

Sommaire

Introduction.....	2
Matériel et méthode	2
1 Matériel.....	2
1-1 Respirateur.....	2
1-2 Sondes	3
1-3 Ensemble thoraco pulmonaire	3
1-3-1 Poumon.....	3
1-3-2 Résistances.....	4
1-3-3 Thorax.....	4
1-4 Matériel de mesure.....	4
1-4-1 Appareil de mesure	4
1-4-2 Logiciel.....	4
2 Méthodes	5
2-1 Choix des situations	5
2-2 Nombre de mesures.....	5
2-3 Choix du mode de ventilation	5
2-4 Recueil des valeurs de pressions	5
Rappel Physique	6
1- Type de fluide.....	6
2- Condition de l'écoulement.....	6
2-1 Ecoulement incompressible.....	6
2-2 Variation de masse volumique.....	6
3- Evolution de pression au sein du poumon	7
4- Influence des tuyaux sur le fonctionnement du respirateur	8
4-1 Pertes de charges linéaires.....	8
4-2 Pertes de charges Singulières.....	9
4-3 Bilan des pertes de charges.....	9
Résultats.....	10
1 Comparaison de l'évolution des pressions respirateur/poumon.....	10
1-1 Pressions Maximales.....	10
1-2 Pressions de plateau.....	11
1-3 Pressions minimales.....	11
2 Comparaison de l'évolution des pressions machine : maximales versus plateau.....	13
Discussion.....	14
Conclusion.....	16
Annexes	17

Introduction.

Lors de la formation d'infirmier anesthésiste, l'intubation trachéale et la préparation du matériel pour réaliser ce geste sont les premières choses que l'on apprend. Le choix du calibre de la sonde d'intubation n'est soumis à aucune règle précise, et se fait à la discrétion de l'opérateur. Cependant, lorsque l'on étudie la bibliographie disponible, on retrouve des études qui rapportent une fréquence importante de gênes, voire de douleurs laryngées post opératoire^{1 2}, qui font partie des plaintes les plus rapportées par les patients³. L'étude réalisée par Stout⁴ démontre qu'en réduisant le calibre des sondes d'intubation on obtient une nette diminution de ces troubles secondaires, et plus récemment, Jaensson⁵ arrivait à des conclusions similaires. Toutes ces informations ont été développées dans un Travail d'Intérêt Professionnel de la promotion précédente. A la présentation de ce travail, je me suis demandé dans quelle mesure pouvait-on réduire les calibres des sondes et quelles répercussions ventilatoires pouvait-on rencontrer ? Mais comment étudier ces phénomènes ? Je me suis penché sur l'idée d'utiliser un poumon artificiel afin de pouvoir pousser l'étude sur des calibres qui ne sont utilisés que dans des conditions particulières. Celui prêté par le service du Biomédical de l'hôpital ne me permettant pas de réaliser toutes les mesures souhaitées, j'ai décidé de fabriquer un modèle répondant à mes besoins.

Le but de ce travail d'intérêt professionnel est de déterminer quelles sont les répercussions de la réduction du calibre de la sonde d'intubation sur la ventilation, et ainsi, d'essayer de savoir s'il est réalisable et licite d'établir une conduite à tenir quant au choix du calibre de la sonde d'intubation

Matériel et méthode

1 Matériel

1-1 Respirateur.

Le respirateur choisi est un Servo-i®, respirateur de réanimation, intégrant une fonction de pause inspiratoire. Cette fonction, absente des respirateurs d'anesthésie

¹ Christensen AM, Willemoes-Larsen H, Lundby L, Jakobsena KB. *Postoperative sore throat complaints after tracheal intubation*. British Journal of Anesthesia 1994 ; 73 : 786-7

² Maruyama K, Sakai H, Miyazawa H, Toda N, Inuma Y, Mochizuki N, Hara K, Otagiri T. *Postoperative sore throat and hoarseness after total intravenous anesthesia*. British Journal of Anesthesia 2004 ; 92 : 541-3

³ Myles PS, Hunt JO, Moloney JT. *Postoperative 'minor' complications: Comparison between men and women*. Anaesthesia 1997 ; 52 : 300-6

⁴ Stout D, Bishop MJ, Dwersteg JF, Cullen BF. *Correlation of endotracheal tube size with sore throat and hoarseness following general anesthesia*. Anesthesiology 1987 ; 67 : 419-21

⁵ Jaensson M, Olowsson LL, Nilsson U. *Endotracheal tube size and sore throat following surgery: a randomized-controlled study*. Acta Anaesthesiol Scand. 2010 Feb;54(2):147-53. Epub 2009 Nov 23. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19930246?itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum&ordinalpos=2

présents sur le CHU de Poitiers, permet de réaliser une pause en fin d'inspiration, et de mesurer la pression obtenue. Ce respirateur est équipé d'un jeu de tuyau adulte, d'un filtre et d'un raccord annelé. Le site de connexion de l'analyseur de gaz, sur le filtre antibactérien, a permis de brancher l'appareil de mesure de pression et ainsi d'enregistrer les pressions avant la sonde d'intubation.

1-2 Sondes⁶

L'objectif de cette étude étant de tenter de répondre à la question de l'influence de la variation du calibre des sondes sur la ventilation, dans un contexte d'absence de règles ou d'aide au choix du diamètre (comme en pédiatrie). Nous avons donc fait le choix de ne tester que des calibres considérés comme adulte. Les diamètres indiqués par les fabricants correspondant à la lumière interne, et l'étude s'étant faite dans des conditions de température stable, nous n'avons réalisé nos mesures qu'avec un seul type de sonde de marque MALLINCKRODT ®, utilisé pour toutes les intubations « standards » sur le CHU de Poitiers.

Calibre de sonde	8	7	6	5
Longueur de sonde (m)	0.35	0.325	0.31	0.26

1-3 Ensemble thoraco pulmonaire

Afin de réaliser des mesures utilisables pour cette étude, il était nécessaire d'avoir un ensemble thoraco-pulmonaire « fixe » et, de ce fait, n'avoir une variation que d'un seul paramètre (ici le calibre des sondes d'intubation).

1-3-1 Poumon⁷

Le poumon a donc été élaboré à l'aide de matériaux rigides pour l'arbre bronchique (Gaine annelée, raccords pour tubes d'électricien, mastic-colle polyuréthane pour le collage et l'étanchéité et un embout de tuyau de respirateur pour le raccordement) et des ballons de baudruches pour les parties distensibles. Afin de limiter l'impact de l'élasticité des ballons sur le comportement de l'ensemble thoraco pulmonaire et les mesures, les ballons ont été préalablement gonflés de manière importante pendant plusieurs jours pour bien détendre le matériau. Plusieurs cathéters ont été placés sur le poumon, mais compte tenu des dimensions des « espaces morts anatomiques » et des calibres internes (le plus petit faisant 12 mm) nous avons considéré qu'un seul site de mesure serait suffisant. Nous n'avons donc utilisé que celui de 14 G au niveau de la première division pulmonaire pour permettre les mesures de pression intra-pulmonaire.

⁶ Annexe 1

⁷ Annexe 2

1-3-2 Résistances⁸

Nous avons aussi voulu évaluer l'influence du calibre des sondes d'intubation sur un tableau de pathologie respiratoire avec des résistances inspiratoires et expiratoires (ex : asthmatique, BPCO). Pour ce faire, nous avons utilisé des valves de résistances, composées d'un ressort taré (en cmH₂O) poussant un clapet; et montées en série avec un réglage de résistance inspiratoire de 12cmH₂O et de résistance expiratoire de 17cmH₂O, situées immédiatement après la sonde d'intubation.

1-3-3 Thorax⁹

La cage thoracique a été réalisée avec un conteneur (fabriqué à l'aide de poubelles) permettant d'immerger le poumon pour simuler une diminution de compliance. Toutes les mesures ayant été réalisées avec un poumon immergé, il était nécessaire d'empêcher les ballons de baudruche de monter de manière incontrôlée. Nous avons mis en place une «butée» : un disque de polycarbonate posé à 10 cm du fond du conteneur pour laisser la place au ballon de se gonfler. Nous avons ainsi un repère fixe permettant d'évaluer la colonne d'eau au-dessus du poumon. Une fenêtre en polycarbonate a été aussi réalisée dans le conteneur pour pouvoir observer le comportement du poumon, et d'évaluer l'apparition d'un trapping intra-pulmonaire.

