



Faculté de génie  
Département de génie mécanique

MODÉLISATION NUMÉRIQUE ET STRATÉGIES DE COMMANDE DU DÉBIT EXPIRATOIRE POUR ÉVITER LE  
COLLAPSUS DES VOIES RESPIRATOIRES EN VENTILATION LIQUIDIENNE TOTALE

Thèse de doctorat es Sciences appliquées  
Spécialité : génie mécanique

---

Raymond ROBERT

Sherbrooke (Québec), Canada

Octobre 2007

121918



Library and  
Archives Canada

Published Heritage  
Branch

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

Bibliothèque et  
Archives Canada

Direction du  
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file* *Votre référence*  
*ISBN: 978-0-494-48576-7*  
*Our file* *Notre référence*  
*ISBN: 978-0-494-48576-7*

**NOTICE:**

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

**AVIS:**

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

---

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

  
**Canada**

## Résumé

Le monde de la médecine recherche continuellement de nouveaux moyens pour repousser les limites de la pratique. Depuis plusieurs années, la ventilation liquidienne totale (VLT) est étudiée pour aider le support respiratoire des patients en détresse respiratoire sévère. Cette nouvelle technique de ventilation remplace le mélange gazeux normalement inhalé, par un liquide (PFC). En VLT, les poumons sont totalement remplis de PFC et un ventilateur liquidien assure l'insertion et le retrait d'un volume courant. L'équipe interdisciplinaire Inolivent développe et expérimente depuis 10 ans la VLT. Lors des essais, une problématique majeure a été rencontrée : le collapsus expiratoire.

Contrairement à la ventilation gazeuse où l'expiration est passive, l'expiration doit être active pour forcer l'extraction du liquide. Le système de pompage crée alors une dépression dans la trachée qui peut mener à l'écrasement des voies respiratoires, c'est le collapsus expiratoire. Ce dernier peut être évité en diminuant le volume et/ou la fréquence respiratoire, mais au risque de compromettre la rémission du patient. L'objectif de cette thèse est donc la compréhension de ce phénomène, afin d'élaborer des solutions permettant d'optimiser la ventilation. La compréhension s'appuie sur la modélisation numérique des écoulements fluides dans les poumons. Ce modèle a été validé in vivo sur le modèle ovin du nouveau-né. Il a permis de démontrer que le collapsus se produit avant tout dans la trachée, ce qui justifie la présence d'un capteur de pression à cet endroit. De plus, il a mis en lumière certains paramètres importants à considérer, dont la pression de fin d'inspiration ( $P_{eip}$ ), qui influencent grandement la ventilation minute (produit de la fréquence respiratoire par le volume courant).

Le modèle numérique démontre la pertinence de mettre en place une stratégie de contrôle, basée sur une expiration régulée en pression. La conception du contrôleur est basée sur les modèles des poumons et du système de pompage. Le contrôle en pression est une approche couramment utilisée sur les ventilateurs gazeux et elle s'avère parfaitement applicable à la VLT. Ainsi, pour un clinicien, ce mode de contrôle permet l'élimination et la gestion des collapsus expiratoires.

## Remerciements

*Je veux d'abord remercier particulièrement mes co-directeurs de thèse Philippe Micheau, cofondateur du groupe de recherche Inolivent et professeur à l'Université de Sherbrooke et Hervé Walti, directeur du groupe de recherche Inolivent et néonatalogiste au Centre Hospitalier Universitaire de Sherbrooke. Au cours de ces années de travail, ils m'ont dirigé, guidé et supporté afin que je puisse mener à bien ce projet de recherche. Je voudrais aussi remercier le pédiatre Jean-Paul Praud et le réanimateur Olivier Lesur qui ont su amener et partager leurs connaissances pour la réussite de ce projet.*

*Je tiens à remercier la Fondation de la Recherche sur les Maladies Infantiles dont leur support a permis de faire progresser la recherche en VLT.*

*Je désire saluer le travail de Johann Lebon, avec lequel j'ai passé plusieurs heures en expérimentation. Sa contribution a permis l'obtention de résultats significatifs qui motivent la poursuite des recherches en VLT. Un remerciement aux techniciens(nes) animaliers (ères) pour leur support durant les essais.*

