augmenter la fréquence respiratoire au-dessus de 20 cycles/min (parfois jusqu'à 30 ou 35/min). Par exemple dans l'étude ARMA, dans le groupe 12 ml/Kg, la fréquence respiratoire était de  $16 \pm 7$  et dans le groupe 6 ml/Kg, la fréquence respiratoire était de  $29 \pm 7$  (1). Dans certains cas, la barrière des habitudes peut-être la plus difficile à vaincre.

Les craintes d'induire de l'auto-PEP avec ses conséquences hémodynamiques telles que décrites par Pepe et Marini il y a 30 ans (60) et l'utilisation de  $V_t$  élevés ont entraîné cette habitude d'utiliser une fréquence respiratoire inférieure à 20/min (et souvent proche de 10/min) dans de nombreux centres. Au cours du SDRA, pourtant, du fait de la compliance pulmonaire diminuée, la constante de temps est courte, ce qui limite le risque d'induction d'auto-PEP. Richard et al. ont démontré que pour des augmentations de la fréquence respiratoire de 17/min à 30/min dans cette population, l'augmentation de la PEP intrinsèque était relativement modeste (61).

Par ailleurs, la fréquence respiratoire peut être limitée en tolérant un certain niveau d'hypercapnie et d'acidose. Cette notion d'hypercapnie permissive est bien connue dans le contexte de la prise en charge des patients avec SDRA depuis les travaux d'Hickling (62, 63). Enfin, en cas de difficultés pour augmenter la fréquence respiratoire (par exemple en cas de bronchospasme associé), et avec déjà un niveau d'hypercapnie important, il est possible de diminuer l'espace mort instrumental pour augmenter la ventilation alvéolaire et l'élimination de  $CO_2$  (64-67).

iii. **La pression expiratoire positive (PEP)** : C'est une pression résiduelle pour garder les voies aériennes ouvertes pendant l'expiration. Celle-ci est nécessaire pour garder les alvéoles ouvertes et pour augmenter le temps d'échange gazeux entre l'alvéole et les capillaires, ainsi que pour lutter contre le collapsus alvéolaire de fin d'expiration et limiter les problèmes d'atélectasie. La pression expiratoire est habituellement réglée entre 5 et 20  $cmH_2O$ . Il est intéressant de noter que dans le premier papier ayant décrit le SDRA, l'importance de la PEP était mentionnée pour améliorer l'oxygénation et peut-être même le devenir des patients (68). En cas d'utilisation de petits volumes courants au cours du SDRA, il a été démontré qu'il existait un dérecrutement progressif et que l'augmentation du niveau de PEP de 3  $cmH_2O$  par rapport au niveau de base permettait d'éviter ce dérecrutement (61). Au cours du SDRA, le niveau optimal n'est pas certain. De nombreux essais cliniques randomisés ont comparé des niveaux de PEP élevés à des niveaux plus bas (69-72). Il semble que des niveaux de PEP élevés aient un intérêt clinique pour les patients avec un SDRA sévère ou modéré ( $PaO_2/FiO_2 < 200$ ), mais pas pour les patients avec un SDRA léger ( $PaO_2/FiO_2$  entre 200 et 300) (69, 71, 72).

En l'absence de SDRA, il existe peu d'études sur le niveau de PEP optimal à utiliser. Néanmoins, il existe quelques données: des études observationnelles comprenant un grand nombre de patients ont démontré que l'absence de PEP était associée à une surmortalité (73). De plus, il a été démontré que l'absence de PEP favorisait le développement de pneumonies acquises sous ventilation (74). Par ailleurs, pour le sujet qui nous intéresse plus particulièrement, la ventilation protectrice, il est probable qu'un certain niveau de PEP soit nécessaire pour réduire la tendance à l'atélectasie associée à l'utilisation de petits volumes courants. Il est intéressant de noter que dans l'étude de Bendixen en 1963 (45) démontrant que les petits volumes courants étaient associés à la formation d'atélectasie, l'intérêt de la PEP n'est pas discuté. Par la suite, de nombreuses études ont démontré que l'utilisation de PEP prévenait la formation d'atélectasies, en particulier chez les patients obèses (75) et Hedenstierna a synthétisé ces données (76).

Pour la ventilation protectrice en l'absence de SDRA, les études ayant comparé cette ventilation à une ventilation conventionnelle ont utilisé des niveaux de PEP supérieurs à la ventilation traditionnelle (13, 15, 57). Ici encore, il n'y a pas de recommandation précise sur le niveau de PEP optimal à utiliser dans ce contexte. Un niveau légèrement supérieur à 5 cmH<sub>2</sub>O (jusqu'à 10 cmH<sub>2</sub>O) devrait prévenir les atélectasies en cas de réduction du volume courant, en particulier chez des patients obèses chez qui la compliance de la cage thoracique est diminuée.

Certains préconisent de s'aider de la pression transpulmonaire (avec la pression pleurale ou pression œsophagienne) pour optimiser le réglage du niveau de PEP (77) et d'autres ont également utilisé des techniques d'imagerie, mais ces procédures sont actuellement du domaine de la recherche et non de l'application clinique quotidienne.

Cependant, la mesure de la pression transpulmonaire ne peut pas être facilement faite en pratique clinique quotidienne mais pourrait être utilisés chez des patients très sélectionnés avec une hypoxémie sévère. D'autres auteurs ont proposé de titrer le niveau de PEP pour améliorer l'oxygénation au cours de la ventilation à un poumon, par une baisse progressive du niveau de PEEP pour obtenir la compliance dynamique maximale chez ces patients (78). Une étude récente menée chez des patients atteints de SDRA a suggéré que l'optimisation des niveaux de PEP chez certains patients était possible avec la pression transpulmonaire et les mesures d'espace mort (79). Talmor et al. réalisent actuellement une étude randomisée pour tenter de démontrer un impact sur la mortalité avec l'utilisation de la pression

transpulmonaire pour ajuster le traitement des niveaux de PEP dans cette population (Étude EPIVENT 2).

iv. **La fraction inspirée en oxygène (FiO<sub>2</sub>)**. Il s'agit de la concentration en oxygène du mélange gazeux inspiré par le patient.

FiO<sub>2</sub> max : 100%.

FiO<sub>2</sub> min : 21% : taux d'oxygène qui se trouve normalement dans l'air ambiant.

Les FiO<sub>2</sub> supérieures à 60% peuvent causer des atélectasies de dénitrogénéation.

Là encore, ce réglage est ajusté de façon empirique pour maintenir une oxygénation suffisante (80). La notion d'oxygénation suffisante est elle-même discutée. Certains auteurs ont montré qu'il existait des habitudes tenaces entraînant des hypoxies (81, 82). Il semble en effet difficile pour beaucoup de cliniciens de descendre la FiO<sub>2</sub> en dessous de 40%. Pourtant, il n'y a pas de bénéfices à maintenir les patients au-dessus de 100 mmHg de PaO<sub>2</sub> et au contraire, il peut exister des risques associés avec l'hyperoxie (83) comme le vasospasme coronarien (84, 85) et la réduction du débit sanguin cérébral (86, 87).

Pour ce qui nous intéresse, les FiO<sub>2</sub> élevées (au-dessus de 60%) peuvent entraîner des atélectasies de dénitrogénéation et donc un dérecrutement progressif. Cela a été démontré il y a longtemps par un anesthésiste de Québec (88) au cours de la chirurgie et plus récemment, bien démontré au cours du SDRA (89, 90). Encore une fois, lorsque Bendixen (45) a évalué l'impact des volumes courants sur les atélectasies, il est à noter que les patients recevaient des niveaux de FiO<sub>2</sub> très élevés, qui ont probablement contribué à l'aggravation des atélectasies, mais cet aspect n'a pas été discuté par l'auteur. Associée à des petits volumes courants et à une PEP insuffisante chez des patients obèses, il existe donc un risque important de dégradation des échanges gazeux si des FiO<sub>2</sub> élevées sont employées.

Pour toutes ces raisons, au cours de la ventilation protectrice, on ne peut pas juste recommander une réduction du volume courant. Nous recommandons un ensemble de mesures associées à la réduction des volumes courants comprenant une augmentation de la fréquence respiratoire (avec éventuellement une diminution de l'espace mort), de la PEP et une limitation de la FiO<sub>2</sub>. Cet aspect de recommandations globales et des mesures associées à la réduction des volumes courants est développé au dernier chapitre (perspectives).

## La notion de SDRA (syndrome de détresse respiratoire aigüe)

Le syndrome de détresse respiratoire aigüe (SDRA) est une atteinte respiratoire sévère avec un œdème pulmonaire lésionnel au cours duquel les échanges gazeux sont altérés et la capacité pulmonaire diminuée. Il se manifeste comme une atteinte pulmonaire avec une inflammation alvéolaire diffuse (infiltrat bilatéral sur la radiographie thoracique) liée à plusieurs types d'agressions. C'est un syndrome qui atteint des patients déjà malades et faibles avec une atteinte dès le début du support respiratoire ou qui peut survenir secondairement chez des patients hospitalisés et sous ventilation artificielle. Dans ce dernier cas, il s'agit des SDRA acquis dont la description est assez récente (10, 11). La première description de ce syndrome par Ashbaugh date de 1967 (68). A la suite de cette première description, de nombreuses définitions ont été proposées, car il n'existe aucun marqueur spécifique et unique de cette atteinte. Murray en 1988 a montré l'importance dans la définition de l'atteinte radiologique et a proposé le score de Murray en fonction du nombre de quadrants pulmonaires atteints (91).

C'est la définition proposée par la conférence de consensus américano-européenne qui a été utilisée ces 20 dernières années et a imposé le cadre de la définition, basé sur 4 critères: une atteinte aigüe, une atteinte radiologique bilatérale, l'absence de pathologie cardiaque pouvant expliquer l'œdème bilatéral et une hypoxémie avec un rapport  $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2 < 200$  pour le SDRA et un rapport  $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2 < 300$  pour la forme moins sévère, l'œdème lésionnel (ALI: Acute Lung Injury) (92). Cette définition a été revue très récemment: définition de Berlin et 2 publications y font référence (93, 94).

En particulier, les définitions radiologiques ont été précisées (pour éviter d'inclure les opacités reliées à des épanchements pleuraux par exemple) et trois groupes ont été définis en fonction de la sévérité de l'hypoxémie : un patient sera maintenant considéré comme ayant un *SDRA léger* si le rapport de  $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$  est entre de 200 et 300 mmHg avec un PEP supérieur ou égale à 5 cmH<sub>2</sub>O. Le terme d'œdème lésionnel (« acute lung injury ») ne fait plus partie de la définition, ce qui enlève le flou de savoir quels patients doivent recevoir une ventilation protectrice.

Le patient sera classé avec un SDRA modéré si le rapport de PaO<sub>2</sub>/FiO<sub>2</sub> est entre 100 et 200 mm Hg, et si le rapport de PaO<sub>2</sub>/FiO<sub>2</sub> est inférieur de 100 mm Hg, le patient sera considéré comme ayant un SDRA sévère. (Voir tableau ci-dessous)

SDRA Léger	200 mm Hg < PaO <sub>2</sub> /FiO <sub>2</sub> ≤ 300 mm Hg avec PEP ≥ 5 cmH <sub>2</sub> O
SDRA Modéré	100 mm Hg < PaO <sub>2</sub> /FiO <sub>2</sub> ≤ 200 mm Hg avec PEP ≥ 5 cmH <sub>2</sub> O
SDRA Sévère	PaO <sub>2</sub> /FiO <sub>2</sub> ≤ 100 mm Hg avec PEP ≥ 5 cmH <sub>2</sub> O

Tableau 1.1 Définition de la sévérité du SDRA



# **Chapitre 1**

## **Histoire de la ventilation mécanique**

## 1.1 Brève histoire de la ventilation mécanique (95)

Claudius Galien (130-200), a été le premier à penser que le poumon est un organe qui apporte de l'énergie vitale et évacue les déchets.

Auteur du traité «*Humani corporis fabrica* », Andreas Vesalius (1515-1564) quant à lui, a démontré expérimentalement à l'aide d'un modèle porcin, que la ventilation était nécessaire à la vie. Pour ce faire, il introduisit « un roseau au travers 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 ». C'est sans doute la première assistance ventilatoire de l'histoire. Malheureusement, sa persévérance à vouloir ressusciter les morts fût très mal reçue par les autorités religieuses du temps. Il est mort noyé lors du naufrage du navire qui l'emmenait en pèlerinage.

Ce n'est qu'une centaine d'année plus tard (1667) que Robert Hooke (1635-1703) reprit le concept d'échanges gazeux en démontrant que ce n'était pas l'arrêt de la ventilation qui menait au décès mais plutôt, le manque d'air frais.

En 1754, Joseph Black (1728-1799) mit en évidence la présence de CO<sub>2</sub> dans l'air expiré. Ce fut un premier pas important dans la compréhension de la physiologie respiratoire.

C'est en 1781, qu'Antoine Laurent de Lavoisier (1743-1794), père de la chimie moderne, nous amène à la première notion de respiration cellulaire : la consommation de l'oxygène par les cellules. Malgré la pertinence de ses travaux, il fut guillotiné pour des raisons politiques au cours de la révolution française.

En 1774, il y a eu la création des premières sociétés scientifiques: « The Royal Humane Society for recognizing the bravery of the people ». À ce moment, le bouche- à- bouche, la gouttelette de vin chaud, la saignée et l'inévitable insufflation de tabac dans le rectum furent les premières recommandations de ces sociétés pour la réanimation!

La notion d'urgence est apparue vers 1828 par James Leroy d'Étiolles (1798-1860) :

« *Une minute est un siècle pour ce qui reste de vie* ». À ce moment, on évoque pour la première fois des effets secondaires de la ventilation par soufflet comme par exemple, le pneumothorax. Il décrit aussi la

volumo-traumatisme, et avise les médecins contre l'utilisation de volumes trop élevés, il développe aussi un soufflet avec limitation de volume (photo 1.1). L'académie de médecine française et les Royal Humane Societies après avoir fait la connaissance de ces effets indésirables, ont condamné l'usage du soufflet (95-97).

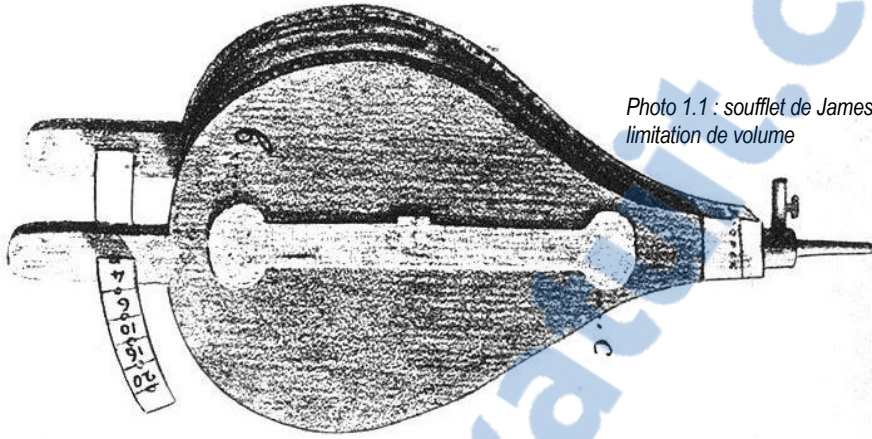


Photo 1.1 : soufflet de James Leroy d'Etiolles avec limitation de volume

Les découvertes de Leroy d'Étiolles sur le baro-traumatisme pulmonaire avec les soufflets ont diminué pendant quelques décennies l'engouement pour la ventilation en pression positive ce qui a favorisé les travaux sur la pression négative. Le projet du «Tank Respirator» d'Alfred Jones en 1864 fut un des projets des plus élaboré à l'époque. Il y avait une sorte de cuve en bois dans laquelle on plaçait le corps du malade. La tête du patient était à l'extérieur de la cuve. Ainsi, avec une super seringue, la variation de pression interne du patient a été assurée (95, 98).

Plusieurs études expérimentales sur les animaux, par Paul Bert (1833-1886), ont été faites à la faveur d'hyperventilation; notamment avec des études sur des chiens trachéotomisés, ventilés au soufflet. Les résultats ont montré que l'hyperventilation peut diminuer la concentration en CO<sub>2</sub> ainsi qu'une augmentation de la concentration en O<sub>2</sub>.

L'hypothèse d'Eugène Woillez (1811-1882), un médecin français en 1876 : *«le meilleur moyen de rétablir la respiration chez les asphyxiés serait la dépression extérieure appliquée sur les parois thoraciques pour obtenir leurs dilatation»*. Il construisit le premier appareil de ventilation à pression négative qui a été nommé Spiroscope (99).

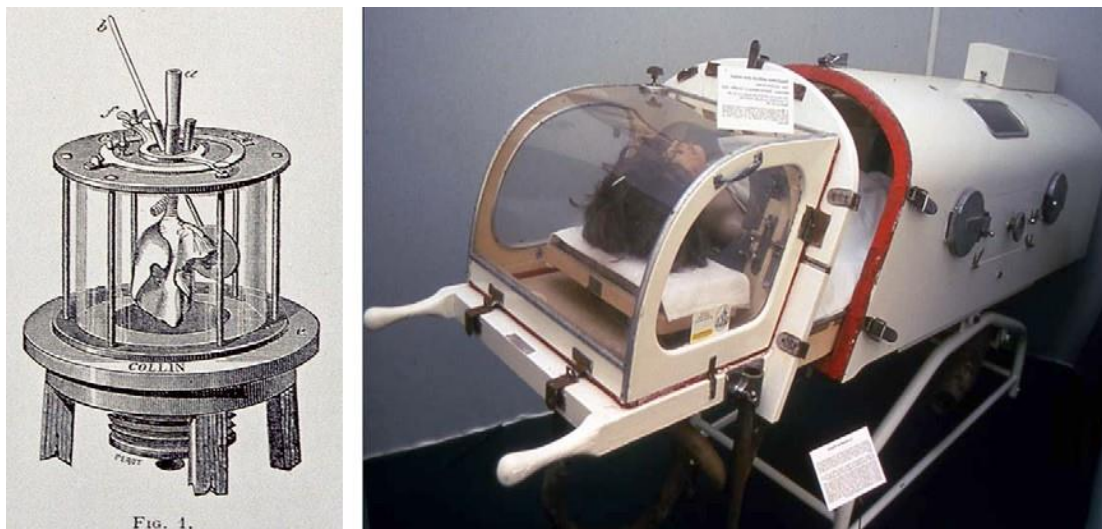
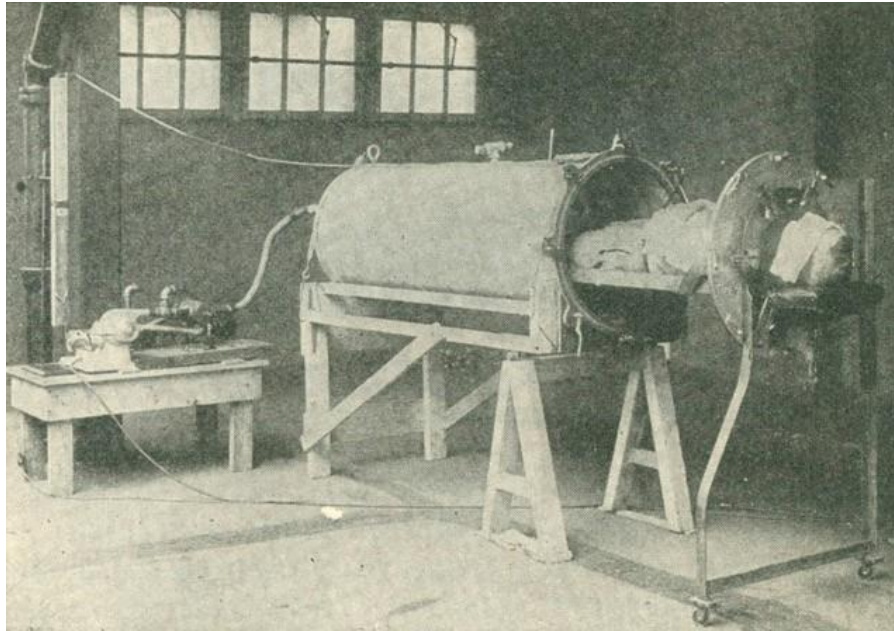


Photo 1.2 : Le spiroscope à gauche et à droite le spirophore de E. Woillez. (1811–1882) [Photographie P. Scherpereel, association du musée du CHR de Lille]. (96, 100)

Mais l'histoire se rappellera des frères Drinkler, qui proposèrent en 1929, une autre version du «Tank Respirator» futur « Poumons d'acier ou Iron Lung». En 1928 une fille de huit ans a été traitée pour poliomyélite pour la première fois de l'histoire de la ventilation en pression négative par les poumons d'acier (100).



*Photo 1.3 : Poumons d'acier, 1928 Dr Phillippe Drinkler*

La promotion de cet appareil est attribuée à Lord Nuffield (1877-1963), riche constructeur automobile, qui accepta de partager sa fortune en équipant presque tous les hôpitaux des États-Unis en « Iron Lung ». Entre les années 1930 et 1950 les développements en pneumologie et des poumons d'acier ont eu des accélérations remarquables.

Vers les années 1950, de grandes épidémies de poliomyélite affligent l'Amérique et l'Europe. Le taux de mortalité associé à cette maladie est de plus de 80%. Cette mortalité élevée n'a diminué que lorsque l'Isben Bjorn associe la ventilation par voie externe à la trachéotomie. Cette période représente une étape majeure dans le développement de la ventilation mécanique moderne.

Dès ce moment, les recommandations de réanimation respiratoire sont de libérer les voies respiratoires et d'appliquer la ventilation.



Photo 1.4 : L'épidémie de poliomyélite de 1950

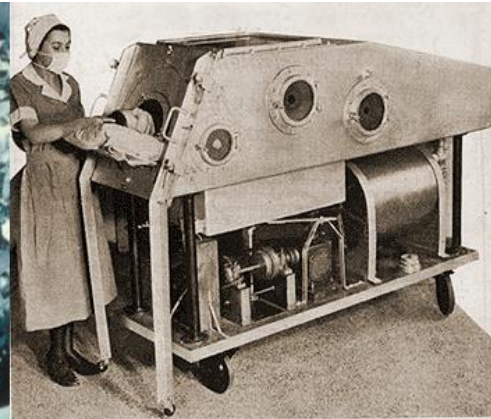


Photo 1.5 : Poumons d'acier (Iron lung) 1937

Par la suite, la supériorité de l'application de pression positive interne lors de la ventilation mécanique fut reconnue et amena au développement des premiers appareils de ventilation de l'ère moderne.

Le premier ventilateur électrique est l'Engstrom 150 (en 1954). C'est le premier ventilateur qui offrit un débit pré-réglé, cyclé sur le temps. Ce ventilateur a permis le développement de la réanimation.



Photo 1.6 : L'Engström 150™

En 1970, Siemens équipa son Servo 900A d'une valve PEP et offrit la possibilité de mesurer en continu les pressions aériennes et les débits gazeux (101).

Depuis, les industriels en collaboration avec les cliniciens essayent d'améliorer ces systèmes. Les améliorations et les recherches portent sur l'amélioration des performances (102), sur l'utilisation d'interfaces non invasive en alternative à l'intubation trachéale (103, 104) (photos 1.7), sur l'amélioration de la convivialité avec l'apparition d'écrans et de meilleures possibilités de monitoring (photo 1.8 et 1.9) et sur les nouveaux modes (105-109) et en particulier sur les modes permettant l'automatisation de la ventilation mécanique (110-113).



Photo 1.7: Différents types d'interfaces de ventilation non invasive. A: masque facial avec bourrelet gonflable (King System, Peters™) ; dispositif standard utilisé en première intention. B, C, D : interfaces alternatives de ventilation. B : casque de ventilation (Helmet), avec raccords permettant entre autre de boire, de parler et de réaliser des fibroscopies (4Vent, Rush Medical™). C : masque intégral réutilisable, avec valve de phonation (Bacou, Dräger Médical™). D: embouts buccaux. (114, 115)



Photo 1.8: Servo 900c Siemens



Photo 1.9 : Hamilton ventilateur G5

## 1.2 La nécessité d'automatisation de la ventilation mécanique

Il existe de nombreux arguments pour dire que le développement de la ventilation mécanique automatisée sera nécessaire dans les prochaines années (116). Plusieurs études montrent qu'il y a une corrélation directe entre le devenir des patients (et même la mortalité) et la charge de travail des professionnels de la santé dans les unités de soins intensifs (117-120).



Par ailleurs, l'augmentation prévue du nombre de patients sous ventilation mécanique sans augmentation du nombre de cliniciens disponibles pour prendre en charge ces patients est considérée comme un problème majeur de santé publique. Cette augmentation est liée à la modification de la pyramide des âges (les baby-boomers ont officiellement 71 ans en 2016) et à la sévérité croissante des défaillances multiples atteignant les patients sous ventilation mécanique qui présentent de plus en plus de comorbidités (37, 38, 40, 121).

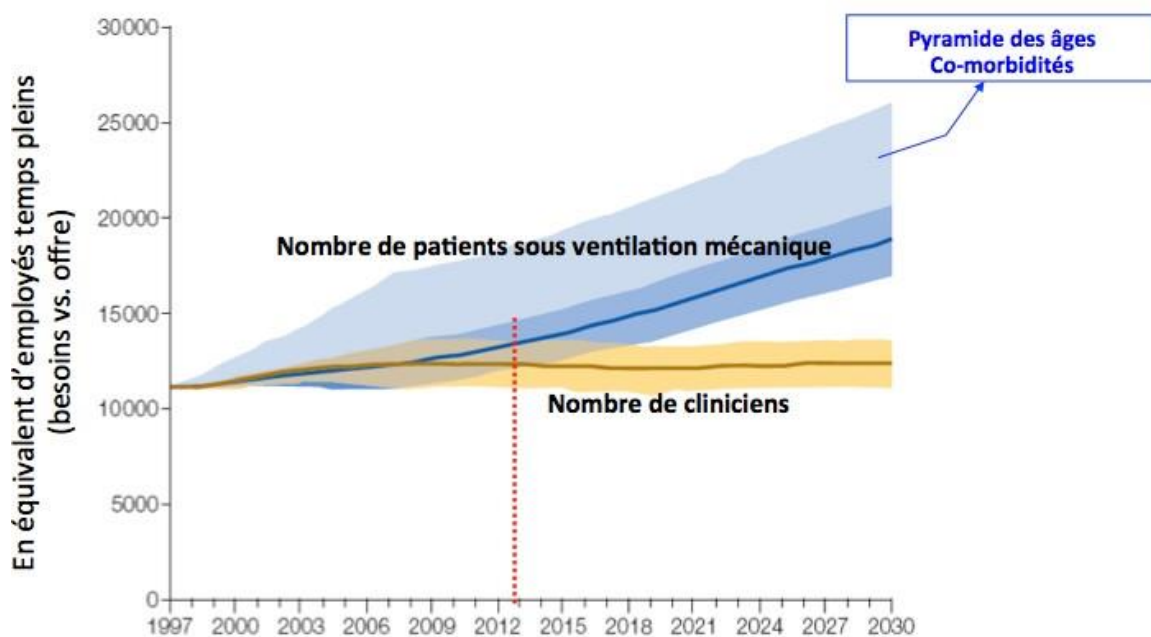


Figure 1.3 d'après Angus et al. (37)

Angus a le premier démontré que le nombre de patients sous ventilation mécanique et pris en charge en pneumologie serait plus important que le nombre de soignants et que cet écart irait grandissant dans les prochaines années (37). La séparation des courbes ayant lieu approximativement vers 2010-2015. (Figure 1.3)

Needham (122) a également bien démontré que dans 15 ans par rapport à l'année 2000, le nombre des patients sous ventilation mécanique allait augmenter de 80% en Ontario.

Ces résultats sont expliqués d'une part par les effets démographiques (« baby-boom ») dans les pays industrialisés ainsi que par l'amélioration de l'espérance de vie qui fait que la population est plus âgée. En plus d'être plus âgés, les patients pris en charge aux soins intensifs ont plus de co-morbidités, ce qui explique des durées de ventilation mécanique prolongées. Deux études récentes (123, 124) confirment cette hypothèse et montre qu'en 2020 par rapport de l'année 2000 le nombre de patients sous ventilation mécanique prolongée (plus de 96 heures) va plus que doubler.

La population sous ventilation mécanique prolongée représente environ 1/3 des patients adultes sous ventilation mécanique, mais représente environ 2/3 des ressources hospitalières. Dasta et al. a montré que la ventilation mécanique représente un coût important dans le calcul du coût total du séjour aux soins intensifs et insiste sur le fait que les recherches permettant de démontrer une réduction de la durée de la ventilation mécanique et de la durée de séjour aux soins intensifs devraient être encouragées (125).

Angus (37) a bien précisé qu'à partir de l'année 2007, le nombre de médecins et de cliniciens pouvant prendre en charge les patients ventilés aux soins intensifs va commencer à diminuer légèrement ou stagner avec une augmentation du nombre de patients sous ventilation mécanique (Figure 1.3). Cet écart pourrait se manifester prochainement alors que l'on connaît déjà aux soins intensifs une situation de stress comme le démontre (i) la fréquence des erreurs médicales, liée à la charge de travail (126-128), (ii) une fréquence élevée du syndrome d'épuisement professionnel (« burn-out ») chez des infirmières et des médecins travaillant aux soins intensifs (129-132).

Donchin (126) a montré que chaque patient aux soins intensifs a été pris en charge avec une moyenne de 178 différentes actions liées aux protocoles des soins intensifs, ce qui donne une estimation de 1.7 heures par patient chaque jour. Les actions concernant les questions de respiration étaient plus élevées que les autres (26 % de la charge de travail totale). Après les erreurs reliées à la saisie des données, les erreurs liées à la fonction respiratoire étaient à la deuxième place avec un pourcentage de 23% de toutes les erreurs commises (126).

Les problèmes liés au transfert des connaissances avec l'application en clinique des résultats de la recherche est un autre argument fort en faveur des systèmes automatisés (16). Aux États-Unis, il a été estimé que seuls 55% des patients reçoivent les soins recommandés (18-20). Ce qui entraîne une augmentation de morbidité et de mortalité ainsi que des couts des soins de santé. Il est même démontré que ces échecs du transfert des connaissances aux soins intensifs peut causer 170,000 décès chaque

année aux États-Unis (19). La mise en œuvre du transfert des connaissances en pratique quotidienne fait face à plusieurs barrières différentes, comme le conservatisme, le manque de connaissance de la littérature, l'incapacité à surmonter l'inertie des pratiques antérieures et des habitudes actuelles aux soins intensifs comme ailleurs.

Il a bien été démontré qu'il y a des difficultés de mise en place des recommandations cliniques, en particulier le problème qui nous intéresse comme la nécessité de réduire le volume courant au cours du SDRA pour réduire les lésions induites par la ventilation et réduire la mortalité (1, 2). Les difficultés d'application de ces mesures ont été rapportées dans de très nombreuses études (28, 133-135).

Tous ces arguments nous obligent à réfléchir à l'utilisation de systèmes de transfert de connaissance automatiques. Il existe actuellement plusieurs systèmes automatisés pour les patients sous ventilation mécanique, notamment un système pour le sevrage de la ventilation artificielle (SmartCare/Neoganesh) (36). Ce système automatisé est le premier commercialisé, mais il existe un besoin toujours présent et de nombreux arguments existent pour soutenir le développement continu de ces systèmes.

Un autre système complètement automatisé a été développé par la société Hamilton (système Intellivent). Il s'agit d'une évolution du mode ASV (136) avec l'intégration d'un contrôleur de ventilation (dont l'objectif est de maintenir le CO<sub>2</sub> expiré constant) et d'un contrôleur d'oxygénation (dont l'objectif est de maintenir la SpO<sub>2</sub> dans une limite choisie par le clinicien). Ce système ajuste tous les paramètres de la ventilation (pression inspiratoire, pression expiratoire, FiO<sub>2</sub>, temps inspiratoire et expiratoire, passage d'une ventilation contrôlée ou la fréquence respiratoire est automatiquement ajustée à une ventilation assistée quand le patient peut déclencher lui-même le ventilateur). Plusieurs études ont démontré la faisabilité d'utilisation de ce mode avec des avantages cliniques significatifs en termes d'ajustement de la ventilation protectrice et de réduction de la charge de travail (42, 136-138). Cette idée d'automatisation pendant la ventilation mécanique n'est pas récente (36, 41, 107), mais les progrès technologiques de nos jours, permettent d'envisager des systèmes de plus en plus automatisés. La mise au point de systèmes automatisés de ventilation mécanique devrait être une priorité pour les fabricants de ventilateurs artificiels compte tenu de ces arguments et aussi parce que ce sont actuellement les seuls systèmes ayant démontré un réel bénéfice pour les patients (42, 136-138) en automatisant le «*transfert des connaissances*» (17, 139).

### 1.3 Hypothèses et objectifs de la thèse

La ventilation mécanique chez des patients de soins intensifs est d'une importance primordiale et les réglages de la ventilation artificielle peuvent avoir des conséquences majeures. En particulier des volumes courants trop élevés peuvent augmenter les risques de dysfonctions de différents organes, dont l'atteinte respiratoire avec un risque d'œdème pulmonaire lésionnel acquis en cas d'utilisation de volumes courants élevés. Les volumes courants sont en rapport direct avec le poids prédit du patient et non pas avec le poids réel du patient. Autrement dit, les volumes pulmonaires des patients n'augmentent pas si le patient prend du poids ! En ce qui concerne le poids prédit, celui-ci est en rapport direct avec la taille du patient. Aussi étonnant que cela puisse paraître, la taille n'est pas toujours disponible dans les dossiers médicaux des patients et quand elle est disponible, elle n'est pas précise. Dans un contexte aigu de soins intensifs, quand les patients sont intubés dans l'urgence, cette donnée n'est pas toujours disponible et l'estimation visuelle est imprécise selon les quelques données de la littérature. Nous voulons vérifier ce point et vérifier également que la mesure dans le lit avec un ruban à mesurer n'est pas précise, c'est une autre hypothèse que nous voulons vérifier.

Jusqu'à aujourd'hui, il n'existe pas de méthode précise, facile et reproductible pour déterminer la taille des patients alités. Les méthodes proposées sont l'estimation visuelle, la mesure au ruban, la mesure de l'avant-bras ou de différents segments de membre, la vérification dans le dossier du patient ou sur sa carte d'identité ou même poser la question au patient avant intubation ou à un proche. En vérifiant les données de la littérature nous avons trouvé qu'il n'existe que peu de recherches sur la façon de déterminer la taille des patients alités. Ainsi, le poids réel du patient au lieu du poids prédit est souvent utilisé à cause de l'absence de la taille ou parce que la formule pour calculer le poids prédit n'est pas disponible. Nous avons décidé de trouver une méthode pour mesurer la taille des patients, le poids prédit, les volumes courants, ainsi que la réduction du volume courant d'une façon automatisée.

Notre projet s'est donc concentré sur cet objectif d'obtenir la taille et le poids prédit, pour éventuellement permettre l'automatisation des réglages de la ventilation mécanique en se basant sur ces paramètres de départ importants.

Pour réaliser notre objectif dans cette recherche, nous avons montré que les méthodes utilisées actuellement pour déterminer la taille du patient au cours de la ventilation mécanique ne sont pas fiables,

en particulier pour l'estimation visuelle. Dans ce contexte, il nous est apparu nécessaire de trouver des méthodes alternatives. Plusieurs méthodes alternatives ont été décrites dans la littérature, en particulier en utilisant la corrélation qui existe entre la taille réelle des patients et la mesure de certains segments de membres (comme les avant-bras, la jambe, l'envergure, la taille de phalanges...).

Un autre objectif était de trouver une méthode alternative avec des outils technologiques permettant de réaliser la mesure de la taille et de réaliser automatiquement les calculs nécessaires reliés à la mesure de la taille (calcul du poids idéal théorique, des volumes à administrer et d'autres données).

Une nouvelle méthode optique pour déterminer la taille du patient est une solution qui nous semble fiable avec un programme d'utilisation convivial. Pour réaliser ce projet, le premier objectif était de créer une version sous Windows. Ensuite avec le succès de ce programme sous Windows en Visual Studio (C++, C#), l'objectif était de créer une version SmartPhone.

L'objectif de ce doctorat était donc d'améliorer les pratiques actuelles dans le domaine de la ventilation artificielle en particulier pour ce qui concerne le réglage des volumes courants.

En particulier, un des objectifs initiaux de cette recherche a été de démontrer l'hypothèse de l'absence de précision des mesures usuelles de la taille chez les patients alités. Nous avons pu réaliser cet objectif par une évaluation clinique dans un contexte de patients en post-opératoire de chirurgie cardiaque, puisque tous les patients sont pesés et mesurés à la toise avant la chirurgie, ce qui nous fournissait donc la taille de référence (mesure debout à la toise). Un autre objectif a été de développer plusieurs nouveaux outils de mesure de la taille (en testant plusieurs, ce qui nous a amenés par essais-erreurs à en éliminer certains) et ensuite de les évaluer chez des patients avec la même méthodologie (comparaison avec la méthode de mesure de référence).