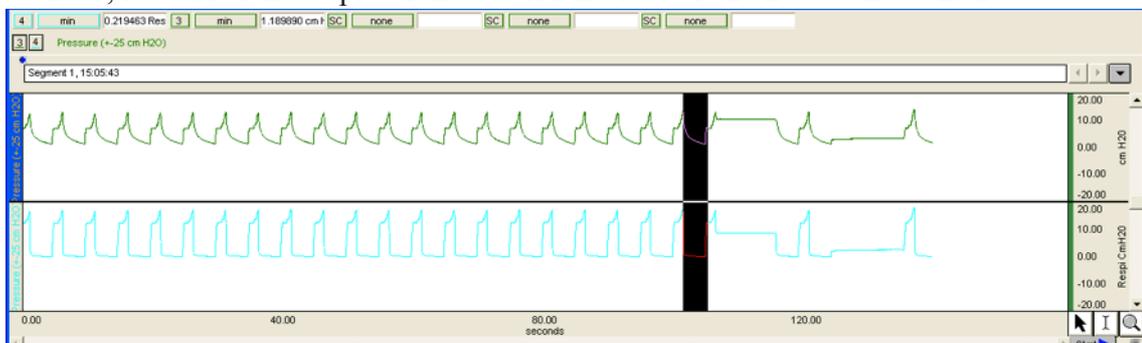
1-4 Matériel de mesure.

1-4-1 Appareil de mesure

Les mesures de pressions ont été réalisées avec un système Biopack® MP35 couplé à un boîtier Medisoft® Macro 5000. Cet ensemble permet d'enregistrer les variations de pressions au niveau des deux sites de mesures, qui ont été décrit précédemment, sous forme de courbes enregistrées sur un ordinateur via le logiciel BSL PRO 3.7®.

1-4-2 Logiciel

Le logiciel BSL PRO 3.7® permet d'enregistrer simultanément, sous forme de courbes, les variations de pression et d'extraire les valeurs nécessaires à notre étude.



⁸ Annexes 3 et 4

⁹ Annexes 5 à 10

2 Méthodes

2-1 Choix des situations

Les mesures ont été réalisées avec plusieurs niveaux de réduction de compliance : tout d'abord un état de référence avec de l'eau jusqu'au disque polycarbonate, puis avec respectivement 5, 10, 15 et 30 cm d'eau au-dessus du disque. Pour la compliance de référence et la réduction de compliance de 5cmH₂O, nous avons aussi réalisé des mesures avec l'adjonction des valves de résistances.

Le but étant de représenter deux types de situations cliniques : le poumon peu compliant comme dans le Syndrome de Détresse Respiratoire Aiguë (SDRA) et l'hyperréactivité bronchique comme dans l'asthme ou l'insuffisance respiratoire chronique obstructive.

2-2 Nombre de mesures

Pour chacune de ses situations, chaque sonde a été testé 3 fois, de manière aléatoire dans l'ordre de passage des sondes. Chaque enregistrement dure en moyenne 2 minutes, avec réalisation d'une pause inspiratoire.

2-3 Choix du mode de ventilation

Les enregistrements ont été réalisés en ventilation à volume contrôlé (VC) avec un volume courant (V_t) de 500 ml, une fréquence respiratoire (FR) de 12 mouvements/minute, un rapport I/E réglé à 1/2, une FiO₂ à 21 %, une PEEP à 0 et une pression d'échappement au maximum toléré par la machine soit 120 cmH₂O, afin de ne pas risquer de déclencher le limiteur de pression qui plafonnerait les valeurs.

2-4 Recueil des valeurs de pressions

Sur chacun des enregistrements plusieurs mesures sont réalisées, toutes simultanément sur la machine et le poumon :

- les pressions maximales correspondent à la pression en fin d'insufflation.
- les pressions minimales correspondent à la pression en fin d'exsufflation.
- les pressions de plateaux sont mesurées sur le plateau réalisé lors de la pause inspiratoire.

Les pressions maximales et minimales ont été enregistrées sur chaque cycle ventilatoire. Nous avons ensuite calculé la valeur moyenne pour chaque mesure. Afin de comparer les différents résultats, il a été retenu l'étude de la valeur médiane de chaque sonde, dans chaque situation.

Rappel Physique

1- Type de fluide

Afin de bien comprendre les résultats obtenus, il est nécessaire d'étudier la mécanique des fluides au sein du circuit de ventilation. Premièrement, il faut établir le type de fluide que l'on étudie (ici de l'air qui est un fluide newtonien). Sa viscosité est donc uniquement fonction de la température et de la pression, et non pas des conditions de l'écoulement. Par ailleurs, l'hypothèse des gaz parfait est une très bonne approximation de l'air autour de la pression atmosphérique et pour des températures à échelle humaine. On utilise alors l'équation d'état des gaz parfait reliant les variables d'état du fluide (P, ρ , T).

$P = \rho rT$			
P: pression en Pa	ρ : Masse volumique en Kg/m ³	r: constante thermodynamique du gaz considéré.	T: Température en °K

2- Condition de l'écoulement

2-1 Ecoulement incompressible

Le débit étant imposé par le respirateur en mode de ventilation contrôlée avec un volume courant, une fréquence et un temps inspiratoire imposé, la vitesse ne varie qu'en fonction du calibre du tuyau dans lequel l'air circule. Or dans un tuyau on a :

$v = Q/S$		
v: vitesse en m.s ⁻¹	Q: débit en m ³ .s ⁻¹	S: Section en m ² = $\pi D^2/4$

Ainsi pour un tuyau minimum de 5 mm et un débit de $3 \cdot 10^{-4}$ m³.s⁻¹, la vitesse moyenne dans le circuit de ventilation (de la sortie du respirateur jusqu'à la sortie de la sonde d'intubation) ne dépasse pas 15,3m.s⁻¹. De plus, dans le cas d'une ventilation spontanée dite normale, la vitesse de l'air dans la trachée est évaluée à 1m.s⁻¹¹⁰.

Un écoulement est dit incompressible (ce qui revient à négliger le travail des forces de pressions) lorsque le nombre de Mach (rapport de la vitesse du fluide à la vitesse du son) est inférieur à 0,3¹¹. Cette condition est toujours largement vérifiée dans notre étude.

2-2 Variation de masse volumique

Considérant que pour des augmentations de pression de 50cmH₂O, la variation de masse volumique est inférieure à 5 %, on peut admettre cette variation comme négligeable. Aussi, pour les pressions mesurées lors de notre étude la masse volumique ρ (Kg/m³) restera constante.

¹⁰ Sapoval B, Filoche M. *Pourquoi le poumon est-il aussi robuste?* La Recherche, 2010, 438, 60-63

¹¹ http://fr.wikipedia.org/wiki/Dynamique_des_fluides

3- Evolution de pression au sein du poumon

En considérant le poumon comme un volume fermé, et en utilisant la loi des gaz parfaits^{12 13}, on arrive à :

		$PV=nRT$		
P:Pression en Pascal (Pa)	V: Volume en m ³	n: Quantité de matière en mol	R: Constante des gaz parfait (8,314472 J/°K.mol)	T: Température absolue en °K

Or $r=R/M$ donc $R=r.M$

Donc

		$PV=nrMT$			
P:Pression en Pa	V: Volume en m ³	n:Quantité de matière en mol	M:masse molaire du gaz en g.mol ⁻¹	r: constante thermodynamique que du gaz considéré.	T: Température absolue en °K

Et sachant que : $n.M=m$

Soit en définitive:

		$PV=mrT$		
P:Pression en Pa	V: Volume en m ³	M:masse du gaz en g	r: constante thermodynamique du gaz considéré.	T: Température absolue en °K

Or la variation du volume du poumon en fonction de la pression est caractérisée par la compliance :

$$dV/dP=C(V)$$

Ce qui conduit à pouvoir écrire que V est une fonction de P tel que $V=f(P_{\text{poumon}})$ soit:

$$P_{\text{poumon}}.f(P_{\text{poumon}})=mrT.$$

Donc à température constante P_{poumon} varie uniquement en fonction de la masse d'air dans le poumon.

On sait que le respirateur impose un débit volumique, donc un débit massique si l'on considère une masse volumique constante.

¹² <http://barreau.matthieu.free.fr/cours/thermo/thermo4.pdf>

¹³ http://fr.wikipedia.org/wiki/Gaz_parfait

La pression dans le poumon en fin d'inspiration n'est donc fonction que de l'intégrale temporelle du débit massique imposé par le respirateur sans aucune hypothèse sur les tuyaux utilisés.

4- Influence des tuyaux sur le fonctionnement du respirateur

Si l'on prend en compte le principe de conservation de l'énergie établi par le théorème de Bernoulli ^{14 15}:

$1/2\rho v^2 + \rho gz + P = \text{constante}$			
ρ : Masse volumique en Kg/m ³	v : Vitesse en m.s ⁻¹	z l'altitude en m	P = la pression en Pa

Soit en 2 points distincts:

$1/2\rho v_1^2 + \rho gz_1 + P_1 = 1/2\rho v_2^2 + \rho gz_2 + P_2$

Cette équation est valable dans le cas où les frottements sont négligeables. Lorsque l'on est en présence de frottement, le théorème de Bernoulli ne s'applique plus et la charge n'est plus constante. Dans des situations comme celle que nous étudions, il existe deux types de pertes de charges:

- les pertes linéaires (Δp_l),
- les pertes singulières (Δp_s),

avec $\Delta p_l + \Delta p_s = \Delta p$

On utilise dans ce cas le théorème de Bernoulli généralisé, qui s'écrit :

$1/2\rho v_1^2 + \rho gz_1 + P_1 = 1/2\rho v_2^2 + \rho gz_2 + P_2 + \Delta p$
--

Dans notre étude, nous ferons abstraction des pertes de charges liées aux tuyaux du respirateur, puisque la mesure de pression machine se fait, comme nous le verrons plus loin, à la sortie de ces tuyaux.