*Je tiens à remercier les stagiaires qui ont contribué à l'avancement des travaux. Un remerciement aux gens du BLEU qui ont permis le dépôt accepté du brevet pour le ventilateur en Europe.*

*Plus personnellement, je remercie mes parents, Pierre et Lise ainsi que mon amie Sylvie, qui m'ont toujours encouragé et supporté tout au long de mes études.*

# Tables des matières

<b>1 Introduction</b>	<b>1-1</b>
<b>1.1 Le SDRA</b>	<b>1-1</b>
<b>1.2 La ventilation liquidienne</b>	<b>1-2</b>
1.2.1 Historique	1-2
1.2.2 Avantages	1-3
1.2.3 Administration de la ventilation liquidienne	1-3
1.2.4 Thérapies possibles en utilisant la VLT	1-4
1.2.5 Historique de l'équipe Inolivent	1-4
<b>1.3 Problèmes inhérents à la VLT</b>	<b>1-5</b>
<b>1.4 Objectifs du projet de doctorat</b>	<b>1-6</b>
<b>1.5 Plan de la thèse</b>	<b>1-7</b>
<b>2 États des connaissances</b>	<b>2-1</b>
<b>2.1 Les respirateurs liquidiens</b>	<b>2-1</b>
2.1.1 État de l'art	2-1
2.1.2 Le prototype fonctionnel de l'équipe Inolivent	2-4
2.1.2.1 Les avantages du prototype Inolivent	2-10
<b>2.2 Le système respiratoire</b>	<b>2-10</b>
2.2.1 Description du système pulmonaire	2-10
2.2.1.1 Arborescence des voies respiratoires	2-11
2.2.1.2 Mécanisme de la respiration spontanée	2-13
2.2.1.3 Transport des gaz	2-13
2.2.2 Définition des volumes pulmonaires	2-14
2.2.3 Définition des pressions	2-15
2.2.4 Compliance	2-16
2.2.5 Courbe PV	2-17
2.2.6 Résistance	2-19
2.2.7 Constante de temps expiratoire	2-20
2.2.8 Vitesse d'une onde dans un tube flexible (voie respiratoire)	2-21
<b>2.3 Modèles pulmonaires existants</b>	<b>2-22</b>

2.3.1	Modèle à un compartiment linéaire	2-22
2.3.2	Modèle à un compartiment non-linéaire	2-23
2.3.3	Modèle à deux compartiments linéaires	2-23
2.3.4	Modèles physiologiques	2-25
2.3.4.1	Généralité	2-25
2.3.4.2	Modèle dichotomique symétrique	2-25
2.3.4.3	Modèle dichotomique asymétrique	2-26
2.3.4.4	Analyse de l'écoulement à la bifurcation	2-27
2.3.5	Modèle utilisé en VLT	2-30
<b>2.4</b>	<b>Algorithmes de contrôle disponibles commercialement</b>	<b>2-31</b>
2.4.1	Historique du contrôle de l'échange gazeux	2-32
2.4.2	Modes ventilatoires usuels des respirateurs gazeux	2-33
2.4.2.1	Le mode PC	2-33
2.4.2.2	VC	2-34
2.4.3	Modes ventilatoires avancés	2-36
2.4.3.1	VAPS et PA	2-37
2.4.3.2	VA et PSV	2-40
2.4.3.3	VCRP	2-43
2.4.3.4	Autres	2-46
2.4.4	Tableau récapitulatif	2-47
2.4.4.1	Discussion	2-47
2.4.5	Structure de commande sur un respirateur Servo 300	2-48
2.4.5.1	Inspiration : Régulation en débit	2-50
2.4.5.2	Inspiration : Régulation en pression	2-51
2.4.5.3	Expiration : Régulation en pression	2-51
<b>3</b>	<b>Modèle stationnaire</b>	<b>3-1</b>
<b>3.1</b>	<b>Modèle mathématique</b>	<b>3-1</b>
3.1.1	Description de la géométrie pulmonaire	3-1
3.1.2	Section des voies respiratoires	3-2
3.1.3	Longueur des voies respiratoires	3-2
3.1.4	Modélisation de l'écoulement	3-2
3.1.5	Pertes de pression par friction visqueuse	3-4
3.1.6	Bifurcations	3-5
3.1.7	Courbe Pression-Volume	3-6
3.1.8	Équation d'indexation	3-6
<b>3.2</b>	<b>Application du modèle à l'agneau</b>	<b>3-6</b>