## **Chapitre 2**

### **La ventilation protectrice**

## 2.1 La notion de la ventilation protectrice

Les recommandations de James Leroy d'Etiolles à l'Académie des sciences d'éviter les volumes courants élevés avec le soufflet (97) étaient oubliées quand Bendixen (45) a montré dans son article en 1963 publié dans le New England Journal of Medicine que chez 18 patients subissant une laparotomie, les volumes courants élevés utilisés au cours de l'anesthésie générale permettaient d'éviter l'acidose et surtout d'éviter les désaturations progressives par rapport aux faibles volumes courants. Bendixen (45) a introduit dans ce papier la notion d'atélectasie chez les patients sous ventilation mécanique.

Compte tenu de la capacité limitée de surveiller les gaz du sang des patients pour les anesthésiologistes à cette époque, ces résultats ont été importants à la fois pour limiter les hypoxémies et l'acidose peropératoire. Une autre notion importante dans cet article est le concept d'atélectasie chez les patients sous ventilation mécanique. C'est pour ces raisons que cet article a eu un effet important sur la façon de ventiler les patients pendant les chirurgies et a même eu une influence au-delà du milieu anesthésique puisque les soins intensifs ont longtemps été menés par les anesthésistes. Les manuels d'anesthésie recommandaient encore récemment l'application de volumes courants entre 10 et 15 ml/kg pour des patients sous ventilation mécanique afin de limiter l'atélectasie et l'hypoxémie (140, 141). De même, plusieurs études ont été faites chez des patients atteints de SDRA sous ventilation mécanique avec des volumes courants très élevés allant de 10 à 24 ml/kg (66, 142-144).

## 2.2 Lésion pulmonaire induite par le ventilateur (VILI)

Le VILI est l'ensemble des lésions pulmonaires liées à la ventilation mécanique. Ce concept a déjà été démontré depuis plusieurs décennies (5). Le terme utilisé pour ce problème est le «barotraumatisme». Ce mot exprime la tendance à l'apparition de lésions alvéolaires lorsque les pressions inspiratoires élevées sont appliquées. Ces dernières années, le terme «volumotraumatisme» a été utilisé pour décrire des lésions pulmonaires liées aux volumes courants élevés. Les études expérimentales sur des animaux (5, 7) démontrent que les volumes courants élevés (145) causent des hémorragies et des lésions pulmonaires (Figures 2.1, 2.2). Le terme «bio-trauma» a également été utilisé avec la démonstration de l'inflammation systémique et locale entraînée par les hauts volumes (146). Après plusieurs années, les recherches cliniques ont démontré que l'utilisation des grands volumes courants augmente la mortalité des patients avec SDRA (3, 147). Chez les patients sans SDRA, il existe

également des arguments en faveur de la réduction des volumes courants (12, 13, 15, 57, 148).

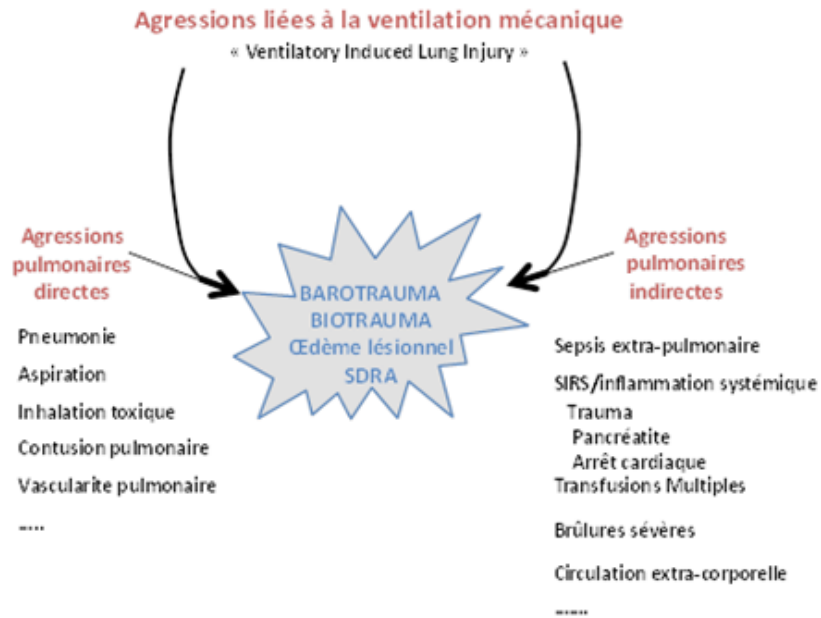


Figure 2.1 Les effets de la ventilation à volumes courants élevés sur un poumon agressé.

Figure inspirée de la référence (12)

En présence de situations à risque d'entraîner des lésions pulmonaires (différents types d'agression pulmonaires), l'addition d'une ventilation agressive (haut volume, faible PEEP) pourrait majorer les lésions et être même synergique.





Figure 2.2 Aspect macroscopique des poumons de rat après une ventilation mécanique avec une pression de 45 cm H<sub>2</sub>O. A gauche: poumons normaux; au milieu: après 5 min de la ventilation mécanique à haute pression. Notez les zones focales d'atélectasie (en particulier au sommet du poumon gauche); A droite: après 20 min, les poumons ont été nettement élargis et sont congestifs ; liquide d'œdème remplit la canule trachéale. (5)

### 2.3. La ventilation protectrice chez des patients avec SDRA et chez les patients sans lésion pulmonaire

#### **Volume courant**

Au cours du SDRA (Syndrome de détresse respiratoire aigüe), il a bien été démontré que l'utilisation des volumes courants ( $V_t$ ) élevés au cours de la ventilation mécanique est responsable de lésions de barovolotraumatisme dans des études animales (5) puis confirmé dans des études cliniques où une surmortalité a été démontrée avec les hauts volumes courants (1-3). De plus, des études plus récentes ont démontré que l'utilisation de volumes courants trop élevés augmentait le risque de SDRA acquis en milieu hospitalier chez des patients qui n'avaient pas de SDRA à l'admission. Même en l'absence de SDRA, de plus en plus d'arguments existent pour réduire les volumes courants chez l'ensemble des patients sous ventilation mécanique (13, 15, 57, 149). Pourtant, malgré les recommandations, les volumes utilisés restent très élevés (32, 150).

Les lésions liées à la ventilation mécanique (VILI) aggravent les lésions de SDRA ou peuvent entraîner un SDRA acquis lorsque d'autres facteurs de risque de SDRA existent (Figure 2.1).

L'œdème pulmonaire lésionnel peut survenir suite à une inflammation systémique ou pulmonaire en lien avec certaines maladies (pneumonie, septicémie, aspiration pulmonaire, polytraumatisme, poly-transfusions de produits sanguins, circulation extra-pulmonaire). Toutes ces conditions existent très fréquemment chez les patients hospitalisés aux soins intensifs. En cas d'agression additionnelle liée à une ventilation agressive, la majoration de l'atteinte pulmonaire peut soit aggraver un SDRA existant ou entraîner un SDRA acquis. C'est la notion de lésions pulmonaires liées à de multiples agressions (151, 152).

Les données récentes sur plusieurs populations chirurgicales et médicales sans SDRA nécessitant une ventilation mécanique démontrent que l'utilisation de la ventilation protectrice préventive pourrait réduire la morbidité liée à la ventilation mécanique (13, 15, 57, 149)

Dans une étude de Gajic et al. (10) portant sur 332 patients recevant une VM de plus de 48 heures aux soins intensifs sans SDRA au moment de l'intubation, 80 patients (24%) ont développé un SDRA après 5 jours de ventilation. Une tendance était notée vers plus de SDRA acquis chez les femmes (29% vs 20%,  $p = 0,068$ ) qui recevaient des volumes courants plus élevés (11,4 vs 10,4 ml/kg poids prédit) en comparaison avec les hommes. L'étude multivariée montrait que les volumes courants supérieurs à 6ml/kg de poids prédit augmentait le risque de SDRA acquis (augmentation du risque relatif de 1,3 pour chaque 1 ml>6 ml/kg,  $P < 0,001$ ).

Une analyse sur une base de données internationale a été faite ensuite par Gajic et al. (10) Cette étude sur plus de 3000 patients sans SDRA à l'admission a démontré qu'après 48 heures de ventilation mécanique 6.2% des patients ont développé un SDRA. L'utilisation des volumes courants de plus de 700 ml a été associé à un rapport de cote de 2.66 pour le risque de développement de SDRA ( $P < 0,001$ ) dans l'analyse multivariée. Une récente étude randomisée chez 152 patients ventilés aux soins intensifs et sans SDRA a comparé deux différents volumes courants: 10ml/kg poids prédit versus 6 ml/kg poids prédit (153). Le taux de cytokines dans le lavage broncho alvéolaire et le plasma étaient les critères principaux de jugement. Cette étude a été interrompue prématurément parce que le risque de développer un ALI (SDRA léger) était plus important dans le groupe conventionnel : 13,5% contre 2,6% ( $P = 0,01$ ). Le rapport de cote du risque de développer un SDRA était de 5,1% (IC 95%, 1,2 à 22,6) chez les patients avec une ventilation conventionnelle. Le niveau plasmatique de IL-6 était plus bas dans le

groupe à faible volume courant, (21 ng/ml contre 11 ng/ml,  $P = 0,01$ ).

Une étude randomisée contrôlée brésilienne chez 20 patients sans SDRA admis aux soins intensifs sous ventilation mécanique, a comparé des volumes courants de 5-7 ml/kg de poids prédit avec 10-12 ml/kg poids prédit (154). Les cytokines inflammatoires IL-8 ainsi que le TNF-alpha étaient plus élevées dans le liquide de lavage broncho-alvéolaire après 12 heures dans le groupe ventilé avec 10-12 ml/kg de poids prédit.

Dans notre centre, une étude observationnelle sur 3434 patients opérés pour une chirurgie cardiaque a démontré que les volumes courants utilisés en post-opératoire avaient une influence sur les défaillances d'organe (ventilation mécanique prolongée, insuffisance rénale et instabilité hémodynamique) (13). En particulier les volumes courants élevés (>10 ml/kg de poids prédit) sortaient comme facteurs de risque de défaillance d'organe dans l'étude multivariée (figure 2.3).

Une étude française publiée très récemment dans le New England Journal of Medicine a démontré qu'une stratégie de ventilation protectrice (volumes courants à 6-8 ml/kg de poids prédit, une PEP à 6-8 cmH<sub>2</sub>O et des manœuvres de recrutement en per opératoire) réduisait de façon très significative les complications en post-opératoire de chirurgie abdominale et réduisait la durée de séjour hospitalier des patients en comparaison avec la ventilation traditionnelle (15).

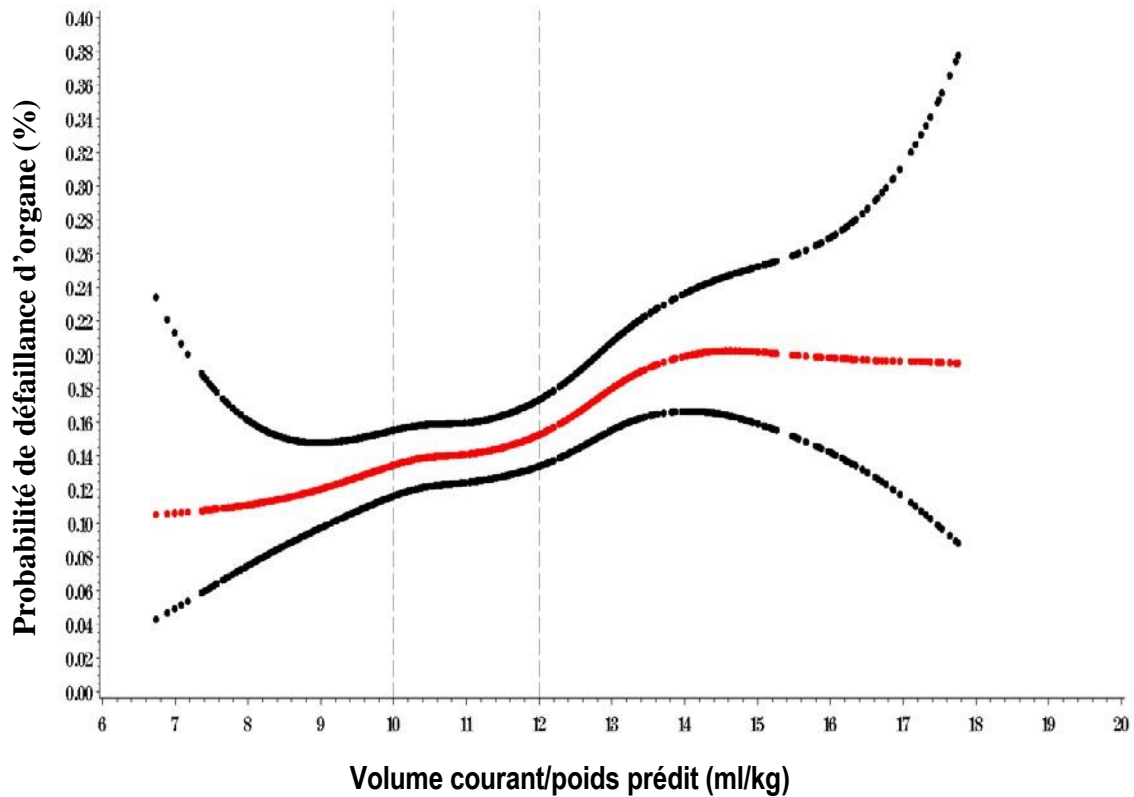


Figure 2.3 Modèle statistique de régression logistique non paramétrique montrant la relation dose-réponse entre le volume courant à l'admission aux soins intensifs (ml/kg de poids prédit) et la probabilité d'une défaillance d'organe chez les patients après une chirurgie cardiaque (13).

Les données en ce sens se sont accumulées depuis un peu plus de dix ans et une méta analyse récente a finalement montré que la ventilation protectrice chez des patients sans SDRA pouvait être bénéfique en réduisant la fréquence des SDRA acquis et même sur la mortalité (13, 15, 57, 149).

Même si cette méta-analyse a beaucoup de limites avec en particulier l'inclusion d'études de qualité hétérogène, elle souligne l'importance des données préliminaires en faveur de la ventilation protectrice (155). La ventilation protectrice est basée sur des volumes courants peu élevés associés à d'autres réglages (PEP plus élevée, FiO<sub>2</sub> limitée). Pour les patients avec les poumons sains, il est conseillé d'utiliser des volumes courants inférieurs à 10 ml/kg de poids prédit et pour les patients avec des facteurs de risque de SDRA il faudrait probablement utiliser des volumes courants de 6 à 8 ml/ kg de poids prédit (13, 15, 57, 149).

Il existe également quelques études « négatives » qui n'ont pas démontré d'effet biologique (en particulier l'absence de diminution des marqueurs inflammatoires (156-158)), alors que beaucoup

d'autres ont démontré le contraire (8, 14, 159, 160). Les études négatives ont mesuré les cytokines après 1 à 3 heures de ventilation protectrice ou traditionnelle alors que les études positives ont pour la plupart mesuré les marqueurs inflammatoires après des durées plus longues de ventilation mécanique. Wrigge lui-même dans un éditorial récent reconnaissait que les évidences s'accroissent en faveur de la ventilation protectrice (161) et les méta-analyses récentes vont aussi dans ce sens (57).

Les difficultés d'application des recommandations de ventilation protectrice chez les patients sans SDRA seront probablement semblables aux difficultés rencontrées pour appliquer la ventilation protectrice au cours du SDRA.

**Parmi les raisons qui expliquent la difficulté de l'ajustement des volumes courants chez les patients sous ventilation mécanique, l'absence de mesure de la taille chez beaucoup de patients et la formule relativement compliquée pour calculer le poids idéal théorique sont de réels problèmes sous-estimés d'après nous.**

Pour travailler sur l'automatisation de la ventilation mécanique, il convient donc tout d'abord de trouver une méthode fiable et simple pour mesurer les patients alités. Au cours de la première partie, nous avons comparé la fiabilité et la précision des méthodes habituelles de mesure de ces patients (mesure au ruban dans le lit des patients et estimation visuelle de la taille) et avons évalué des méthodes alternatives. Ensuite, dans la deuxième partie, nous avons évalué une méthode automatisée basée sur les résultats de la première étude pour déterminer la taille des patients sous ventilation mécanique. Finalement à partir de la taille et du poids prédit des patients sous ventilation mécanique nous avons développé un algorithme permettant une diminution du volume courant tout en maintenant la ventilation alvéolaire constante. Ceci est le thème principal de la troisième partie.

### ***PEP (Pression expiratoire positive)***

Le niveau de PEP est également un des éléments importants de l'implémentation de la ventilation protectrice:

Les principales études qui ont évalué la ventilation protectrice ont utilisé des niveaux de PEP plus élevés en comparaison avec la ventilation conventionnelle. Dans la méta-analyse de Serpa Neto, les niveaux de PEP moyens étaient de  $6.4 \pm 2.4$  cmH<sub>2</sub>O chez les patients avec une ventilation protectrice et de  $3.4 \pm 2.8$  cmH<sub>2</sub>O chez les patients avec une ventilation mécanique conventionnelle ( $P = 0.01$ ) (57). Bien que

le niveau de PEP optimal soit encore débattu, plusieurs données plaident pour l'utilisation de niveaux de PEP plus élevés avec un faible volume courant (15, 76, 162). Dans le cadre de la chirurgie abdominale, un niveau de PEP entre 6 et 8 cmH<sub>2</sub>O a été utilisé dans la stratégie de ventilation protectrice, en conjonction avec de faibles volumes courants et des manœuvres de recrutement, dans l'étude IMPROVE qui a démontré les avantages de cette stratégie par rapport à la ventilation traditionnelle (pas de PEEP, 10-12 ml/kg de volume courant et aucune manœuvre de recrutement) (15) .

Fait intéressant, 2 niveaux de PEEP (0-2 vs 12 cmH<sub>2</sub>O) associés à une réduction des volumes courants ont été comparés chez 900 patients subissant une chirurgie abdominale (163). Il n'y avait pas de différence entre ces stratégies en termes de complications pulmonaires post-opératoires, mais plus de patients ont requis des drogues vaso-actives dans le groupe ventilé avec de hauts niveaux de PEP (62 vs 51%, P = 0.0016) et plus de patients ont nécessité une stratégie de sauvetage pour la désaturation dans le groupe ventilé sans PEP (8 vs 2%, P = 0.0008). Par ailleurs, une évaluation de l'impact des paramètres de ventilation a été conduite dans une large analyse de 29343 patients ayant bénéficié d'une anesthésie générale (en excluant les chirurgies cardiaque, thoracique, et la chirurgie de transplantation hépatique) (162) .

Les auteurs ont constaté que dans cette cohorte de patients pris en charge avec de faibles niveaux de PEP (médiane [Interquartile Q1 et Q3] = 4 [2.2-5] cmH<sub>2</sub>O), que l'utilisation de faibles volumes courants (en dessous de 8 ml/kg de poids prédit) étaient associés à une mortalité augmentée. Ceci suggère que les niveaux de PEP faibles ne doivent pas être associés à de faibles volumes courants, comme suggéré il y a plus de 50 ans dans l'étude de Bendixen, alors que peu ou pas de PEEP étaient utilisés, même si cela n'a pas n'avait pas été directement abordé dans leur étude (45).

Quelques études ont évalué l'impact de la PEP chez les patients ayant subi une chirurgie cardiaque : Zupancich et al. ont montré une diminution des biomarqueurs inflammatoires systémiques et pulmonaires après chirurgie cardiaque avec une ventilation protectrice (volumes courants plus faibles et des niveaux de PEP plus élevés) par rapport à la ventilation traditionnelle. Avec la ventilation protectrice et la ventilation traditionnelle, le niveau moyen de PEP étaient respectivement de  $9.1 \pm 3.5$  et  $2.1 \pm 2.2$  cmH<sub>2</sub>O, P <0.001 (14)

Dongelmans et al. ont réalisé une analyse rétrospective de deux études randomisées contrôlées en comparant 2 niveaux de PEEP (5 et 10 cmH<sub>2</sub>O) après une chirurgie cardiaque (164). Cent vingt et un patients ont été analysés et la compliance ainsi que l'oxygénation ont été améliorées avec des niveaux de PEEP plus élevés et sans différence concernant le recours aux inotropes. Fait intéressant, moins de patients ont nécessité l'administration d'oxygène après la sortie de soins intensifs dans le groupe ventilé avec des niveaux plus élevés de PEEP. Sans explication claire, chez les patients ayant des niveaux plus élevés de PEEP, la durée d'intubation était augmentée dans cette analyse,  $16.9 \pm 6.1$  vs.  $10.5 \pm 5.0$  heures ( $p < 0.001$ ) (164)

Borges et al. ont inclus 136 patients ventilés avec de faibles volumes courants après un pontage aorto-coronarien et comparées 3 groupes de patients avec PEEP de 5, 8 et 10 cm H<sub>2</sub>O. Avec une PEEP de 10 cm H<sub>2</sub>O, la compliance et l'oxygénation ont été significativement améliorées en comparaison avec les autres niveaux de PEEP. Le rapport PaO<sub>2</sub>/FiO<sub>2</sub> étaient respectivement de  $270 \pm 90$ ,  $279 \pm 71$  et  $328 \pm 85$  mm Hg, et la fréquence des hypoxémies (PaO<sub>2</sub>/FiO<sub>2</sub> < 300 mm Hg) était significativement réduite avec le niveau de PEEP à 10 cmH<sub>2</sub>O. Les auteurs ne signalent pas l'impact hémodynamique des niveaux plus élevés de la PEP dans cette étude (165).

En ce qui concerne la ventilation protectrice chez les patients sans SDRA, les études rapportent l'utilisation des niveaux beaucoup plus élevés de PEP par rapport à la ventilation conventionnelle (15, 57, 166)

## **2.4. Obstacles à l'implémentation de la ventilation protectrice**

Les deux obstacles pratiques importants pour l'implémentation de la ventilation protectrice sont l'obtention facile de la taille des patients alités lorsqu'ils sont sous ventilation mécanique et la relative complexité de la formule pour obtenir le poids prédit.

### **2.4.1 Obtenir la taille des patients sous ventilation mécanique**

En ce qui concerne la taille des patients, il est difficile de l'obtenir chez tous les patients médicaux en pratique courante. Cela peut sembler être une barrière facile à surmonter, mais dans la pratique quotidienne, ce n'est pas le cas compte tenu de la surcharge de travail, de la difficulté parfois de trouver

un mètre pour mesurer les patients (et l'utilisation de mètres rubans trop petits qui nécessitent une prise de mesure en deux fois), des risques potentiels d'infection (les patients sont souvent en isolement lorsqu'ils ont des pneumonies ou des SDRA acquis sous ventilation). Ceci explique que, dans la pratique, la taille utilisée est souvent la taille estimée visuellement.

Au cours d'un sondage téléphonique mené en Angleterre dans 20 unités de soins intensifs utilisant régulièrement le cathéter de Swan Ganz (ce qui nécessite d'obtenir la taille pour les mesures hémodynamiques), la taille était estimée visuellement dans 5 unités (167).

Dans notre expérience, cette pratique est probablement plus répandue, mais il s'agit d'une hypothèse car il y a peu de données précises. Comme nous avons tenté de le démontrer dans ce programme de recherche, les erreurs liées à la taille sont parfois importantes et ont une influence pour les réglages du volume courant. Dans certain cas, à cause de l'absence de la taille et de l'impossibilité de calculer le poids prédit, ou du fait d'une négligence du problème, le poids réel du patient est utilisé pour calculer le volume courant, ce qui entraîne des erreurs majeures, en particulier chez les patients petits (en particulier les femmes) et chez les patients obèses (13). Nous avons donc opté pour la mesure de segments de membres (par exemple la jambe, indice de Chumlea), plus faciles à mesurer et bien corrélés à la taille des patients.

#### **2.4.2 Formule pour calculer le poids prédit**

Malheureusement, les formules pour calculer le poids prédit des patients sont assez compliquées et ne permettent pas de faire un calcul mental rapide, et nécessitent d'avoir une calculatrice, une application pour Smartphones ou des abaques. Cet obstacle aussi peut sembler surmontable, mais encore une fois, en pratique courante, il n'est pas négligeable.

Ces deux obstacles s'additionnent, car sans taille, il est impossible de calculer le poids prédit, et avec une taille, il faut trouver la formule pour calculer le poids prédit. C'est pourquoi, nous nous sommes orientés vers un outil intégrant ces deux capacités de mesure de la taille et de calcul du poids prédit et d'autres calculs reliés.



## 2.5. La notion et le rôle du poids prédit chez les patients sous ventilation mécanique

En ce qui concerne particulièrement la notion du poids prédit, il est à noter qu'il y a une équation spécifique pour trouver le poids prédit qui dépend de la taille ainsi que du sexe du patient.

Poids prédit (kg) = 50 kg + (0.91\* taille (en cm)-152.4) pour les hommes,

Poids prédit (kg) = 45.5 kg + (0.91\* taille (en cm)-152.4) pour les femmes (1, 168).

Il est maintenant recommandé de régler les volumes courants en fonction du poids prédit: un volume courant de 6 à 8 ml /kg du poids prédit chez les patients avec SDRA et inférieur à 10 ml/kg du poids prédit chez les patients sans SDRA. Ceci est d'autant plus important qu'il existe une épidémie d'obésité en particulier dans les pays occidentaux (169, 170).

Alors que dans les années 80, l'obésité définie par un BMI > 30 kg/m<sup>2</sup> représentait environ 10 % de la population, elle est maintenant de 40% aux États-Unis et de près de 30% au Canada (171-173).

## 2.6 Les éléments essentiels pour l'automatisation du volume courant

Un des éléments les plus importants pour régler la ventilation mécanique est le volume courant à délivrer aux patients. Afin de calculer le volume courant chez les patients sous ventilation mécanique, il faut tout d'abord connaître leur poids prédit, ce qui est souvent complètement différent du poids réel, en particulier chez les patients obèses. Le poids prédit ou poids idéal théorique est calculé par rapport à la taille des patients et de leur genre. La taille des poumons est en rapport direct avec la taille et le sexe des patients mais pas avec le poids réel des patients (43).

Par exemple, un patient qui mesure 170 cm et qui pèse 50 kg a le même volume pulmonaire qu'un patient de 170 cm et qui pèse 100 kg. Le volume pulmonaire des patients devrait donc évidemment être considéré comme un élément majeur pour un réglage optimal du volume courant administré au cours de la ventilation mécanique. En conséquence, le poids prédit et la taille des patients sont deux éléments importants à considérer au cours de la ventilation mécanique et ne devraient pas être négligés.

C'est pourquoi la base des réglages optimisés au cours de la ventilation mécanique passe par la mesure de la taille et le calcul du poids prédit. Notre projet s'est donc concentré sur cet objectif d'obtenir la taille et le poids prédit pour que l'automatisation des réglages de la ventilation soit basée sur ces paramètres.

## **Chapitre 3**

### **Mesure de la taille du patient et calcul du poids prédit**

### **3.1 Introduction**

Comme nous l'avons vu, la taille devrait être un élément majeur pour bien régler les ventilateurs et en particulier le volume courant à administrer aux patients. Nous avons réalisé une étude pour comparer les méthodes habituellement utilisées pour déterminer la taille chez les patients alités sous ventilation mécanique (mesure avec un ruban ainsi que l'estimation visuelle) et les mesures alternatives (la mesure optique ou la mesure dérivée de la mesure de certains segments de membres du corps).

Nous allons également présenter l'impact de l'erreur sur la mesure de la taille en particulier chez les patients obèses et chez les femmes et, d'une manière générale, chez les patients avec une petite taille.

Dans un premier temps, nous présenterons les problèmes pratiques liés à la mesure de la taille avec les mesures traditionnelles, ensuite nous présenterons des méthodes alternatives et plus précisément celles que nous avons sélectionnées (mesure dérivée à partir de l'avant-bras et de la jambe des patients), ensuite sera présentée la méthodologie, les résultats et la discussion des résultats concernant cette étude.

#### **3.1.1. Comment mesure-t-on la taille chez les patients sous ventilation mécanique**

La taille est l'une des valeurs physiologiques les plus importantes et le volume des poumons est étroitement lié à celui-ci (43). Plus précisément, la mise en œuvre de la ventilation mécanique protectrice est basée sur la réduction du volume courant et les recommandations reposent sur des valeurs de volume courant exprimées en ml par kg de poids prédit. La taille est nécessaire pour trouver le poids prédit du patient. Il faut en effet utiliser le poids prédit pour trouver le volume courant administré au patient et non le poids corporel réel (13, 174). Ceci est d'autant plus vrai que le nombre de patients obèses est de plus en plus significatif du fait de l'épidémie d'obésité dans la population des pays occidentaux (169, 170)

Dans la méta-analyse d'Eichaker (3) qui a analysé cinq essais randomisés contrôlés ayant évalué l'impact du volume courant sur la mortalité chez les patients avec un SDRA, il faut souligner que quatre méthodes différentes avaient été utilisées pour exprimer le poids pour calculer les volumes courants (3). Le volume courant était rapporté au poids sec dans l'étude de Brochard et al. (105), au poids corporel réel dans l'étude d'Amato (2), au poids prédit dans les études du NIH (1, 175) et au poids idéal théorique dans l'étude de Stewart (176). Il est maintenant recommandé de régler le volume courant en fonction du poids prédit ou du poids idéal théorique et non en fonction du poids réel (75, 177).

Il a été démontré dans les études précédentes que la taille du patient aux soins intensifs est rarement connue (178) et les données dans le dossier du patient ne sont pas fiables à 100% (179). Ce qui fait que les professionnels de la santé décident de déterminer la taille soit sur la base d'une estimation visuelle (180) soit à l'aide d'un ruban à mesurer pour les patients alités (181, 182).

D'après notre expérience, l'estimation visuelle semble fréquemment utilisée chez les professionnelles de la santé mais il a été montré qu'elle était peu fiable (181, 183)

### **3.2 Les problèmes liés à la mesure des patients alités**

Les patients alités sont souvent entourés de nombreux équipements médicaux (ventilateurs, dialyses, machines à ECMO (oxygénation par membrane extra-corporelle), drains, etc.) qui peuvent limiter ou au moins compliquer l'accès au lit du patient. Après leur chirurgie ou en arrivant aux soins intensifs, les patients peuvent être placés de travers dans leur lit. De plus, très souvent et en particulier lors de l'arrivée des patients ou immédiatement après l'intubation, plusieurs personnes sont autour des patients avec plusieurs tâches à réaliser, et la mesure du patient semble souvent une question non prioritaire pour l'ensemble des soignants. La mesure de la taille n'est donc pas faite initialement. En pratique, et dans de nombreux services, il semble que les patients soient mesurés seulement lorsque le diagnostic de SDRA est posé, c'est-à-dire tardivement. Herasevitch a démontré que seuls 26% des SDRA étaient diagnostiqués par les cliniciens le jour où il survenait (34) et que l'exposition à une ventilation non protectrice approchait 2 jours (184), et ces données étaient obtenues dans des services travaillant sur le SDRA. (34) Ceci explique que la taille est souvent négligée, ou rapidement estimée visuellement ou bien

rapidement mesurée au ruban avec un risque élevé d'erreurs comme nous le montrerons dans cette thèse (voir plus loin). Il faut également tenir compte de la position du patient dans le lit qui joue un rôle important quand les professionnels de la santé estiment la taille. De plus, les informations enregistrées sur les dossiers médicaux des patients ainsi que la connaissance de leurs entourages par rapport de sa taille ne sont pas toujours pas fiables ou disponibles. Enfin, dans notre expérience, nous avons souvent vu des mètres rubans de petite taille obligeant à prendre les mesures en deux fois, augmentant encore le risque d'erreurs.

Dans ce contexte, nous avons réfléchi à des méthodes de mesures alternatives permettant de contourner ces obstacles.

### **3. 3 Les mesures alternatives pour déterminer la taille**

Il existe une relation entre la taille de certains segments de membres et la taille totale d'un individu (48, 185-189). Cette relation dépend du sexe, parfois de l'âge et de l'origine géographique (167-170). Chez les patients alités, la jambe et le bras sont des parties du corps les plus facilement accessibles pour mesurer la taille dans cette optique.

Plusieurs méthodes ont été décrites pour obtenir la taille des patients de façon indirecte (Figure 3.1). Les différentes méthodes alternatives pour mesurer la taille des patients sont décrites dans le tableau (non exhaustif) ci-dessous. Nous avons choisi d'évaluer plus spécifiquement les méthodes indirectes de mesure avec la mesure de la longueur de la jambe (dérivée de la méthode de Chumlea) (187), ou par la mesure de l'avant-bras du patient (190).

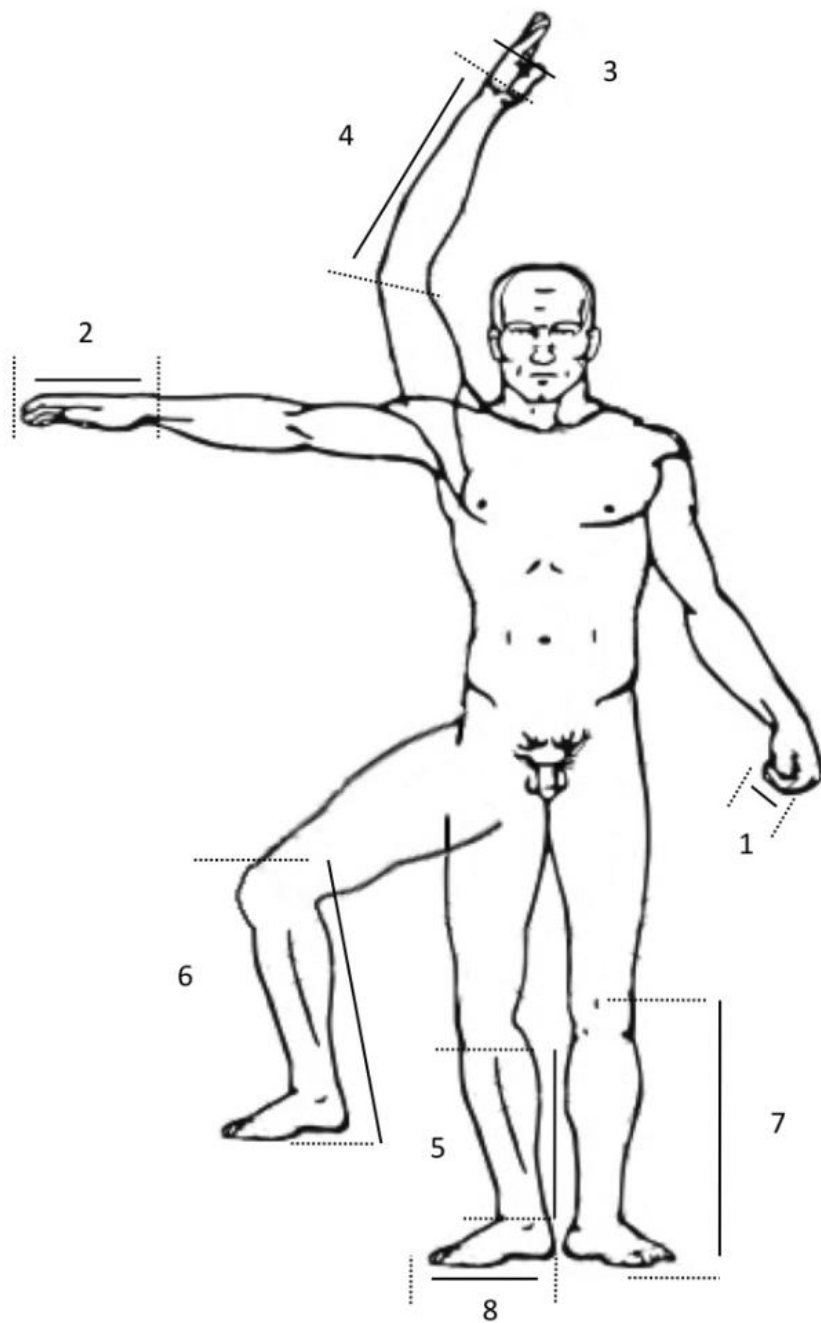


Figure 3.1 Segments de mesure des membres du corps

1: phalange distale ; 2: longueur de la main, à partir de l'extrémité du 5<sup>e</sup> doigt au poignet; 3: largeur maximale du main; 4: cubitus, de l'olécrane à l'apophyse styloïde; 5: longueur du tibia, à partir de la ligne articulaire supérieure de l'extrémité de la malléole interne; 6: Mesure Chumlea standard, le patient est positionné en position couchée, genou soulevé verticalement avec un angle de 90 ° entre le fémur et le tibia, et le caliper est positionné sous le talon et sur condyle fémoral de la jambe; 7: mesure de Chumlea modifié, le patient reste en position couchée et le mètre ruban est positionné sous le talon et sur la ligne supérieure de la rotule (environ un doigt et demi); 8: longueur du pied, à partir de l'extrémité de la première orteil jusqu' à la partie postérieure du talon.

Dessin réalisé par le Pr Erwan L'Her.