4-1 Pertes de charges linéaires

Ces pertes sont proportionnelles au diamètre et à la longueur de tuyau à parcourir, ainsi qu'à leur rugosité. Pour les calculer on utilise la formule ¹⁶:

$\Delta p_l = \lambda(L/D)(\rho v^2/2)$					
Δp_l en Pa	λ : constante	L : longueur en m	D diamètre en m	ρ : Masse volumique en Kg/m ³	v : vitesse en m.s ⁻¹

avec

$v = Q/S$	et	$S = \pi D^2/4$	
Q : Débit m ³ .s ⁻¹	S : Section en m ²	D : diamètre en m	

¹⁴ Daniel Bernoulli, médecin physicien, 1738

¹⁵http://fr.wikipedia.org/wiki/Théorème_de_Bernoulli

¹⁶ ¹⁴ http://fr.wikipedia.org/wiki/Perte_de_charge#Les_pertes_de_charges_lin.C3.A9aires_ou_r.C3.A9guli.C3.A8res

Donc

$$\Delta p_l = \lambda (L \rho 32 Q^2 / \pi^2 D^5)$$

Le coefficient de pertes de charges régulière λ dépend du type d'écoulement, qui est évalué par le nombre de Reynolds (Re)¹⁷. Dans le cas des sondes d'intubation, le nombre de Reynolds reste inférieur à 1500, ce qui permet de considérer l'écoulement à l'intérieur des sondes d'intubation comme laminaire, et donc d'utiliser la corrélation de Poiseuille pour évaluer le coefficient λ : $\lambda = 64/Re$, avec $Re = \rho v D / \mu$

Ce qui nous donne donc:

$$\Delta p_l = 512 \mu L \rho Q / \pi D^4$$

μ : Viscosité dynamique	L: longueur en m	ρ : Masse volumique en Kg/m ³	Q: Débit m ³ .s ⁻¹	D: diamètre en m
-----------------------------	------------------	---	--	------------------

4-2 Pertes de charges Singulières

Elles se définissent comme la perte de charge due à la résistance locale occasionnée par un raccord (té, coude, vanne, raccord de jonction divers, etc...) ou par un appareil (chaudière, radiateur, échangeur, etc...). Toute déformation de la veine de fluide, de changement de direction et de changement de section engendre une perte de charge singulière. Leur calcul se fait selon la formule¹⁸:

$$\Delta p_s = K \rho v^2 / 2$$

K: coefficient constant	ρ masse volumique en Kg.m ⁻³	v Vitesse en m.s ⁻¹
-------------------------	--	--------------------------------

or

$v = Q/S$	et	$S = \pi D^2 / 4$
Q: Débit m ³ .s ⁻¹	S: Section en m ²	D: diamètre en m

Donc

$$\Delta p_s = K \rho \cdot Q^8 / \pi^2 D^4$$

4-3 Bilan des pertes de charges.

Si on étudie les équations de pertes de charges, on observe que dans les deux cas, le Diamètre (D) est un diviseur à la puissance 4. **Ceci indique qu'il est le principal déterminant du niveau de perte de charge linéaire et singulière. Les pertes de charges sont d'autant majorées que le calibre de la sonde diminue.**

¹⁷ http://fr.wikipedia.org/wiki/Nombre_de_reynolds

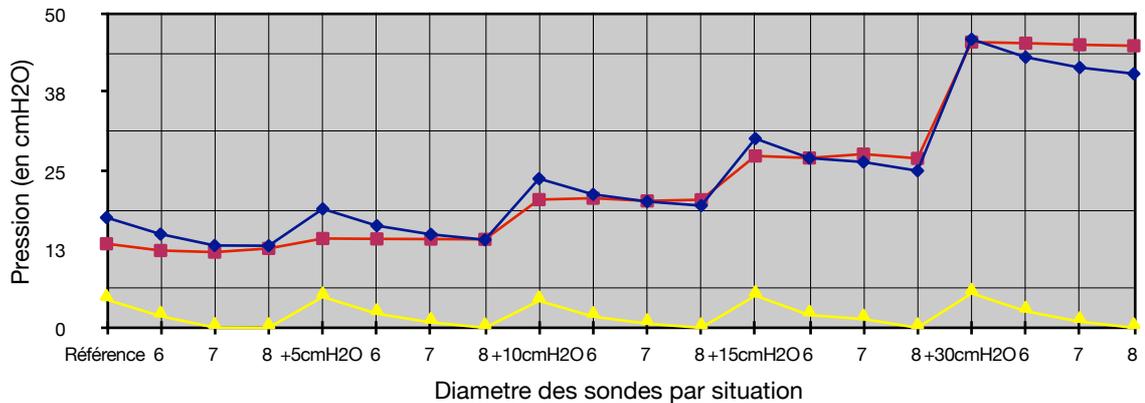
¹⁸ http://fr.wikipedia.org/wiki/Perte_de_charge#Les_pertes_de_charges_lin.C3.A9aires_ou_r.C3.A9guli.C3.A8res

Résultats.¹⁹

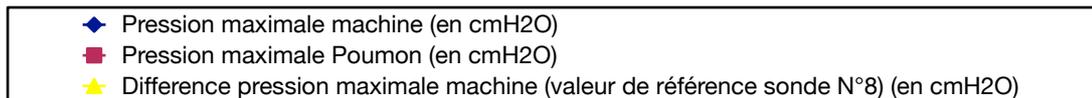
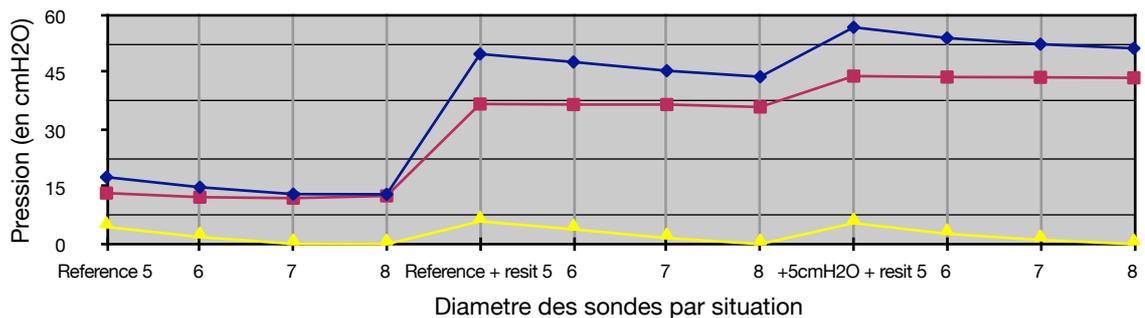
1 Comparaison de l'évolution des pressions respirateur/poumon.

1-1 Pressions Maximales

Evolution des pressions maximums en fonction des calibres de sonde par compliance.



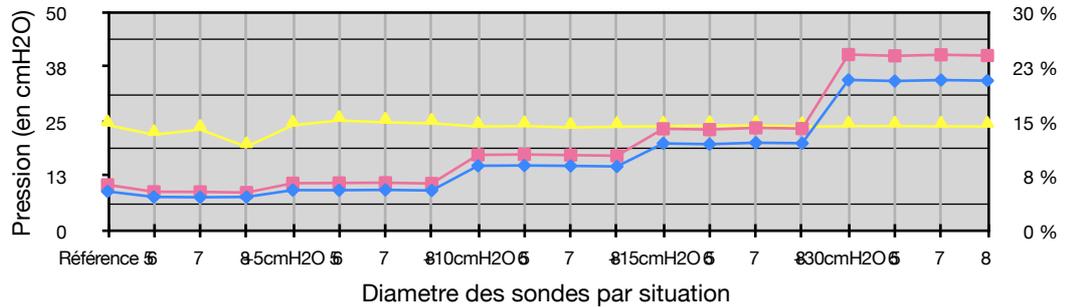
Evolution des pressions maximums en fonction du calibre de sonde et des résistances



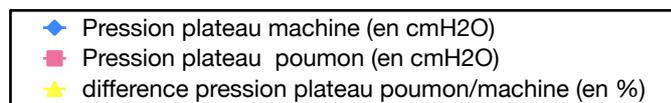
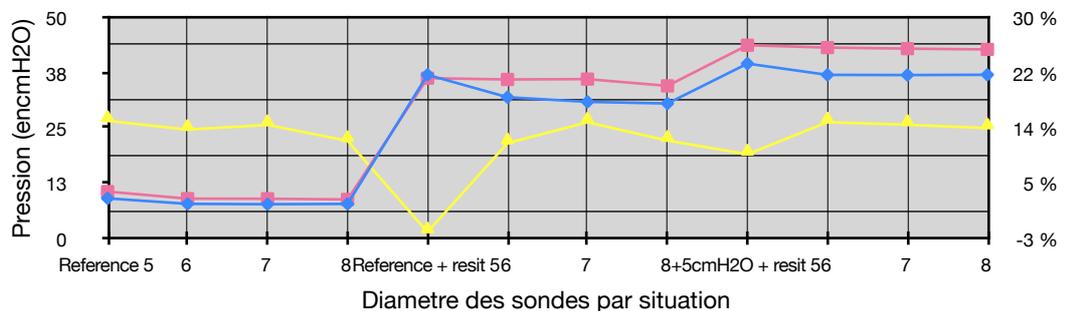
Lorsqu'on étudie les courbes de pression maximale machine/poumon, on note que leur évolution est semblable, avec une variation de la pression maximale machine en fonction du calibre de la sonde employée. Ceci étant du à la perte de charge liée au diamètre de la sonde. On observe aussi que la pression maximale dans le poumon tend à augmenter de manière plus importante au fur et à mesure que les compliances diminuent. En effet à partir d'une réduction de compliance de 30cmH₂O, les pressions intra pulmonaires deviennent supérieures aux pressions enregistrées au niveau de la machine, ce qui s'explique certainement par l'effet du poids de l'eau sur les ballons. L'introduction des valves de résistance induit deux conséquences : une différence marquée entre les pressions machine et intra pulmonaire tout en conservant le même profil de courbe pour chacune ; et une hausse globale des valeurs de pressions.