3.2.1	Courbe PV	3-7
3.2.1.1	Courbe PV expérimentale	3-7
3.2.1.2	Courbe PV moyenne	3-10
3.2.1.3	Courbes PV secondaires générées	3-12
3.2.2	Sections des voies respiratoires	3-13
3.2.3	Longueur des voies respiratoires	3-15
3.2.4	Résolution du modèle	3-16
<b>3.3</b>	<b>Résultats numériques et discussions</b>	<b>3-18</b>
3.3.1	Les IVPD	3-18
3.3.2	Analyse du mécanisme limitatif	3-21
3.3.3	Segment limitatif et point d'égalité pression	3-23
3.3.4	Profil volumique expiratoire optimal	3-24
3.3.4.1	Les DEMV	3-25
3.3.4.2	Profil expiratoire optimal	3-26
3.3.5	Transposition en VLT	3-28
3.3.5.1	Choix de la limite du débit expiratoire	3-28
3.3.5.2	Ventilation minute	3-30
3.3.6	Résistance des voies respiratoires	3-31
<b>3.4</b>	<b>Validation expérimentale</b>	<b>3-33</b>
3.4.1	Traitement préalable des signaux expérimentaux	3-34
3.4.2	Extractions du débit versus la pression alvéolaire	3-36
3.4.3	Résultats et discussion	3-41
<b>4</b>	<b>Systeme à commander</b>	<b>4-1</b>
<b>4.1</b>	<b>Réduction du modèle des poumons</b>	<b>4-2</b>
4.1.1	Définition du modèle	4-3
4.1.2	Mesure de l'élastance	4-4
4.1.3	La résistance pulmonaire théorique	4-4
4.1.4	Résistance pulmonaire expérimentale	4-7
4.1.4.1	Validation théorique de la méthode	4-8
4.1.4.2	Validation expérimentale in vivo	4-14
<b>4.2</b>	<b>Circuit fluide</b>	<b>4-18</b>
4.2.1	Pertes de charge	4-19
4.2.2	Résultats	4-20
<b>4.3</b>	<b>Systeme moteur</b>	<b>4-21</b>
4.3.1	Couples appliqués au moteur	4-21

4.3.2	Modèle du moteur électrique	4-22
<b>4.4</b>	<b>Modèle linéaire</b>	<b>4-23</b>
4.4.1	Bornage des pertes de charge pulmonaires	4-23
4.4.2	Bornage des pertes de charge dans le circuit du respirateur	4-24
4.4.3	Réduction du modèle	4-25
<b>4.5</b>	<b>Validation in-vitro</b>	<b>4-27</b>
4.5.1	Modèle Simulink non-linéaire	4-27
4.5.2	Validation théorique du modèle réduit	4-29
4.5.3	Validation expérimentale du modèle réduit	4-31
<b>5</b>	<b>Système de commande</b>	<b>5-1</b>
<b>5.1</b>	<b>Algorithmes de contrôle sur le respirateur liquidien</b>	<b>5-1</b>
5.1.1	Mode ventilatoire existant V <sub>Ci</sub> /V <sub>Ce</sub>	5-1
5.1.1.1	Considérations importantes	5-4
5.1.2	Nouveau mode ventilatoire V <sub>Ci</sub> /P <sub>Ce</sub>	5-4
5.1.2.1	Considérations importantes	5-6
5.1.3	Nouveau mode ventilatoire V <sub>Ci</sub> /V <sub>CRPe</sub>	5-7
5.1.3.1	Considérations importantes	5-10
<b>5.2</b>	<b>Structure de commande sur le respirateur liquidien</b>	<b>5-10</b>
5.2.1	Régulation en volume	5-10
5.2.1.1	Les profils inspiratoire et expiratoire	5-11
5.2.2	Régulation en pression : expiration	5-14
5.2.2.1	Remarque	5-14
5.2.3	Superviseur	5-15
5.2.3.1	Modes V <sub>Ci</sub> /V <sub>Ce</sub> et P <sub>Ce</sub>	5-15
5.2.3.2	Mode V <sub>Ci</sub> /V <sub>CRPe</sub>	5-19
<b>5.3</b>	<b>Régulateur en pression (mode expiratoire P<sub>Ce</sub> et V<sub>CRPe</sub>)</b>	<b>5-20</b>
5.3.1	Structure détaillée	5-20
5.3.2	Description du système à commander	5-20
5.3.3	Analyse du système en boucle ouverte	5-22
5.3.3.1	Lieu de Bode	5-22
5.3.4	Contrôleur proposé	5-28
5.3.4.1	Critères de performances	5-28
5.3.4.2	Contrôleur	5-29
5.3.4.3	Analyse de la stabilité	5-31
5.3.4.4	Fonction de sensibilité et sensibilité complémentaire	5-36