### **Indice de phalange distale** (188)

Homme: Taille I1 (cm) = 151.88 + [9.79 x Longueur (cm)] Femme: Taille I1 (cm) = 145.78 + [6.69 x Longueur (cm)] Homme: Taille I2 (cm) = 152.38 + [9.79 x Longueur (cm)] Femme: Taille I2 (cm) = 148.78 + [6.69 x Longueur (cm)]

### **Longueur de la main** (48, 188, 189)

Homme: Taille HL1 (cm) = 94.835 + [4.187 x Longueur (cm)] Femme: Taille HL1 (cm) = 74.404 + [4.945 x Longueur (cm)]

Homme: Taille HL2 (cm) = 88.243 + [4.39 x Longueur (cm)] Femme: Taille HL2 (cm) = 81.314 + [4.42 x Longueur (cm)]

Homme: Taille HL3 (cm) = 55.7 + [6.06 x Longueur (cm)] Femme: Taille HL3 (cm) = 101.13 + [3.39 x Longueur (cm)]

### **Largeur de la main** (48, 189)

Homme and Femme: Taille HW1 (cm) = 66.366 + [4.031 x Longueur (cm)] + [3.177 x Largeur (cm)]

Homme: Taille HW2 (cm) = 98.23 + [8.51 x Longueur (cm)] Femme: Taille HW2 (cm) = 110.39 + [6.13 x Longueur (cm)]

### **Ulna** (191, 192)

Homme: Taille U1 (cm) = 74.15 + [3.7 x Longueur (cm)] Femme: Taille U1 (cm) = 57.76 + [4.27 x Longueur (cm)]

Homme: Taille U2 (cm) = 76.65 + [3.7 x Longueur (cm)] Femme: Taille U2 (cm) = 60.26 + [4.27 x Longueur (cm)]

Homme: Taille U3 (cm) = 34.95 + [5.17 x Longueur (cm)] Femme: Taille U3 (cm) = 25.53 + [5.63 x Longueur (cm)]

## **Tibia** (191-194)

Homme et Femme: Taille T1 (cm) = 91.19 + [2 x Longueur (cm)] Homme: Taille T2

(cm) = 70.18 + [2.55 x Longueur (cm)]

Femme: Taille T2 (cm) = 61.89 + [2.7 x Longueur (cm)] Homme: Taille

T3 (cm) = 78.52 + [2.52 x Longueur (cm)] Femme: Taille T3 (cm) = 61.53

+ [2.9 x Longueur (cm)] Homme: Taille T4 (cm) = 81.02 + [2.52 x

Longueur (cm)] Femme: Taille T4 (cm) = 64.03 + [2.9 x Longueur (cm)]

Homme: Taille T5 (cm) = 53.36 + [3.18 x Longueur (cm)] Femme: Taille

T5 (cm) = 42 + [3.44 x Longueur (cm)]

## **Chumlea** (187)

Homme: Taille (cm) = 64.19 - (0.04 \* âge) + (2.02 \* Indice de Chumlea (cm)) Femme: Taille (cm)

= 84.88 - (0.24 \* âge) + (1.83 \* Indice de Chumlea (cm))

## **Chumlea-1988** (186)

\* Homme : Taille (cm) = 78.31 + (1.94 \* Indice de Chumlea (cm)) - (0.14 \* âge)

\* Femme : Taille (cm) = 82.21 + (1.85 \* Indice de Chumlea (cm)) - (0.21 \* âge)

*\* les formules utilisées dans nos études sont les formules de Chumlea 1988. Dans cet article, plusieurs formules sont présentées pour différentes ethnies. Les formules que nous avons utilisées dans nos études sont les formules pour les populations caucasiennes compte tenu de la population de Québec. (186)*

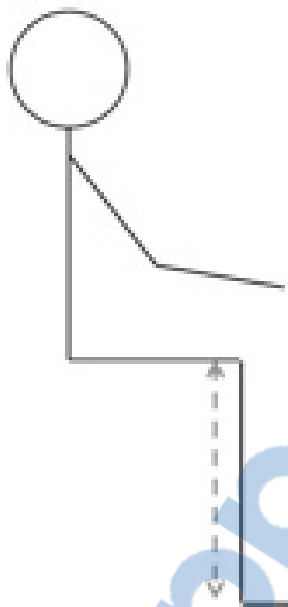
Ces méthodes alternatives pourraient avoir un intérêt pour les patients alités compte-tenu des difficultés et de l'imprécision des méthodes traditionnelles (mesure au ruban et estimation visuelle) comme nous le montrerons dans cette thèse. Pour ces patients, la méthode du ruban à mesurer pour mesurer la taille complète peut être difficile (la position du patient dans le lit, la bande de mesure est souvent plus petit que ce dont nous avons vraiment besoin et le patient est entouré avec des personnels de la santé ainsi que la présence de plusieurs équipements médicaux, etc.) (182).

Après l'obtention de données préliminaires et pour des raisons de facilité de réalisation, nous avons choisi d'évaluer plus précisément comme méthode alternative les méthodes utilisant la longueur de la jambe et la longueur de l'avant-bras.



### 3.4. Méthode alternative à partir de la jambe (méthode de Chumlea)

Une des méthodes alternatives les plus étudiées est la relation entre la longueur de la jambe et la taille. Chumlea a bien validé cette relation sur des cohortes importantes. La méthode de Chumlea (187) et sa précision ont été validées dans une étude portant sur 2841 patients âgés (< 85-90 ans) d'une population blanche non hispanique, dont 1369 hommes avec un âge moyen de  $70.6 \pm 7.1$  ans et 1472 femmes avec un âge moyen de  $71.8 \pm 7.9$  ans. Les résultats (la taille trouvée par l'équation de Chumlea) ont été 95% proches de la taille à la toise (186). Dans la même étude Chumlea a étudié d'autres équations et les a validées avec 95% proches de la taille à la toise pour des patients d'origine ethnique différente (patients d'origine asiatique, d'origine africaine, etc.) (186). Il faut mentionner que dans la même étude il est précisé que la société WHO (World Health Organization) suggère d'utiliser la distance de la jambe (méthode de Chumlea) pour déterminer la taille des patients âgés de 60ans et plus (195).



#### Homme:

$$\text{Taille (cm)} = 64.19 - (0.04 * \text{âge}) + (2.02 * \text{indice de Chumlea (cm)})$$
$$* \text{Taille (cm)} = 78.31 - (0.14 * \text{âge}) + (1.94 * \text{indice de Chumlea (cm)})$$

#### Femme:

$$\text{Taille (cm)} = 84.88 - (0.24 * \text{âge}) + (1.83 * \text{indice de Chumlea (cm)})$$
$$* \text{Taille (cm)} = 82.21 - (0.21 * \text{âge}) + (1.85 * \text{indice de Chumlea (cm)})$$

Figure 3.2 Mesure de la jambe (indice de Chumlea) pour calculer la taille des patients

\*les formules de Chumlea 1988- Les formules de Chumlea 1988 ont été utilisées pour nos études (186).

Rogerson et al (182) a utilisé la méthode de Chumlea (186, 187) avec un caliper ou avec un ruban

souple pour mesurer la jambe et a montré que la différence entre les deux méthodes de mesure était minime (182). Il a été conclu par ces auteurs que chaque diététicien devrait avoir un ruban pour mesurer le genou du patient afin de déterminer la taille du patient et la surface du corps (182).

### 3.5. Méthode alternative en mesurant l'avant-bras

Une autre méthode alternative pour obtenir la taille du patient utilise la mesure de l'avant-bras du patient. Il faut mesurer la longueur entre le point extrême du coude (olécrane) et le milieu de l'os de premier plan du poignet (processus styloïde).

Ensuite, on peut calculer la taille du patient en se basant sur le tableau suivant (190).

	Taille (m)													
H (<65 ans)	1.94	1.93	1.91	1.89	1.87	1.85	1.84	1.82	1.80	1.78	1.76	1.75	1.73	1.71
H (≥65 ans)	1.87	1.86	1.84	1.82	1.81	1.79	1.78	1.76	1.75	1.73	1.71	1.70	1.68	1.67
<b>Avant-Bras Longueur (cm)</b>	<b>32</b>	<b>31.5</b>	<b>31</b>	<b>30.5</b>	<b>30</b>	<b>29.5</b>	<b>29</b>	<b>28.5</b>	<b>28</b>	<b>27.5</b>	<b>27</b>	<b>26.5</b>	<b>26</b>	<b>25.5</b>
F (<65 ans)	1.84	1.83	1.81	1.80	1.79	1.77	1.76	1.75	1.73	1.72	1.70	1.69	1.68	1.66
F (≥65 ans)	1.84	1.83	1.81	1.79	1.78	1.76	1.75	1.73	1.71	1.70	1.68	1.66	1.65	1.63
H (<65 ans)	1.69	1.67	1.66	1.64	1.62	1.60	1.58	1.57	1.55	1.53	1.51	1.49	1.48	1.46
H (≥65 ans)	1.65	1.63	1.62	1.60	1.59	1.57	1.56	1.54	1.52	1.51	1.49	1.48	1.46	1.45
<b>Avant-Bras Longueur (cm)</b>	<b>25</b>	<b>24.5</b>	<b>24</b>	<b>23.5</b>	<b>23</b>	<b>22.5</b>	<b>22</b>	<b>21.5</b>	<b>21</b>	<b>20.5</b>	<b>20</b>	<b>19.5</b>	<b>19</b>	<b>18.5</b>
F (<65 ans)	1.65	1.63	1.62	1.61	1.59	1.58	1.56	1.55	1.54	1.52	1.51	1.50	1.48	1.47
F (≥65 ans)	1.61	1.60	1.58	1.56	1.55	1.53	1.52	1.50	1.48	1.47	1.45	1.44	1.42	1.40

Figure 3.3 Charte pour déterminer la taille du patient en connaissant la taille de son avant-bras

Il existe des chartes semblables pour obtenir la mesure des patients en fonction de l'envergure ou de la demi-envergure (de la fourchette sternale jusqu'aux doigts avec les bras étirés latéralement) (196, 197)

### 3.6. Les problèmes liés à la mesure des femmes et des patients de petite taille

Les femmes sont habituellement significativement plus petites que les hommes. Par exemple la taille moyenne des femmes canadiennes est de 161 cm alors que la taille moyenne des hommes canadiens est de 174 cm pour des adultes jeunes (198). Dans la cohorte des 3434 patients en chirurgie cardiaque, la taille moyenne chez les femmes opérées était de 156 cm et de 167 cm chez les hommes (données non publiées) (13). En effet, de nombreuses études montrent que les petits patients, ou les patients souffrant d'obésité et les femmes ne sont pas susceptibles de recevoir la ventilation mécanique protectrice (177, 199). Han et al (177, 199) ont démontré que dans une population de patients hospitalisés pour un œdème lésionnel lié à un sepsis, les femmes avaient moins de chance de recevoir une ventilation protectrice que les hommes pendant les deux premiers jours suivant un diagnostic d'ALI. En revanche, le sexe ne ressortait pas dans l'analyse multivariée de cette étude. Ce qui ressortait comme facteur de risque principal était bien la taille et non le genre, les patients avec un SDRA ont eu 20% plus chance de recevoir une ventilation protectrice si leur taille était juste 2.5 cm plus élevée que la taille moyenne des patients. Les auteurs ont suggéré que l'utilisation de la ventilation mécanique aux soins intensifs a été bien influencée par la gravité de la maladie des patients ainsi que par la taille des patients. Ces résultats montrent qu'il faut absolument trouver une méthode fiable pour déterminer la taille chez ces patients (177, 199).

Nous avons également retrouvé ce même résultat dans l'analyse secondaire de notre cohorte de patients en post-opératoire de chirurgie cardiaque (200). Lorsque la taille était entrée dans le modèle univarié, le sexe ne sortait plus comme facteur de risque de recevoir des volumes courants élevés, mais seules les données anthropométriques (taille et IMC) étaient associées aux volumes courants élevés.

### **3.7. Méthodologie de l'étude comparant les méthodes usuelles et les méthodes alternatives pour obtenir la taille chez les patients alités**

En ce qui concerne la méthodologie de cette recherche, il convient de mentionner qu'à partir de juillet 2010 à décembre 2011, nous avons mené une étude prospective pour évaluer la précision de la mesure de la taille chez les patients nécessitant une chirurgie cardiaque à l'Institut universitaire de cardiologie et de pneumologie de Québec. L'intérêt de cette population est que nous avons pour l'ensemble des patients une mesure à la toise réalisée en pré-opératoire, cette mesure représentant la méthode de référence pour cette mesure. L'autorisation nécessaire pour mener cette étude a été obtenue auprès du comité d'éthique local. Ensuite, le consentement signé et éclairé de tous les patients a été obtenu avant la chirurgie.

#### **a. Sélection des patients**

Pour commencer la sélection des patients, c'est le coordonnateur de la recherche qui a réalisé la sélection des patients avant la chirurgie. Tous les patients ont été considérés. Les critères d'exclusion étaient l'impossibilité pour le patient de se lever pour l'évaluation initiale (mesure à la toise), les patients avec une chirurgie en urgence ainsi que les patients déjà sous ventilation mécanique avant la chirurgie (Figure 3.4).

#### **b. Mesure de la taille des patients avant la chirurgie**

La taille utilisée comme la *taille de référence* est la taille mesurée avec une toise alors que les patients sont debout. Par ailleurs, on a également mesuré la longueur de la jambe pour calculer la taille du patient en utilisant la méthode de Chumlea (187).

En effet, un grand caliper a été utilisé pour mesurer la longueur de la jambe du patient quand le patient était assis en gardant son genou avec un angle de 90 degrés (Figure 3.4). Ensuite, la taille du patient a été calculée en utilisant les équations décrites précédemment par la méthode Chumlea-1988 (187).

Par ailleurs, nous avons mesuré l'avant-bras des patients avec un ruban à mesurer entre l'extrémité du coude (olécrane) et le milieu de l'os de premier plan du poignet (processus styloïde). Nous avons ensuite calculé la taille du patient en se basant sur le tableau déjà présenté (187). [Figure 3.4].

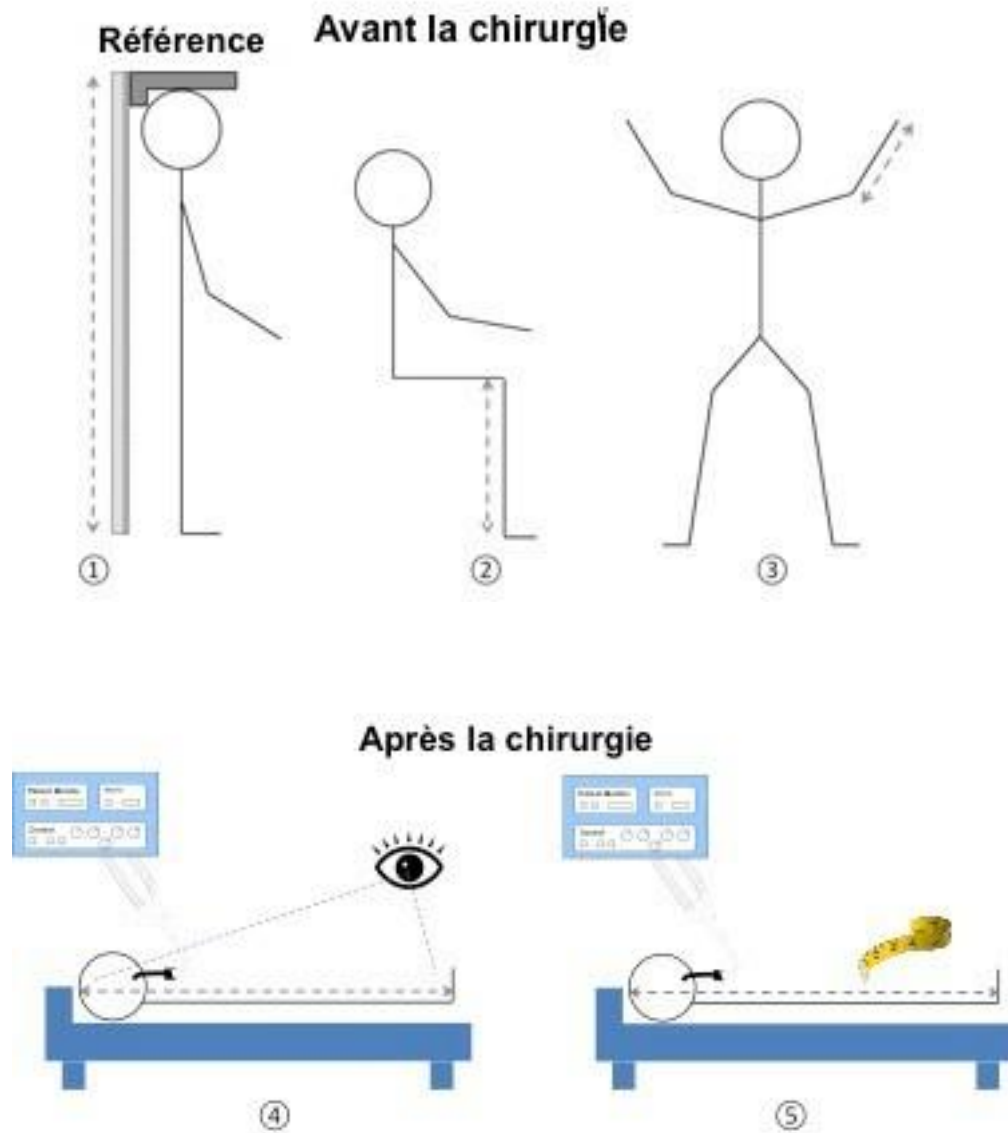


Figure 3.4: Différentes méthodes pour obtenir la taille du patient

Cinq méthodes pour obtenir la taille du patient ont été comparées. Avant la chirurgie, les patients ont été mesurés à la toise alors que les patients étaient debout (1); cette mesure a été utilisée comme la taille de référence. La taille de la jambe (2) et l'avant-bras (3) ont également été mesurées et la taille du patient a été dérivée des formules précédemment validées [101, 111]. Après la chirurgie, à l'arrivée aux soins intensifs, la taille du patient a été estimée visuellement (4) par un médecin et le patient a été mesuré avec un ruban à mesurer (5) chez les patients alités en position couchée

### **c. Mesure de la taille après la chirurgie**

Pour effectuer cette étude, nous avons enregistré d'autres données concernant les premières minutes qui suivent l'arrivée du patient à l'unité de soins intensifs, alors que les patients étaient sous ventilation mécanique. Tout d'abord, la taille du patient a été estimée visuellement par une infirmière ou un inhalothérapeute et la taille du patient a été mesurée par une infirmière avec un ruban à mesurer alors que le patient était alité. Ni les infirmières, ni les inhalothérapeutes n'étaient pas au courant de la taille du patient mesurée avant la chirurgie [Figure 3.4].

### **d. Analyse statistique des méthodes de mesure de la taille des patients**

Pour mener l'analyse statistique de notre travail, nous avons présenté les valeurs des données sous forme de moyenne  $\pm$  écart-type. L'accord entre les différentes méthodes a été vérifié par la méthode de Bland et Altman (201) et toutes les données sont présentées sous forme de corrélation et sous forme de graphique de Bland-Altman. Le biais estimé (moyenne des différences entre les méthodes de mesure), et 95% des limites de concordance (explicitée en tant que données  $\pm$  erreur type) ont été calculées. Les erreurs étaient définies par rapport à la mesure de référence (mesure à la toise). Pour conclure, nous avons analysé les résultats en utilisant une analyse statistique avec la méthode de Wilcoxon-signed rank (Prism 4 pour MAC) et en utilisant également le programme Excel (Microsoft Office pour Mac).

## **3.8. Résultats de la comparaison entre les méthodes de mesure de la taille**

### **a. Patients inclus dans cette étude**

Cent patients ont été étudiés (73 hommes et 27 femmes) avec un âge moyen de  $66 \pm 10$  ans. Un total de 500 mesures de la taille des patients a été obtenu. Le poids moyen réel a été de  $76,1 \pm 11,0$  kg alors que le poids prédit moyen était de  $60,6 \pm 8,2$  kg. La taille moyenne mesurée par la toise avant la chirurgie était de  $165,7 \pm 8,0$  cm. Les données sur les tailles obtenues avec les différentes méthodes de mesure ont été présentées dans les tableaux 3.1-3.2.

	Poids prédit basé sur la taille à la Toise (Référence)	Poids prédit basé sur l'estimation visuelle	Poids prédit basé sur le ruban	Poids prédit basé sur la jambe (Chumlea)	Poids prédit basé sur l'avant	Valeur de p
Poids Prédit (kg) Moyenne ±SD	<b>61.0±9.7</b>	<b>64.6±8.8</b>	<b>64.4±10.0</b>	<b>63.2±9.7</b>	<b>62.7±8.0</b>	<b>&lt;0.001</b>
Biais (95% CI) (kg)	-	-3.5 (-15.8-8.8)	+3.2 (-12.2-5.7)	+2.1 (-9.1-4.8)	+1.2 (-10.1-7.8)	-
Erreur (kg) * Moyenne ± SD	-	<b>5.7±4.3</b>	<b>4.2±3.6</b>	<b>3.4±2.4</b>	<b>3.5±3.1</b>	<b>&lt;0.001</b>
Erreur Max (kg)*	-	<b>18.7</b>	<b>17.3</b>	<b>10.9</b>	<b>18.2</b>	-
% Erreur (kg)* Moyenne ±SD	-	<b>10.0±8.5</b>	<b>7.2±6.8</b>	<b>5.8±4.3</b>	<b>6.0±5.4</b>	<b>&lt;0.001</b>
Nombre de patient avec erreur > 5 % *	-	<b>63</b>	<b>48</b>	<b>41</b>	<b>45</b>	<b>0.005</b>
Nombre de patient avec erreur > 10 % *	-	<b>40</b>	<b>25</b>	<b>15</b>	<b>15</b>	<b>&lt;0.001</b>
Nombre de patient avec erreur > 20 % *	-	<b>9</b>	<b>7</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>0.027</b>

Tableau 3.1 Différence entre le poids prédit sur la taille de référence et sur la base des autres moyens de mesure. Le nombre de patients présentant des erreurs supérieures à 5, 10 et 20% entre le poids corporel réel par rapport au poids prédit était de 88, 78 et 63 respectivement.

\* Les erreurs sont des comparaisons avec le poids prédit calculé avec la valeur de la taille de référence (à la toise alors que le patient était debout avant la chirurgie)

	Taille à la toise (Référence)	Estimation Visuelle	Ruban	Jambe (Chumlea)	Avant bras	Valeur de p
Taille (cm) Moyenne ± SD	165.8±9.1	169±8.3	169.4±9.7	168.2±9.0	167.2±7.4	<0.001
Biais (95% CI)	-	-4.0 (-17.7-9.7)	-3.7 (-13.5-6.2)	-2.4 (-10.0-5.2)	-1.3 (-10.8-8.6)	-
Erreur (cm)* Moyenne ± SD	-	6.4±4.8	4.7±4.0	3.7±2.6	3.7±3.4	<0.001
Erreur Max (cm)	-	20.5	19.0	11.9	20	-
% Erreur* Moyenne ±SD	-	3.9±3.1	2.9±2.5	2.3±1.6	2.3±2.0	<0.001
Nombre de patient avec erreur > 5 % *	-	31	16	7	12	0.002
Nombre de patient avec erreur > 10 % *	-	5	2	0	1	0.074

Tableau 3.2 Comparaison des valeurs de référence et les autres méthodes de mesure de la taille du patient.

\* Les erreurs de mesure sont des comparaisons avec la valeur de référence de la taille (à la toise alors que le patient était debout avant la chirurgie)



### **b. Différences entre la taille de référence, la taille mesurée par la méthode du ruban et la taille trouvée par la méthode de l'estimation visuelle**

Il convient tout d'abord de mentionner que la taille mesurée par le ruban et l'estimation visuelle ont été bien corrélées avec la taille à la toise ( $R^2 = 0.74$ ,  $p < 0.0001$  et  $R^2 = 0.46$ ,  $P < 0.0001$ ). En effet, par rapport à la référence, on peut constater que l'erreur avec un ruban à mesurer était de -3.7 cm avec des limites de 95% d'intervalle de confiance entre  $-13.5 \pm 6.1$  cm et  $17 \pm 10$  cm et l'erreur de la méthode de l'estimation visuelle était de -4 cm.

L'erreur maximale avec la méthode d'un ruban à mesurer et la méthode de l'estimation visuelle était de 19 cm et 20.5 cm respectivement.

Par ailleurs, l'erreur de l'estimation visuelle était inversement corrélée avec la taille du patient ( $r = 0.52$ ,  $P < 0.0001$ ). Cette erreur était significativement plus élevée chez les patients de 166 cm ou moins par rapport à ceux de plus de 166 cm (médiane des tailles) ( $1.6 \pm 5.8$  vs  $7.4 \pm 6.0$ ,  $P < 0.001$ ).

Par ailleurs, les erreurs moyennes de l'estimation étaient plus élevées chez les patients de petite taille (taille  $< 167$  cm), l'erreur maximale de l'estimation étaient d'environ de 20 cm plus élevés chez les patients plus grands que 167cm. On conclut donc, l'impact sur le volume courant est potentiellement plus élevé chez les patients plus petits (Figure 3.6).

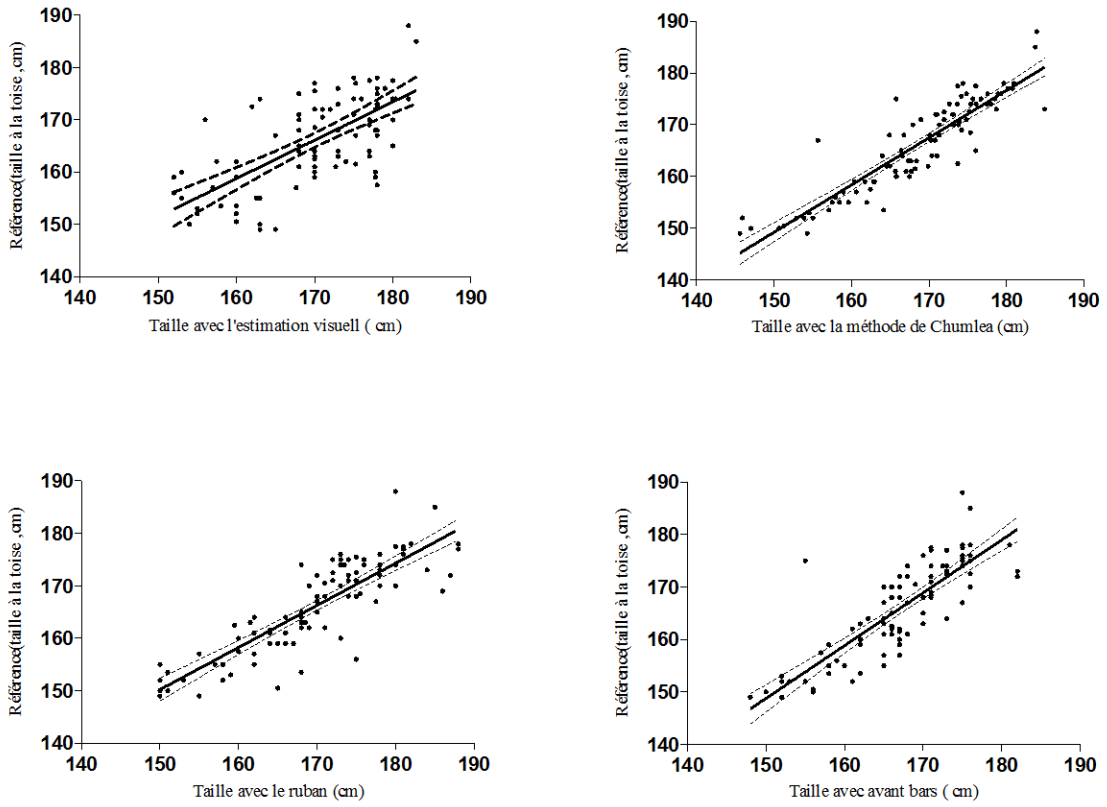


Figure 3.5 La corrélation entre la taille à la toise (Référence) avec les autres méthodes de mesure alternatives

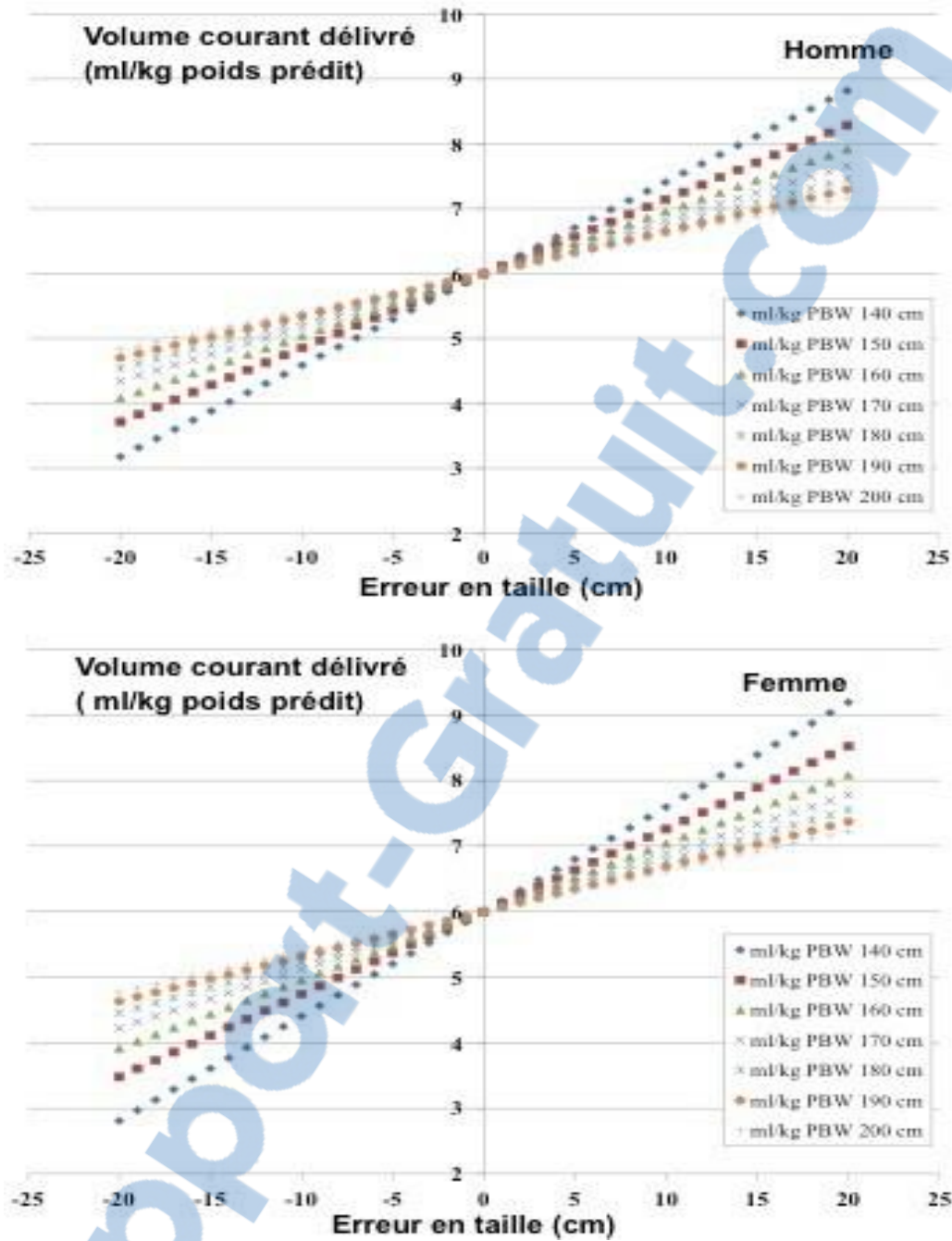


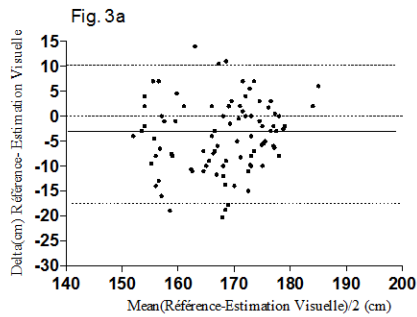
Figure 3.6 L'impact de l'erreur de mesure de la taille sur la mise en œuvre de la ventilation protectrice chez les hommes (panneau supérieur) et chez les femmes (partie inférieure). Le volume courant vraiment livré (ml/kg de poids prédit) avec un volume courant cible de 6 ml/kg poids prédit pour différentes erreurs sur les mesures des différentes tailles

### **c. Autres techniques utilisées: la taille dérivée de la longueur de la jambe et de l'avant-bras**

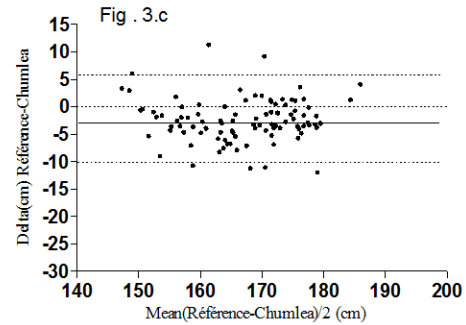
La taille dérivée de la jambe et de l'avant-bras étaient bien corrélées avec la taille obtenue à la toise ( $r^2 = 0.81$ ,  $P < 0.0001$  et  $r^2 = 0.74$ ,  $P < 0.0001$ ). Par rapport à la référence, l'erreur de la méthode de la jambe était à -2.4 cm avec des limites de 95% de l'intervalle de confiance entre -10.0 et 5.2 cm et -10.8 et 8.6 cm et l'erreur avec l'avant-bras était de -1.3 cm.

Nous avons observé que l'erreur maximale de la taille trouvée par la méthode de la jambe et la méthode de l'avant-bras était de 11.9 cm et 20 cm respectivement.

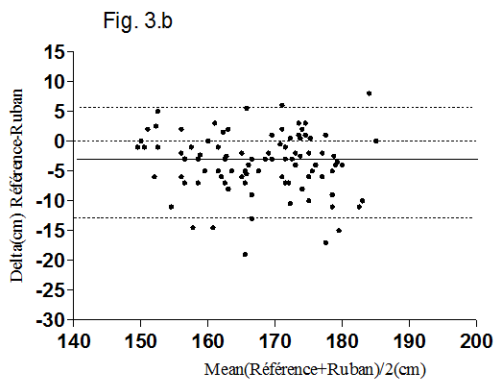
La figure 3.7 (a, b, c, d) montre les limites de l'accord entre les valeurs de référence et chacune des valeurs de mesure (méthode d'estimation visuelle, ruban à mesurer, la méthode de la jambe, la méthode d'avant-bras).



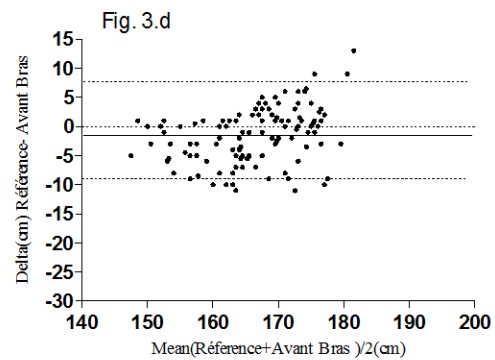
Bias	-3.69510
SD of bias	7.04966
95% Limits of Agreement	
From	-17.5124
To	10.1222



Bias	-2.40248
SD of bias	3.88944
95% Limits of Agreement	
From	-10.0258
To	5.22081



Bias	-3.69184
SD of bias	5.03118
95% Limits of Agreement	
From	-13.5529
To	6.16927



Bias	-1.27236
SD of bias	4.97587
95% Limits of Agreement	
From	-11.0251
To	8.48034

Figure 3.7 Les graphes de Bland et Altman - comparaison de la valeur de référence pour la mesure de la taille avec les différents méthodes : de l'estimation visuelle (3a), un ruban de mesure (3b), la mesure de la jambe (Chumlea)(3c) et la mesure de l'avant-bras (3d). Ligne horizontale représente la moyenne des différences (biais) et les lignes pointillées représentent la précision (95% intervalle de confiance = biais  $\pm$  1,96 écarts-types de la différence).

Ces résultats montrent également que l'estimation visuelle est la méthode la moins précise par rapport à la méthode de Chumlea et la méthode du ruban à mesurer. La méthode de Chumlea a les valeurs les plus proches des valeurs de référence. Les tailles trouvées par la méthode du ruban sont moins précises que prévu. Une différence de  $\pm 5$  cm par rapport à la méthode de référence peut être considérée acceptable, cela correspondrait à une différence inférieure à 5%.

### **3.9 Discussion**

Cent patients ont participé à cette étude au cours de laquelle différentes méthodes pour obtenir la taille des patients alités ont été comparées avec la mesure de la taille à la toise utilisée comme méthode de référence. Nous avons évalué la mesure avec un ruban, l'estimation visuelle de la taille, et des méthodes alternatives (la taille du patient à partir de la longueur de la jambe, et la méthode de la mesure de l'avant-bras). Nous avons constaté que la taille des patients obtenue en utilisant la méthode de l'estimation visuelle n'est pas précise. Les méthodes alternatives telles que la taille de la jambe et la méthode utilisant la taille de l'avant-bras étaient proches de la méthode de référence et au moins aussi précise que la méthode de mesure avec un ruban.

Ces erreurs de mesure pourraient avoir une répercussion importante sur la détermination d'un volume courant adéquat pour une ventilation mécanique protectrice. C'est la raison pour laquelle les méthodes décrites dans cette étude pourraient être utilisées pour améliorer l'implémentation de la ventilation protectrice.