1-2 Pressions de plateau

Evolution des pressions de plateau en fonction du calibre des sondes et de la compliance.



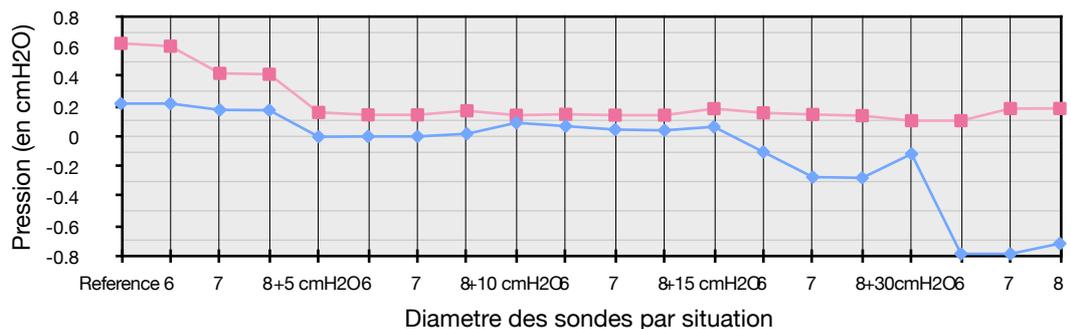
Evolution des pressions plateau en fonction du calibre de sonde et des résistances

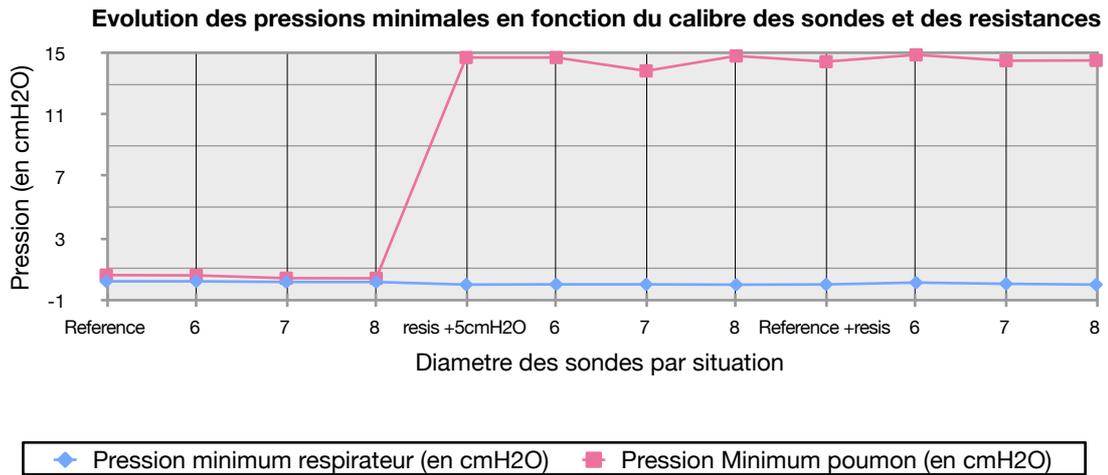


L'étude des pressions de plateau machine et poumon, permet de constater que l'évolution des pressions est similaire avec une différence, entre la pression machine et la pression poumon, relativement stable, de l'ordre de 15 %. On peut donc considérer les courbes de pressions de plateau comme superposables, avec néanmoins une sous estimation quasi constante des valeurs de pression quand celles-ci sont mesurées par la machine. L'introduction des résistances ne modifie pas ou peu les profils de courbes, et génère juste une hausse équivalente à celle observée sur les pressions maximales.

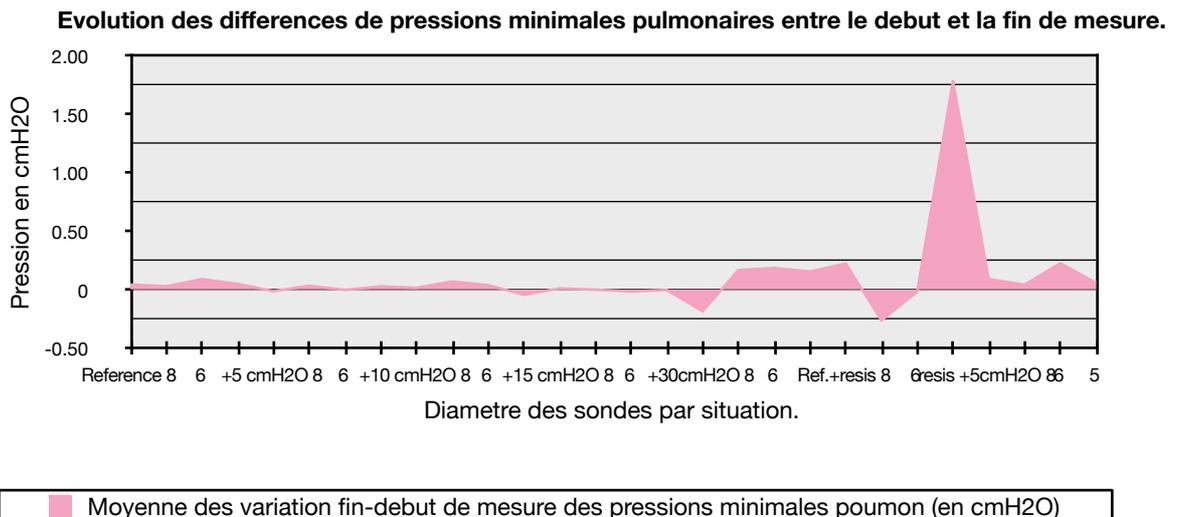
1-3 Pressions minimales.

Evolution des pressions minimales en fonction des sondes et des variations de compliance.