5.3.4.5	Simulations numériques	5-38
5.3.4.6	Simulation numérique du système non-linéaire	5-41
5.3.4.7	Validation in vitro	5-47
<b>6 Conclusion</b>		<b>6-1</b>

## Annexes

<b>Annexe A Modèle stationnaire</b>		<b>A-1</b>
A.1	Différentiation de l'équation de Bernoulli	A-1
A.2	Équations du profil expiratoire optimal	A-2
A.3	Temps expiratoire minimum	A-4
A.4	Résistance à débit nul	A-5
<b>Annexe B Système à commander</b>		<b>B-1</b>
B.1	Algorithme d'identification (résistance expérimentale)	B-1
B.2	Circuit fluide	B-3
B.3	Somme des couples au moteur	B-8
B.4	Fonction de transfert globale	B-10
<b>Annexe C Système de commande</b>		<b>C-1</b>
C.1	Équations pour le placement des pôles	C-1
C.2	Présentation du calcul des $\alpha$	C-3
C.3	Calculs de la résistance du montage in vitro	C-3

## Liste des figures

Fig. 2.1 – Photo du respirateur liquidien total avec les systèmes principaux identifiés	2-5
Fig. 2.2 – Schéma du circuit fluide du respirateur liquidien total	2-6
Fig. 2.3 – Pompe à piston sur le respirateur liquidien	2-7
Fig. 2.4 – Dessin des oxygénateurs compartimentés mis en série avec le filtre et le condenseur.	2-8
Fig. 2.5 – Différentes phases lors d'un cycle respiratoire en VLT	2-9
Fig. 2.6 – Poumons chez l'humain (source : <a href="http://www.wikipedia.com">http://www.wikipedia.com</a> )	2-11
Fig. 2.7 – Voies respiratoires chez l'humain accompagnées d'une illustration plus détaillée des alvéoles pulmonaires (source : <a href="http://www.wikipedia.com">http://www.wikipedia.com</a> )	2-12
Fig. 2.8 – Transport du CO <sub>2</sub> (source : <sup>31</sup> )	2-14
Fig. 2.9 – Volumes et capacités pulmonaires (source : <a href="http://www.wikipedia.org">http://www.wikipedia.org</a> )	2-14
Fig. 2.10 – Courbe PV en ventilation gazeuse.	2-18
Fig. 2.11 – Description de la signification des coefficients de l'équation de Venegas <sup>39</sup>	2-19
Fig. 2.12 – Volume de contrôle pour déterminer la vitesse du son dans un tube flexible.	2-21
Fig. 2.13 – Modèle à un compartiment linéaire (à gauche) et son comportement (à droite).	2-22
Fig. 2.14 – Modèle à deux compartiments linéaires (à gauche) et son comportement (à droite).	2-24
Fig. 2.15 – Génération pour le modèle symétrique de Weibel <sup>50</sup> . BR : bronches, BL : bronchioles, TBL : bronchioles terminales, RBL : bronchioles respiratoires, AD : conduits alvéolaires, AS, sacs alvéolaires.	2-26
Fig. 2.16 – Changement de section progressif à la bifurcation.	2-27
Fig. 2.17 - Modélisation d'une bifurcation symétrique par Liu et coll <sup>61</sup> . La partie A présente la section de l'arbre pulmonaire qui a été utilisée lors du maillage par éléments finis en B. En C, on peut voir les profils de vitesse obtenus lors d'une inspiration.	2-28
Fig. 2.18 – Géométrie utilisée pour le modèle de Costantino	2-30
Fig. 2.19 – Exemple de respirations en mode PC	2-34
Fig. 2.20 - Exemple de respirations en mode VC	2-36
Fig. 2.21 – Algorithme de décision pour les modes VAPS et PA <sup>66</sup>	2-39
Fig. 2.22 – Exemple de respirations possibles au cours du mode ventilatoire VAPS ou PA	2-40
Fig. 2.23 – Algorithme de décision pour la ventilation en mode VA.	2-42
Fig. 2.24 – Évolution des respirations au cours du mode ventilatoire VA. Le temps inspiratoire varie d'une respiration à l'autre.	2-42
Fig. 2.25 – Algorithme de décision pour le mode ventilatoire volume contrôlé à régulation de pression.	2-44
Fig. 2.26 - Évolution des respirations au cours du mode ventilatoire VCRP. Le temps pour la phase inspiratoire et expiratoire est fixé.	2-45
Fig. 2.28 – Schéma bloc du contrôle en débit lors de l'inspiration pour le mode VCV. (Source : Manuel de service du Servo 300)	2-50