La taille est l'une des valeurs physiologiques les plus importantes au cours de la ventilation mécanique pour ajuster les réglages du ventilateur car les volumes pulmonaires sont étroitement liés à celle-ci (43). Plus précisément, la mise en œuvre de la ventilation mécanique protectrice avec les volumes courants faibles repose sur la taille du patient. En effet, la taille est nécessaire pour calculer le poids prédit et il faut utiliser le poids prédit plutôt que le poids réel pour trouver le volume courant idéal pour protéger les poumons (13, 174).

Il a été montré dans les études précédentes que la taille des patient aux soins intensifs n'est pas toujours connue (167, 178) et les données dans le dossier du patient ne sont pas fiables (180). Les professionnels

de la santé décident de déterminer la taille soit sur la base d'une estimation visuelle ou bien à l'aide d'un ruban à mesurer pour les patients alités. L'estimation visuelle semble être une méthode souvent utilisée chez les professionnelles de la santé jusqu'au 80% (181, 183). Nos résultats démontrent qu'avec les méthodes usuelles telles que l'estimation visuelle et la méthode de mesure avec un ruban chez les patients alités, l'erreur peut aller jusqu'à 20 cm et est plus importante chez les patients de petite taille.

En règle générale, les femmes sont plus petites que les hommes. De nombreuses études montrent que chez les petits patients, les patients souffrant d'obésité et les femmes reçoivent moins souvent une ventilation mécanique protectrice (13, 177, 199).

Ceci est possiblement expliqué par le fait que l'erreur faite par l'estimation visuelle est plus importante chez les patients les plus petits comme nous l'avons montré dans notre étude.

Les hommes sous ventilation mécanique ont plus de chance de recevoir une de ventilation protectrice que les femmes (199). Nos résultats montrent que l'erreur moyenne de l'estimation visuelle était plus élevée chez les patients de petite taille (<167 cm de hauteur), avec une erreur maximum allant jusqu'à +20 cm.

L'impact sur le volume courant est plus élevé chez les plus petits patients du fait de l'erreur plus importante (Figure 3.6).

Plusieurs méthodes ont été décrites pour obtenir la taille du patient de manière indirecte en mesurant la longueur de segments de membres. Nous avons évalué parmi ces méthodes, la mesure de la longueur de la jambe (méthode de Chumlea) (187) et la mesure de la longueur de l'avant-bras du patient (190).

En particulier, ces méthodes alternatives peuvent avoir un intérêt pour les patients alités. Pour ces patients, la méthode de mesure avec un ruban à mesurer peut être difficile (la position du patient dans le lit, le ruban est souvent trop petit par rapport à la taille du patient et l'entourage du lit du patient est souvent encombré avec du personnel et de nombreuses machines (182)

En effet, nos résultats ont montré que les méthodes indirectes (la taille de la jambe, la mesure d'avant-bras) ont une précision satisfaisante pour déterminer la taille des patients alités avant ou après la chirurgie. D'autre part, P.Ritz et al (202) ont montré que la méthode de Chumlea est moins précise pour les jeunes populations, mais est fiable pour les personnes âgées (186). Il est à noter que la méthode de Chumlea a été fondée sur la population caucasienne et comme indiqué par Hwang et al (203), cette méthode n'est pas bonne pour la population asiatique incluant la population coréenne. Ils ont bien précisé que l'utilisation de la taille d'avant-bras n'est pas pratique parce qu'il existe beaucoup d'équipement (par exemple les solutés) autour de l'avant-bras du patient ce qui peut entraîner des erreurs avec cette méthode.

Les erreurs de mesure de la taille ont des conséquences sur le calcul du poids prédit. Le tableau 3.1 montre les résultats obtenus pour le calcul du poids prédit à partir des méthodes usuelles et alternatives. Kam et al ont démontré (177) que le volume courant calculé pour les patients en fonction de leur poids réel est supérieur à la valeur correcte du poids prédit. Ils ont mentionné que le poids réel était de 15% plus élevé que le poids prédit, ce qui peut expliquer l'erreur dans le calcul du volume courant. Young et al ont montré (28) que le poids prédit peut être jusqu'à 30% inférieur au poids réel. Ils ont conclu que la taille du patient et le poids sont essentiels, et l'utilisation du poids corporel réel est un problème majeur pour les patients atteints d'obésité (28 , 183).

Une détermination adéquate de la taille sert pour régler le ventilateur et sert aussi aux nutritionnistes, qui utilisent le poids du corps et la taille pour calculer l'IMC, afin de déterminer les doses exactes de médicaments délivrés par des pharmaciens pour les patients.

Une des limitations de notre étude était que la méthode de Chumlea utilisée n'a pas été utilisée



directement pour les patients alités. En effet, dans la méthode de Chumlea, les patients doivent être assis sur une chaise avec le genou à une position de 90 degrés par rapport au sol (174). Toutefois, nous avons par la suite évalué avec la méthode de Chumlea modifiée (mesure dans le lit avec la jambe allongée), qui peut être utilisée facilement pour les patients alités. Ces résultats ont été bien corrélés avec les valeurs de références.

En ce qui concerne la méthode avec le ruban à mesurer, nous avons utilisé un ruban habituel, qui est d'environ 150 cm de longueur. Habituellement la taille du patient est supérieure à 150 cm, ce qui nécessite de déplacer chaque fois le ruban pour mesurer complètement la taille du patient.

En outre, ces données et ces résultats peuvent montrer que l'erreur dans la mesure de la taille des patients peut être cliniquement très importante. Cela a été illustré bien par la méthode de Bland-Altman (Figure 3.7).

En conclusion, pour réaliser notre objectif dans cette recherche, nous avons montré que les méthodes utilisées actuellement pour déterminer la taille du patient au cours de la ventilation mécanique ne sont pas fiables, en particulier pour l'estimation visuelle. Dans ce contexte, il est nécessaire de trouver des méthodes alternatives. Les méthodes alternatives évaluées dans notre étude sont bien corrélées avec la taille réelle du patient et pourraient être utiles pour des nouvelles applications permettant de faciliter la mise en œuvre de la ventilation mécanique protectrice. C'est la raison pour laquelle la méthode automatique pour déterminer la taille du patient a été développée par la suite dans cette recherche.

## **Chapitre 4**

### **Mesure optique de la taille**

## 4.1 Introduction

En ce qui concerne l'utilisation de la ventilation protectrice, le poids prédit des patients est une valeur nécessaire, basée sur le sexe et la taille du patient. Par conséquent, l'inexactitude de la taille peut être un facteur limitant pour réduire adéquatement les volumes courants.

Nous savons bien qu'une ventilation à faible volume courant ( $V_t$ ) peut diminuer la mortalité chez les patients atteints de SDRA. Cette méthode de la ventilation mécanique dépend du poids prédit de patient (1, 178). Le poids prédit lui-même dépend de la taille de patient. Chez des patients en absence de SDRA au moment d'admission aux soins intensifs, il a été démontré que les volumes courants trop élevés peuvent causer le SDRA (10, 11).

Dans la mesure où la taille exacte du patient est inconnue ou n'est pas correctement mesurée aux soins intensifs, le poids prédit n'est pas correctement calculé. Nous avons montré dans notre précédente étude (chapitre 3) qu'il peut exister une différence importante entre la taille réelle et la taille estimée visuellement aux soins intensifs. L'erreur moyenne était de 6.4 cm mais pouvait aller jusqu'à 20 cm.

Nous avons montré dans l'étude précédente que l'estimation visuelle de la taille n'était pas précise et que des méthodes alternatives (à partir de la mesure de la jambe (Chumléa classique) ou de l'avant-bras) étaient au moins aussi précises que la mesure au ruban dans le lit des patients alités. La méthode de Chumlea basée sur la taille de la jambe du patient a été bien validée (187). Rogerson et al (182) ont suggéré que les nutritionnistes devraient avoir un ruban à mesurer pour mesurer la taille de la jambe du patient afin de déterminer la taille des patients en utilisant la méthode de Chumlea (187).

Pour toutes ces raisons, nous avons travaillé à développer une technique simple et fiable pour déterminer la taille des patients alités sous ventilation mécanique pour implémenter la ventilation protectrice. De cette manière, dans le cadre de mon projet de doctorat, notre groupe de recherche a décidé de réaliser une application pour iPhone pour mesurer la taille du patient en reliant les techniques d'ingénierie et la science médicale.

## 4.2 La méthode de Chumlea automatisée pour mesurer la taille des patients alités

Il a déjà été montré dans l'étude précédente que la méthode de Chumlea classique est une méthode fiable pour les patients non alités. Cette méthode est destinée aux patients qui ont la possibilité de rester assis car cette mesure nécessite classiquement que la jambe soit à 90 degrés du sol. Les patients sous ventilation mécanique sont alités ce qui, bien entendu, complique la mesure. Chez les patients qui sont alités, nous avons modifié la méthode de Chumlea pour utiliser une mesure de la jambe restant en extension comme pour les patients alités. A la différence de la méthode de Chumlea classique, nous avons décidé, après des tests chez des sujets sains, de positionner notre premier point cible en haut du genou du patient (à 1.5 cm au-dessus du bord supérieur de la rotule) et le deuxième point de cible en regard du talon. Nous l'appellerons dorénavant la méthode de « Chumlea modifiée ». (Figure 4.1)



Figure 4.2 La référence de 20 cm pour fixer le coefficient de grandissement dans l'image

## 4.3 Les méthodes pour l'automatisation de la mesure de la taille des patients

En ce qui concerne la partie de développement de cette application, il a été décidé de réaliser une première version en écrivant une programmation Windows appelée iAnthropometer II. Au premier abord, cette programmation est basée sur le traitement d'images. À cet effet, nous avons décidé d'utiliser une caméra spécifique nommée Bumblebee (Figure 4.2).

Rapport-Gratuit.com



Figure 4.1 Le camera BumbleBee2

#### 4.3.1 Bumblebee et la méthode pour détection des cibles de mesure

Bumblebee est une caméra en 3D, qui produit des images comme les yeux peuvent les voir. La façon que cette caméra est construite est basée sur la physiologie des yeux humains. Bumblebee a été construit avec deux caméras séparées qui ont été considérées comme les yeux d'humains. La distance entre les deux caméras comme la distance entre les deux yeux et le rayon de champ de vision ont été défini. On est capable de prendre des images de chaque œil de caméra (droit, gauche) et même avoir une image construite par les deux caméras, comme l'image finale des yeux. De plus, cette caméra est fournie avec un logiciel de licence gratuite donc nous pouvons changer les programmes existant pour obtenir de nouvelles applications. Je me suis appuyée sur cette possibilité de modification des programmes existant avec ce type de caméra pour créer ma propre application et les nouvelles commandes pour cette caméra. Pour cela, nous avons eu besoin des cibles de connexion pour obtenir la distance à mesurer. Il fallait choisir des cibles bien colorées pour faciliter la reconnaissance visuelle automatique et que ces cibles ne soient pas trop onéreuses pour des raisons de faisabilité. Mon choix s'est fixé sur les étiquettes à codage couleur normalement utilisées dans les hôpitaux. La taille et les couleurs des étiquettes étaient importantes aussi, il fallait qu'elles ne soient ni trop petites ni trop grandes et être visibles sur n'importe quelle couleur de la peau et également qu'elles soient visibles à différents niveaux d'éclairages.

Comme les images n'ont pas la même taille que l'objet lui-même il nous a fallu trouver un « coefficient de grandissement », cela signifie à combien de fois l'image a été diminuée de sa taille originale. En

utilisant un objet de référence avec une taille connue et fixe, il devient possible de trouver ce coefficient de grandissement (la taille d'image/ la taille d'objet) d'après les images obtenues par la caméra.

Dans notre cas, nous avons décidé d'avoir un objet de référence pour trouver le coefficient de grandissement ni trop petit que la caméra n'arrive pas à détecter ni trop grand qui prendrait toute la surface de la jambe du patient. Certaines applications utilisent une carte de crédit comme référence, ce qui est intéressant puisqu'il s'agit d'un objet que tout le monde possède, mais trop petit compte tenu de ce que nous mesurons. Nous avons finalement décidé d'avoir une référence de 20 cm (Figure 4.1). La référence de 20 cm utilisée dans l'étude est une règle rigide ce qui est une limitation de la technique, mais l'on peut imaginer dans le futur d'avoir une référence de même taille fixée sur les lits de soins intensifs.

### 4.3.2 Méthode sous Windows

Cette application Windows est basée sur la méthode de Chumlea (187).

Étape par étape, en insérant les caractéristiques du patient (l'âge, le sexe et le poids réel) et en prenant une photo de la jambe (pour mesurer la distance entre le talon et 1,5 cm au-dessus de la rotule supérieure), le programme a été conçu pour calculer la taille du patient, le poids prédit, l'indice de masse corporelle et le volume courant correspondant pour 6, 8, et 10 ml/kg de poids prédit automatiquement en utilisant les équations suivantes :

#### Équations de Chumlea :

Homme: Taille (cm) =  $64.19 - (0,04 * \text{âge}) + (2,02 * \text{indice de Chumlea (cm)})$   
\* Homme : Taille (cm) =  $78.31 - (0.14 * \text{âge}) + (1.94 * \text{indice de Chumlea (cm)})$

Femme: Taille (cm) =  $84.88 - (0,24 * \text{âge}) + (1.83 * \text{indice de Chumlea (cm)})$   
\* Femme: Taille (cm) =  $82.21 - (0.21 * \text{âge}) + (1.85 * \text{indice de Chumlea (cm)})$

*\*les formules de Chumlea 1988- Les formules de Chumlea 1988 ont été utilisées pour nos études (186).*

#### Équations du poids prédit :

Homme: Poids prédit (kg) =  $50 \text{ kg} + 0.91 * (\text{taille (cm)} - 152.4)$   
Femme: Poids prédit (kg) =  $45.5 \text{ kg} + 0.91 * (\text{taille (cm)} - 152.4)$

#### a. Préparation

Après l'arrivée des patients aux soins intensifs, nous avons collé deux étiquettes colorées comme des cibles pour obtenir l'indice de Chumlea modifié. Une en haut du genou du patient (1.5 cm au-dessus du bord supérieur latéral sur la rotule) et une autre au niveau du talon. En ce qui concerne les étiquettes, nous avons décidé de mettre des étiquettes orange pour les femmes et les étiquettes vertes pour les hommes. Ces étiquettes, aident à faire une détection automatique du sexe des patients. Il ne faut pas oublier de mettre une référence de 20 cm vis à vis de la jambe du patient.



## **b. Interface d'utilisateur**

Au bénéfice de tous les utilisateurs, l'interface de ce programme se doit d'être simple et intuitive. Ce programme a été nommé iAnthropometerII-PC, comme une suite de l'iAnthropometer réalisé en collaboration avec l'équipe du Pr L'Her à Brest.

## **c. Caractéristiques des patients**

Après avoir saisi les caractéristiques des patients, notamment le sexe, l'âge, le numéro de dossier, en cliquant sur un bouton « lancement de la caméra », la caméra de l'appareil s'affiche et elle est initialisée pour fonctionner et prendre des photos.

## **d. Images de la caméra**

L'image de la caméra est ajustable. En revanche, j'ai fait des changements dans le programme pour que l'éclairage soit comparable avec l'éclairage des unités aux soins intensifs. L'image de la caméra doit afficher l'ensemble de la jambe du patient avec les cibles bien visibles.

## **e. Utilisation des points cibles pour la méthode de Chumlea modifiée**

En d'autres termes, l'image affichée de la caméra est assez précise pour trouver la longueur de la jambe, ce qui est une valeur nécessaire pour déterminer la taille du patient sous ventilation mécanique en utilisant la méthode de Chumlea. Nous avons fait appel au programme interne de Windows (Windows MarSHALL) pour trouver les coordonnées et le couleur de chaque pixel dans l'image à l'aide d'une souris. Cette application se programme sous Visual C++. Par la suite après chaque clic, les informations de chaque cible sont enregistrées dans le programme.

## **f. Méthode de transfert des données de chaque point de la cible**

Comme l'image de la caméra est une image diminuée par rapport à la taille réelle, alors pour trouver l'indice de grandissement nous devons faire appel à notre référence de 20 cm.

Pour trouver le coefficient de grandissement, il faut connaître la taille de l'objet de référence et la taille de l'image de référence. Nous avons fixé un objet avec la taille connue dans notre photo. En admettant que la taille de notre objet de référence de 20 cm est bien connue et fixe, nous pouvons alors considérer que le rapport de la taille de notre référence sur l'image et sa taille réelle de notre référence (20 cm) sera notre coefficient de grandissement. Ce qui implique qu'il faut suivre les étapes suivantes :

1. Les premiers clics sur l'image se feront sur les points de référence.

2. Ensuite, les clics se feront sur les deux cibles au niveau de la jambe, un clic sur le premier point de la cible et un autre sur le deuxième point de la cible. Puis, nous validons les points des cibles en cliquant sur le bouton de référence.

Grâce aux données obtenues à chaque clic, le programme trouve automatiquement le coefficient du grandissement. Comme déjà expliqué, ces cibles sont en couleur, ce qui permet de déterminer automatiquement le sexe du patient (orange pour les femmes et vert pour les hommes).

Pour atteindre ce résultat, nous devons faire deux clics : (i) sur les cibles de l'indice de Chumlea modifié et (ii) sur l'image de la jambe prise par la caméra. Partant de ce fait, en appuyant sur le bouton de calcul, la valeur réelle de l'indice de Chumlea et la taille du patient vont être calculée de manière automatique en considérant les formules de Chumlea déjà mentionnées. Ainsi, à l'aide de ces données, le poids prédit et les volumes à administrer vont être calculés automatiquement. Dans ce cas, toutes les données du patient seront enregistrées sous le numéro du dossier du patient automatiquement pour les usages ultérieurs. Par conséquent, pour des raisons de confidentialité, aucune image du patient ne sera enregistrée.

En dépit du fait que cette méthode est une méthode simple, avec des résultats proches de la taille du patient, cette méthode est un peu compliquée pour être appliquée aux soins intensifs. De plus, l'installation de la caméra 3D avec un PC muni d'un grand écran prend de la place, ce qui peut être un facteur limitant dans une unité de soins intensifs.

Par voie de conséquences, et après notre expérience d'utilisation, nous suggérons de privilégier un

instrument moins volumineux pour faciliter l'utilisation de cette méthode. A cet effet, nous avons décidé de réaliser une application pour téléphone intelligent. En sachant que la majorité des professionnels de la santé disposent d'un appareil intelligent de type iPhone, iPad, et iPod, notre choix d'appareil s'est basé sur l'iPod et l'iPhone.

### **4.3.3 iPod/iPhone**

Dans cette perspective, pour faire une application pour les téléphones intelligents avec Mac (iPhone, iPod), il faut faire une programmation sous Xcode. Ce langage de programmation est un langage spécifique pour faire des applications mobiles pour Mac. D'ailleurs, le principe de notre programme restera comme le programme de l'iAnthropometer-PC. Il nous reste juste à introduire la programmation dans le langage de programmation Xcode. En revanche, nous avons décidé de faire des options supplémentaires sur notre application afin de simplifier les calculs du volume courant, du poids prédit ainsi que de l'indice de masse corporelle. À cet égard, nous avons décidé de d'implémenter plusieurs options (Figure 4.3) :

D'abord le programme donne la possibilité à l'utilisateur de déterminer le volume courant si la taille du patient est connue. Le programme donne une autre option pour déterminer le volume courant si la mesure de l'indice de Chumlea est connue. Pour permettre une utilisation pratique, nous avons calculé le poids prédit, les volumes courants pour différents volumes de 6 à 10 ml/kg de poids prédit, ainsi que l'indice de masse corporelle du patient.

En entrant dans l'application, l'utilisateur pourra choisir de quelle façon il souhaite déterminer la taille et réaliser les différents calculs.



Figure 4.3: Menu principal et les choix pour déterminer la taille

**a. La taille ou l'indice de Chumlea sont connus (Figures 4.4-4.5)**

En connaissant la taille à la toise du patient, trouver le poids prédit du patient est simple. Après avoir entré les caractéristiques du patient comme le sexe et l'âge, le poids prédit ainsi que les volumes courants correspondant seront calculés automatiquement.



Figure 4.4 Option quand la taille est connue

Si la taille à la toise du patient n'est pas connue mais l'indice de Chumlea est connu (si cette mesure a été prise au ruban par exemple), en entrant les caractéristiques du patient ainsi que l'indice de Chumlea, le programme va calculer automatiquement le poids prédit et la taille du patient, les données nécessaires notamment le poids prédit et les volumes courants vont alors s'afficher sur l'écran de l'appareil.



Figure 4.5 L'option quand l'indice de Chumlea est connu

L'application à l'aide des équations intégrées dans sa programmation va calculer automatiquement les données nécessaires pour mettre en place la ventilation protectrice.

Finalement, il existe une option si la taille ou l'indice de Chumlea est inconnu pour réaliser la mesure en prenant la photo de la jambe du patient et d'en déduire la taille du Chumléa modifié tel que décrit dans la section suivante.

#### **b. La taille est inconnue (Figure 4.6)**

Pour ce qui est de déterminer la taille du patient, nous avons besoin d'entrer comme première étape, les caractéristiques des patients (sexe et âge en particulier). Afin de déterminer la taille, il faut mettre les points cibles sur la jambe du patient ainsi qu'une référence de 20 cm vis à vis de la jambe du patient. Il faut ensuite prendre une photo et ensuite suivre les instructions indiquées.



Figure 4.6 La taille est inconnue

### c. Instructions

Quant à la photo, si l'image est bien faite, bien cadrée, pas trop sombre, et que les points cibles sont visibles, pour indiquer les points cibles sur l'écran tactile il faut garder un doigt sur l'image et attendre qu'une loupe s'affiche.

La première étape (Figure 4.7) est de placer les repères de références de 20 cm. À chaque fois qu'un des points cibles a été retrouvé, un signe va se placer sur la cible pour vérifier qu'il était bien choisi. Si les marques sont bien placées sur les cibles il faut les valider sinon, il faut recommencer en effaçant les points du premier essai. Ensuite, après la validation de ces marques, comme deuxième étape, il faut choisir les repères de l'indice de Chumlea modifié de la même façon et les valider (Figure 4.8). Pour calculer les valeurs désirées comme la taille du patient, le poids prédit, les volumes courants ainsi que l'indice de masse corporelle, il faut appuyer sur le bouton « calcul ».

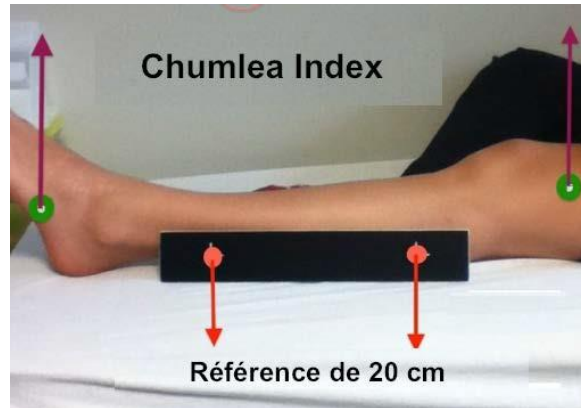


Figure 4.7 Points à définir sur l'image



Figure 4.8 Validation des points de Chumlea et les références

Une nouvelle page affichera toutes les valeurs recherchées notamment l'indice de Chumlea, la taille, le poids prédit, l'indice de la masse corporelle, ainsi que les volumes courants de 6, 8, 10 ml/kg de poids prédit. Il faut mentionner que, les autres valeurs de volume courant peuvent être calculées automatiquement en appuyant sur un bouton à cet effet.

Pour rendre l'application plus simple à utiliser, il y a des messages qui guident l'utilisateur à chaque étape, et l'image de la jambe (juste la partie des repères sur la jambe pour la confidentialité du patient) et les données calculées vont s'enregistrer automatiquement sous forme d'une image dans l'album de l'appareil. (Figure 4.9)

Cette application mobile est nommée **iAnthropomètre II**.





Figure 4.9 Les résultats trouvés par l'application

#### 4.4 Méthodologie de l'étude pour l'évaluation des mesures optiques de la taille

Nous avons réalisé cette étude chez des patients en post-opératoire de chirurgie cardiaque. Cette situation est idéale, car tous les patients sont mesurés debout avant la chirurgie. Cette mesure de la taille debout à la toise sera la valeur de référence. Avant la chirurgie cardiaque des patients, le projet a été expliqué et les patients ont reçu l'assurance qu'il n'y aurait pas de risque pour leur santé liée à cette étude. Nous avons obtenu l'accord du comité d'éthique de l'IUCPQ, et un consentement de participation à l'étude a été signé par tous les patients avant leur chirurgie. Trente patients (23 hommes et 7 femmes) ont été inclus dans notre premier test pour l'application Windows. Une fois que tous les accords et lorsque le consentement a été signé, avant la chirurgie, la taille du patient a été mesurée à la toise et fixée comme notre valeur de référence. Ensuite, la taille de la jambe a été trouvée par la méthode de Chumlea, à l'aide d'un caliper spécial pour ce cas, lorsque le genou du patient est à 90 degrés avec la terre. Puis, à l'aide d'un caliper, l'indice de Chumlea a été mesuré à partir de la distance entre la rotule et le talon. La taille du patient a été ensuite calculée en centimètres avec les équations connues de Chumlea (187).

#### 4.4.1. Méthode d'application Windows et iAnthropometer II:

Étape par étape, en insérant les caractéristiques du patient (l'âge, le sexe et le poids actuel) et en prenant une photo de la jambe du patient, en précisant les cibles de l'indice de Chumlea sur la jambe du patient (pour les patients alités nous avons pris **l'indice de Chumlea modifié**) : l'application va calculer automatiquement la taille du patient, le poids prédit, l'indice de la masse corporelle (IMC) et le volume courant correspondant pour 6, 8, et 10 ml / kg (poids prédit) à l'aide des équations précédemment validées.

Après la chirurgie cardiaque lorsque le patient est arrivé à l'unité de soins intensifs, et que le premier volume courant a été fixé, la taille du patient a été estimée avec une infirmière et un inhalothérapeute qui n'ont aucune connaissance de la taille du patient. Ensuite, la taille du patient a été mesurée avec un ruban à mesurer alors que le patient était alité. Les deux points d'indice de Chumlea modifiés ont été fixés sur la jambe du patient.

À cette fin, une photo a été prise à partir de ces points (Figure 4.10). Ensuite, l'indice de Chumlea a été trouvé sur l'image de la caméra. Grâce à toutes les équations intégrées dans le programme de cette application les valeurs recherchées comme le poids réel, les volumes courant ont été calculés automatiquement.

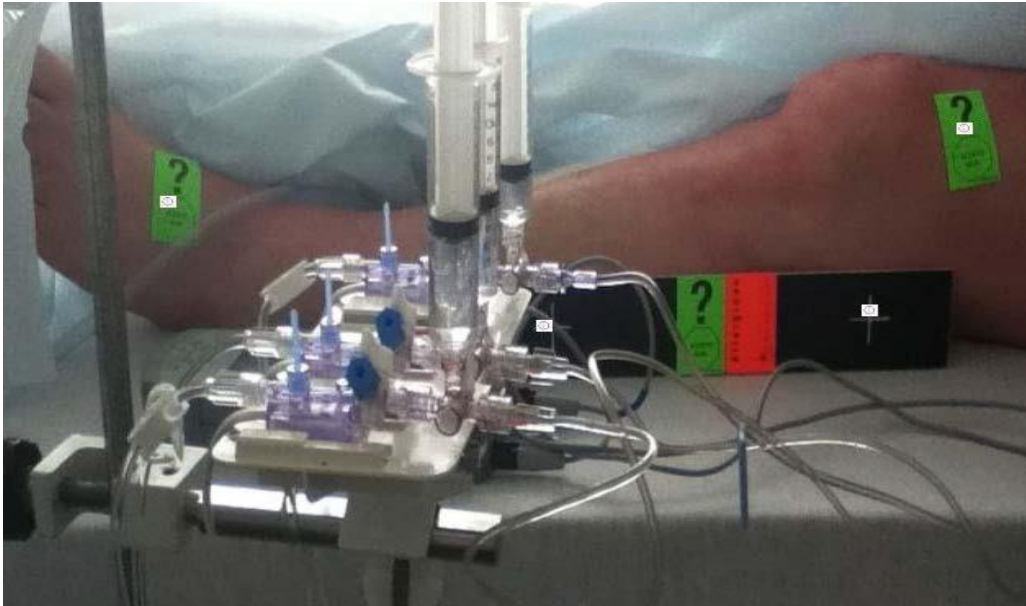


Figure 4.10 La photo présente la méthode de Chumlea pour déterminer la taille du patient aux soins intensifs à l'aide d'un iPhone ou d'un iPod. Des obstacles visuels comme un transducer de canule artérielle n'interfère pas avec la mesure si les points de repère sont placés adéquatement.

### a. Analyse statistique

Toutes les valeurs sont indiquées sous forme de moyenne  $\pm$  écart-type. La corrélation entre les méthodes testées et la méthode de mesure de référence ont été déterminées et les accords avec la méthode de référence ont été confirmés par la méthode de Bland et Altman (201) et tous les résultats ont été présentés sous la forme de graphique de Bland-Altman. La moyenne entre les méthodes de mesure et la taille à la toise (de référence) ainsi que l'intervalle de confiance à 95% a été représenté. Pour atteindre les résultats, nos données ont été évaluées en utilisant les méthodes Prism 4 pour Mac et le programme Excel (Microsoft Office pour Mac).

## 2. Résultats

Trente patients ont été inclus dans cette étude (23 hommes et 7 femmes). L'âge moyen était de  $62.3 \pm 10.0$  ans; le poids réel était de  $66.7 \pm 5.0$  kg. La taille moyenne mesurée à la toise avant la chirurgie était de  $168 \pm 9$  cm (référence). La taille moyenne mesurée avec iAnthropometerII était  $168 \pm 9$  cm.

La taille moyenne mesurée avec la méthode du ruban était de  $170 \pm 15$  cm. La différence de médiane entre la référence et la taille trouvée avec iAnthropometerII était de 0.06 cm avec une erreur maximale de 2.8 cm. La différence de médiane entre la référence et la taille estimée visuellement était de 3 cm avec une erreur maximale de 20 cm. La différence de médiane entre la référence et la taille avec le ruban était de 2 cm avec une erreur maximale de 13 cm. La différence de médiane entre le poids prédit basé sur la taille de référence et iAnthropometerII était de 0.05 kg avec une erreur maximale de 2.6 kg. La différence de médiane entre le poids prédit basé sur la taille à la toise et la taille estimée était de 1.5 kg avec une erreur maximale de 17 kg. La différence de médiane entre le poids prédit basé sur la taille réelle et la taille mesurée avec le ruban était de 1.95 kg avec une erreur maximale de 11.8 kg.

Considérons un homme de 170 cm. Cet homme a un poids prédit de 66 kg. Nous avons démontré que l'erreur de mesure de la taille des patients alités peut aller jusqu'à +20 cm. La taille de ce patient en considérant l'erreur maximum de +20 cm (avec la méthode de l'évaluation visuelle) sera 190 cm. En ce qui concerne les poids prédit la taille de 190 cm donnera le poids prédit de 87.6 kg- avec une erreur de 21.6 kg. En admettant que nous allons régler un volume courant de 6ml/kg de poids prédit, un homme de la taille de 170 cm devrait recevoir un volume courant de 396 ml. Si le patient reçoit le volume courant par rapport à la taille mal calculée de 190 cm il pourrait recevoir 526 ml. Au maximum, par rapport à ce que nous avons évalué, l'erreur maximale serait ici de 130 ml (soit 32% de volume courant en trop). Dans cet exemple, le volume courant délivré en réalité serait de près de 8 ml/Kg au lieu de 6 ml/Kg comme le souhaitait le clinicien. Par ailleurs, il faut noter que l'erreur peut être encore plus importante chez les patients de petite taille, alors que dans cet exemple, nous avons pris une taille modérée.

Le tableau 4.1 montre le delta de la valeur moyenne entre la méthode de référence et les 3 autres méthodes de mesure. La différence entre la valeur moyenne de la référence et l'estimation visuelle était significative ( $p < 0.0001$ ) ainsi que la différence entre la valeur moyenne de la référence et de la méthode du ruban ( $P < 0.0017$ ,  $r_s = 0.89$ ). Les résultats trouvés par l'iAnthropometerII sont très proches des valeurs de références et la taille réelle du patient.

	Toise (Référence)	iAnthropom eter II – Windows (cm)	Delt- iAnthropo meter II – Réf (cm)	Visual Estimation (cm)	Delta Visual Estimation- Réf (cm)	Tape Measuring (cm)	Delta Tape-Réf (cm)
<b>Median</b>	170	169.7	0.06	173	2.8	172	2.02
<b>Min</b>	149	152	2.8	150	20	150	13
<b>Max</b>	185	182	-3	188	-7	188	-3

*Tableau 4.1 Le delta de la valeur maximale entre la méthode de référence et les 3 autres méthodes de mesure (iAnthropometer II, estimation visuelle, taille au ruban). Nous avons calculé le delta comme la différence entre les mesures trouvées et la valeur à la toise. Notamment, le résultat de Delta de Tape- Référence =2.02 signifie que le résultat est surestimé de 2.02 cm.*

La différence entre la valeur médiane de iAnthropometerII et la méthode de mesure avec un ruban était significative ( $P<0.0028$ ). La différence entre la valeur moyenne de iAnthropometerII et la valeur avec la méthode d'estimation visuelle était significative ( $P<0.0249$ ).

Des graphiques de Bland-Altman pour chaque méthode ont été réalisés avec comme référence la mesure de la taille à la toise en pré-opératoire. Toutes les données de Bland-Altman sont montrées dans la figure 4.11. Le diagramme de dispersion avec les coefficients de corrélation a été utilisé pour montrer les résultats de la différence entre iAnthropometerII et la valeur de référence pour la taille du patient dans la figure 4.11.

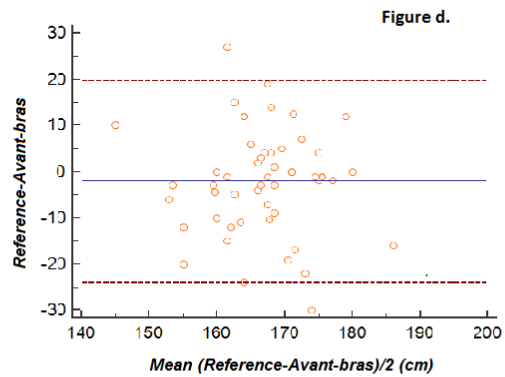
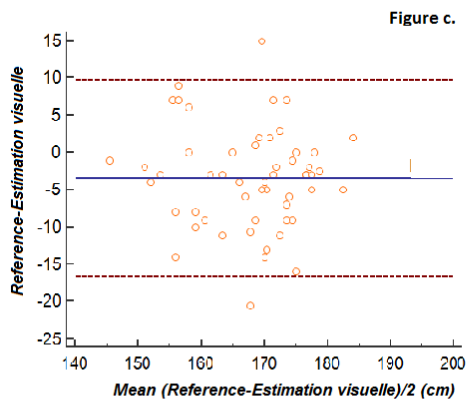
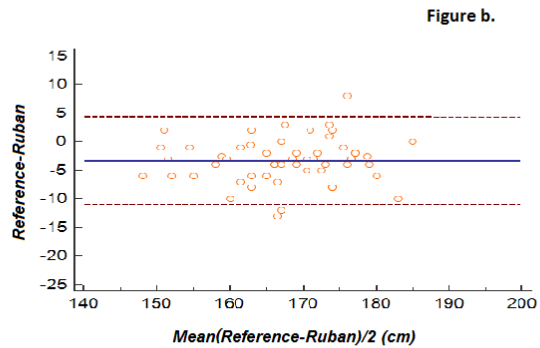
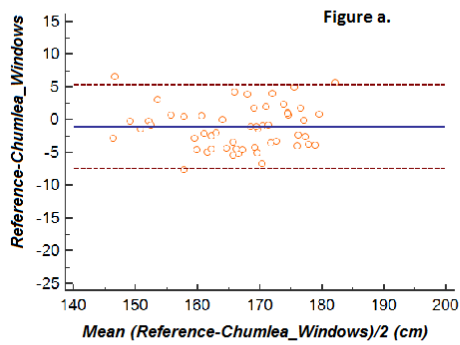


Figure 4.11.a Représentations de Bland et Altman entre la valeur de référence pour la mesure de la taille et iAnthropometerII (Chumlea-Windows) (a), la mesure avec un ruban (b), l'estimation visuelle (c) et la mesure d'avant-bras (d). La ligne horizontale représente la moyenne des différences (biais) et les lignes en pointillées représentent la précision (95% intervalle de confiance= biais:  $\pm 1,96$  écarts-types de la différence).