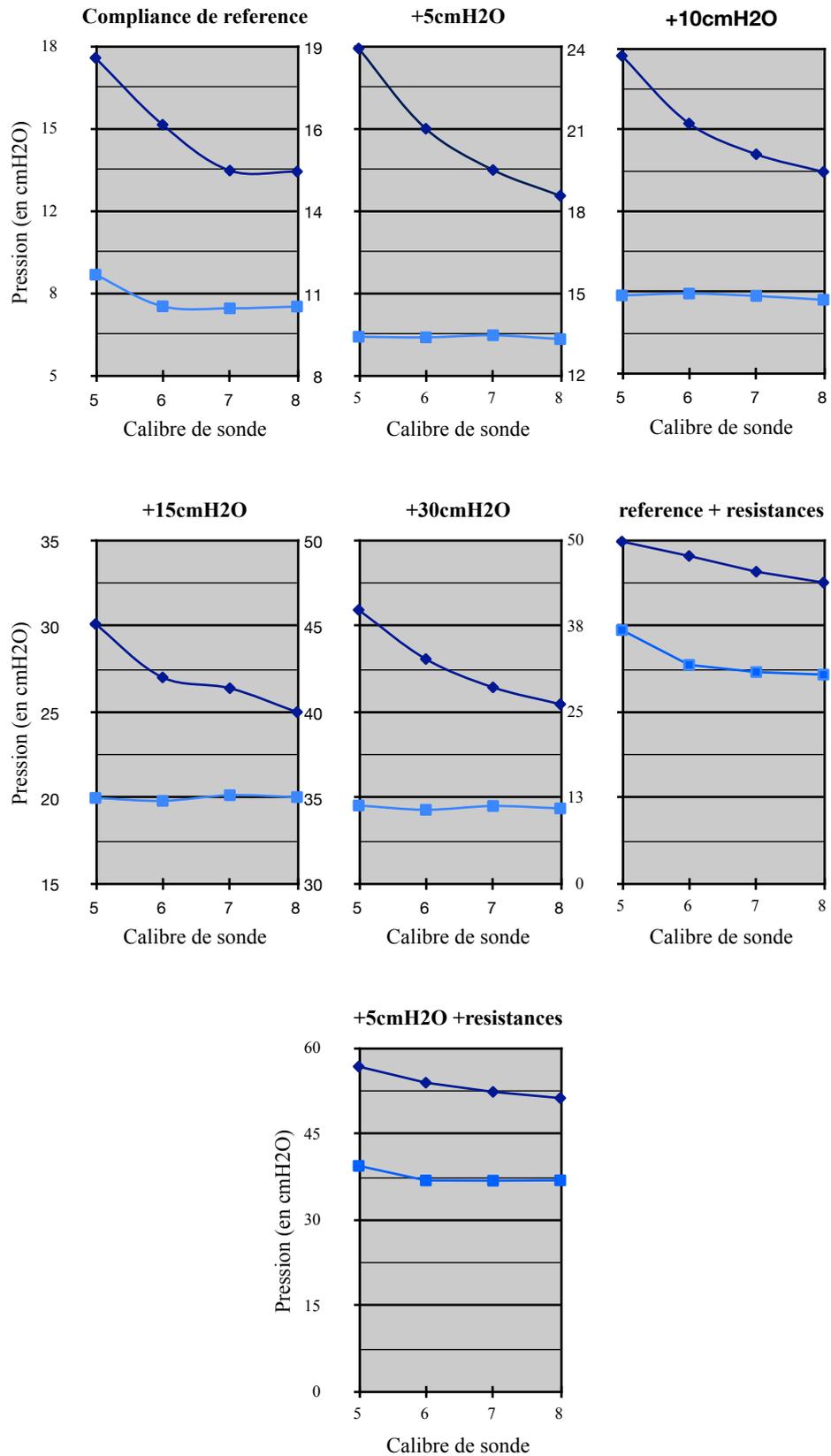


On observe que les pressions minimales au niveau du poumon et de la machine évoluent dans une marge de 2 cmH₂O et tendent à diminuer au fur et à mesure de la diminution de compliance. Avec l'introduction des résistances la pression machine reste la même que précédemment mais la pression dans le poumon grimpe aux alentours de 15cmH₂O. C'est l'effet de la résistance expiratoire qui bloque la vidange du poumon et interdit à la pression de baisser en deçà de ce niveau.



L'étude de la différence de pression entre le début et la fin de chaque mesure nous montre que la pression est supérieure en fin d'expiration à partir d'une réduction de compliance de 30cmH₂O ou en présence des résistances.

2 Comparaison de l'évolution des pressions machine : maximales versus plateau.



◆ Valeur mediane Pression maximale machine (en cmH2O)
 ■ Pression plateau machine (en cmH2O)

Si l'on compare les pressions plateau et maximale au niveau de la machine, par compliance, on observe que la pression de crête diminue rapidement avec l'augmentation du calibre de la sonde d'intubation. On note aussi, au fur et à mesure de la réduction des compliances, que la pente est de moins en moins marquée. Cet effet est majoré par l'introduction des résistances. Le niveau de pression général augmentant et la différence de pression mesurée entre les sondes (pour un niveau de compliance donné) restant stable, cette différence devient donc moins significative. **En définitive, l'impact de la réduction du calibre est donc moins important dans les cas de pression intra pulmonaire élevée.**

On observe aussi que le niveau des pressions de plateau augmente avec les compliances, mais reste stable quel que soit le calibre de la sonde utilisée. **Cela démontre que la pression de crête n'est pas le reflet de la pression intra-pulmonaire.**

Discussion.

On remarquera avant tout que la pression maximum varie avec la réduction du calibre de la sonde d'intubation utilisée. Si l'on compare les valeurs obtenues à conditions égales entre les différents calibres, on note des écarts stables d'une sonde à l'autre. Ceci démontre bien que la pression maximale de la machine subit les effets de la compliance et des résistances de l'ensemble thoraco pulmonaire, mais que le calibre de la sonde utilisée influe toujours de la même manière sur la pression maximale de la machine. Ceci est la conséquence des pertes de charges liées à la réduction du diamètre des sondes, dont ledit diamètre est, comme nous l'avons démontré précédemment, le principal déterminant. L'absence de variation au niveau de la pression plateau, démontre que **le calibre de la sonde n'influe en rien le régime de pression intra pulmonaire.**

On remarquera ensuite que la différence de pression entre la sonde de 8 et celle de 5 ne varie que peu dans toutes les situations analysées. En effet, l'écart entre ces deux sondes reste stable, aux alentours de 5cmH₂O. **L'impact des pertes de charges est moins important qu'on aurait pu l'attendre, et ne permet pas de considérer, dans notre étude, les sondes de plus petit calibre comme gênant de manière significative la ventilation.** Toutefois la sonde N° 5, si elle n'apporte que peu de changements au niveau des pressions, présente deux inconvénients importants pour envisager de la préconiser dans un usage courant: le diamètre de son ballonnet risque de poser des problèmes d'étanchéité une fois la sonde en place ; et la longueur, qui chez des patients au cou long, poserait de problèmes de fixation avec une extrémité trop proche de la bouche, voir à l'intérieur de cette dernière. Compte tenu de ces problèmes une sonde de 6 semblerait plus indiquée car présentant une meilleure compatibilité anatomique avec la majorité des patients adultes.

On observe aussi que les pressions de plateaux de la machine et les pressions de plateau intra pulmonaire évoluent de manière similaire. **Nous en déduisons donc que la pression plateau mesurée au niveau du respirateur est un bon indicateur de la pression régnant au niveau alvéolaire.** Ceci nous permettra d'obtenir un moyen de monitoring de cette dernière, en pratique clinique courante. Malheureusement, la

fonction de pause inspiratoire est absente des respirateurs d'anesthésie présent dans les salles d'opérations du CHU de Poitiers.

Le dernier constat que l'on peut réaliser au travers de cette étude, concerne les pressions minimales. En effet l'étude des pressions effectuée comme pour les deux précédents paramètres, nous montre une diminution de la pression minimale enregistrée au niveau du respirateur, au fur et à mesure de la réduction de compliance de l'ensemble thoraco pulmonaire. Au niveau pulmonaire, par contre les pressions restent stables. Ceci peut être expliqué par le fait que contrairement à un thorax humain peu compliant, dans lequel, l'insufflation et l'exsufflation seraient gênées, ici, l'exsufflation est favorisée par le poids du liquide sur les ballons de baudruche. Cette différence entre le modèle humain et celui que nous avons fabriqué ne me permet pas de tirer des conclusions fiables. Toutefois, l'étude de la variation de pression intra pulmonaire, entre le début et la fin des mesures montre bien une augmentation de la pression pour les réductions de compliance et en cas de résistance expiratoire. Ceci nous indique qu'une réduction de la compliance de notre poumon agit sur les pressions en fin d'expiration, mais il serait nécessaire de réaliser des enregistrement plus long afin de pouvoir bien observer cet effet.

Un paramètre non étudié, est l'impact des agents inhalés (ex: Agents halogénés, protoxyde d'azote, xénon) sur les pressions. En effet leur viscosité²⁰ intervenant dans le calcul du nombre de Reynolds, qui lui même intervient dans le calcul des pertes de charges, une augmentation de la viscosité engendrerait une augmentation des pertes de charges linéaires. Ils est aussi important de préciser que pour les gaz, contrairement aux liquides, la viscosité augmente avec la température.

Limites

Il y a plusieurs éléments importants à signaler dans cette étude :

Tout d'abord, l'étude n'a pas été réalisée sur des patients pour plusieurs raisons : il aurait été nécessaire de faire une demande au comité d'éthique; pour avoir des valeurs exploitables il aurait été nécessaire d'avoir un échantillon de patients trop important; et enfin, l'utilisation d'un ensemble thoraco-pulmonaire fixe permet de s'assurer un contrôle total des paramètres de l'étude. Les valeurs obtenues ne sont pas celles que nous aurions obtenus chez des patients, mais les variations étudiées restent applicables dans des contextes différents.

Ensuite, l'idée initiale de cette étude était de mettre en évidence l'apparition et l'évaluation d'une inflation dynamique et d'un trapping intra pulmonaire. Ces deux mécanismes ont été difficiles à évaluer pour deux raisons liées : le protocole et le matériel de mesure, il aurait été nécessaire de réaliser des mesures beaucoup plus longues pour avoir des variations de pressions plus marquées. La mesure du trapping intra pulmonaire n'a pas été réalisable dans cette étude par l'absence d'outil fiable et suffisamment précis pour mesurer les variations de hauteur d'eau à la fin de chaque mesure, de plus le modèle de variation de compliance utilisé augmentant le poids sur les ballons, forçait leur vidange et éliminait tout apparition d'un éventuel trapping.

²⁰ Annexe 19

Enfin nous nous sommes concentrés sur un problème dans une situation donnée: la ventilation à volume contrôlé, mais dans le cas d'une ventilation spontanée, c'est le patient et non plus le respirateur qui est le «moteur» de la ventilation. Dans ce cas l'évolution des pressions ne sera probablement pas la même, puisque le patient, contrairement au respirateur, peut se fatiguer et donc ne pas conserver une ventilation stable dans le temps. Mais notre étude n'étant pas réalisée sur des patients, il nous était impossible d'évaluer cet aspect.