Fig. 2.29 - Schéma bloc du contrôle en pression lors de l'inspiration pour le mode PC. (Source : Manuel de service du Servo 300)	2-51
Fig. 2.30 - Schéma bloc du contrôle en débit lors de l'expiration pour tous les modes. (Source : Manuel de service du Servo 300)	2-52
Fig. 3.1 - Volume de contrôle pour le modèle	3-3
Fig. 3.2 - Courbes PV sur l'agneau à poumon sain avec du PFOB.	3-9
Fig. 3.3 - Courbes PV sur l'agneau à poumon sain avec du PFDEC.	3-9
Fig. 3.4 - Courbes PV inspiratoire, expiratoire et moyenne pour le PFOB, tracées grâce à l'équation de Venegas, en fonction des résultats expérimentaux.	3-11
Fig. 3.5 - Courbes PV moyenne sur l'agneau à poumon sain avec du PFOB.	3-11
Fig. 3.6 - Courbes PV expiratoires générées avec l'équation de Venegas pour différentes Peip.	3-13
Fig. 3.7 - Variation de la section des voies respiratoires (adimensionnées) en fonction de la pression transmurale $P_{tm}$ pour quelques générations $z$	3-15
Fig. 3.8 - Démarches pour la résolution du modèle	3-17
Fig. 3.9 - Courbes IVPD pour le PFOB. Pour obtenir ces courbes, la pression alvéolaire (et le volume pulmonaire) est fixe. Il suffit ensuite d'augmenter le débit expiratoire $\dot{V}_e$ jusqu'à l'atteinte de la pression limite (-500 cm H <sub>2</sub> O) ou de la vitesse de propagation d'une onde de pression $c_z$ . Lorsque $\dot{V}_e = 0$ , on retrouve la pression alvéolaire $P_{alv}$ . [—] Débit expiratoire pour un volume pulmonaire moyen. [-----] Intervalle de confiance avec une erreur sur le volume pulmonaire de $\pm 15$ ml/kg	3-19
Fig. 3.10 - Débit expiratoire maximal (DEM) versus la $P_{alv}$ , pour les différents PFC employés en VLT	3-20
Fig. 3.11 - Courbes IVPD et de débit critique $\dot{V}_{crit}_z$ dans la voie respiratoire (voir relation 3.8) pour les générations $z = 0$ à 2. Lignes grasses : Débit critique $\dot{V}_{crit}_z$ . Lignes fines : IVPD à la pression alvéolaire (au débit expiratoire nul, $\dot{V}_e = 0$ ml/s·m <sup>2</sup> ).	3-22
Fig. 3.12 - Courbes IVPD et de débit critique $\dot{V}_{crit}_z$ dans la voie respiratoire (voir relation 3.8) pour les générations $z = 3$ à 5. Lignes grasses : Débit critique $\dot{V}_{crit}_z$ . Lignes fines : IVPD à la pression alvéolaire au débit expiratoire nul ( $\dot{V}_e = 0$ ml/s·m <sup>2</sup> ).	3-23
Fig. 3.13 - Localisation des segments limitatifs et des points d'égalité pression en VLT, en fonction de la pression alvéolaire	3-24
Fig. 3.14 - Courbe de débit expiratoire maximale en fonction du volume pulmonaire (DEM <sub>V</sub> ) pour les différentes courbes PV générées à la figure 3.6, en VLT avec du PFOB.	3-25
Fig. 3.15 - Courbe du volume pulmonaire expiratoire en fonction du temps.	3-28
Fig. 3.16 - La limite en pression reportée sur les courbes IVPD permet de déduire le débit expiratoire à la Pref.	3-29
Fig. 3.17 - Courbe du volume pulmonaire expiratoire en fonction du temps pour une pression de référence de -2 cm H <sub>2</sub> O.	3-30