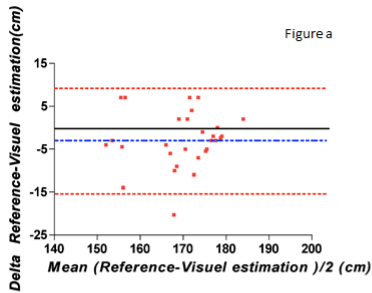


Figure a

Bias	-2.56
SD of Bias	6.0580
95 % Limits of Agreement	
From	-15.4
TO	10.3

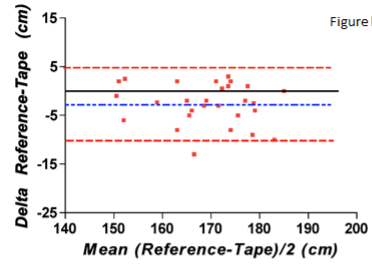


Figure b

Bias	-2.7933
SD of Bias	2.6978
95 % Limits of Agreement	
From	-11
TO	5.4

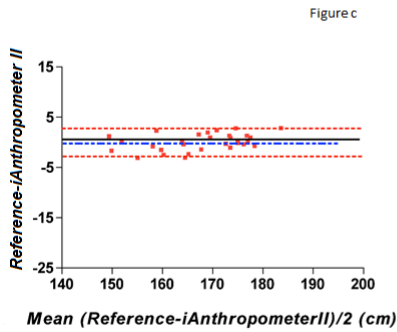


Figure c

Bias	0.069
SD of Bias	2.27
95 % Limits of Agreement	
From	-3.2151
TO	3.3531

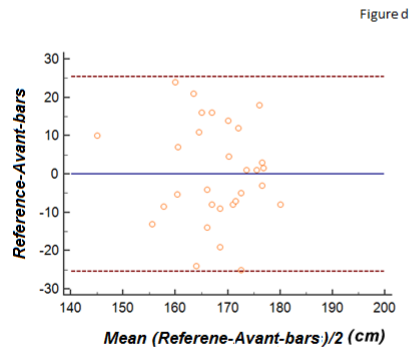


Figure d

Bias	-0.02667
SD of Bias	17.0546
95 % Limits of Agreement	
From	-25.5
TO	25.4

Figure 4.11.b Représentations de Bland et Altman entre la valeur de référence pour la mesure de la taille et , l'estimation visuelle (a), la mesure avec un ruban (b), iAnthropometerII (iPod) (c) et la mesure d'avant-bras (d). La ligne horizontale représente la moyenne des différences (biais) et les lignes en pointillées représentent la précision (95% intervalle de confiance= biais:± 1,96 écarts-types de la différence).

## b. Les autres mesures avec le programme iAnthropometerII

### 1. Mesure de la jambe avec le camera BumbleBee (Windows) et iPhone situé à côté du ventilateur (à la tête du patient)

Une des idées de développer ce programme de mesure optique des patients est de les intégrer un jour aux appareils de ventilation mécanique. Certains ventilateurs demandent au démarrage la taille du patient. L'idée d'avoir un appareil capable de prendre les mesures d'une façon automatique et conviviale. Pour voir si cela sera réalisable, nous avons décidé de prendre les mesures optiques avec nos deux méthodes à côté de l'appareil de ventilation mécanique, donc avec un angle de prise de vue. Notre hypothèse était que cela pourrait influencer la précision de la mesure.

Les résultats avec ces mesures latérales montrent en effet des erreurs importantes. Ce problème existe avec les deux méthodes BumbleBee et l'iPhone.



Figure 4.12 Photo de la jambe avec iPhone à côté de la ventilation mécanique (décalage par rapport à la mesure)



## **2. Mesure de l'avant-bras avec le camera BumbleBee (Windows) et iPhone en face du patient ou à côté de la ventilation mécanique.**

Une des méthodes alternatives pour mesurer les patients c'est en mesurant la longueur de l'avant-bras et ensuite déterminer la taille correspondante par rapport à la charte à spécifique pour cet effet. Nous avons mesuré la longueur de l'avant-bras des patients en utilisant l'iPhone et la camera BumbleBee en plaçant nos applications en face de l'avant-bras des patient (Figure 4.13) et à côté de la ventilation mécanique (Figure 4.14). Le bras du patient est plus proche de la ventilation mécanique, alors les deux mesures sont quasiment identiques.

Sur le bras des patients il y a des appareils médicaux installés mais l'avantage est que le bras est plus proche du ventilateur artificiel que la jambe, l'avantage est de pouvoir facilement l'intégrer au ventilateur. Pour déterminer la taille du patient il faut faire une référence à la charte qui est moins bien validée que l'index de Chumlea, ce qui augmente le risque d'avoir des mauvaises mesures. En conclusion, pour toutes ces raisons pour les patients aux soins intensifs déterminer la taille par rapport de la mesure d'avant-bras semble plus difficile qu'avec la mesure de la jambe.

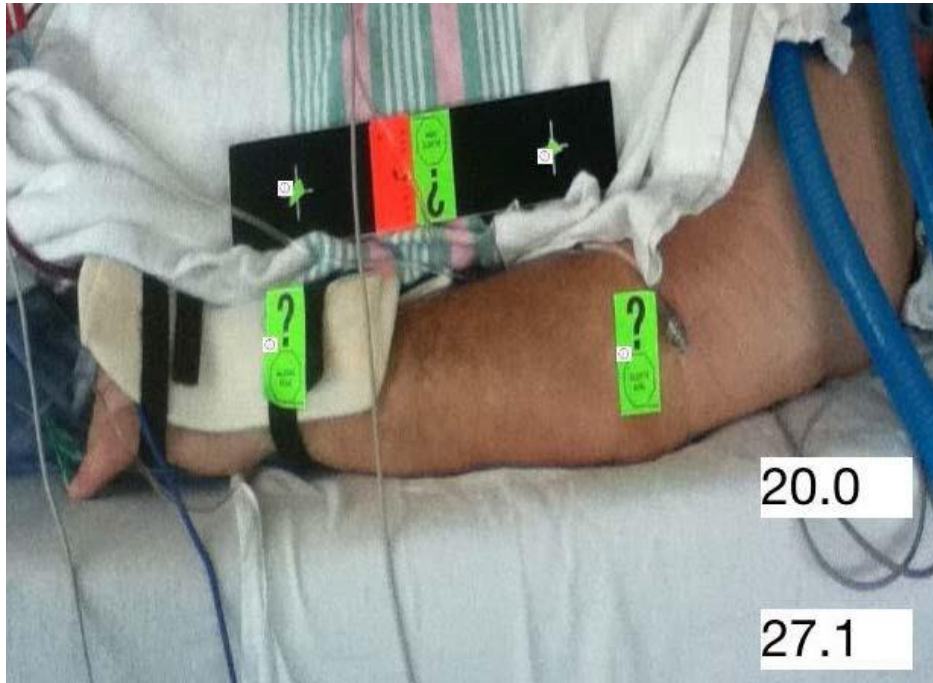


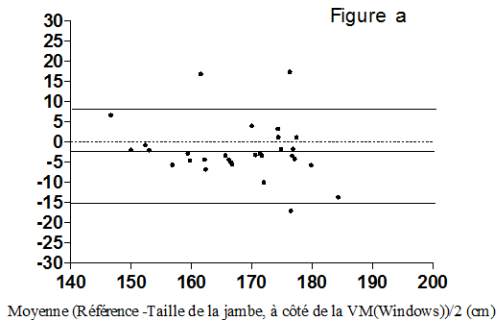
Figure 4.13 : L'avant-bras de patient en face d'iPhone



Figure 4.14 L'avant-bras à côté de la ventilation mécanique : Quand le bras est proche de la ventilation mécanique les deux images sont quasiment identiques.

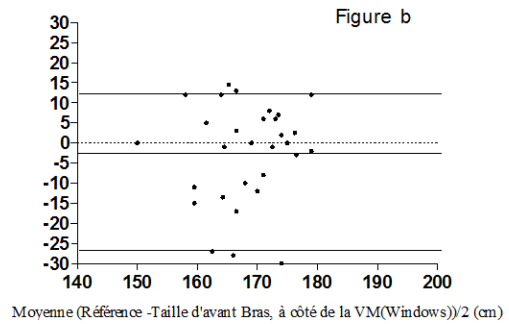
Des graphiques de Bland-Altman pour chaque méthode ont été réalisés avec comme référence la mesure de la taille à la toise en pré-opératoire. Toutes les données de Bland-Altman sont montrées dans la figure 4.15.

Delta(cm) Référence- Taille de la jambe, à côté de la VM(Windows)



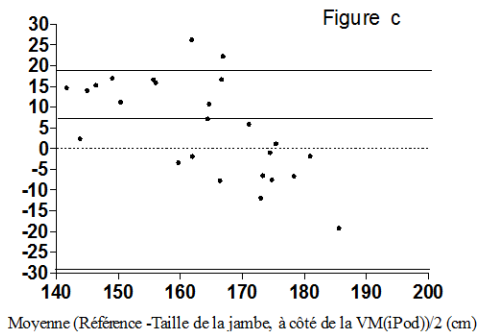
Bias	-2.13133
SD of bias	7.00789
95% Limits of Agreement	
From	-15.8668
To	11.6041

Delta(cm) Référence- Taille d'avant Bras, à côté de la VM(Windows)



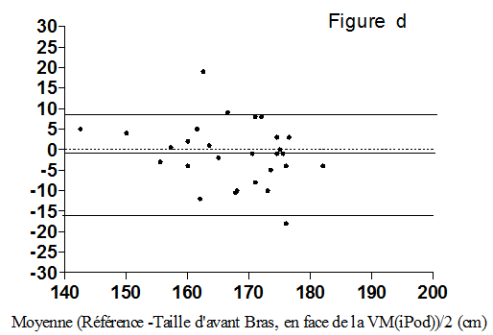
Bias	-2.51667
SD of bias	12.3229
95% Limits of Agreement	
From	-26.6695
To	21.6362

Delta(cm) Référence- Taille de la jambe à côté de la VM(iPod)



Bias	7.21067
SD of bias	19.5111
95% Limits of Agreement	
From	-31.0312
To	45.4525

Delta(cm) Référence- Taille d'avant Bras, en face de la VM(iPod)



Bias	-0.833333
SD of bias	7.35941
95% Limits of Agreement	
From	-15.2578
To	13.5911

Figure 4.15 Représentations de Bland et Altman entre la valeur de référence pour la mesure de la taille et iAnthropometerII (Windows) à côté de la ventilation mécanique (a), la taille d'avant-bras à côté de la VM (Windows) (b), la valeur de référence pour la mesure de la taille et iAnthropometerII (iPod) à côté de la ventilation mécanique (c), la taille d'avant-bras à côté de la VM (iPod) (d). La ligne horizontale représente la moyenne des différences (biais) et les lignes en pointillées représentent la précision (l'intervalle de confiance à 95% = biais  $\pm$  1,96 écarts-types de la différence).

## 4.5 Discussion

Nous avons développé une méthode optique de mesure de la taille chez des patients alités au cours de la ventilation mécanique. Ensuite nous avons comparé cette méthode à d'autres méthodes de mesure de la taille. La méthode de Chumlea avec une mesure optique par un iPhone/iPod est plus précise que les autres méthodes (en particulier par rapport à l'évaluation visuelle et à la mesure au ruban dans les lits qui sont habituellement utilisées). Par ailleurs, nous avons montré qu'il fallait que la mesure soit réalisée de face par rapport à la jambe. Les mesures réalisées avec un angle (photo faite au niveau du ventilateur) entraînaient des erreurs importantes. Cette erreur était moins nette lorsque l'avant-bras était utilisé en comparaison avec la jambe.

Cette méthode semble être un moyen sûr pour déterminer la taille du patient quand cette valeur est inconnue ou qu'il n'existe aucune possibilité de déterminer la taille du patient, mais à condition de réaliser la photo perpendiculairement à l'objet mesuré. Il existe plusieurs raisons pour lesquelles la taille est inconnue, notamment l'incapacité du patient ou l'absence de l'information dans le dossier du patient ou même nous pouvons remarquer que dans certains dossier médicaux, plusieurs valeurs différentes pour la taille sont notées. Le plus souvent, chez les patients médicaux intubés en pré-hospitalier ou aux urgences, la taille des patients n'est pas connue. Cela peut entraîner des erreurs pour les réglages du ventilateur tel que précédemment démontré.

Afin de trouver le poids prédit correctement pour avoir les valeurs du volume courant correspondant, la taille joue un rôle important. Dans cette perspective, la méthode de mesure automatique du patient pourrait permettre de réduire les erreurs dans les calculs du volume courant.

Les études antérieures montrent que lorsque le poids prédit est inconnu, le poids corporel réel du patient a été utilisé et les patients reçoivent alors des volumes courants d'autant plus élevés que le poids réel est éloigné du poids idéal (i.e chez les patients obèses) (177, 204). À cet effet, les volumes courant calculés étaient loin de la valeur acceptable. De plus, les mauvaises valeurs du volume courant pourraient augmenter la morbidité ou la mortalité chez les patients sous ventilation mécanique en particulier en cas de SDRA (1, 178).

Certains groupes de chercheurs ont suggéré que pour appliquer la méthode de Chumlea, il est préférable d'avoir un ruban pour déterminer la taille du patient alités (187).

Comme les femmes sont plus petites que les hommes, quand la taille est mal calculée et le poids prédit et les volumes courant sont mal calculés également, de ce fait, les femmes sont moins susceptibles de recevoir le volume courant approprié et d'être ventilés avec la méthode de ventilation protectrice (199). Certains auteurs ont suggéré qu'une méthode simple pour obtenir la taille des patients pourrait être utile au cours de la ventilation mécanique (181).

En revanche, pour déterminer la taille des patients alités, faire des mesures avec un ruban ou même faire une estimation visuelle n'est pas des méthodes fiables comme cela avait été démontré précédemment.

Cette étude a des limitations.

- i. Cette application est faite pour les populations 100% caucasiennes, nous n'avons pas étudié les autres populations. Il existe des formules différentes pour déterminer la taille par rapport de l'indice de Chumlea selon l'origine ethnique des populations (186, 203). L'application pourrait donc être modifiée en adaptant les formules utilisées à la population concernée.
- ii. Les mesures ont été réalisées par un seul observateur et il faudra valider ces données sur un plus grand nombre de centres et d'observateurs.
- iii. Nous avons identifié des limitations pour prendre des images optiques (surtout avec iPod ou iPhone) : la camera de l'iPod ou de l'iPhone ne sont pas des cameras 3D. En ce qui concerne des images avec ces cameras, lorsque les images ont été réalisées à côté du ventilateur (avec un angle par rapport à la jambe et dans une moindre mesure à l'avant-bras) et elles ne sont plus en face d'objet, cela peut entraîner des erreurs.

En conclusion, la nouvelle méthode optique pour déterminer la taille du patient est une solution qui semble fiable avec un programme d'utilisation convivial. Pour ces motifs, cette nouvelle application peut aider les professionnels de la santé pour déterminer la taille du patient, le poids prédit et le volume courant correspondant de manière simple et automatique. Par contre cette application est destinée aux utilisateurs d'iPhone ou d'iPod, mais peut être facilement réalisée pour les autres types de téléphones intelligents.

## **Chapitre 5**

**Algorithme pour diminuer le volume courant en maintenant la ventilation alvéolaire: SmartARDS**

## 5.1 Introduction

En raison du vieillissement de la population dans les sociétés occidentales et l'augmentation des comorbidités, le nombre de patients nécessitant une ventilation mécanique doublera presque au cours des 20 prochaines années (121, 122).

Une telle augmentation placera les systèmes de soins de santé sous pression. Le nombre limité de cliniciens pourrait être dépassé par une telle augmentation de la demande (37). En face de cela, tout le monde va être contraint à faire plus avec moins, ce qui implique une rationalisation des moyens et l'utilisation de solutions innovantes. L'automatisation de la ventilation mécanique est une solution qui pourrait aider à alléger la charge de travail en clinique et aider les professionnels de la santé dans leurs tâches (116). Le SDRA nécessite un ajustement précis des réglages ventilatoires pour éviter l'utilisation de hauts volumes, mais de nombreuses données récentes montrent que l'ajustement des réglages pour appliquer une ventilation protectrice pourrait être nécessaire pour l'ensemble des patients sous ventilation mécanique (12, 15, 57, 168). Dans les situations nécessitant la ventilation mécanique, les réglages initiaux des paramètres du ventilateur peuvent être à la fois longs et complexes. Il a été bien démontré dans des modèles animaux et cliniques que les volumes courants élevés ( $V_t$ ) pourraient être préjudiciables (5, (6, 7). En effet, de nombreux (5, 146, 205) essais cliniques ont confirmé cette observation et ont démontré que l'utilisation de 6ml/kg de poids prédit est associée à une diminution de la mortalité par rapport à 12 ml/kg de poids corporel (1).

Il a été suggéré que le volume courant élevé pourrait être un facteur de risque pour les SDRA acquis (10, 147). Par ailleurs, le diagnostic de SDRA est souvent sous diagnostiqué par les cliniciens. Comme le montre une étude récente, seulement 26% des SDRA ont été diagnostiqués chez les patients ventilés, entraînant une ventilation potentiellement agressive et délétère (34).

Un bas volume courant devrait être alors appliqué tôt pour traiter ainsi que pour prévenir le SDRA. Certains auteurs ont même recommandé d'utiliser la ventilation protectrice à faible volume courant ( $V_t$ ) pour tous les patients sous ventilation mécanique (12, 15, 57, 150, 174).

Les patients en post opératoire de chirurgie cardiaque sont exposés à une inflammation systémique due à la circulation extracorporelle et aux transfusions multiples (199-201). On pense que les volumes courants élevés peuvent aggraver l'inflammation, même chez les patients sans SDRA (10, 11). Dans les

milieux cliniques, les volumes courants sont souvent très élevés lorsque l'on utilise le poids réel plutôt que le poids idéal (13). En effet, les données de notre base de données de chirurgie cardiaque montrent que parmi les patients en post-opératoire immédiat à l'unité de soins intensifs, la moyenne des volumes courants était inférieure à 10 ml/kg de poids corporel réel, mais correspondait à plus de 11.4 ml/kg de poids prédit. Par ailleurs, l'analyse de cette même base de données a montré que chez les patients recevant un volume courant ( $V_t$ ) inférieur à 10 ml/kg de poids prédit, la durée de ventilation mécanique était inférieure. Il y avait plus de complications cardio-vasculaires et pulmonaires chez les patients recevant un volume courant de plus de 10 ml/kg poids prédit. Cette différence étant encore plus grande lorsqu'on les compare aux patients recevant des volumes courants supérieurs à 12 ml/kg (13). Ces observations soulignent l'importance de la réduction du volume courant chez les patients sous ventilation mécanique immédiatement après la chirurgie cardiaque et durant la période post-opératoire.

Physiologiquement, le volume courant ( $V_t$ ) peut être décomposé en volume alvéolaire ( $V_A$ ) et espace mort ( $V_D$ ). L'espace mort, lui-même est composé de l'espace mort instrumental et l'espace mort physiologique. Seul le volume alvéolaire participe à l'échange gazeux dans les poumons et en particulier à l'élimination de  $CO_2$ . Ainsi, lorsque le  $V_t$  et le  $V_D$  sont connus, le  $V_A$  peut être calculé et la fréquence respiratoire peut être modifiée afin de maintenir une ventilation alvéolaire constante et des échanges gazeux constants. Cette formule est simplifiée et ne tient pas compte des autres espaces morts physiologiques reliés à la compression des capillaires alvéolaires (en particulier au cours du SDRA).

Nous avons fait l'hypothèse que cette formule simplifiée pouvait être utilisée chez les patients sans SDRA.

L'espace mort peut également être calculé si le  $CO_2$  expiré est connu par l'équation de Bohr (206), mais notre hypothèse est qu'il pourrait également être estimé très facilement en utilisant une formule de prédiction basée sur le poids prédit, permettant de connaître l'espace mort physiologique et en connaissant l'espace mort instrumental.

L'objectif de cette étude pilote est de tester et valider un programme informatique réalisé en langage VC++ (Figure 5.1) qui calcule automatiquement le poids prédit et les estimations de  $V_D$  afin de réduire



le  $V_t$  à une valeur acceptable tout en gardant la ventilation alvéolaire constante.

**Ecran Ventilation Automatisée**

Caractéristiques du patient | Données actuelles | Protocole Réduction du  $V_t$  | Modification de l'espace mort | info

**Données ventilatoires actuelles**

Ventilation	Oxygénation	Mécanique Respiratoire
$V_t$ 700 ml	$SpO_2$ 95 %	dernière Pplat 27 cmH <sub>2</sub> O
FR 10 c/min	$FiO_2$ 32 %	Heure de dernière mesure
$V_{min}$ 7 L/min	PEEP 5 cmH <sub>2</sub> O	Auto PEEP
$W_{kg}$ 16,1 ml/kg	$SpO_2/FiO_2$ 297 ALI	<input checked="" type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
PIT		Auto PEEP mesurée
$W_{kg}$ 7,37 ml/kg		23 cmH <sub>2</sub> O
Poids réel		Heure de dernière mesure

ETT/Trachéo  Filtre/HC

Raccord Annelé

**Espace mort actuel**

ETT  Trachéo  Filtre  HC Raccord annelé  Oui  Non

8,5 α(mm) 45 ml 15 ml

Espace mort physiologique estimé 43,3 ml  $V_{alv.}$  5,45 L/min

Espace mort instrumental 84 ml

Espace mort total actuel 127,3 ml

Valider Effacer

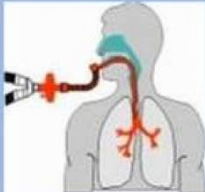


Figure 5.1 L'interface d'utilisateur du programme SmartARDS

Notre hypothèse est qu'en utilisant les équations validées pour estimer le VD, un simple programme informatique peut facilement proposer des modifications de réglages du ventilateur (augmentation de la fréquence respiratoire relative à la baisse du volume courant) pour atteindre rapidement une ventilation protectrice tout en maintenant une ventilation alvéolaire constante.

## **5.2 Matériel et méthodes**

Le protocole de l'étude a été approuvé par un comité d'examen indépendant (Comité d'éthique de la recherche de l'Institut Universitaire de Cardiologie et de Pneumologie de Québec).

Les patients ont été recrutés après qu'on leur ait expliqué le projet et après avoir signé un consentement en pré-opératoire.

### **Sélection des patients**

Vingt patients consécutifs ont été recrutés en pré-opératoire à l'unité de soins intensifs de chirurgie cardiaque de l'Institut Universitaire de Cardiologie et de Pneumologie de Québec en janvier 2010 (Figure 5.2).

#### **Les critères d'inclusion étaient les suivants :**

Être ventilé mécaniquement en mode contrôlé, avec un pH artériel entre 7,35 et 7,45 et un volume courant de plus de 10,5 ml/kg de poids prédit (Figure 5.2).

#### **Les critères d'exclusion étaient les suivants :**

Extubation attendue moins d'une heure après l'arrivée aux soins intensifs ventilation en mode assisté (Figure 5.2).

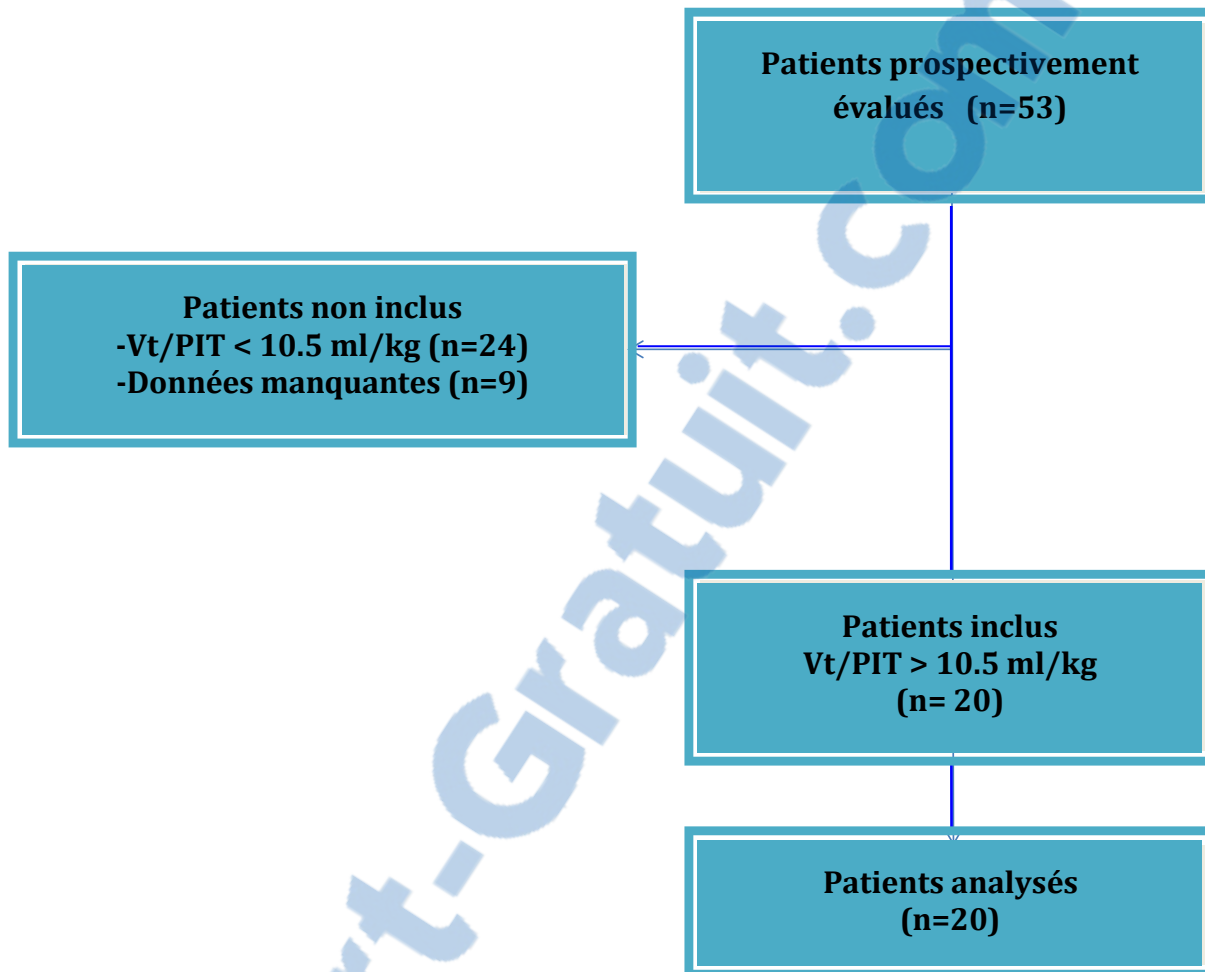


Figure 5.2 Recrutement des patients

PIT=Poids Idéal Théorique

### **5.2.1 Protocole**

Nous avons évalué prospectivement les patients en post-opératoire immédiat de chirurgie cardiaque et avons inclus les patients ayant un  $V_t$ /poids prédit  $>10.5$  ml/kg. Après avoir déterminé le rapport de  $V_t$  en ml/kg de poids prédit, nous avons utilisé un algorithme simple informatisé qui estime le VD et, par conséquent, peut calculer la VA. Tout en diminuant le  $V_t$  à **10ml/kg** chez les patients inclus, la fréquence respiratoire était augmentée selon l'algorithme pour maintenir une ventilation alvéolaire constante. La  $FiO_2$ , la pression en fin d'expiration (PEP) et la température corporelle sont demeurées constantes.

#### **Données recueillies**

Pour chaque patient, nous avons recueilli des données sur l'âge, le sexe, la taille, le poids corporel réel et le type de chirurgie. Un gaz du sang artériel a été recueilli à l'inclusion et une heure après la réduction du  $V_t$ . Au moment de chaque gaz artériel, le  $CO_2$  en fin d'expiration a été mesuré en utilisant un capnographe « main-stream », et la température corporelle a été mesurée en utilisant un thermomètre rectal.

#### ***Critère de jugement principal***

Le critère de jugement principal était la variation de  $PaCO_2$  mesurée au début de l'étude et 30 minutes après les modifications de  $V_t$ . Un changement de plus de 10% de la  $PaCO_2$  était considéré significatif.

#### ***Critères secondaires***

Les critères de jugement secondaires étaient:

- i- la variation de la  $PaCO_2$  chez les patients présentant la plus forte réduction de  $V_t$  (pour les patients ayant un  $V_t$  de base de plus de 12 ml/kg poids prédit),
- ii- la variation de  $PaO_2$  dans toute la population et chez les patients présentant la plus forte réduction de  $V_t$
- iii- la comparaison entre l'espace mort estimé et calculé (équation de Bohr).

### 5.2.3 Formules utilisées

Nous avons utilisé les formules suivantes pour calculer le poids prédit:

1- Pour les femmes, poids prédit (kg)= 45,5 + 0,91 (taille (cm) - 152,4)

2- Pour les hommes, poids prédit (kg)= 50 + 0,91 (taille (cm) - 152,4)

Pour déterminer les différents volumes pulmonaires au cours de la ventilation mécanique, nous avons utilisé les formules suivantes :

3 - la ventilation alvéolaire =  $Fr \times (Vt - VD)$

4 -  $VD = VD \text{ instrumental} + VD \text{ physiologique}$

5 -  $VD \text{ physiologique} = 1 \text{ ml/poids prédit (kg)}$  (chez les patients intubés) (207) puisque l'espace mort physiologique total est réparti de façon égale entre l'espace mort sus-thoracique et l'espace mort thoracique.

6 -  $VD \text{ instrumental} = \text{volume du tube endotrachéal} \pm \text{volume du raccord annelé} \pm \text{volume du filtre humidificateur}$

7 -  $VD \text{ calculé (équation de Bohr)} = Vt \times [1 - EtCO_2 \text{ (mmHg)}/PaCO_2 \text{ (mmHg)}]$

*VD=espace mort en ml*

#### **5.2.4 Analyse statistique**

Les valeurs sont exprimées en moyenne  $\pm$  écart type (SD). Comme il s'agit d'une étude pilote et nous n'avons aucune idée de la distribution des données, nous ne sommes pas en mesure de calculer une taille d'échantillon. Les données ont été recueillies pour chaque patient avant et une heure après l'application. Des tests de Student ont été utilisés pour comparer les échantillons avant et après les modifications des réglages. Pour l'analyse des sous-groupes, incluant seulement les patients ayant à l'inclusion un  $V_t > 12$  ml/kg poids prédit, les analyses de Wilcoxon pour les données non paramétriques ont été utilisées. La régression linéaire a été réalisée en utilisant la différence au carré et la corrélation en utilisant la méthode de Bravais-Pearson. Les calculs ont été effectués avec SAS version 9.02.

## 5.3 Résultats

### Caractéristiques de base et paramètres de ventilation

Les caractéristiques de base de notre population sont rapportées dans le tableau

5.1. Le poids moyen, la taille moyenne et l'indice de masse corporelle (IMC) de la population étaient respectivement de  $80\pm 15$  kg,  $167\pm 7$  cm et  $29\pm 4$  kg/m<sup>2</sup>. Le poids prédit moyen représentait 73% du poids corporel réel, soit  $59\pm 8$  kg.

<b>N</b>	<b>20</b>
<b>Age</b>	<b>63±12</b>
<b>Sexe (H/F)</b>	<b>10/10</b>
<b>Taille moyenne, cm</b>	<b>165±7</b>
<b>Poids réel, kg</b>	<b>80±15</b>
<b>BMI, kg/m<sup>2</sup></b>	<b>29±4</b>
<b>PIT, kg</b>	<b>59±8</b>
<b>Vt initial (ml)</b>	<b>683±102</b>
<b>V alvéolaire (L/min)</b>	<b>6.0 ± 1.0</b>
<b>Vt initial / Vt final</b>	<b>0.85 ± 0.07</b>

Tableau 5.1 Données démographiques et physiologiques avant la réduction du volume courant

Le tableau 5.2 montre les réglages du ventilateur avant et après l'ajustement du Vt selon le poids idéal théorique. La valeur initiale de Vt était de 11.6 ml/kg de poids prédit et a été ajusté à 10 ml/kg poids prédit selon le protocole. Une réduction moyenne de 153 ml de Vt était nécessaire pour atteindre notre objectif. Il est à noter que le Vt selon le poids corporel réel était initialement de moins de 10 ml/kg à  $8.5 \pm 1.2$  ml/kg, ce qui pourrait convenir selon les recommandations des manuels d'anesthésie mais qui ne sont pas adéquats selon les données récentes.

	<b>Initial</b>	<b>Final</b>
<b>Fréquence respiratoire moyenne (c/min)</b>	<b>10.5 ± 1.0</b>	<b>12.5 ± 2.0</b>
<b>Vt (ml)</b>	<b>683 ± 102</b>	<b>530 ± 155</b>
<b>Vt/kg PIT (ml/kg)</b>	<b>11.6 ± 1.1</b>	<b>10</b>
<b>Vt/kg poids réel (ml/kg)</b>	<b>8.6 ± 1.2</b>	<b>7.4 ± 1.0</b>

Tableau 5.2 Réglages du ventilateur avant et après modification du Vt et propositions par le programme SmartARDS

De plus, il y avait 8 patients avec un Vt initial de plus de 12 ml/kg de poids prédit. En moyenne, pour maintenir une ventilation alvéolaire constante en diminuant le Vt, la fréquence respiratoire a dû être augmentée de deux respirations/ minute, tandis que la ventilation minute était peu modifiée.



## Les gaz du sang et la température

Le tableau 5.3 montre les gaz artériels prélevés avant et 30 minutes après la modification du  $V_t$ . Les patients étaient dans un état stable et leurs paramètres de gaz artériels étaient dans la normale. Il n'y avait pas de variation significative au changement de  $V_t$  dans aucun des paramètres mesurés dans l'ensemble de la population. La température corporelle initiale était de  $35.8 \pm 0.5$  °C et la température finale était de  $36.2 \pm 0.6$  °C. Cette différence n'était pas statistiquement significative ( $P=0.26$ ).

	Initial	Final	Valeur de p
pH	$7.40 \pm 0.05$	$7.41 \pm 0.05$	0.85
PaCO <sub>2</sub> (mmHg)	$36.4 \pm 3.7$	$36.6 \pm 4.7$	0.81
PaO <sub>2</sub> (mmHg)	$194 \pm 65.5$	$170 \pm 72.1$	0.06
PaO <sub>2</sub> (mmHg)	$192 \pm 64.7$	$139 \pm 50.7^*$	0.02
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> (mEq/L)	$22.5 \pm 1.8$	$21.6 \pm 2.1$	0.42
Lactates (mmoles/L)	$3.5 \pm 5.1$	$2.2 \pm 2.4$	0.23
SaO <sub>2</sub> (%)	$99 \pm 2$	$98 \pm 3$	0.33
Température corporelle (°C)	$35.8 \pm 0.5$	$36.2 \pm 0.6$	0.26

Tableau 5.3 Gaz artériels et température \* $P < 0.05$

### Variation de PaCO<sub>2</sub>

La différence moyenne entre la valeur initiale et la valeur finale de PaCO<sub>2</sub> était de  $-0.2 \pm 1.0$  mmHg et la variation moyenne de PaCO<sub>2</sub> entre le premier et le dernier gaz artériel était de  $-0.5 \pm 8.0\%$ . Le critère de jugement principal qui était la variation de la PCO<sub>2</sub>  $< 10\%$  a été atteint par 17 des 20 patients et par sept des huit patients ayant la plus forte réduction de  $V_t$ . Les valeurs initiales de PaCO<sub>2</sub> n'étaient pas statistiquement différentes des PaCO<sub>2</sub> finales ni pour l'ensemble de la population, ni pour les patients ayant la plus forte réduction des  $V_t$  ( $P = 0.81$  et  $0.71$  respectivement). Les données individuelles sont représentées sur la figure 5.3.

Parmi les trois patients dont la variation de PaCO<sub>2</sub> est  $> 10\%$ , 2 ont eu une augmentation de la PaCO<sub>2</sub>

(+ 10 et + 13%) qui été associée à une augmentation importante de la température corporelle (+ 3.1 et + 3.3 °C). Un patient a eu une diminution de la  $PCO_2$  (-28%) associée une très faible augmentation de la température corporelle (+ 0.4 ° C) (Tableau 5.3).

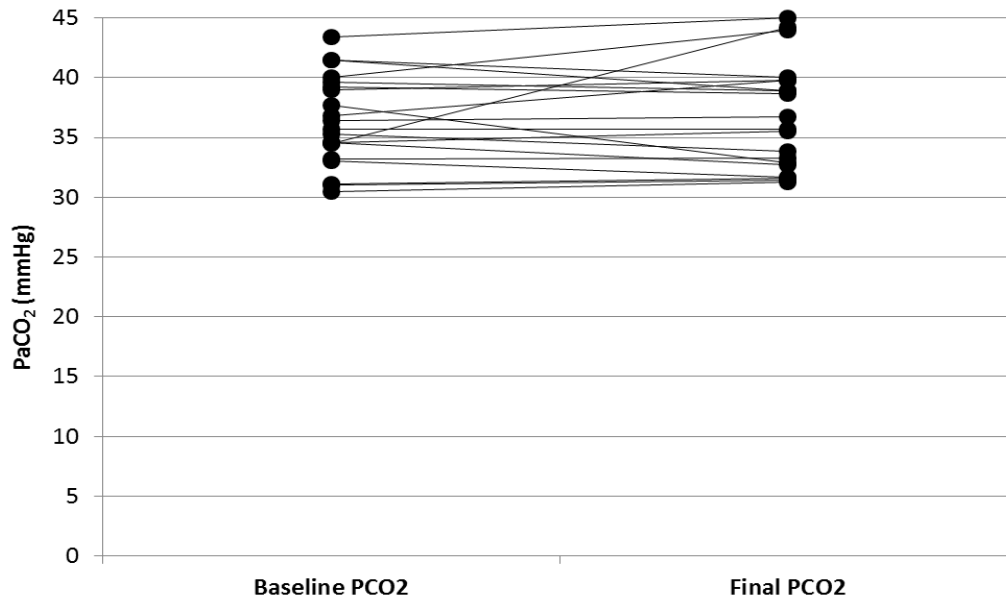


Figure 5. 3 Données individuelles pour la variation de la  $PaCO_2$  après diminution du volume courant

## Variation de la PaO<sub>2</sub>

Après diminution du volume courant, il semble y avoir une tendance vers la réduction moyenne de PaO<sub>2</sub> de 24 mmHg ( $p=0,06$ ) qui n'atteignait pas la différence statistiquement significative dans la population totale. Lorsque l'on considère les patients qui présentaient la plus forte réduction de Vt ( $n=8$  patients), il y a une réduction significative de la PaO<sub>2</sub> de 53 mmHg ( $p=0,02$ ).