Conclusion.

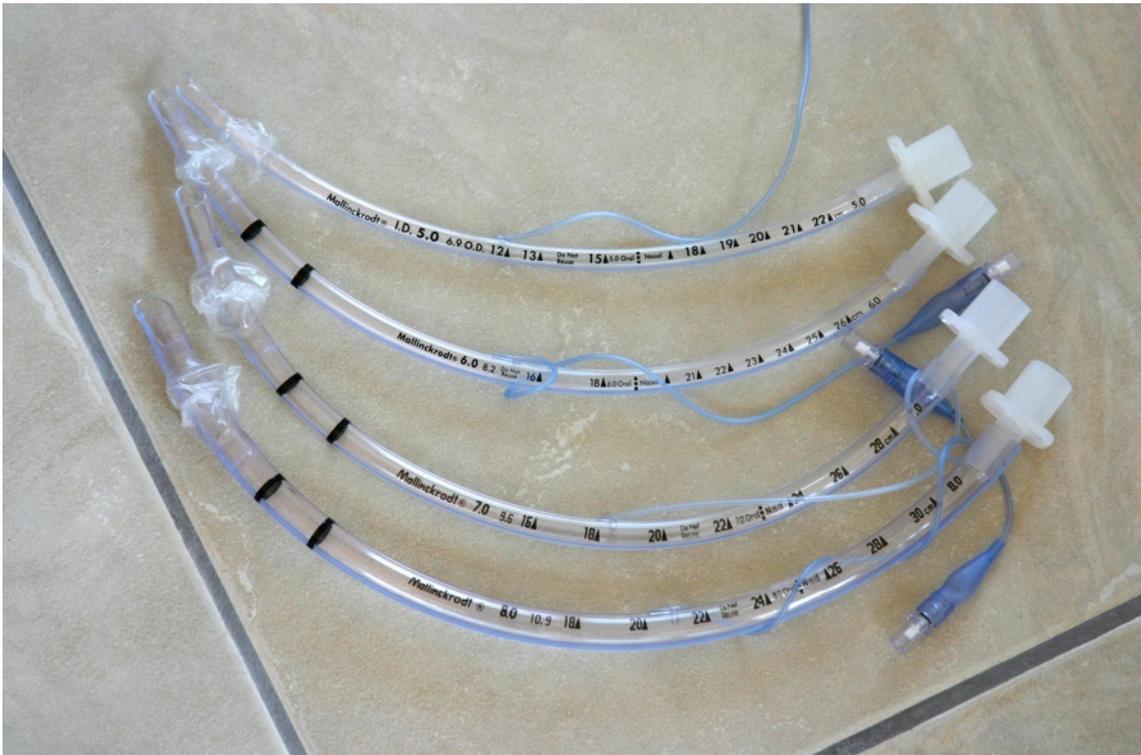
Les conséquences ventilatoires de la réduction du calibre de la sonde d'intubation, dans le cadre d'une ventilation à volume contrôlé, sont en fait limitées. En effet le seul impact direct du calibre de la sonde se fait sur la pression maximale enregistrée au niveau du respirateur qui, nous l'avons vu, n'est pas le reflet de la pression intra pulmonaire. Et contrairement à l'idée que nous avons initialement, la différence de pression entre la sonde de 8 et la sonde de 5 n'est pas si importante et ne remet pas en question l'usage de sondes de petit calibre, si la configuration anatomique du patient le permet.

Un autre point important qui ressort de notre étude, est la similitude entre la pression plateau machine et la pression plateau intra-pulmonaire. Ceci nous montre qu'une fonction de pause inspiratoire nous permettrait d'avoir un vrai monitoring des pressions régnant dans les poumons en per-opératoire.

Suite à cette étude, il semble envisageable de réduire le calibre des sondes utilisées, afin d'améliorer le confort des patients en post opératoire. Mais il faut conserver à l'esprit que cette étude s'est faite avec un poumon artificiel de conception artisanal, et qu'en aucun cas nous ne considérons que les résultats obtenus pourraient être transposés tel que chez des patients. Toutefois, il est envisageable de considérer que nos conclusions seraient utilisables pour une étude plus poussée permettant de définir de manière précise des critères de choix pour les calibres de sondes d'intubation.

Annexes

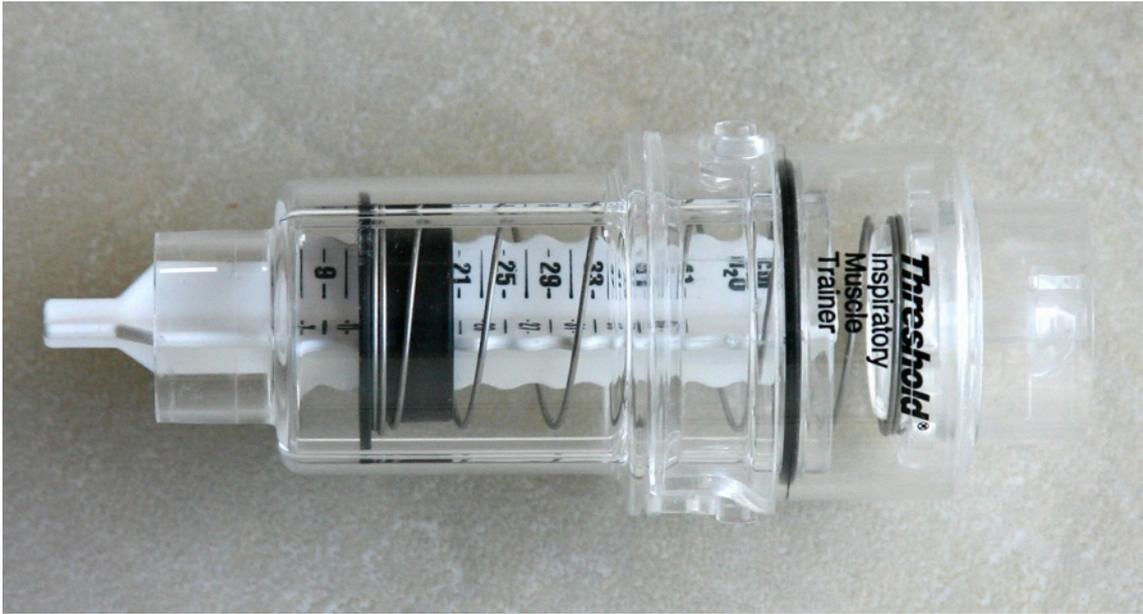
Annexe 1.