Fig. 3.18 – Résistance indexée des voies respiratoires en fonction du débit expiratoire et du volume pulmonaire (pourcentage de la capacité pulmonaire totale CPT). Les ronds verts indiquent la résistance des voies respiratoires lorsque le débit expiratoire est limitée à la pression de référence $P_{ref}$ à -2 cm H <sub>2</sub> O.	3-32
Fig. 3.19 – Signaux utilisés pour calculer la pression alvéolaire en fonction du temps. [agneau numéro 062806, cycle 404, VLT PFOB]	3-35
Fig. 3.20 – Dérivée du volume dans la pompe d'expiration en fonction du temps pour obtenir le débit volumique.	3-36
Fig. 3.21 – Exemple pour illustrer le calcul de l'erreur entre les points expérimentaux et la courbe IVPD.	3-37
Fig. 3.22 – IVPD à une pression alvéolaire de 25 cm H <sub>2</sub> O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la $P_{aw}$ , en VLT avec du PFOB.	3-38
Fig. 3.23 – IVPD à une pression alvéolaire de 15 cm H <sub>2</sub> O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la $P_{aw}$ , en VLT avec du PFOB.	3-38
Fig. 3.24 – IVPD à une pression alvéolaire de 4 cm H <sub>2</sub> O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la $P_{aw}$ , en VLT avec du PFOB.	3-39
Fig. 3.25 – IVPD à une pression alvéolaire de 25 cm H <sub>2</sub> O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la $P_{aw}$ , en VLT avec du PFDEC.	3-39
Fig. 3.26 – IVPD à une pression alvéolaire de 15 cm H <sub>2</sub> O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la $P_{aw}$ , en VLT avec du PFDEC.	3-40
Fig. 3.27 – IVPD à une pression alvéolaire de 4 cm H <sub>2</sub> O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la $P_{aw}$ , en VLT avec du PFDEC.	3-40
Fig. 3.28 – Courbes DEM théorique et expérimentale en fonction la pression alvéolaire $Palv$ pour le PFOB. L'écart type calculé à partir des points expérimentaux est tracé sur cette figure.	3-41
Fig. 3.29 – Courbes DEM théorique et expérimentale en fonction la pression alvéolaire $Palv$ pour le PFDEC. L'écart type calculé à partir des points expérimentaux est tracé sur cette figure.	3-42
Fig. 3.30 – Courbes DEM théorique et expérimentale en fonction la pression alvéolaire $Palv$ pour le PFOB avec les coefficients de Collins et Elad pour corriger les pertes de pression par friction visqueuse. L'écart type calculé à partir des points expérimentaux est tracé sur cette figure.	3-43
Fig. 4.1 – Schéma générale pour le système à modéliser	4-2
Fig. 4.2 – Modèle pulmonaire du 1 <sup>er</sup> ordre	4-3
Fig. 4.3 – Élastance statique calculée pour différents volumes courants et $Peip$ . Ces valeurs ont été calculées à l'aide de l'équation de Venegas et des courbes PV expérimentales du chapitre 3	4-4
Fig. 4.4 – Résistance des voies respiratoires en fonction du débit pour différent volume pulmonaire (en pourcentage de la CPT)	4-6
Fig. 4.5 – Modèle et résultats de l'équation 4.5, pour le PFOB.	4-7
Fig. 4.6 – Schéma bloc du modèle pulmonaire du 1 <sup>er</sup> ordre (sous Simulink) avec une résistance non-linéaire.	4-8
Fig. 4.7 – Signaux générés sans bruit de mesure, avec le profil volumique exponentiel.	4-9
Fig. 4.8 – Signaux générés avec bruit de mesure, avec le profil volumique exponentiel.	4-10