La figure 5.4 montre la variation individuelle de la PaO<sub>2</sub> pour chacun des 20 patients qui composent l'ensemble de la population et les figures 5.4a et 5.4b montrent les variations individuelles de PaO<sub>2</sub> pour les 8 patients ayant la plus forte réduction de Vt et pour les 12 autres patients.

Fig 5.4 a

Fig 5.4 b

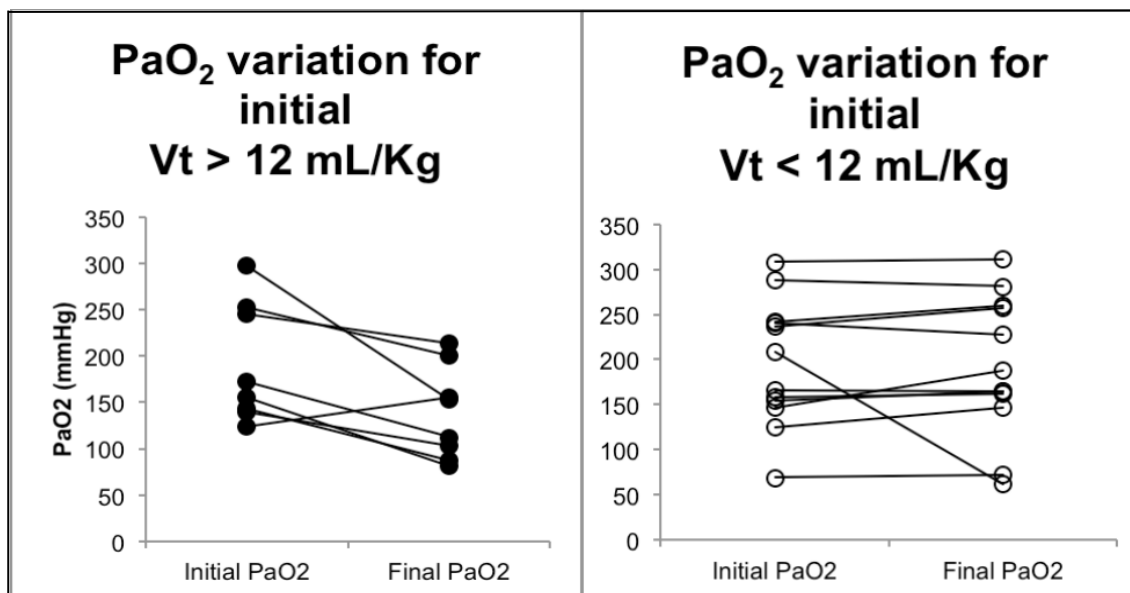


Figure 5.4 La variations de la PaO<sub>2</sub> pour Vt initial >12ml/Kg (\* P <0.05 (a)) et Vt initial < 12 ml/kg (b)

Il y avait une relation inverse entre la variation de la PaO<sub>2</sub> et l'importance de diminution du Vt. La régression linéaire de ΔPaO<sub>2</sub> en fonction du niveau de référence / la valeur finale de Vt est illustré à la figure 5.5. Pour chaque doublement du rapport de base/ Vt final, la PaO<sub>2</sub> devrait diminuer de 162 mmHg. Le coefficient de corrélation (R<sup>2</sup>) est de 0,31. (Figure 5.5)

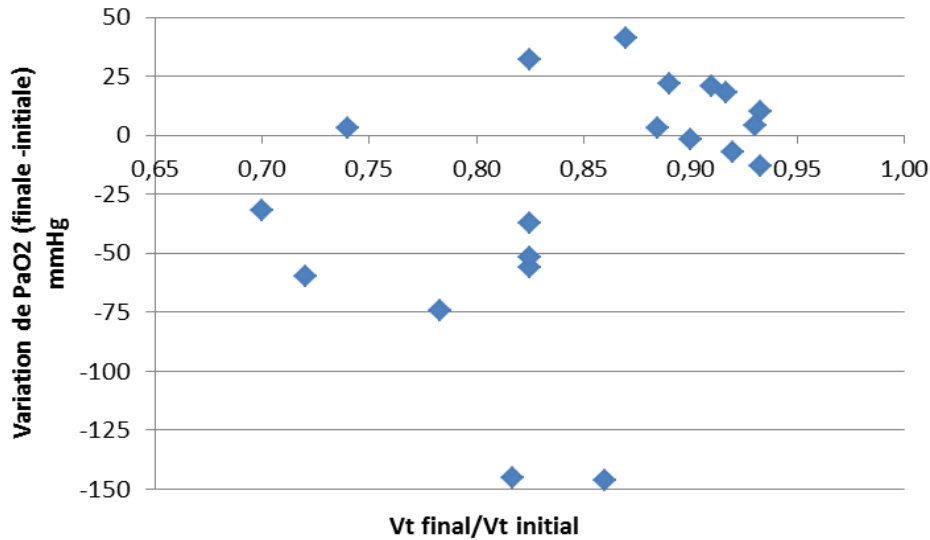


Figure 5.5 Variation de la PaO<sub>2</sub> en fonction de la diminution du volume courant

### Estimation de l'espace mort

L'espace mort calculé en se basant sur d'EtCO<sub>2</sub> (Équation de Bohr)(206) a été comparé à l'espace mort estimé qui était utilisé par le logiciel pour suggérer des modifications de réglages du ventilateur. Les fractions d'espace mort estimées et calculées n'étaient pas statistiquement différentes (18 ± 2% vs 19 ± 12%, p = 0,72).

## 5.4 Discussion

Les conclusions principales de la présente étude étaient les suivantes :

- i- l'utilisation d'un algorithme informatisé pour proposer des modifications de réglages du ventilateur est réalisable dans la pratique clinique dans la population étudiée sans SDRA.
- ii- le présent algorithme qui utilise des formules validées pour estimer l'espace mort est en mesure de proposer des modifications de  $V_t$  et de RR pour cibler une ventilation protectrice sans modifier la ventilation alvéolaire.
- iii- la  $PaO_2$  semble chuter proportionnellement à la réduction des volumes courants.

Les volumes courants utilisés dans notre institution étaient trop élevés et nettement supérieur à 10 ml/kg de poids prédit au moment où l'étude a été réalisée (13). Ces volumes sont probablement délétères, même chez les patients sans ALI préexistant (13), probablement en induisant une inflammation systémique (14). En outre, dans la pratique clinique, la plupart des cas d'ALI / SDRA sont diagnostiqués avec retard et sous-estimés (30, 34). Quand ils sont basés sur le poids corporel réel, les volumes semblent parfaitement adéquats, soit d'environ 8-9 ml/kg. Il semble donc que c'est le fait de ne pas calculer de poids prédit qui est la cause de l'erreur chez certains patients, en particulier les femmes et les patients obèses (13). Les cliniciens ignorent probablement cette tâche fastidieuse pour des raisons de temps. Cette observation est cohérente avec une enquête sur les obstacles à la prise en charge optimale du SDRA publiée par Rubenfeld et al (30).

La réduction automatique du  $V_t$  semble une solution intéressante d'automatisation de la ventilation mécanique. D'autres systèmes ajustant automatiquement la ventilation ont été décrits. Le système SmartCare (NeoGanesh) (36) utilise les mesures de la fréquence respiratoire du patient, le volume courant et l' $ETCO_2$  pour contrôler l'aide inspiratoire essentielle pour le sevrage (42).

La ventilation adaptative (ASV) est un mode automatisé de réglage ventilatoire en pression contrôlée et en pression assistée en utilisant un algorithme en boucle fermée. Le but de l'ASV est de fournir une ventilation par minute prédéfinie tout en minimisant le travail mécanique de la respiration. Les volumes courants résultant sont globalement plus faibles, mais le but de ce mode n'est pas la ventilation

protectrice car elle ne vise pas de  $V_t$  spécifique. Pourtant, notre groupe a démontré que ce mode réduisait automatiquement les volumes courants en dessous de 10 ml/kg de poids prédits dans la population de chirurgie cardiaque (137).

Notre algorithme vise spécifiquement à réduire les volumes courants tout en maintenant la ventilation alvéolaire constante, ce qui est exactement le but de la ventilation protectrice.

En effet, la réduction seule du volume courant sans augmentation de la fréquence respiratoire pourrait induire une majoration de l'acidose avec des effets hémodynamiques et métaboliques délétères. Dans la présente étude pilote, il a été montré qu'il était simple et facile à utiliser et que l'espace mort semble être estimé adéquatement en utilisant des formules simples et validées. Cependant, la valeur de l'espace mort mesurée avec l'équation de Bohr est très dépendante de la mesure du  $CO_2$  expiré et que cette mesure n'est pas toujours fiable (206).

Un autre aspect intéressant des résultats concerne l'oxygénation. Dans la présente étude, nous avons trouvé une tendance à la diminution de la  $PaO_2$  lors de la réduction des volumes courants et cette différence était significative pour les réductions de volume les plus importantes (pour les patients avec un  $V_t$  initial  $>12$  ml/kg poids prédit).

Cette observation est probablement liée au dérecrutement alvéolaire associé à des petits volumes courant. Ce phénomène est bien connu dans le SDRA (61) et a également été décrit dans les années 1960 par Bendixen et al. (45) au cours de l'anesthésie générale. Appliquer une quantité de pression expiratoire positive proportionnelle à la réduction relative de  $V_t$  est probablement suffisant pour maintenir le volume alvéolaire à une valeur souhaitable (61).

Compte tenu de la difficulté du transfert des connaissances dans la pratique clinique, l'automatisation de la ventilation mécanique est un outil qui pourrait aider à la mise en œuvre de tels changements en facilitant les calculs qui peuvent prendre du temps et limiter la généralisation des recommandations et en homogénéisant les pratiques.

Cette étude a plusieurs limites. Tout d'abord, comme il s'agit d'une étude pilote, le petit nombre de patients ne nous permet pas d'atteindre un niveau élevé de puissance statistique. La variation de la  $PaCO_2$  est très faible dans cette petite série, mais avec plus de patients, il est possible que nous

pourrions trouver des variations plus importantes, avec possiblement dans certains cas des modifications cliniques plus significatives. Deuxièmement, cette étude a été menée sur des patients en post-opératoire de chirurgie cardiaque sans lésion pulmonaire préexistante. Nous ne savons pas comment les règles de prédictions utilisées dans le logiciel informatique actuel pourraient réussir à fonctionner avec une population médicale ayant des lésions pulmonaires aiguës ou un SDRA. Il faut donc rester prudent quant à la généralisation de ces résultats pour d'autres populations. Ultérieurement, il serait intéressant de mener une étude spécifique sur une population médicale plus grande avec ALI/SDRA. Dans une nouvelle version de l'algorithme, nous pourrions inclure une recommandation pour l'augmentation de la pression en fin d'expiration (PEP) proportionnelle à la réduction du  $V_t$ .

## 5.5 Conclusion

La ventilation mécanique chez des patients de soins intensifs est d'une importance primordiale. Avec cette étude, nous avons pu montrer que les volumes courants ( $V_t$ ) qui sont souvent trop élevés en raison de l'utilisation du poids réel pour les déterminer peuvent être réduits grâce à un programme informatique utilisant des équations simples. Ce programme permet d'estimer l'espace mort total (VD) et le maintien de la ventilation alvéolaire (VA) constante, tout en réduisant le volume courant ( $V_t$ ) dans une population de patients en post-opératoire immédiat de chirurgie cardiaque.

Cependant d'autres études sur une population médicale plus importante avec ALI/SDRA sont nécessaires pour confirmer et généraliser ces résultats préliminaires.



## 5.6 Autres utilisations possible de l'algorithme SmartARDS

Nous avons validé dans cette étude préliminaire l'algorithme permettant de réduire les volumes courants en maintenant constante la ventilation alvéolaire, mais il existe d'autres utilisations de cet outil. Il est également possible de déterminer automatiquement la ventilation minute de départ en utilisant le poids idéal théorique et en considérant une ventilation de départ correspondant à 100 ml/kg de poids idéal théorique (136). De même, cet algorithme permet de montrer l'impact des modifications de l'espace mort instrumental dans différentes conditions: au cours de la ventilation non invasive vs. ventilation invasive, ou pour des tailles différentes de patients. Ces courbes sont construites à partir des mêmes formules bien connues décrivant :

- la ventilation minute ( $V_{\text{minute}} = \text{FR} \times \text{volume courant}$ ),
- la ventilation alvéolaire ( $V_{\text{alvéolaire}} = \text{FR} \times [\text{volume courant} - \text{espace mort total}]$ )
- l'espace mort ( $\text{espace mort} = \text{espace mort physiologique} + \text{espace mort instrumental}$ )
- l'espace mort physiologique = 1.1 ml/kg chez les patients intubés (espace mort intra-thoracique) et 2.2 ml/kg chez les patients en VNI (espace mort intra-thoracique et extra-thoracique correspondant aux voies aériennes supérieures : oro-naso-pharynx)
- l'espace mort instrumental = volume du tube endotrachéal (ou de la trachéotomie)  
± raccord annelé ± filtre humidificateur ± autres capteurs ou raccords

Cet outil a déjà été utilisé à cette fin didactique pour démontrer l'importance de l'espace mort au cours de la ventilation non invasive (208).

Nous donnons ci-dessous quelques exemples des graphiques pouvant être obtenus et qui permettent de rapidement visualiser l'impact de l'espace mort dans différentes situations cliniques.

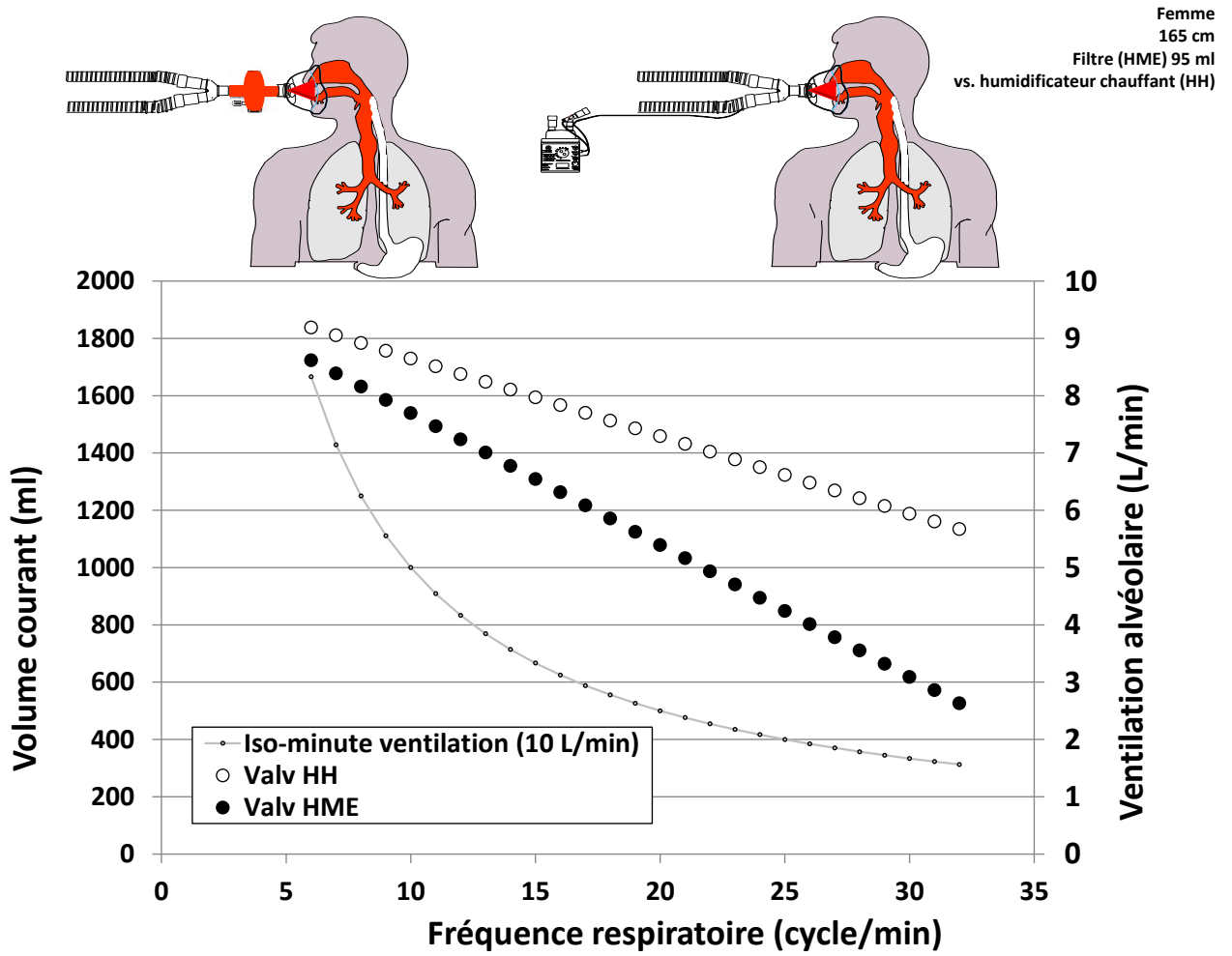


Figure 5.6 Impact de l'espace mort relié au système d'humidification sur la ventilation alvéolaire à différentes fréquences respiratoires au cours de la VNI. Pour une même ventilation minute (10L/minute) l'augmentation de la fréquence respiratoire entraîne une diminution progressive de la ventilation alvéolaire. Cet effet est plus marqué pour les filtres (HME) que pour les humidificateurs chauffants (HH).

Données pour une femme de 165 cm en VNI, avec un filtre de 95 ml, sans raccord annelé.

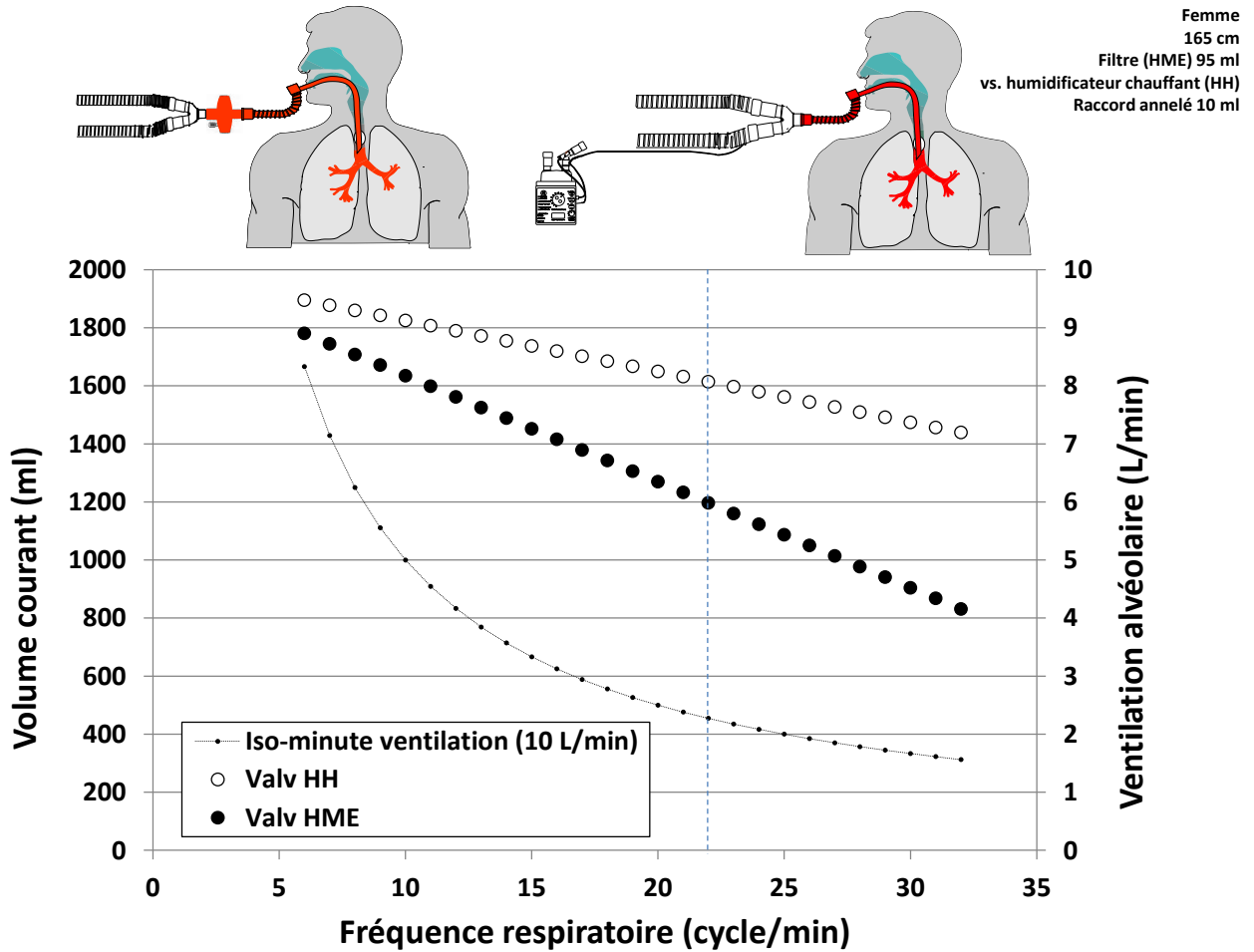


Figure 5.7 Impact de l'espace mort relié au système d'humidification sur la ventilation alvéolaire à différentes fréquences respiratoires chez un patient intubé. Pour une même ventilation minute (10L/minute) l'augmentation de la fréquence respiratoire entraîne une diminution progressive de la ventilation alvéolaire. Cet effet est plus marqué pour les filtres (HME) que pour les humidificateurs chauffants (HH).

La ligne pointillée correspond à la fréquence respiratoire permettant d'obtenir un volume courant inférieur à 8 ml/kg de poids idéal. Les données à droite de cette ligne correspondent à la ventilation protectrice. Dans cette zone la différence de l'impact de l'espace mort est plus nette.

Données pour une femme de 165 cm, intubée, avec un filtre de 95 ml et un raccord annelé de 10 ml.

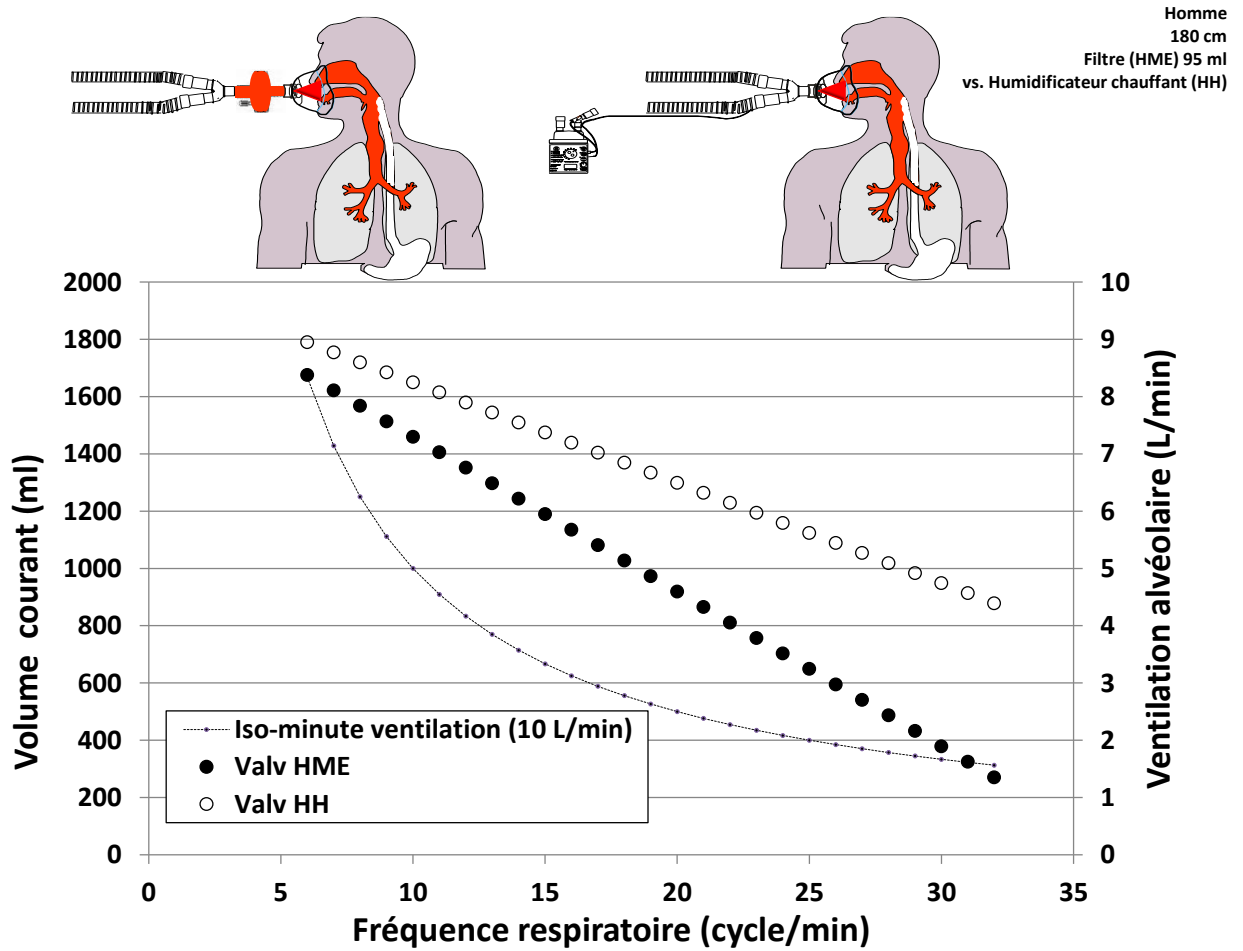


Figure 5.8 Impact de l'espace mort relié au système d'humidification sur la ventilation alvéolaire à différentes fréquences respiratoires au cours de la VNI. Pour une même ventilation minute (10L/minute) l'augmentation de la fréquence respiratoire entraîne une diminution progressive de la ventilation alvéolaire. Cet effet est plus marqué pour les filtres (HME) que pour les humidificateurs chauffants (HH).

Données pour un homme de 180 cm en VNI avec un filtre de 95 ml, sans raccord annelé.

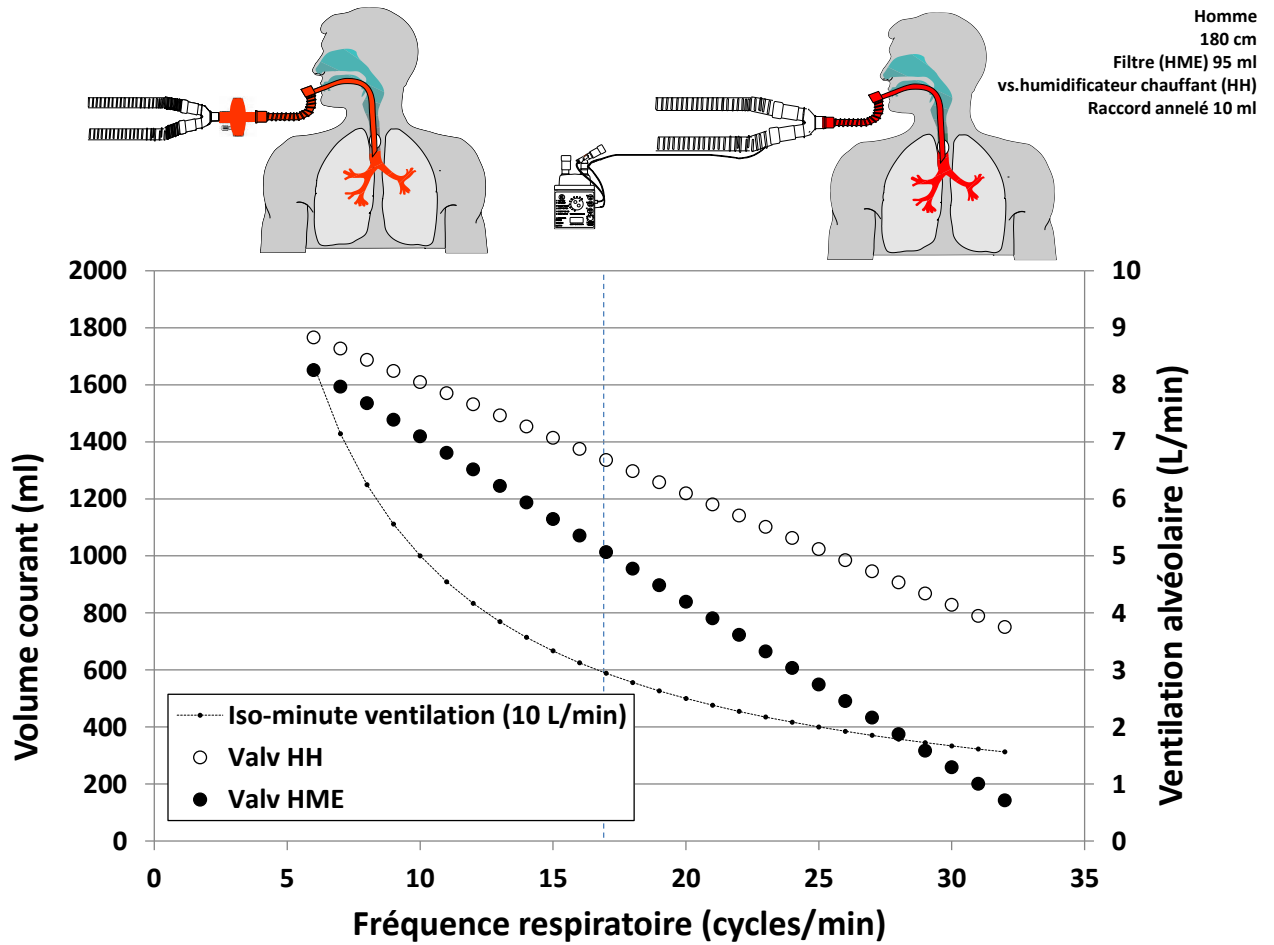


Figure 5.9 Impact de l'espace mort relié au système d'humidification sur la ventilation alvéolaire à différentes fréquences respiratoires chez un patient intubé. Pour une même ventilation minute (10L/minute) l'augmentation de la fréquence respiratoire entraîne une diminution progressive de la ventilation alvéolaire. Cet effet est plus marqué pour les filtres (HME) que pour les humidificateurs chauffants (HH).

La ligne pointillée correspond à la fréquence respiratoire permettant d'obtenir un volume courant inférieur à 8 ml/Kg de poids idéal. Les données à droite de cette ligne correspondent à la ventilation protectrice. Dans cette zone la différence de l'impact de l'espace mort est plus nette.

Données pour un homme de 180 cm, intubé, avec un filtre de 95 ml et avec un raccord annelé de 10 ml.

## **Chapitre 6**

Perspective de la ventilation automatisée et la mesure optique & Love for all (Low tidal volume for all patients)

## 6.1 Perspective de la ventilation automatisée et la mesure optique & Love for all (Low tidal volume for all patients)

Compte tenu de l'évolution démographique et de la pression sur le système de santé qui va aller en s'aggravant dans les prochaines années, nous pensons qu'il est essentiel de développer de nouveaux outils pour faciliter les tâches répétitives et tout mettre en œuvre pour implémenter les recommandations de la littérature. Ces deux objectifs sont importants pour la qualité des soins donnée aux patients mais aussi pour contenir les coûts de santé du fait des contraintes budgétaires actuelles. Nous savons très bien que la charge de travail du personnel de la santé est reliée directement au nombre de patients pris en charge et nous savons que ce nombre va beaucoup augmenter dans les années à venir.

Plusieurs actions peuvent être automatisées et dans le domaine des soins intensifs, il a déjà été démontré que la ventilation mécanique se prêtait bien à un certain degré d'automatisation. Notre objectif est d'automatiser plusieurs aspects de la ventilation mécanique.

Dans ce travail original, nous avons démontré qu'il est possible de développer de nouveaux outils pour mesurer les patients et obtenir automatiquement la taille des patients et les réglages de la ventilation mécanique. En effet, la taille est un paramètre majeur au cours de la ventilation mécanique comme nous l'avons vu, puisque les volumes pulmonaires sont bien corrélés à la taille et non au poids réel. Notre outil peut permettre d'obtenir ce paramètre physiologique de façon originale et simple. De plus, grâce à l'implémentation de toutes les formules dans notre outil (calcul du poids idéal théorique, des volumes à administrer), il devrait aider à implémenter la ventilation protectrice.

Les évaluations ont montré que cette méthode permettait d'obtenir la taille de façon relativement simple et plus précise que les méthodes traditionnelles (évaluation visuelle ou mesure au ruban dans le lit). Même si ces évaluations sont préliminaires, elles sont très prometteuses. Pourtant, elles mériteront des évaluations à plus large échelle et avec différents utilisateurs.

Il faudra également évaluer cette méthode dans différentes populations avec des équations adaptées à chaque population. Nous avons débuté un programme de recherche pour évaluer l'utilisation des petits volumes courants pour l'ensemble des patients sous ventilation mécanique (LOVE for ALL : Low Tidal Volumes for All) dans le cadre du CCCTG (Canadian Critical Care Trials Group). Un des éléments de cette étude sera de valider cet outil (iAnthropometer II) pour implémenter la ventilation protectrice.

Enfin, nous avons fait face à un obstacle imprévu au moment de lancer notre application iPhone. Sur

les conseils de l'université, nous nous sommes renseignés sur les risques potentiels de lancer cette application et il nous est apparu qu'une certification FDA était nécessaire pour utiliser notre application, même si elle était fournie gratuitement. Pour toutes les applications d'iPhone/d'iPod il va falloir avoir l'autorisation de la FDA même si nous voulons les utiliser au Canada. Avec la certification de la FDA, l'approbation de santé Canada n'est pas nécessaire. En effet, iAnthropometer I a pu être mise en ligne sans problème puisqu'elle utilise uniquement des formules déjà publiées dans la littérature. Au contraire, iAnthropometer II utilise une technique originale de mesure optique de la taille et utilise la caméra de l'iPhone.

Nous avons plusieurs projets d'ingénierie pour améliorer notre outil, en particulier pour détecter automatiquement les points d'intérêt pour la mesure de l'index de Chumlea. De plus, nous souhaitons réaliser d'autres outils utilisant d'autres méthodes de mesure inspirées de cette méthode en collaboration avec le département de génie électrique et génie informatique de l'Université Laval (Pr Gosselin). Enfin, les autres étapes de l'automatisation de la ventilation mécanique telles que décrites au premier chapitre sont également en cours de réalisation.



## Chapitre 7

### Discussion générale à la thèse

## 7.1 Discussion générale

Un des éléments les plus importants pour régler la ventilation mécanique est le volume courant à délivrer aux patients. Pour trouver les valeurs des volumes courants chez les patients alités sous ventilation mécanique, il faut tout d'abord connaître le poids prédit du patient, ce qui est souvent complètement différent du poids réel, en particulier chez les patients obèses. Les méthodes de mesure habituelles ne nous paraissaient pas fiables et nous avons voulu le vérifier. Des méthodes alternatives avec une implémentation dans un outil innovant ont été évaluées. Nous avons démontré dans cette thèse que la taille telle qu'elle est mesurée habituellement chez des sujets alités et sous ventilation mécanique n'est pas fiable. Les méthodes de l'estimation visuelle et de la mesure au ruban dans le lit se sont avérées peu précises en particulier chez les patients les plus petits.

Nous avons également démontré que des méthodes alternatives utilisant la mesure de segments de membres était suffisamment précise et qu'il était possible de les implémenter dans des outils technologiques intégrant une mesure optique et permettant de réaliser les calculs reliés à la taille des patients (calculs du poids prédit et des volumes à délivrer).

### ***Le poids réel ne devrait pas être utilisé***

Une patiente qui mesure 157 cm et qui pèse 50 kg (qui est le poids idéal théorique pour une femme de cette taille) a le même volume pulmonaire qu'une patiente de 157 cm et qui pèse 100 kg. Cent cinquante sept cm est la taille moyenne des femmes dans notre base de données des patients de chirurgie cardiaque (13). Si le clinicien qui règle le volume courant utilise le poids réel, avec un volume de 650 ml, il aura l'impression de réaliser une ventilation protectrice (car avec 6.5 ml/kg, il serait bien en dessous des 10 ml/kg qui aurait amené à utiliser 1000 ml pour un poids de 100 kg). Pourtant le volume courant rapporté au poids idéal serait de 13.1 ml/kg de poids idéal. Pour réellement utiliser un volume courant protecteur (6 à 10 ml/kg de poids idéal (149), il faudrait régler des volumes courants de 300 à 500 ml). Au cours de la ventilation mécanique, le volume pulmonaire des patients devrait donc évidemment être considéré comme un élément majeur pour un réglage optimal du volume courant administré(75). En conséquence, les deux valeurs à considérer au cours de la ventilation mécanique qui ne devraient pas être négligées sont le poids prédit et la taille du patient. La base des réglages optimisés au cours de la ventilation mécanique passe par la mesure de la taille et le calcul du poids prédit.