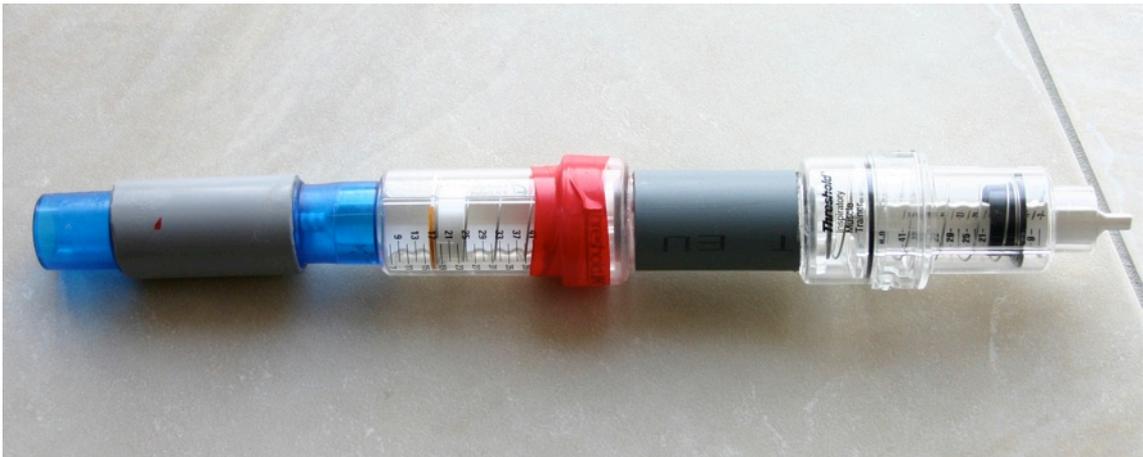
Annexe 2



Annexe 3



Annexe 4



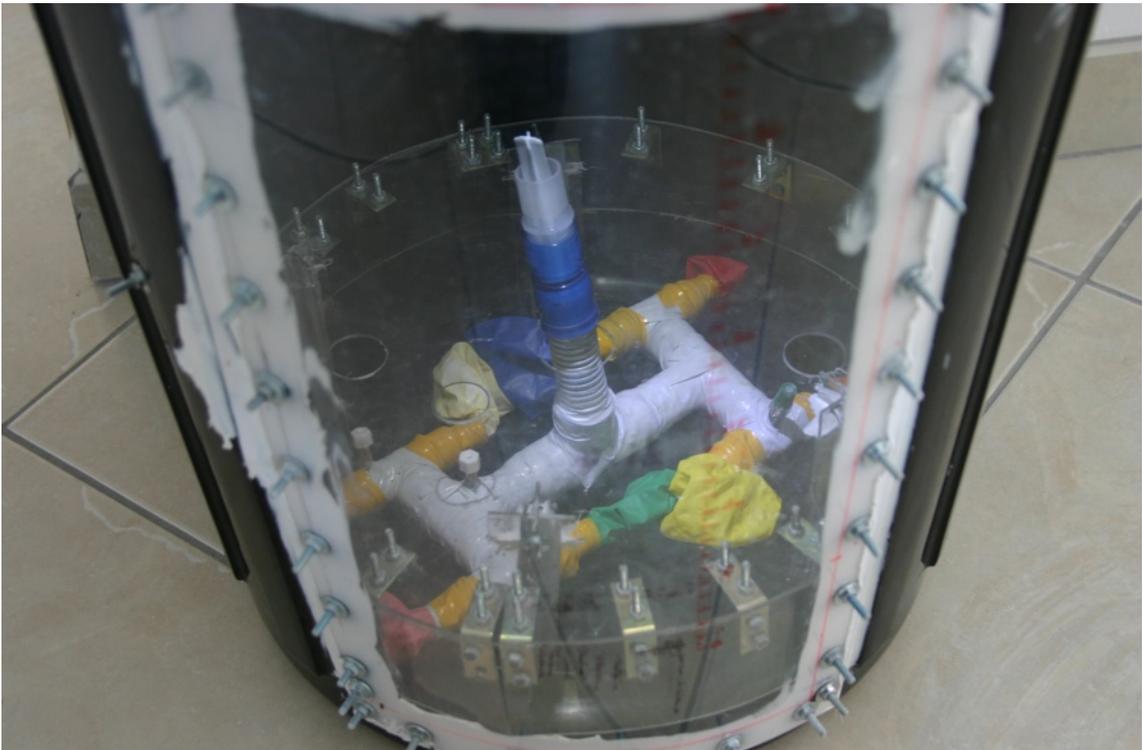
Annexe 5



Annexe 6



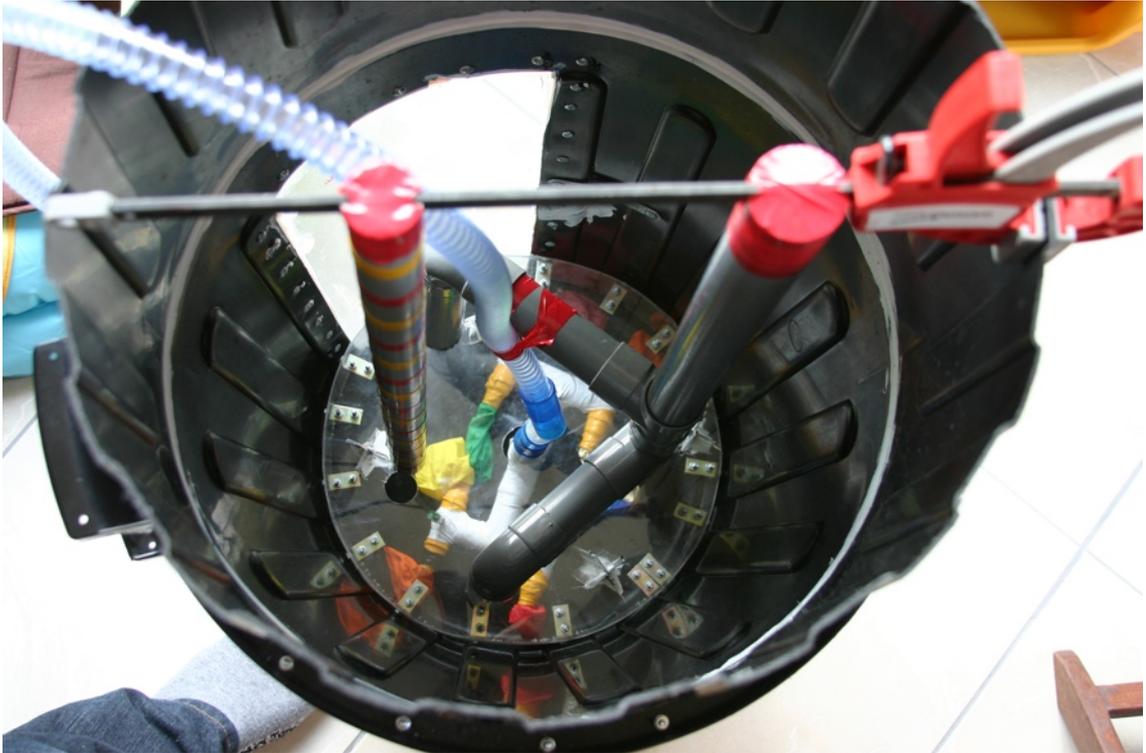
Annexe 7



Annexe 8



Annexe 9





Annexe 11: Mesures compliance de référence avec et sans résistances.

Reference																
Calibre de sonde	5			Mediane	6			Mediane	7			Mediane	8			Mediane
Pression crête machine (cmH2O)	17.6	16.3	17.8	17.6	14.9	13.6	15.2	14.9	13.1	13.1	12.8	13.1	13.1	13.2	12.2	13.1
Pression crête Poumon (cmH2O)	13.7	11.3	13.4	13.4	12.3	11.5	13.1	12.3	12.3	12.1	11.6	12.1	12.6	13.1	12.1	12.6
Pression plateau machine (cmH2O)	9.3	9.0	9.0	9.0	7.7	8.0	7.8	7.8	8.0	7.2	7.7	7.7	7.7	7.8	7.4	7.7
Pression plateau poumon (cmH2O)	10.8	10.2	10.5	10.5	8.9	8.9	9.1	8.9	9.4	8.4	8.9	8.9	8.8	8.8	8.6	8.8
Pression mini poumon (cmH2O)	1.3	1.4	1.2	1.3	0.8	0.7	0.6	0.7	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.4	0.6
Resistance Inspi +12 Resistance Expi +17																
Calibre de sonde	5			Mediane	6			Mediane	7			Mediane	8			Mediane
Pression crête machine (cmH2O)	50.2	49.9	49.3	49.9	47.8	48.2	46.2	47.8	46.5	45.5	44.6	45.5	44.4	43.1	43.9	43.9
Pression crête Poumon (cmH2O)	37.0	36.8	36.3	36.8	36.6	37.0	36.1	36.6	36.6	36.6	36.0	36.6	36.3	35.5	36.0	36.0
Pression plateau machine (cmH2O)	37.0	37.0	36.4	37.0	32.1	31.9	31.8	31.9	30.9	30.9	30.4	30.9	30.6	30.5	30.1	30.5
Pression plateau poumon (cmH2O)	36.4	36.2	36.1	36.2	35.9	36.2	35.5	35.9	36.1	36.0	35.6	36.0	35.7	33.9	34.5	34.5
Pression mini poumon (cmH2O)	18.2	16.5	15.4	16.5	16.3	16.6	14.7	16.3	16.7	15.7	13.8	15.7	15.6	10.0	12.9	12.9

Annexe 12: Mesures compliance réduite de 5cmH₂O avec et sans résistances.

Compliance 5cmH ₂ O																
Calibre de sonde	5			Mediane	6			Mediane	7			Mediane	8			Mediane
Pression crête machine (cmH ₂ O)	18.9	19.0	18.9	18.9	16.3	16.2	16.4	16.3	14.9	14.8	14.9	14.9	13.8	14.1	14.0	14.0
Pression crête Poumon (cmH ₂ O)	14.2	14.2	14.1	14.2	14.2	14.1	14.3	14.2	14.2	14.0	14.1	14.1	13.8	14.2	14.1	14.1
Pression plateau machine (cmH ₂ O)	9.4	9.3	9.3	9.3	9.5	9.3	9.3	9.3	9.4	9.4	9.4	9.4	9.2	9.2	9.4	9.2
Pression plateau poumon (cmH ₂ O)	11.0	10.9	10.9	10.9	11.2	10.9	11.0	11.0	11.0	11.1	11.0	11.0	10.6	10.8	11.1	10.8
Pression mini poumon (cmH ₂ O)	0.6	0.6	0.6	0.6	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1
Compliance 5cmH ₂ O Resistance Inspi +12 Resistance Expi +17																
Calibre de sonde	5			Mediane	6			Mediane	7			Mediane	8			Mediane
Pression crête machine (cmH ₂ O)	57.8	56.0	56.9	56.9	54.5	53.2	54.0	54.0	53.0	51.7	52.4	52.4	51.4	51.2	52.1	51.4
Pression crête Poumon (cmH ₂ O)	44.1	43.8	44.3	44.1	43.7	43.8	43.8	43.8	43.7	43.8	43.8	43.8	43.6	43.5	44.4	43.6
Pression plateau machine (cmH ₂ O)	42.4	39.5	37.4	39.5	37.0	36.9	37.2	37.0	36.7	36.9	37.2	36.9	39.9	36.6	37.0	37.0
Pression plateau poumon (cmH ₂ O)	43.9	43.6	43.7	43.7	43.1	43.1	43.4	43.1	42.9	43.1	42.3	42.9	43.1	42.7	42.1	42.7
Pression mini poumon (cmH ₂ O)	14.9	15.1	15.6	15.1	14.5	14.8	14.7	14.7	14.1	14.5	14.6	14.5	14.5	14.2	14.2	14.2