Il est donc maintenant clair que même en l'absence de SDRA, il faudrait limiter les volumes courants, ce qui nécessite de connaître le poids idéal donc la taille des patients.

## **7.2 Une taille précise des patients est difficile à obtenir**

### **7.2.1 Méthodes usuelles**

Une des valeurs physiologiques les plus importantes au cours de la ventilation mécanique est la taille, puisque les volumes pulmonaires sont corrélés à la taille et non au poids des sujets (43). La taille est un élément important pour ajuster les réglages du ventilateur. Les volumes pulmonaires sont étroitement liés à la taille du patient (43).

Pour calculer le poids prédit une valeur complètement différente du poids réel du patient- la connaissance de la taille est indispensable. En effet, pour trouver le volume courant idéal pour protéger les poumons (13, 174), il faut connaître la taille et le poids prédit. Par contre, la taille du patient aux soins intensifs est rarement connue (178).

Il a été montré dans les études précédentes que la taille des patients aux soins intensifs n'est pas toujours connue (167, 178) et les données dans le dossier du patient n'est pas fiable à 100 % (180) ou n'est pas toujours connue (167, 178). Les professionnels de la santé utilisent la taille soit sur la base d'une estimation visuelle ou bien à l'aide d'un ruban à mesurer pour les patients alités.

Plusieurs études sont en accord avec le peu de précision de l'estimation visuelle. Bloomfield a montré dans ses recherches cliniques que pour les patients gravement malades ou chez eux qui arrivent aux soins intensifs et n'arrivent pas communiquer, la taille reste inconnue. En ce qui concerne la taille des patients alités, cette valeur a été estimée visuellement (180) ou à l'aide d'un ruban à mesurer (181, 182). Kam et al. a montré que chez les patients avec SDRA, quand la taille est inconnue, le poids prédit, qui dépend de la taille pour trouver le volume courant - est remplacé par le poids réel. La valeur du poids utilisé dans les formules pour calculer les volumes courants a été 15% plus haute que la vraie valeur du poids prédit, ce qui explique la hausse du volume courant utilisé chez ces patients.

L'estimation visuelle semble être une méthode souvent utilisée chez les professionnels de la santé pour régler la ventilation mécanique, bien qu'il y ait peu de donnée précise là-dessus (181, 183).

Nos résultats démontrent qu'avec les méthodes usuelles telles que l'estimation visuelle et la méthode de mesure avec du ruban chez les patients alités, l'erreur peut aller jusqu'à 20 cm et est plus importante chez les patients de petite taille. Les méthodes alternatives telles que la taille de la jambe et la méthode utilisant la taille de l'avant-bras étaient proches de la méthode de référence et au moins aussi précise que la méthode de mesure avec un ruban.

### **7.2.2 Méthodes alternatives**

Plusieurs méthodes ont été décrites pour obtenir la taille du patient de manière indirecte en mesurant la longueur de segments de membres. Nous avons évalué parmi ces méthodes, la mesure de la longueur de la jambe (méthode de Chumlea)(187) et la mesure de la longueur de l'avant-bras du patient (190).

En particulier, ces méthodes alternatives peuvent avoir un intérêt pour les patients alités. Pour ces patients, la méthode de mesure avec un ruban à mesurer peut être difficile pour plusieurs raisons : la position du patient dans le lit, le ruban est souvent trop petit par rapport à la taille du patient et la chambre du patient est souvent encombrée avec du personnel et de nombreuses machines (182).

Nos résultats ont montré que les méthodes indirectes (mesure de la taille de la jambe, ou de l'avant-bras) ont une précision satisfaisante pour déterminer la taille des patients alités avant ou après la chirurgie. D'autre part, P.Ritz et al (202) ont montré que la méthode de Chumlea est moins précise pour les jeunes populations, mais est fiable pour les personnes âgées (186). Il est à noter que la méthode de Chumlea a été fondée sur la population caucasienne et comme indiqué par Hwang et al (203), cette méthode n'est pas bonne pour la population asiatique incluant la population coréenne. Ils ont bien précisé que l'utilisation de la taille d'avant-bras n'est pas pratique parce qu'il existe beaucoup d'équipement autour de l'avant-bras du patient ce qui peut entraîner des erreurs avec cette méthode. La formule utilisée dans ces cas devrait donc tenir compte de l'origine ethnique.

Nous avons évalué ensuite une méthode optique de mesure de la taille chez des patients alités au cours de la ventilation mécanique et comparé cette méthode à d'autres méthodes de mesure. A notre connaissance, il n'existe pas de méthode de mesure similaire dans la littérature. Nous avons intégré la méthode de Chumlea modifiée dans notre méthode optique de mesure de la taille avec un iPhone/iPad/iPod programmé en Xcode. La méthode de Chumlea avec une mesure optique par un iPhone/iPod est plus précise que les autres méthodes (en particulier évaluation visuelle et mesure au ruban dans le lit qui sont les méthodes habituellement utilisées). Par ailleurs, nous avons montré qu'il

fallait que la mesure soit réalisée de face par rapport à la jambe. Les mesures réalisées avec un angle (photo faite au niveau du ventilateur) entraînaient des erreurs importantes. Cette erreur était moins nette lorsque l'avant-bras était utilisé en comparaison avec la jambe.

Quand la taille est inconnue ou qu'il n'existe aucune possibilité de déterminer la taille du patient, cette méthode semble être un moyen efficace pour déterminer la taille du patient, mais à condition de réaliser la photo perpendiculairement à l'objet mesuré. La taille peut être inconnue, même en pré-opératoire notamment en cas d'incapacité pour le patient à rester debout ou en l'absence de l'information dans le dossier du patient. Il faut remarquer que souvent dans certains dossiers médicaux, plusieurs valeurs différentes pour la taille sont notées. La taille chez les patients médicaux intubés en pré-hospitalier ou aux urgences est souvent non connue. Cela peut entraîner des erreurs pour les réglages du ventilateur. Afin de trouver le poids prédit correctement pour avoir les valeurs du volume courant correspondant, la taille joue un rôle important. Dans cette perspective, pour réduire les erreurs dans les calculs du volume courant, la méthode de mesure automatique pourrait être utilisée. Lorsque le poids prédit est inconnu, les études antérieures suggèrent que le poids corporel réel du patient a été utilisé. Ce qui fait que, les patients reçoivent des volumes courants d'autant plus élevés que le poids réel est éloigné du poids prédit (i.e chez les patients obèses) (177, 204). À cet effet, les volumes courants calculés étaient loin de la valeur acceptable. De plus, la morbidité ou la mortalité chez les patients sous ventilation mécanique pourraient être augmenté à cause des mauvaises valeurs du volume courant en particulier en cas de SDRA (1, 178).

### **7.3 Impact des erreurs de mesure de la taille sur les volumes délivrés**

Ces erreurs de mesure ont une répercussion importante sur la détermination d'un volume courant adéquat pour une ventilation mécanique protectrice. C'est la raison pour laquelle les méthodes décrites dans cette thèse pourraient être utilisées pour améliorer l'implémentation de la ventilation protectrice. Nous avons montré que l'erreur de l'estimation visuelle était inversement proportionnelle à la taille des patients, ce qui pourrait expliquer pourquoi les femmes reçoivent des volumes courants plus élevés que les hommes (rapporté au poids idéal). En règle générale, les femmes sont plus petites que les hommes. Plusieurs études montrent que les petits patients et les femmes reçoivent moins souvent une ventilation mécanique protectrice (13, 177, 199). Ceci est probablement en lien avec le fait que l'erreur faite par

l'estimation visuelle est plus importante chez les patients les plus petits comme nous l'avons montré dans notre étude.

Les hommes sous ventilation mécanique ont plus de chance de recevoir une ventilation protectrice que les femmes (199).

Au cours des deux premiers jours suivant un diagnostic d'ALI, parmi des femmes et des hommes hospitalisés à cause d'un œdème lésionnel lié à un sepsis dans les études de Han et al ainsi que dans les études de Kam et al (177, 199), les hommes avaient 80% plus des chances de recevoir une ventilation protectrice que les femmes. La taille des femmes est certainement souvent sous-estimée et pourrait expliquer ces résultats. En revanche, dans cette analyse multivariée le sexe ne ressortait pas, par contre la taille ressortait comme le facteur du risque principal. Cette étude précise que 20% des patients avec SDRA ont eu la chance de recevoir la ventilation protectrice car leur taille a été juste 2.5 cm plus élevée que la taille moyenne des patients.

Nos résultats dans cette étude montrent que l'erreur moyenne de l'estimation visuelle était plus élevée chez les patients de petite taille (<167 cm de hauteur), avec une erreur maximum allant jusqu'à +20 cm. L'impact sur le volume courant est plus élevé chez les plus petits patients du fait de l'erreur plus importante (Figure 3.6).

Kam et al ont démontré (177) que le volume courant calculé pour les patients en fonction de leur poids réel est supérieur à la valeur correcte du poids prédit. Ils ont mentionné que le poids réel était de 15% plus élevé que le poids prédit, ce qui peut expliquer l'erreur dans le calcul du volume courant. Young et al ont montré (28) que le poids prédit peut être jusqu'à 30% inférieur au poids réel. Ils ont conclu que la taille du patient et le poids sont essentiels, et l'utilisation du poids corporel réel est un problème majeur pour les patients atteints d'obésité (28, 177). Bien entendu, la différence entre le poids réel et le poids prédit est d'autant plus élevée que le IMC est élevé, de même que la différence entre le volume courant rapporté au poids réel en comparaison avec le poids prédit (13). Dans cette étude, pour un IMC entre 18 et 25 kg/m<sup>2</sup>, il n'y avait pas de différence entre le Vt/poids réel et le Vt/poids idéal, mais pour des IMC entre 30 et 35, il existait un facteur 1.45 et pour des IMC supérieurs à 30, un facteur de 1.8 ! Dans ce dernier group de patients, le volume courant/poids réel était de 7.5±1.1 ml/kg alors que le volume courant/poids idéal était en moyenne de 13.7±2.3.

Il est certain que ce problème est d'autant plus important que l'IMC de la population générale est élevé. Alors qu'avant les années 1980, l'incidence de l'obésité (IMC >30) représentait un peu plus de 10%, elle est actuellement de plus de 40% aux Etats-Unis et de 30% au Canada (171-173).

Une détermination adéquate de la taille sert pour régler le ventilateur et sert aussi aux nutritionnistes, qui utilisent le poids du corps et la taille pour calculer l'IMC, afin de donner les doses exactes de médicaments pour les patients.

#### **7.4 Limitations**

Une des limitations de notre étude était que la méthode de Chumlea utilisée dans notre étude a été légèrement modifiée car les patients considérés sont alités et ne peuvent pas fléchir la jambe à 90 degrés facilement. Avec la méthode originale de Chumlea les patients doivent être assis sur une chaise avec le genou à une position de 90 degrés par rapport au sol (174). Toutefois, nous avons évalué la taille des patients avec la méthode de Chumlea modifiée (mesure dans le lit avec la jambe allongée). Cette méthode peut être facilement utilisée pour les patients alités. Ces résultats ont été très bien corrélés avec les valeurs de références, ce qui suggère que cette méthode de Chumlea modifiée semble acceptable, mais avec une validation sur un échantillon limité de patients.

Une limitation de notre mesure avec le ruban à mesurer est que nous avons utilisé un ruban habituel, qui est d'environ 150 cm de longueur. Habituellement la taille du patient est supérieure à 150 cm, ce qui nécessite de déplacer chaque fois le ruban pour mesurer complètement la taille du patient. Ce type de ruban de 150 cm semble être le plus fréquemment utilisé dans notre environnement.

Par ailleurs, nos évaluations cliniques ont été réalisées à Québec chez une population à 100% caucasienne, nous n'avons pas étudié les autres populations et il est probable qu'une formule spécifique devrait être utilisée pour chaque population. Il existe des formules différentes pour déterminer la taille par rapport de l'indice de Chumlea selon l'origine ethnique des populations (186, 203). En revanche dans les études de Hwang, la méthode Chumlea ne semble pas être utile chez les patients d'origine coréennes (203). L'application que nous avons développée pourrait donc être modifiée en adaptant les formules utilisées à la population concernée.

Une autre limitation de notre méthodologie est que les mesures ont été réalisées par un seul observateur habitué à réaliser ces mesures et il faudra valider ces données sur un plus grand nombre de centres et d'observateurs.

Nous avons aussi identifié des limitations pour prendre des images optiques (surtout avec les iPod ou

iPhone) : la camera de l'iPod ou de l'iPhone ne sont pas des caméras 3D. En ce qui concerne les images prises avec ces cameras, nous pouvons conclure que lorsque les images ont été réalisées à côté du ventilateur (avec un angle par rapport à la jambe et dans une moindre mesure à l'avant-bras), comme elles ne sont plus en face de l'objet mesuré, cela peut entraîner des erreurs parfois importantes. Il est donc impératif, pour une bonne précision que les images soient prises perpendiculairement à la jambe ou au bras mesuré. Cette contrainte pourrait limiter l'utilisation clinique.

La généralisation de ces données est difficile dans un contexte où il n'y a pas de consensus absolu sur les volumes courants à administrer aux patients. S'il est maintenant bien clair que les volumes courants élevés (>12 ml/Kg de poids idéal) ne devraient jamais être utilisés chez des patients sous ventilation mécanique avec SDRA (1, 3), il reste des incertitudes parmi certains auteurs concernant les autres populations sans SDRA (12). De même, chez les patients avec SDRA il est recommandé d'utiliser 6 à 8 ml/Kg de poids idéal, mais certains suggèrent même des volumes courants plus bas (1, 3, 46). La marge d'erreur des mesures de la taille peut se situer dans ces limites, ce qui pourrait limiter le poids d'une précision absolue sur la mesure de la taille, à condition de viser les valeurs basses de volume courant. Cependant pour homogénéiser les pratiques, l'obtention d'une taille précise est désirable puisqu'il s'agit d'une variable pour déterminer la taille des poumons.

L'application d'iPhone pour déterminer la taille des patients d'une façon automatisée doit être acceptée par la FDA avant d'être mise à disposition comme application pour un téléphone intelligent. Une application médicale (en dehors de formules utilisées seules étant déjà accessibles au public) ne peut pas être utilisée sur un téléphone intelligent sans avoir l'autorisation de la FDA (pas le droit de mettre sur le magasin d'application ``AppleStore``). Depuis 2013, j'ai communiqué avec la FDA pour avoir une réponse précise à propos de mon application. Chaque courrier électronique de ma part a été répondu avec des délais allant jusqu'à 11 mois. En Janvier 2014, la FDA m'a demandé d'envoyer les dossiers pour pouvoir émettre un premier avis. À cette raison le dossier a été envoyé la fin de Janvier 2014. Après plusieurs communications avec la correspondante de la FDA, jusqu'à cette date, je n'ai pas encore eu une réponse. Avec un avocat spécialisé dans le dossier de la FDA, ces démarches peuvent devenir plus rapides, mais cette solution coûterait très cher.

## Références

1. Ventilation with lower tidal volumes as compared with traditional tidal volumes for acute lung injury and the acute



- respiratory distress syndrome. The Acute Respiratory Distress Syndrome Network. The New England journal of medicine. 2000;342(18):1301-8.
2. 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. The New England journal of medicine. 1998;338(6):347-54.
  3. Eichacker PQ, Gerstenberger EP, Banks SM, Cui X, Natanson C. Meta-analysis of acute lung injury and acute respiratory distress syndrome trials testing low tidal volumes. American journal of respiratory and critical care medicine. 2002;166(11):1510-4.
  4. Putensen C, Theuerkauf N, Zinserling J, Wrigge H, Pelosi P. Meta-analysis: ventilation strategies and outcomes of the acute respiratory distress syndrome and acute lung injury. Annals of internal medicine. 2009;151(8):566-76.
  5. Dreyfuss D, Saumon G. Ventilator-induced lung injury: lessons from experimental studies. American journal of respiratory and critical care medicine. 1998;157(1):294-323.
  6. Dreyfuss D, Basset G, Soler P, Saumon G. Intermittent positive-pressure hyperventilation with high inflation pressures produces pulmonary microvascular injury in rats. The American review of respiratory disease. 1985;132(4):880-4.
  7. Webb HH, Tierney DF. Experimental pulmonary edema due to intermittent positive pressure ventilation with high inflation pressures. Protection by positive end-expiratory pressure. The American review of respiratory disease. 1974;110(5):556-65.
  8. Determann RM, Royakkers A, Wolthuis EK, Vlaar AP, Choi G, Paulus F, et al. Ventilation with lower tidal volumes as compared with conventional tidal volumes for patients without acute lung injury: a preventive randomized controlled trial. Crit Care. 2010;14(1):R1.
  9. Fuller BM, Mohr NM, Drewry AM, Carpenter CR. Lower tidal volume at initiation of mechanical ventilation may reduce progression to acute respiratory distress syndrome: a systematic review. Crit Care. 2013;17(1):R11.
  10. Gajic O, Dara SI, Mendez JL, Adesanya AO, Festic E, Caples SM, et al. Ventilator-associated lung injury in patients without acute lung injury at the onset of mechanical ventilation. Critical care medicine. 2004;32(9):1817-24.
  11. Gajic O, Frutos-Vivar F, Esteban A, Hubmayr RD, Anzueto A. Ventilator settings as a risk factor for acute respiratory distress syndrome in mechanically ventilated patients. Intensive care medicine. 2005;31(7):922-6.
  12. Lellouche F, Lipes J. Prophylactic protective ventilation: lower tidal volumes for all critically ill patients? Intensive care medicine. 2013;39(1):6-15.
  13. Lellouche F, Dionne S, Simard S, Bussieres J, Dagenais F. High tidal volumes in mechanically ventilated patients increase organ dysfunction after cardiac surgery. Anesthesiology. 2012;116(5):1072-82.
  14. Zupancich E, Paparella D, Turani F, Munch C, Rossi A, Massaccesi S, et al. Mechanical ventilation affects inflammatory mediators in patients undergoing cardiopulmonary bypass for cardiac surgery: a randomized clinical trial. The Journal of thoracic and cardiovascular surgery. 2005;130(2):378-83.
  15. Futier E, Constantin JM, Paugam-Burtz C, Pascal J, Eurin M, Neuschwander A, et al. A trial of intraoperative low-tidal-volume ventilation in abdominal surgery. The New England journal of medicine. 2013;369(5):428-37.
  16. Lenfant C. Shattuck lecture--clinical research to clinical practice--lost in translation? The New England journal of medicine. 2003;349(9):868-74.
  17. Cabana MD, Rand CS, Powe NR, Wu AW, Wilson MH, Abboud PA, et al. Why don't physicians follow clinical practice guidelines? A framework for improvement. JAMA : the journal of the American Medical Association. 1999;282(15):1458-65.
  18. McGlynn EA, Asch SM, Adams J, Keeseey J, Hicks J, DeCristofaro A, et al. The quality of health care delivered to adults in the United States. The New England journal of medicine. 2003;348(26):2635-45.
  19. Pronovost PJ, Rinke ML, Emery K, Dennison C, Blackledge C, Berenholtz SM. Interventions to reduce mortality among patients treated in intensive care units. Journal of critical care. 2004;19(3):158-64.
  20. Westfall JM, Mold J, Fagnan L. Practice-based research--"Blue Highways" on the NIH roadmap. JAMA : the journal of the American Medical Association. 2007;297(4):403-6.
  21. Committee on Quality of Health Care in America IoM. Crossing the quality chasm: a new health system for the 21st century. Washington, DC: National Academy Press. 2001.
  22. Jones AT. Lost in translation? The pursuit of lung-protective ventilation. Crit Care. 2008;12(2):122.
  23. Kalhan R, Mikkelsen M, Dedhiya P, Christie J, Gaughan C, Lanken PN, et al. Underuse of lung protective ventilation: analysis of potential factors to explain physician behavior. Critical care medicine. 2006;34(2):300-6.
  24. Rubenfeld GD. Translating clinical research into clinical practice in the intensive care unit: the central role of respiratory care. Respiratory care. 2004;49(7):837-43.
  25. Scales DC, Adhikari NK. Lost in (knowledge) translation: "All breakthrough, no follow through"? Critical care medicine. 2008;36(5):1654-5.

26. Villar J, Kacmarek RM, Hedenstierna G. From ventilator-induced lung injury to physician-induced lung injury: why the reluctance to use small tidal volumes? *Acta anaesthesiologica Scandinavica*. 2004;48(3):267-71.
27. Weinert CR, Gross CR, Marinelli WA. Impact of randomized trial results on acute lung injury ventilator therapy in teaching hospitals. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2003;167(10):1304-9.
28. Young MP, Manning HL, Wilson DL, Mette SA, Riker RR, Leiter JC, et al. Ventilation of patients with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: has new evidence changed clinical practice? *Critical care medicine*. 2004;32(6):1260-5.
29. Rubenfeld GD. Implementing effective ventilator practice at the bedside. *Current opinion in critical care*. 2004;10(1):33-9.
30. Rubenfeld GD, Cooper C, Carter G, Thompson BT, Hudson LD. Barriers to providing lung-protective ventilation to patients with acute lung injury. *Critical care medicine*. 2004;32(6):1289-93.
31. Sinuff T, Cook D, Giacomini M, Heyland D, Dodek P. Facilitating clinician adherence to guidelines in the intensive care unit: A multicenter, qualitative study. *Critical care medicine*. 2007;35(9):2083-9.
32. Esteban A, Ferguson ND, Meade MO, Frutos-Vivar F, Apezteguia C, Brochard L, et al. Evolution of mechanical ventilation in response to clinical research. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2008;177(2):170-7.
33. Ferguson ND, Frutos-Vivar F, Esteban A, Fernandez-Segoviano P, Aramburu JA, Najera L, et al. Acute respiratory distress syndrome: underrecognition by clinicians and diagnostic accuracy of three clinical definitions. *Critical care medicine*. 2005;33(10):2228-34.
34. Herasevich V, Yilmaz M, Khan H, Hubmayr RD, Gajic O. Validation of an electronic surveillance system for acute lung injury. *Intensive care medicine*. 2009;35(6):1018-23.
35. Bouadma L, Schortgen F, Thomas R, Wutke S, Lellouche F, Regnier B, et al. Adults with spontaneous aerobic Gram-negative bacillary meningitis admitted to the intensive care unit. *Clinical microbiology and infection : the official publication of the European Society of Clinical Microbiology and Infectious Diseases*. 2006;12(3):287-90.
36. Dojat M, Pachet F, Guessoum Z, Touchard D, Harf A, Brochard L. NeoGanesh: a working system for the automated control of assisted ventilation in ICUs. *Artificial intelligence in medicine*. 1997;11(2):97-117.
37. Angus DC, Kelley MA, Schmitz RJ, White A, Popovich J, Jr. Caring for the critically ill patient. Current and projected workforce requirements for care of the critically ill and patients with pulmonary disease: can we meet the requirements of an aging population? *JAMA : the journal of the American Medical Association*. 2000;284(21):2762-70.
38. Needham DM, Dowdy DW, Mendez-Tellez PA, Herridge MS, Pronovost PJ. Studying outcomes of intensive care unit survivors: measuring exposures and outcomes. *Intensive care medicine*. 2005;31(9):1153-60.
39. Needham DM, Pronovost PJ. The importance of understanding the costs of critical care and mechanical ventilation. *Critical care medicine*. 2005;33(6):1434-5.
40. Zilberberg MD, de Wit M, Pirone JR, Shorr AF. Growth in adult prolonged acute mechanical ventilation: implications for healthcare delivery. *Critical care medicine*. 2008;36(5):1451-5.
41. Burns KE, Lellouche F, Lessard MR. Automating the weaning process with advanced closed-loop systems. *Intensive care medicine*. 2008;34(10):1757-65.
42. Lellouche F, Mancebo J, Joliet P, Roeseler J, Schortgen F, Dojat M, et al. A multicenter randomized trial of computer-driven protocolized weaning from mechanical ventilation. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2006;174(8):894-900.
43. Hepper NG, Fowler WS, Helmholtz HF, Jr. Relationship of height to lung volume in healthy men. *Diseases of the chest*. 1960;37:314-20.
44. Villar J, Blanco J, Anon JM, Santos-Bouza A, Blanch L, Ambros A, et al. The ALIEN study: incidence and outcome of acute respiratory distress syndrome in the era of lung protective ventilation. *Intensive care medicine*. 2011;37(12):1932-41.
45. Bendixen HH, Hedley-Whyte J, Laver MB. Impaired Oxygenation in Surgical Patients during General Anesthesia with Controlled Ventilation. A Concept of Atelectasis. *The New England journal of medicine*. 1963;269:991-6.
46. Brower RG, Matthay M, Schoenfeld D. Meta-analysis of acute lung injury and acute respiratory distress syndrome trials. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2002;166(11):1515-7.
47. Shapiro MB, Anderson HL, 3rd, Bartlett RH. Respiratory failure. Conventional and high-tech support. *The Surgical clinics of North America*. 2000;80(3):871-83.
48. Agnihorti A. Prediction of stature using hand dimensions. *J Forensic Leg Med*. 2008;15(479):82.
49. Chiumello D, Carlesso E, Cadringer P, Caironi P, Valenza F, Polli F, et al. Lung stress and strain during mechanical ventilation for acute respiratory distress syndrome. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2008;178(4):346-55.
50. Gattinoni L. Counterpoint: Is low tidal volume mechanical ventilation preferred for all patients on ventilation? *No. Chest*. 2011;140(1):11-3; discussion 4-5.

51. Marini JJ. Lower tidal volumes for everyone: principle or prescription? *Intensive care medicine*. 2013;39(1):3-5.
52. Gattinoni L, Carlesso E, Caironi P. Stress and strain within the lung. *Current opinion in critical care*. 2012;18(1):42-7.
53. Protti A, Cressoni M, Santini A, Langer T, Mietto C, Febres D, et al. Lung stress and strain during mechanical ventilation: any safe threshold? *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2011;183(10):1354-62.
54. Protti A, Andreis DT, Monti M, Santini A, Sparacino CC, Langer T, et al. Lung stress and strain during mechanical ventilation: any difference between statics and dynamics? *Critical care medicine*. 2013;41(4):1046-55.
55. Hager DN, Krishnan JA, Hayden DL, Brower RG, Network ACT. Tidal volume reduction in patients with acute lung injury when plateau pressures are not high. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2005;172(10):1241-5.
56. Barbas CS, de Matos GF, Pincelli MP, da Rosa Borges E, Antunes T, de Barros JM, et al. Mechanical ventilation in acute respiratory failure: recruitment and high positive end-expiratory pressure are necessary. *Current opinion in critical care*. 2005;11(1):18-28.
57. Serpa Neto A, Cardoso SO, Manetta JA, Pereira VG, Esposito DC, Pasqualucci Mde O, et al. Association between use of lung-protective ventilation with lower tidal volumes and clinical outcomes among patients without acute respiratory distress syndrome: a meta-analysis. *JAMA : the journal of the American Medical Association*. 2012;308(16):1651-9.
58. Gattinoni L, Pesenti A. The concept of "baby lung". *Intensive care medicine*. 2005;31(6):776-84.
59. Marini JJ. Auto-positive end-expiratory pressure and flow limitation in adult respiratory distress syndrome--intrinsically different? *Critical care medicine*. 2002;30(9):2140-1.
60. Pepe PE, Marini JJ. Occult positive end-expiratory pressure in mechanically ventilated patients with airflow obstruction: the auto-PEEP effect. *The American review of respiratory disease*. 1982;126(1):166-70.
61. Richard JC, Maggiore SM, Jonson B, Mancebo J, Lemaire F, Brochard L. Influence of tidal volume on alveolar recruitment. Respective role of PEEP and a recruitment maneuver. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2001;163(7):1609-13.
62. Hickling KG HS, Jackson R. . Low mortality associated with low volume pressure limited ventilation with permissive hypercapnia in severe adult respiratory distress syndrome. *Intensive care medicine*. 1990;16(6):372-7.
63. Hickling KG WJ, Henderson S, Jackson R. . Low mortality rate in adult respiratory distress syndrome using low-volume, pressure-limited ventilation with permissive hypercapnia: a prospective study. *Critical care medicine*. 1994 Oct;22(10):1568-78.
64. Campbell RS, Branson RD, Johannigman JA. Adaptive support ventilation. *Respiratory care clinics of North America*. 2001;7(3):425-40, ix.
65. Moran I, Bellapart J, Vari A, Mancebo J. Heat and moisture exchangers and heated humidifiers in acute lung injury/acute respiratory distress syndrome patients. Effects on respiratory mechanics and gas exchange. *Intensive care medicine*. 2006;32(4):524-31.
66. Prat G, Renault A, Tonnelier JM, Goetghebeur D, Oger E, Boles JM, et al. Influence of the humidification device during acute respiratory distress syndrome. *Intensive care medicine*. 2003;29(12):2211-5.
67. Prin S, Chergui K, Augarde R, Page B, Jardin F, Vieillard-Baron A. Ability and safety of a heated humidifier to control hypercapnic acidosis in severe ARDS. *Intensive care medicine*. 2002;28(12):1756-60.
68. Ashbaugh DG, Bigelow DB, Petty TL, Levine BE. Acute respiratory distress in adults. *Lancet*. 1967;2(7511):319-23.
69. Briel M, Meade M, Mercat A, Brower RG, Talmor D, Walter SD, et al. Higher vs lower positive end-expiratory pressure in patients with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: systematic review and meta-analysis. *JAMA : the journal of the American Medical Association*. 2010;303(9):865-73.
70. Brower RG, Lanken PN, MacIntyre N, Matthay MA, Morris A, Ancukiewicz M, et al. Higher versus lower positive end-expiratory pressures in patients with the acute respiratory distress syndrome. *The New England journal of medicine*. 2004;351(4):327-36.
71. Meade MO, Cook DJ, Guyatt GH, Slutsky AS, Arabi YM, Cooper DJ, et al. Ventilation strategy using low tidal volumes, recruitment maneuvers, and high positive end-expiratory pressure for acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: a randomized controlled trial. *JAMA : the journal of the American Medical Association*. 2008;299(6):637-45.
72. Mercat A, Richard JC, Vielle B, Jaber S, Osman D, Diehl JL, et al. Positive end-expiratory pressure setting in adults with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: a randomized controlled trial. *JAMA : the journal of the American Medical Association*. 2008;299(6):646-55.
73. Metnitz PG, Metnitz B, Moreno RP, Bauer P, Del Sorbo L, Hoermann C, et al. Epidemiology of mechanical ventilation: analysis of the SAPS 3 database. *Intensive care medicine*. 2009;35(5):816-25.

74. Manzano F, Fernandez-Mondejar E, Colmenero M, Poyatos ME, Rivera R, Machado J, et al. Positive-end expiratory pressure reduces incidence of ventilator-associated pneumonia in nonhypoxemic patients. *Critical care medicine*. 2008;36(8):2225-31.
75. Pelosi P, Ravagnan I, Giurati G, Panigada M, Bottino N, Tredici S, et al. Positive end-expiratory pressure improves respiratory function in obese but not in normal subjects during anesthesia and paralysis. *Anesthesiology*. 1999;91(5):1221-31.
76. Hedenstierna G, Rothen HU. Atelectasis formation during anesthesia: causes and measures to prevent it. *Journal of clinical monitoring and computing*. 2000;16(5-6):329-35.
77. Talmor D, Sarge T, Malhotra A, O'Donnell CR, Ritz R, Lisbon A, et al. Mechanical ventilation guided by esophageal pressure in acute lung injury. *The New England journal of medicine*. 2008;359(20):2095-104.
78. Ferrando C, Mugarra A, Gutierrez A, Carbonell JA, Garcia M, Soro M, et al. Setting individualized positive end-expiratory pressure level with a positive end-expiratory pressure decrement trial after a recruitment maneuver improves oxygenation and lung mechanics during one-lung ventilation. *Anesthesia and analgesia*. 2014;118(3):657-65.
79. Rodriguez PO, Bonelli I, Setten M, Attie S, Madorno M, Maskin LP, et al. Transpulmonary pressure and gas exchange during decremental PEEP titration in pulmonary ARDS patients. *Respiratory care*. 2013;58(5):754-63.
80. Hubmayr RD, Burchardi H, Elliot M, Fessler H, Georgopoulos D, Jubran A, et al. Statement of the 4th International Consensus Conference in Critical Care on ICU-Acquired Pneumonia--Chicago, Illinois, May 2002. *Intensive care medicine*. 2002;28(11):1521-36.
81. Branson RD, Robinson BR. Oxygen: when is more the enemy of good? *Intensive care medicine*. 2011;37(1):1-3.
82. de Graaff AE, Dongelmans DA, Binnekade JM, de Jonge E. Clinicians' response to hyperoxia in ventilated patients in a Dutch ICU depends on the level of FiO2. *Intensive care medicine*. 2011;37(1):46-51.
83. Altemeier WA, Sinclair SE. Hyperoxia in the intensive care unit: why more is not always better. *Current opinion in critical care*. 2007;13(1):73-8.
84. Farquhar H, Weatherall M, Wijesinghe M, Perrin K, Ranchord A, Simmonds M, et al. Systematic review of studies of the effect of hyperoxia on coronary blood flow. *American heart journal*. 2009;158(3):371-7.
85. McNulty PH, King N, Scott S, Hartman G, McCann J, Kozak M, et al. Effects of supplemental oxygen administration on coronary blood flow in patients undergoing cardiac catheterization. *American journal of physiology Heart and circulatory physiology*. 2005;288(3):H1057-62.
86. Floyd TF, Clark JM, Gelfand R, Detre JA, Ratcliffe S, Guvakov D, et al. Independent cerebral vasoconstrictive effects of hyperoxia and accompanying arterial hypocapnia at 1 ATA. *J Appl Physiol*. 2003;95(6):2453-61.
87. Floyd TF, Ratcliffe SJ, Detre JA, Woo YJ, Acker MA, Bavaria JE, et al. Integrity of the cerebral blood-flow response to hyperoxia after cardiopulmonary bypass. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 2007;21(2):212-7.
88. Dery R, Pelletier J, Jacques A, Clavet M, Houde J. Alveolar collapse induced by denitrogenation. *Canadian Anaesthetists' Society journal*. 1965;12(6):531-57.
89. Aboab J, Jonson B, Kouatchet A, Taille S, Niklason L, Brochard L. Effect of inspired oxygen fraction on alveolar derecruitment in acute respiratory distress syndrome. *Intensive care medicine*. 2006;32(12):1979-86.
90. Rodriguez P, Lellouche F, Aboab J, Buisson CB, Brochard L. Transcutaneous arterial carbon dioxide pressure monitoring in critically ill adult patients. *Intensive care medicine*. 2006;32(2):309-12.
91. Murray JF, Matthay MA, Luce JM, Flick MR. An expanded definition of the adult respiratory distress syndrome. *The American review of respiratory disease*. 1988;138(3):720-3.
92. Bernard GR, Artigas A, Brigham KL, Carlet J, Falke K, Hudson L, et al. The American-European Consensus Conference on ARDS. Definitions, mechanisms, relevant outcomes, and clinical trial coordination. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 1994;149(3 Pt 1):818-24.
93. Ferguson ND, Fan E, Camporota L, Antonelli M, Anzueto A, Beale R, et al. The Berlin definition of ARDS: an expanded rationale, justification, and supplementary material. *Intensive care medicine*. 2012;38(10):1573-82.
94. Ranieri VM, Rubenfeld GD, Thompson BT, Ferguson ND, Caldwell E, Fan E, et al. Acute respiratory distress syndrome: the Berlin Definition. *JAMA : the journal of the American Medical Association*. 2012;307(23):2526-33.
95. C.Chopin. L'histoire de la ventilation mécanique: des machines et des hommes ELSEVIER MASSON. 2006.
96. Leroy d'Etiolles J. Second mémoire sur l'asphyxie. *J Physiol Exper Path*. 1828;8:97-135.
97. Leroy d'Etiolles J. Recherches expérimentale sur l'asphyxie lues à l'Académie royale des sciences précédées du rapport fait à l'Académie par MM Duméril et Magendie.Paris JB Baillière-libraire 1829. 1829.
98. Colice G. Historical perspectives on the development of mechanical ventilation. In: Tobin MJ, editor. *Principles and practice of mechanical ventilation*. . New York: McGraw-Hill;. 1994:1-36.
99. 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).
100. <http://modernhistorian.blogspot.ca/2011/10/on-this-day-in-history-iron-lung-used.html>.