Annexe 13: Mesures compliance réduite de 10cmH₂O.

compliance 10cmH ₂ O																
Calibre de sonde	5			Mediane	6			Mediane	7			Mediane	8			Mediane
Pression crête machine (cmH ₂ O)	24.2	23.5	23.8	23.8	21.7	20.9	21.3	21.3	19.5	20.2	20.1	20.1	19.3	19.5	19.5	19.5
Pression crête Poumon (cmH ₂ O)	20.5	19.7	20.4	20.4	20.6	19.7	20.7	20.6	19.5	20.4	20.2	20.2	20.3	20.4	20.4	20.4
Pression plateau machine (cmH ₂ O)	15.4	14.8	14.9	14.9	15.2	14.8	15.0	15.0	14.6	15.1	14.9	14.9	14.9	14.7	14.7	14.7
Pression plateau poumon (cmH ₂ O)	17.9	17.3	17.4	17.4	17.7	17.3	17.5	17.5	17.0	17.6	17.3	17.3	17.4	17.1	17.2	17.2
Pression mini poumon (cmH ₂ O)	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1

Annexe 14: Mesures compliance réduite de 15cmH₂O.

Compliance 15 cmH ₂ O																
Calibre de sonde	5			Mediane	6			Mediane	7			Mediane	8			Mediane
Pression crête machine (cmH ₂ O)	30.3	29.7	30.1	30.1	26.4	27.2	27.0	27.0	26.5	26.3	26.4	26.4	25.5	25.0	24.9	25.0
Pression crête Poumon (cmH ₂ O)	27.5	27.0	27.4	27.4	26.7	27.3	27.1	27.1	27.7	27.6	27.7	27.7	27.5	27.0	26.8	27.0
Pression plateau machine (cmH ₂ O)	20.0	19.9	20.6	20.0	19.8	19.8	19.9	19.8	20.2	20.2	19.9	20.2	20.1	20.1	20.3	20.1
Pression plateau poumon (cmH ₂ O)	23.4	23.3	24.0	23.4	23.2	23.2	23.3	23.2	23.6	23.6	23.3	23.6	23.4	23.4	23.7	23.4
Pression mini poumon (cmH ₂ O)	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1

Annexe 15: Mesures compliance réduite de 30cmH₂O.

Compliance 30cmH ₂ O																
Calibre de sonde	5			Mediane	6			Mediane	7			Mediane	8			Mediane
Pression crête machine (cmH ₂ O)	45.4	47.2	46.0	46.0	42.6	43.1	43.2	43.1	41.5	41.5	41.0	41.5	40.5	40.5	40.4	40.5
Pression crête Poumon (cmH ₂ O)	45.0	47.3	45.5	45.5	45.0	45.3	45.3	45.3	45.3	45.1	44.7	45.1	44.9	44.9	44.9	44.9
Pression plateau machine (cmH ₂ O)	34.6	35.0	34.4	34.6	34.3	34.2	34.3	34.3	34.2	34.5	34.8	34.5	34.2	34.4	34.5	34.4
Pression plateau poumon (cmH ₂ O)	40.4	40.9	40.1	40.4	40.1	39.9	40.1	40.1	39.9	40.3	40.6	40.3	39.9	40.2	40.3	40.2
Pression mini poumon (cmH ₂ O)	0.4	0.4	0.1	0.4	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	-1.0	0.2	0.2

Annexe 16: Bilan des mesures de variation de compliance

Variation de compliance		Reference				+5cmH2O				+10cmH2O				+15cmH2O				+30cmH2O			
Calibre de sonde		5	6	7	8	5	6	7	8	5	6	7	8	5	6	7	8	5	6	7	8
Pression maximale machine (cmH2O)		17.6	14.9	13.1	13.1	18.9	16.3	14.9	14.0	23.8	21.3	20.1	19.5	30.1	27.0	26.4	25.0	46.0	43.1	41.5	40.5
Pression maximale Poupion (cmH2O)		13.4	12.3	12.1	12.6	14.2	14.2	14.1	14.1	20.4	20.6	20.2	20.4	27.4	27.1	27.7	27.0	45.5	45.3	45.1	44.9
Pression plateau machine (cmH2O)		9.0	7.8	7.7	7.7	9.3	9.3	9.4	9.2	14.9	15.0	14.9	14.7	20.0	19.8	20.2	20.1	34.6	34.3	34.5	34.4
Pression plateau Poupion (cmH2O)		10.5	8.9	8.9	8.8	10.9	11.0	11.0	10.8	17.4	17.5	17.3	17.2	23.4	23.2	23.6	23.4	40.4	40.1	40.3	40.2
Pression mini Poupion (cmH2O)		1.3	0.7	0.6	0.6	0.6	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1	0.4	0.3	0.2	0.2
différence pression plateau Poupion/ machine (en %)		14.53 %	13.21 %	13.92 %	11.54 %	14.51 %	15.16 %	14.91 %	14.77 %	14.33 %	14.42 %	14.20 %	14.31 %	14.38 %	14.45 %	14.46 %	14.31 %	14.39 %	14.39 %	14.36 %	14.34 %
Différence pression maximale machine (valeur de référence sonde N°9) (en %)		4.49	1.85	0.04	0.00	4.92	2.24	0.86	0.00	4.29	1.79	0.65	0.00	5.13	2.02	1.39	0.00	5.49	2.63	0.98	0.00

Annexe 17: Bilan des mesures de variation de compliance avec resistances

Variation de compliance		Reference				Reference + resit				+5cmH2O + resit			
Calibre de sonde		5	6	7	8	5	6	7	8	5	6	7	8
Valeur mediane	Pression maximale machine	17.6	14.9	13.1	13.1	49.9	47.8	45.5	43.9	56.9	54.0	52.4	51.4
	Pression maximale Poumon	13.4	12.3	12.1	12.6	36.8	36.6	36.6	36.0	44.1	43.8	43.8	43.6
	Pression plateau machine	9.0	7.8	7.7	7.7	37.0	31.9	30.9	30.5	39.5	37.0	36.9	37.0
	Pression plateau poumon	10.5	8.9	8.9	8.8	36.2	35.9	36.0	34.5	43.7	43.1	42.9	42.7
	Pression mini poumon	1.3	0.7	0.6	0.6	16.5	16.3	15.7	12.9	15.1	14.7	14.5	14.2
	différence pression plateau poumon/ machine (en %)	14.53 %	13.21 %	13.92 %	11.54 %	-2.10 %	11.19 %	14.31 %	11.58 %	9.53 %	14.33 %	13.94 %	13.44 %
	Différence pression maximale machine (valeur de référence sonde N°8) (en cmH2O)	4.49	1.85	0.04	0.00	5.97	3.87	1.58	0.00	5.51	2.69	1.08	0.00

Annexe 18: bilan des variations de pressions par sonde et situation entre la fin et le debut des mesures.

	Calibre	Moyenne variation fin-debut mesure pression minimale poumon (en cmH2O)
Reference	8	0.04098800
	7	0.02579433
	6	0.08717000
	5	0.04604567
+5 cmH2O	8	-0.01540733
	7	0.03081400
	6	-0.00513567
	5	0.02490767
+10 cmH2O	8	0.01283933
	7	0.06707433
	6	0.03594933
	5	-0.04622100
+15 cmH2O	8	0.00770367
	7	-0.00256767
	6	-0.01797467
	5	-0.00513567
+30cmH2O	8	-0.18745067
	7	0.16433967
	6	0.18231467
	5	0.15150067
Ref.+resis	8	0.22083200
	7	-0.26489541
	6	-0.01951519
	5	1.77815833
resis +5cmH2O	8	0.08730567
	7	0.03851700
	6	0.22339933
	5	0.05473460

Annexe 19.

	Viscosité (en Pa.s⁻¹) (A 1 bar et 0 °C)
Air	1,7.10 ⁻⁵
oxygène	1,91.10 ⁻⁵
Protoxyde d'azote	1,36.10 ⁻⁵
Xénon	2,12.10 ⁻⁵

Source: <http://encyclopedia.airliquide.com/encyclopedia.asp?LanguageID=2&CountryID=19&Formula=&GasID=34&UNNumber=&EquivGasID=55&VolLiquideBox=&MasseLiquideBox=&VolGasBox=&MasseGasBox=&RD20=29&RD9=8&RD6=64&RD4=2&RD3=22&RD8=27&RD2=20&RD18=41&RD7=18&RD13=71&RD16=35&RD12=31&RD19=34&RD24=62&RD25=77&RD26=78&RD28=81&RD29=82>