101. Muschin WW R-BL, Thompson PW, Mapleson WW. The Siemens-Elema Servo ventilator 900-Auto-  
matic ventilation of the lung. Oxford: Blackwell Scientific Publications. 1980;5:770.
102. Richard JC, Carlucci A, Breton L, Langlais N, Jaber S, Maggiore S, et al. Bench testing of pressure support  
ventilation with three different generations of ventilators. *Intensive care medicine*. 2002;28(8):1049-57.
103. Brochard L, Isabey D, Piquet J, Amaro P, Mancebo J, Messadi AA, et al. Reversal of acute exacerbations of  
chronic obstructive lung disease by inspiratory assistance with a face mask. *The New England journal of medicine*.  
1990;323(22):1523-30.
104. Meduri GU, Conoscenti CC, Menashe P, Nair S. Noninvasive face mask ventilation in patients with acute  
respiratory failure. *Chest*. 1989;95(4):865-70.
105. Brochard L, Roudot-Thoraval F, Roupie E, Delclaux C, Chastre J, Fernandez-Mondejar E, et al. Tidal volume  
reduction for prevention of ventilator-induced lung injury in acute respiratory distress syndrome. The Multicenter Trail Group  
on Tidal Volume reduction in ARDS. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 1998;158(6):1831-8.
106. Fabry B, Haberthur C, Zappe D, Guttman J, Kuhlen R, Stocker R. Breathing pattern and additional work of  
breathing in spontaneously breathing patients with different ventilatory demands during inspiratory pressure support and  
automatic tube compensation. *Intensive care medicine*. 1997;23(5):545-52.
107. Laubscher TP, Frutiger A, Fanconi S, Brunner JX. The automatic selection of ventilation parameters during the  
initial phase of mechanical ventilation. *Intensive care medicine*. 1996;22(3):199-207.
108. Sinderby C, Navalesi P, Beck J, Skrobik Y, Comtois N, Friberg S, et al. Neural control of mechanical ventilation  
in respiratory failure. *Nature medicine*. 1999;5(12):1433-6.
109. Younes M. Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support. Theory. *The American review  
of respiratory disease*. 1992;145(1):114-20.
110. Arnal JM, Wysocki M, Novotni D, Demory D, Lopez R, Donati S, et al. Safety and efficacy of a fully closed-loop  
control ventilation (IntelliVent-ASV(R)) in sedated ICU patients with acute respiratory failure: a prospective randomized  
crossover study. *Intensive care medicine*. 2012;38(5):781-7.
111. Dojat M, Brochard L, Lemaire F, Harf A. A knowledge-based system for assisted ventilation of patients in intensive  
care units. *International journal of clinical monitoring and computing*. 1992;9(4):239-50.
112. Nemoto T, Hatzakis GE, Thorpe CW, Olivenstein R, Dial S, Bates JH. Automatic control of pressure support  
mechanical ventilation using fuzzy logic. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 1999;160(2):550-6.
113. Strickland JH, Jr., Hasson JH. A computer-controlled ventilator weaning system. *Chest*. 1991;100(4):1096-9.
114. Fraticelli AT, Lellouche F, L'Her E, Taille S, Mancebo J, Brochard L. Physiological effects of different interfaces  
during noninvasive ventilation for acute respiratory failure. *Critical care medicine*. 2009;37(3):939-45.
115. L'Her E. La ventilation non invasive au cours de l'insuffisance respiratoire aiguë. *ITBM-RBM*. 2005;26(1):41-50.
116. Lellouche F BA, Burns K. . Mechanical Ventilation with advanced closed loop systems. *European Respiratory  
monograph*. 2012;55:217-28.
117. Amaravadi RK, Dimick JB, Pronovost PJ, Lipsett PA. ICU nurse-to-patient ratio is associated with complications  
and resource use after esophagectomy. *Intensive care medicine*. 2000;26(12):1857-62.
118. Pronovost PJ, Angus DC, Dorman T, Robinson KA, Dremiszov TT, Young TL. Physician staffing patterns and  
clinical outcomes in critically ill patients: a systematic review. *JAMA : the journal of the American Medical Association*.  
2002;288(17):2151-62.
119. Tarnow-Mordi WO, Hau C, Warden A, Shearer AJ. Hospital mortality in relation to staff workload: a 4-year study  
in an adult intensive-care unit. *Lancet*. 2000;356(9225):185-9.
120. Thorens JB, Kaelin RM, Jolliet P, Chevrolet JC. Influence of the quality of nursing on the duration of weaning from  
mechanical ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Critical care medicine*. 1995;23(11):1807-15.
121. Zilberberg MD, Luippold RS, Sulsky S, Shorr AF. Prolonged acute mechanical ventilation, hospital resource  
utilization, and mortality in the United States. *Critical care medicine*. 2008;36(3):724-30.
122. Needham DM, Bronskill SE, Calinawan JR, Sibbald WJ, Pronovost PJ, Laupacis A. Projected incidence of  
mechanical ventilation in Ontario to 2026: Preparing for the aging baby boomers. *Critical care medicine*. 2005;33(3):574-9.
123. Needham DM, Bronskill SE, Sibbald WJ, Pronovost PJ, Laupacis A. Mechanical ventilation in Ontario, 1992-  
2000: incidence, survival, and hospital bed utilization of noncardiac surgery adult patients. *Critical care medicine*.  
2004;32(7):1504-9.
124. Zilberberg MD, Shorr AF. Prolonged acute mechanical ventilation and hospital bed utilization in 2020 in the United  
States: implications for budgets, plant and personnel planning. *BMC health services research*. 2008;8:242.
125. Dasta JF, McLaughlin TP, Mody SH, Piech CT. Daily cost of an intensive care unit day: the contribution of  
mechanical ventilation. *Critical care medicine*. 2005;33(6):1266-71.
126. Donchin Y, Gopher D, Olin M, Badihi Y, Biesky M, Sprung CL, et al. A look into the nature and causes of human  
errors in the intensive care unit. *Critical care medicine*. 1995;23(2):294-300.

127. Scott LD, Hwang WT, Rogers AE. The impact of multiple care giving roles on fatigue, stress, and work performance among hospital staff nurses. *The Journal of nursing administration*. 2006;36(2):86-95.
128. Scott LD, Rogers AE, Hwang WT, Zhang Y. Effects of critical care nurses' work hours on vigilance and patients' safety. *American journal of critical care : an official publication, American Association of Critical-Care Nurses*. 2006;15(1):30-7.
129. Donchin Y, Seagull FJ. The hostile environment of the intensive care unit. *Current opinion in critical care*. 2002;8(4):316-20.
130. Embriaco N, Papazian L, Kentish-Barnes N, Pochard F, Azoulay E. Burnout syndrome among critical care healthcare workers. *Current opinion in critical care*. 2007;13(5):482-8.
131. Poncet MC, Toulic P, Papazian L, Kentish-Barnes N, Timsit JF, Pochard F, et al. Burnout syndrome in critical care nursing staff. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2007;175(7):698-704.
132. Verdon M, Merlani P, Perneger T, Ricou B. Burnout in a surgical ICU team. *Intensive care medicine*. 2008;34(1):152-6.
133. Umoh NJ, Fan E, Mendez-Tellez PA, Sevransky JE, Dennison CR, Shanholtz C, et al. Patient and intensive care unit organizational factors associated with low tidal volume ventilation in acute lung injury. *Critical care medicine*. 2008;36(5):1463-8.
134. Weinert. Impact of randomized trial results on acute lung injury ventilator therapy in teaching hospitals. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2003;167:1304-9.
135. Wolthuis EK, Choi G, Delsing MC, Bresser P, Lutter R, Dzoljic M, et al. Mechanical ventilation with lower tidal volumes and positive end-expiratory pressure prevents pulmonary inflammation in patients without preexisting lung injury. *Anesthesiology*. 2008;108(1):46-54.
136. Lellouche F, Bouchard PA, Simard S, L'Her E, Wysocki M. Evaluation of fully automated ventilation: a randomized controlled study in post-cardiac surgery patients. *Intensive care medicine*. 2013;39(3):463-71.
137. Burns KE, Meade MO, Lessard MR, Hand L, Zhou Q, Keenan SP, et al. Wean earlier and automatically with new technology (the WEAN study). A multicenter, pilot randomized controlled trial. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2013;187(11):1203-11.
138. Schadler D, Engel C, Elke G, Puletz S, Haake N, Frerichs I, et al. Automatic control of pressure support for ventilator weaning in surgical intensive care patients. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2012;185(6):637-44.
139. Gravel K, Legare F, Graham ID. Barriers and facilitators to implementing shared decision-making in clinical practice: a systematic review of health professionals' perceptions. *Implementation science : IS*. 2006;1:16.
140. Shapiro BA PW. *Respiratory Care*. In : Miller RD, editor. *Anesthesia*. Philadelphia : Churchill Livingstone. 2002.p.2403-43.
141. Wilson WC BJ. *Anesthesia for thoracic surgery*. In: Miller RD, editor. *Anesthesia*. Philadelphia:Churchill Livingstone. 2005.p.1847-939.
142. Jardin F, Farcot JC, Boisante L, Curien N, Margairaz A, Bourdarias JP. Influence of positive end-expiratory pressure on left ventricular performance. *The New England journal of medicine*. 1981;304(7):387-92.
143. Kumar A, Falke KJ, Geffin B, Aldredge CF, Laver MB, Lowenstein E, et al. Continuous positive-pressure ventilation in acute respiratory failure. *The New England journal of medicine*. 1970;283(26):1430-6.
144. Suter PM, Fairley B, Isenberg MD. Optimum end-expiratory airway pressure in patients with acute pulmonary failure. *The New England journal of medicine*. 1975;292(6):284-9.
145. Dreyfuss D, Saumon G. Should the lung be rested or recruited? The Charybdis and Scylla of ventilator management. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 1994;149(5):1066-7.
146. Ranieri VM, Suter PM, Tortorella C, De Tullio R, Dayer JM, Brienza A, et al. Effect of mechanical ventilation on inflammatory mediators in patients with acute respiratory distress syndrome: a randomized controlled trial. *JAMA : the journal of the American Medical Association*. 1999;282(1):54-61.
147. Slutsky AS. Lung injury caused by mechanical ventilation. *Chest*. 1999;116(1 Suppl):9S-15S.
148. Schultz MJ. Lung-protective mechanical ventilation with lower tidal volumes in patients not suffering from acute lung injury: a review of clinical studies. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research*. 2008;14(2):RA22-6.
149. Schultz MJ, Haitsma JJ, Slutsky AS, Gajic O. What tidal volumes should be used in patients without acute lung injury? *Anesthesiology*. 2007;106(6):1226-31.
150. Villar J, Slutsky AS. Is acute respiratory distress syndrome an iatrogenic disease? *Crit Care*. 2010;14(1):120.
151. Bouadma L, Dreyfuss D, Ricard JD, Martet G, Saumon G. Mechanical ventilation and hemorrhagic shock-resuscitation interact to increase inflammatory cytokine release in rats. *Critical care medicine*. 2007;35(11):2601-6.
152. Bouadma L, Schortgen F, Ricard JD, Martet G, Dreyfuss D, Saumon G. Ventilation strategy affects cytokine

- release after mesenteric ischemia-reperfusion in rats. *Critical care medicine*. 2004;32(7):1563-9.
153. Determann RM, Wolthuis EK, Choi G, Bresser P, Bernard A, Lutter R, et al. Lung epithelial injury markers are not influenced by use of lower tidal volumes during elective surgery in patients without preexisting lung injury. *American journal of physiology Lung cellular and molecular physiology*. 2008;294(2):L344-50.
  154. Pinheiro de Oliveira R, Hetzel MP, dos Anjos Silva M, Dallegrave D, Friedman G. Mechanical ventilation with high tidal volume induces inflammation in patients without lung disease. *Crit Care*. 2010;14(2):R39.
  155. Ferguson ND. Low tidal volumes for all? *JAMA : the journal of the American Medical Association*. 2012;308(16):1689-90.
  156. Koner O, Celebi S, Balci H, Cetin G, Karaoglu K, Cakar N. Effects of protective and conventional mechanical ventilation on pulmonary function and systemic cytokine release after cardiopulmonary bypass. *Intensive care medicine*. 2004;30(4):620-6.
  157. Wrigge H, Uhlig U, Zinserling J, Behrends-Callsen E, Ottersbach G, Fischer M, et al. The effects of different ventilatory settings on pulmonary and systemic inflammatory responses during major surgery. *Anesthesia and analgesia*. 2004;98(3):775-81, table of contents.
  158. Wrigge H, Zinserling J, Stuber F, von Spiegel T, Hering R, Wetegrove S, et al. Effects of mechanical ventilation on release of cytokines into systemic circulation in patients with normal pulmonary function. *Anesthesiology*. 2000;93(6):1413-7.
  159. Michelet P, D'Journo XB, Roch A, Doddoli C, Marin V, Papazian L, et al. Protective ventilation influences systemic inflammation after esophagectomy: a randomized controlled study. *Anesthesiology*. 2006;105(5):911-9.
  160. Wrigge H, Uhlig U, Baumgarten G, Menzenbach J, Zinserling J, Ernst M, et al. Mechanical ventilation strategies and inflammatory responses to cardiac surgery: a prospective randomized clinical trial. *Intensive care medicine*. 2005;31(10):1379-87.
  161. Wrigge H, Pelosi P. Tidal volume in patients with normal lungs during general anesthesia: lower the better? *Anesthesiology*. 2011;114(5):1011-3.
  162. Levin MA, McCormick PJ, Lin HM, Hosseini L, Fischer GW. Low intraoperative tidal volume ventilation with minimal PEEP is associated with increased mortality. *British journal of anaesthesia*. 2014;113(1):97-108.
  163. STUDY P. High versus low positive end-expiratory pressure during general anaesthesia for open abdominal surgery (PROVHILO trial): a multicentre randomised controlled trial. *Lancet*. 2014;Volume 384 (No. 9942):p495-503.
  164. Dongelmans DA, Hemmes SN, Kudoga AC, Veelo DP, Binnekade JM, Schultz MJ. Positive end-expiratory pressure following coronary artery bypass grafting. *Minerva anesthesiologica*. 2012;78(7):790-800.
  165. Borges DL, Nina VJ, Costa Mde A, Baldez TE, Santos NP, Lima IM, et al. Effects of different PEEP levels on respiratory mechanics and oxygenation after coronary artery bypass grafting. *Rev Bras Cir Cardiovasc*. 2013;28(3):380-5.
  166. Lellouche F. *Intensive care medicine*. 2012.
  167. Leary TS, Milner QJ, Niblett DJ. The accuracy of the estimation of body weight and height in the intensive care unit. *European journal of anaesthesiology*. 2000;17(11):698-703.
  168. Knoben JE AP. *Drug Intelligence. Handbook of clinical drug data*. 7th Hamilton, Ill. 1993.
  169. Flegal KM, Carroll MD, Kit BK, Ogden CL. Prevalence of obesity and trends in the distribution of body mass index among US adults, 1999-2010. *JAMA : the journal of the American Medical Association*. 2012;307(5):491-7.
  170. Prentice AM. The emerging epidemic of obesity in developing countries. *International journal of epidemiology*. 2006;35(1):93-9.
  171. Howard NJT, A; Gill, T; Chittleborough, C Severe obesity: Investigating the socio-demographics within the extremes of body mass index. *Obesity Research & Clinical Practice* March 2008;2 (1): 51-59. doi:10.1016/j.orcp.2008.01.001.
  172. M T. Measured Obesity-Adult obesity in Canada: Measured height and weight". *Nutrition: Findings from the Canadian Community Health Survey*. Ottawa, Ontario: Statistics Canada. (2005-07-06).
  173. Sturm R. Increases in morbid obesity in the USA: 2000-2005. *Public health*. 2007;121(7):492-6.
  174. Lipes J, Bojmehrani A, Lellouche F. Low Tidal Volume Ventilation in Patients without Acute Respiratory Distress Syndrome: A Paradigm Shift in Mechanical Ventilation. *Critical care research and practice*. 2012;2012:416862.
  175. Brower RG. Volume loading for acute circulatory failure from pulmonary embolism. *Critical care medicine*. 1999;27(3):461-2.
  176. Stewart TE, Meade MO, Cook DJ, Granton JT, Hodder RV, Lapinsky SE, et al. Evaluation of a ventilation strategy to prevent barotrauma in patients at high risk for acute respiratory distress syndrome. Pressure- and Volume-Limited Ventilation Strategy Group. *The New England journal of medicine*. 1998;338(6):355-61.
  177. Kam EP, Eslick GD, James A, Benson JP. Acute respiratory distress syndrome (ARDS) and low tidal volume ventilation: the debate about weight. *Intensive care medicine*. 2004;30(7):1502.
  178. Jia X, Malhotra A, Saeed M, Mark RG, Talmor D. Risk factors for ARDS in patients receiving mechanical

ventilation for > 48 h. *Chest*. 2008;133(4):853-61.

179. Hendershot KM, Robinson L, Roland J, Vaziri K, Rizzo AG, Fakhry SM. Estimated height, weight, and body mass index: implications for research and patient safety. *Journal of the American College of Surgeons*. 2006;203(6):887-93.
180. Bloomfield R, Steel E, MacLennan G, Noble DW. Accuracy of weight and height estimation in an intensive care unit: Implications for clinical practice and research. *Critical care medicine*. 2006;34(8):2153-7.
181. Diacon AH, Koegelenberg CF, Klusmann KJ, Bolliger CT. Challenges in the estimation of tidal volume settings in critical care units. *Intensive care medicine*. 2006;32(10):1670-1.
182. Rogerson R, Gallagher ML, Beebe A. Flexible tape is an appropriate tool for knee height measurement and stature estimation of adults with developmental disabilities. *Journal of the American Dietetic Association*. 2000;100(1):105-7.
183. Maskin LP, Attie S, Setten M, Rodriguez PO, Bonelli I, Stryjewski ME, et al. Accuracy of weight and height estimation in an intensive care unit. *Anaesthesia and intensive care*. 2010;38(5):930-4.
184. Herasevich V, Tsapenko M, Kojicic M, Ahmed A, Kashyap R, Venkata C, et al. Limiting ventilator-induced lung injury through individual electronic medical record surveillance. *Critical care medicine*. 2011;39(1):34-9.
185. Chumlea WC. Accuracy and reliability of a new sliding caliper. *American journal of physical anthropology*. 1985;68(3):425-7.
186. Chumlea WC, Guo SS, Wholihan K, Cockram D, Kuczmarski RJ, Johnson CL. Stature prediction equations for elderly non-Hispanic white, non-Hispanic black, and Mexican-American persons developed from NHANES III data. *Journal of the American Dietetic Association*. 1998;98(2):137-42.
187. Chumlea WC, Roche AF, Steinbaugh ML. Estimating stature from knee height for persons 60 to 90 years of age. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1985;33(2):116-20.
188. Habib SR, Kamal, N.N. . Stature estimation from hand and phalanges lengths of Egyptians. *J Forensic Leg Med*. 2010;17:156-60.
189. Krishan K, Sharma, A. Estimation of stature from dimensions of hands and feet in a North Indian population. *J Forensic Leg Med*. 2007;14:327-32.
190. Estimating height in bedridden patients, [http://www.rxkinetics.com/height\\_estimate.html](http://www.rxkinetics.com/height_estimate.html) [Internet]. 1984.
191. . ENMMK. *Forensic anthropology: the structure, morphology, and variation of human bone and dentition*. Springfield, IL: Charles C Thomas. 1978.
192. P CEHF. roposition de nouvelles équations d'estimation de la stature applicables pour un sexe indéterminé et basées sur les échantillons de Trotter et Gleser. *Bull Mém Soc Anthropol Paris*, ns. 1993;5:245-255).
193. D A. The estimation of stature in British and East African males. *J Forensic Med*. 1961;8:15-28.
194. Raxter MH ABRC. Revision of the Fully technique for estimating statures. . *J Phys Anthropol*. 2006;30:374-84.
195. WHO. *Physical Status : The use and Interpretation of Anthropometry*. Report of aWHO expert Committee. World Health Organ Tech Rep Ser.854.
196. Bassey EJ. Demi-span as a measure of skeletal size. *Annals of human biology*. 1986;13(5):499-502.
197. Lin Perry. "The use of body measurements to assess nutritional status". *Nursing Times*,. 21 June 2007.
198. Wikipedia. <http://fr.wikipedia.org/wiki/Stature>.
199. Han S, Martin GS, Maloney JP, Shanholtz C, Barnes KC, Murray S, et al. Short women with severe sepsis-related acute lung injury receive lung protective ventilation less frequently: an observational cohort study. *Crit Care*. 2011;15(6):R262.
200. Chasse M DS, Bojmehrani A, Simard S, Bussières J, Dahenais F, et al. High tidal volumes in women and obese patients after cardiac surgery. Size does matter! *Intensive care medicine*. 2012;8(suppl 1):A0333.
201. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986;1(8476):307-10.
202. Ritz P, Vol S, Goxe D, Quentel-Soroko MF, Berrut G, Tichet J. RETRACTED: Estimation of height from knee-heel length in middle age Caucasian adults. *Clin Nutr*. 2006.
203. Hwang IC, Kim KK, Kang HC, Kang DR. Validity of Stature-predicted Equations using Knee Height for Elderly and Mobility Impaired Persons in Koreans. *Epidemiology and health*. 2009;31:e2009004.
204. Tallach R, Jefferson P, Ball DR. Mechanical ventilation for patients with ARDS: a UK survey on calculation of tidal volume. *Intensive care medicine*. 2006;32(1):176.
205. Boussarsar M, Thierry G, Jaber S, Roudot-Thoraval F, Lemaire F, Brochard L. Relationship between ventilatory settings and barotrauma in the acute respiratory distress syndrome. *Intensive care medicine*. 2002;28(4):406-13.
206. J. West. *Respiratory Physiology: The Essentials*. 2005;7th:169.
207. Radford EP, Jr. Ventilation standards for use in artificial respiration. *J Appl Physiol*. 1955;7(4):451-60.
208. Lelloche F BL. Author response to Esquinas AM, BaHammam AS. Humidification During Noninvasive Ventilation in Critically Ill. *Respir Care* 2013. 2013;March 2013 58:3 e35-e38; doi:10.4187/respcare.02285 *Respiratory care*. 2013;58(3):36-8.



## Annexe

## **Article I**

### Mechanical ventilation with advanced closed-loop systems

Lellouche F, Bojmehrani A, Burns K. Mechanical Ventilation with advanced closed loop systems.

European Respiratory monograph. 2012; 55:217-28.

## Titre et Résumé en Français

La ventilation mécanique avec des systèmes avancés en boucle fermée  
Lellouche F, Bojmehrani A, Burns K.

La ventilation mécanique automatisée utilisant des boucles fermées avancées devrait jouer un plus grand rôle dans le support des patients dans les unités de soins intensifs (USI) à l'avenir, pour plusieurs raisons. Ils ont le potentiel d'améliorer le transfert de connaissances en mettant en œuvre de façon continue des protocoles automatisés tout en améliorant les résultats pour les patients. De plus, les systèmes en boucle fermée peuvent fournir une solution partielle pour répondre aux pénuries prévues de cliniciens en réduisant les coûts liés aux soins intensifs, le temps consacré à la ventilation mécanique et la charge de travail du personnel. À l'heure actuelle, peu de systèmes qui automatisent le raisonnement médical avec des boucles fermées avancées sont disponibles dans le commerce. Des études préliminaires évaluant les systèmes de sevrage automatisés de première génération et la ventilation entièrement automatisée sont prometteuses. Ces programmes en boucle fermée seront affinés à mesure que la technologie s'améliorera et que les expériences cliniques avec ces produits augmenteront.

## **Abstract**

Automated mechanical ventilation using advanced closed loops is anticipated to assume a larger role in supporting critically ill patients in intensive care units (ICU) in the future, for several reasons. They have the potential to improve knowledge transfer by continuously implementing automated protocols while improving patient outcomes. Additionally, closed-loop systems may provide a partial solution to address forecasted clinician shortages by reducing ICU-related costs, time spent on mechanical ventilation, and staff workload. At present, few systems that automate medical reasoning with advanced closed loops are commercially available. Preliminary studies evaluating first generation automated weaning systems and fully automated ventilation are promising. These closed-loop programs will be refined as the technology improves and clinical experiences with these products increase.

## Article II

Comparison of usual or alternative methods to measure patient's height in mechanically ventilated patients: potential impact on protective ventilation

Bojmehrani A, Bergeron-Duchesne M, Bouchard C, Simard S, Bouchard PA, Vanderschuren A, L'Her E, Lellouche F. Respir Care. 2014 Jul;59(7):1025-33. doi: 10.4187/respcare.02732. Epub 2013 Nov 19.

## Titre et Résumé en Français

### Comparaison entre la hauteur réelle et estimée chez les patients ventilés mécaniquement: impact sur la ventilation protectrice

Bojmehrani A, Bergeron-Duchesne M, Bouchard C, Vanderschuren A, Simard S, Bouchard PA, L'Her E, Lellouche F.

#### Introduction

L'application de la ventilation protectrice nécessite de connaître la taille des patients pour calculer le poids idéal théorique. Par conséquent, une erreur sur la taille peut entraîner une ventilation protectrice inadéquate. L'objectif de cette étude est d'évaluer une méthode que nous avons développée pour mesurer automatiquement la taille des patients sous ventilation mécanique.

#### Méthodes

Les patients ont été inclus en préopératoire de chirurgie cardiaque. La taille des patients a été mesurée avec une toise en préopératoire (valeur de référence). La taille du tibia a été mesurée par la méthode de Chumlea. Après la chirurgie, à leur arrivée aux soins intensifs la taille des patients sous ventilation mécanique a été estimée visuellement par un(e) infirmière(e), un(e) inhalothérapeute, et les patients ont été mesurés dans leur lit par un ruban à mesure. De plus, la taille des patients a été mesurée de façon automatique par un algorithme développé pour cette étude basé sur l'analyse d'une photo de la jambe.

#### Résultats

Nous présentons les résultats pour les 100 patients (73 hommes et 27 femmes). L'âge moyen était de  $66.0 \pm 9.3$  ans, le poids réel était de  $79.5 \pm 17.6$  kg tandis que le poids prédit moyen était de  $61.0 \pm 9.6$  kg. La taille moyenne mesurée avec la toise avant la chirurgie était de 167 (159-174) cm. La différence médiane entre la taille réelle et estimée était de 8,0 (-7.0 à 9.7) cm, avec une erreur maximale de 20 cm. Le pourcentage médian de l'erreur a été de 5,0 (1.5 à 8.3) %. L'erreur de l'estimation était inversement corrélée à la taille du patient ( $r = 0.2$ ,  $P < 0.0001$ ). L'erreur était significativement plus élevée chez les patients plus petits que 167 cm ( $6.0$  vs.  $7.4 \pm 1.6 \pm 5.8$ ,  $P < 0.0001$ ). La différence moyenne entre la taille de référence et la taille mesurée sous ventilation mécanique était de 4.0 (1.0 à 8.8) cm avec un maximum de 19 cm.

**Conclusion** Nos résultats montrent une variabilité entre la taille réelle des patients et la taille estimée visuellement et la taille mesurée avec le ruban alors que les patients étaient sous ventilation mécanique. Les erreurs peuvent avoir un impact important sur le réglage du volume courant en particulier chez les patients les plus petits.

# Abstract

## Introduction

Protective mechanical ventilation requires that the predicted body weight calculation, be based on gender and patient's height. Consequently, height inaccuracy may be a limiting factor to adequately reduce the tidal volumes. The main objective of this study was to evaluate the accuracy of the estimated height in mechanically ventilated patients.

## Methods

Patients were included in the study before cardiac surgery after informed consent. Patients' actual heights were obtained with a height gauge while patients were standing up (gold standard). The Chumlea method was also used before the surgery. After the surgery, at ICU arrival, patient's height was estimated by a nurse, a respiratory therapist and then measured by a nurse with a measuring tape.

## Results

We present here the results for 100 patients (73 men and 27 women). Mean age was  $66.0 \pm 9.3$  years, actual weight was  $79.5 \pm 17.6$  kg while the mean PBW was  $61.0 \pm 9.6$  kg. Mean height measured before the surgery was 167 (159-174) cm. Error of the estimation was inversely correlated to patient's height ( $r=0.52$ ,  $P < 0.0001$ ). The error was significantly higher in patients smaller than 166 cm ( $1.6 \pm 5.8$  vs.  $7.4 \pm 6.0$ ,  $P < 0.0001$ ). Mean difference between actual height and height measured on mechanical ventilation was 4.0 (1.0-8.8) cm with a maximum of 19 cm.

## Conclusions

Our results shows variability between actual height, visually estimated height and height measured with the tape while patients were on mechanical ventilation. These errors may have an important impact on tidal volume settings.

## Article III

### Evaluation of a new tool to measure patient's height during mechanical ventilation: Impact on protective ventilation implementation of iAnthropometer II

Bojmehrani A, Bouchard C, Bouchard PA, , L'Her E, Lellouche F. DOI: 10.1164/ajrccm-conference.2012.185.1\_MeetingAbstracts.A1720 Conference: Conference: American Thoracic Society 2012 International Conference, May 18-23, 2012 • San Francisco, California



## **Titre et Résumé en français**

**Évaluation d'un nouvel appareil (iAnthropometer II) pour mesurer la taille des patients pendant la ventilation mécanique : impact sur la ventilation protectrice.**

### **Introduction**

L'application de la ventilation protectrice nécessite de connaître la taille des patients pour calculer le poids idéal théorique. Par conséquent, une erreur sur la taille peut entraîner une ventilation protectrice inadéquate. L'objectif de cette étude est d'évaluer une méthode que nous avons développée pour mesurer automatiquement la taille des patients sous ventilation mécanique.

### **Méthodes**

Les patients ont été inclus en préopératoire de chirurgie cardiaque. La taille des patients a été mesurée avec une toise en préopératoire (valeur de référence). La taille du tibia a été mesurée par la méthode de Chumlea. Après la chirurgie, à leur arrivée aux soins intensifs la taille des patients sous ventilation mécanique a été estimée visuellement par une infirmière, une inhalothérapeute, et les patients ont été mesurés dans leur lit par un ruban à mesure. De plus, la taille des patients a été mesurée de façon automatique par un algorithme développé pour cette étude basé sur l'analyse d'une photo de la jambe.

### **Résultats**

Nous présentons les résultats de 30 patients (7 femmes et 23 hommes). L'âge moyen était de  $62.3 \pm 10.0$  ans, le PIT moyen de  $66.7 \pm 5.0$  kg. La taille moyenne mesurée avant la chirurgie était  $171 \pm 8$  cm. La taille moyenne trouvée par la camera est  $171 \pm 8$  cm. La médiane de la différence de la taille à la toise et la taille trouvée par la caméra est 0.27cm. La médiane de la différence entre la taille trouvée par la camera et la taille estimée par les infirmières est 3.41 cm avec une erreur maximum de 20 cm. La médiane de la différence entre le PIT de la taille à la toise et la camera est 0.24 par contre que la médiane de la différence entre PIT par la taille estimée et la camera est 3.3 cm avec une erreur maximum de 17 kg.

### **Conclusion**

Cette étude démontre que notre méthode de mesure automatique donne des résultats satisfaisants et au moins équivalents à la mesure avec un ruban lorsque les patients sont allongés sous ventilation mécanique et résultats meilleurs qu'avec une estimation visuelle. Cette technique pourrait être utile pour optimiser l'implémentation de la ventilation mécanique protectrice.

# Abstract

## Introduction

Protective ventilation implementation requires that the predicted body weight (PBW) calculation, based on gender and patient's height. Consequently, height inaccuracy may be a limiting factor to adequately reduce the tidal volumes. The main objective of this study was to evaluate a method for measuring patients while on mechanical ventilation.

## Methods

Patients were included in the study before cardiac surgery and after informed consent. Reference heights of patients were obtained with a height gauge while patients were standing up (gold standard). Measures were also taken according to the Chumlea method. After surgery, at ICU arrival, patients' height were visually estimated by a nurse, a respiratory therapist and then measured by a nurse with a measuring tape. In addition, patient's height was measured with an optical method (iphone camera) by an algorithm (FreeSize) developed for this study based on leg picture analysis.

## Results

We present the results for 30 patients (23 men and 7 women). Mean age was  $62.3 \pm 10$  years; actual weight was  $66.7 \pm 5.0$  kg. Mean height measured with a gauge before the surgery was  $171 \pm 8$  cm (reference). Mean height measured with our camera was  $171 \pm 8$  cm. Mean height measured with a tape was  $170 \pm 15$  cm. The median difference between the reference and height found with Freesize was 0.27 cm with a maximum error of 3 cm. The median difference between reference and estimated height was 3.41 cm with a maximum error of 20 cm. The median difference between reference and the tape-measured height was 3 cm with a maximum error of 13 cm. The median difference between the PBW based on reference height and Freesize was 0.05 kg with a maximum error of 2.6 kg. The median difference between the PBW based on actual height and the estimated height was 3.3 kg with a maximum error of 17 kg.

## Conclusion

This study demonstrates that our new method provides acceptable results, at least equivalent to measure with a tape when patients are lying in bed under mechanical ventilation and better than the visual estimation. This technique could be useful to optimize the implementation of protective mechanical ventilation.

## **Article IV**

Validation of an algorithm to decrease the tidal volume with maintenance of the alveolar ventilation

Azadeh Bojmehrani , Francesco Sava , Abel Vanderschuren , Pierre-Alexandre Bouchard , Erwan L'Her . *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 2011;183:A1166

## **Titre et Résumé en français**

### **Validation d'un algorithme pour diminuer le volume courant en maintenant la ventilation alvéolaire**

#### **Introduction**

Il est bien démontré que l'utilisation de faibles volumes courants réduit la mortalité chez les patients atteints de SDRA et que les volumes courants élevés sont un facteur de risque « de SDRA acquis ».

Certains auteurs proposent de fournir une ventilation « protectrice » avec des faibles volumes courants pour chaque patient sous ventilation mécanique. Le but de cette étude est d'évaluer la précision d'un algorithme qui permet de réduire le volume courant tout en maintenant la ventilation alvéolaire.

#### **Méthodes**

Les patients ont été inclus en postopératoire de chirurgie cardiaque. Les patients ayant des volumes courants supérieurs à 10 ml/kg IMC ont été pris en compte. Le volume courant, la fréquence respiratoire, la FiO<sub>2</sub>, la température, les gaz artériels et l'EtCO<sub>2</sub> ont été recueillis au départ et trente minutes après la réduction du volume courant à 10ml/kg poids prédit. Le volume courant a été réduit tout en augmentant le taux respiratoire pour cibler la même alvéolo ventilation sur la base d'un calcul prenant en compte l'espace mort total (physiologique et instrumental). Aucun paramètre des voies respiratoires n'a été modifié. Le critère d'évaluation principal était de maintenir une PaCO<sub>2</sub> stable par rapport à la valeur initiale (DeltaPaCO<sub>2</sub> <10%).

#### **Résultats**

Nous présentons ici les résultats préliminaires pour 20 patients. L'âge moyen était de 63 ans. La moyenne des volumes courants était de 11.6 ml/kg poids prédit (8.65 ml/kg de poids corporel actuel) et 8 patients avaient des volumes courants supérieurs à 12 ml/kg poids prédit. Le volume courant a été ramené à 10 ml/kg. Le delta PaCO<sub>2</sub> était de 0.2 mmHg. Fait intéressant, la PaO<sub>2</sub> a également été réduite en particulier lorsque la réduction du volume courant dépassait 2ml/kg. Le calcul du VD / VT basé sur le calcul physiologique était de 18% comparativement à 19% lors de l'utilisation EtCO<sub>2</sub>.

#### **Conclusion**

L'utilisation de cet algorithme physiologique simple pour diminuer le volume courant semble précis et pourrait être utilisé pour réduire automatiquement les volumes courants. Cependant, davantage de données sont nécessaires dans une population plus importante pour confirmer ces résultats préliminaires. En outre, l'utilisation accrue de PEP peut être nécessaire si de faibles volumes courants sont utilisés.

## Abstract

### Introduction

It is well demonstrated that use of low tidal volumes reduces the mortality in patients with ARDS and that high tidal volumes is a risk factor for "acquired ARDS". Some authors propose to provide "protective" ventilation with low tidal volumes for every patient on invasive mechanical ventilation. The aim of this study is to evaluate the accuracy of an algorithm that reduces the tidal volume while maintaining the alveolar ventilation.

### Methods

Patients were included in the postoperative period of cardiac surgery. Patients with tidal volumes above 10 ml/kg IBW were considered. Tidal volumes, respiratory rates, FiO<sub>2</sub>, body temperature, EtCO<sub>2</sub> and arterial blood gases were collected at baseline and thirty minutes after reduction of the tidal volume to 10ml/kg IBW. The tidal volume was reduced while increasing the respiratory rate to target the same alveolar ventilation based on a calculation taking into account the total dead space (physiological and instrumental). No other respiratory parameter was modified. The primary endpoint was to maintain a stable PaCO<sub>2</sub> in comparison with baseline value (Delta PaCO<sub>2</sub> <10%).

### Results

We present here the preliminary results for 20 patients. Mean age was 63 years. Mean tidal volume was 11.6 ml/kg IBW (8.65 ml/kg current body weight) and 8 patients had tidal volumes above 12 ml/kg IBW. The tidal volume was reduced to 10 ml/kg. Delta PaCO<sub>2</sub> was 0.2 mmHg. Interestingly, the PaO<sub>2</sub> was also reduced especially when the reduction of the tidal volume exceeded 2ml/kg. The calculation of the VD/Vt based on physiological calculation was 18 % compared with 19 % when using EtCO<sub>2</sub>.

### Conclusion

The use of this simple physiological algorithm to decrease the tidal volume seems accurate and could be used to automatically reduce the tidal volumes. However more data is required in a larger population to confirm these preliminary results. Also, the use of higher PEEP may be required if low tidal volumes are used.