Fig. 4.9 - Signaux générés avec bruit de mesure, avec le profil volumique exponentiel et en utilisant la résistance pulmonaire non-linéaire présentée à la section 4.1.3.	4-11
Fig. 4.10 – Résultats de l'identification avec l'algorithme RLS- $\lambda$ sans bruit de mesure, avec un profil volumique exponentiel.	4-12
Fig. 4.11 – Résultats de l'identification avec l'algorithme RLS- $\lambda$ avec bruit de mesure, avec un profil volumique exponentiel.	4-13
Fig. 4.12 - Résultats de l'identification avec l'algorithme RLS- $\lambda$ avec bruit de mesure lors de l'occurrence d'un collapsus expiratoire.	4-13
Fig. 4.13 – Données expérimentales pour l'identification des paramètres recherchés. (cycle 150, agneau numéro 071906, VLT avec PFOB)	4-15
Fig. 4.14 – Résultat de l'identification des paramètres $R_1$ et $R_2$ , pour les signaux de la figure 4.13.	4-15
Fig. 4.15 - Données expérimentales pour l'identification des paramètres de résistance, lors d'un collapsus expiratoire. [cycle 311, agneau numéro 071906, VLT avec PFOB]	4-16
Fig. 4.16 – Résultat de l'identification des paramètres $R_1$ et $R_2$ , pour les signaux de la figure 4.15. Lors du collapsus, l'erreur diverge.	4-16
Fig. 4.17 – Description du parcours du PFC à travers les composantes du respirateur	4-19
Fig. 4.18 – Résultats du calcul des pertes de charge, pour différents diamètres de tube endotrachéal et en fonction du débit expiratoire volumique (PFOB).	4-21
Fig. 4.19 – Schéma électrique du moteur DC, avec le diagramme de corps libre des efforts sur le rotor	4-22
Fig. 4.20 – Pression résistive des voies respiratoires calculée en fonction des paramètres $R_1$ et $R_2$ identifiés dans la section précédente. La ligne en pointillés indique l'écart type possible et la droite fournit la valeur bornée de la résistance.	4-24
Fig. 4.21 – Pertes de charge dans le circuit fluide en fonction du débit et borne fixée à un débit expiratoire de 30 ml/s (PFOB).	4-25
Fig. 4.22– Modèle simulink pour valider la modélisation du circuit fluide ainsi que du moteur.	4-28
Fig. 4.23– Réponse simulée du modèle non-linéaire avec Simulink	4-28
Fig. 4.24– Réponse du modèle non-linéaire dans Simulink lorsque les termes $\rho gh$ et de friction au niveau du joint du piston sont retirés	4-29
Fig. 4.25 – Sortie des modèles ARX et non-linéaire sous Simulink. Les traces sont pratiquement identiques.	4-31
Fig. 4.26 – Réponse expérimentale de la pompe en utilisant un sinus glissant comme consigne à la pompe.	4-32
Fig. 4.27 – Signal expérimental dont la tendance (la dérive) a été retranchée.	4-33
Fig. 4.28 – Sortie du modèle ARX et des résultats expérimentaux. Les traces sont de nouveau pratiquement identiques.	4-34
Fig. 5.1 - Exemple de respirations en mode $VC_i/VC_e$ lors d'une ventilation liquidienne totale	5-3
Fig. 5.2 - Exemple de respirations en mode $VCVi/PCVe$ lors d'une ventilation liquidienne totale	5-5
Fig. 5.3 – Algorithme de décision pour le mode $VCVi/PCVe$	5-6
Fig. 5.4 - Exemple de respirations en mode $VC_i/VCRPe$ lors d'une ventilation liquidienne totale	5-8

Fig. 5.5 - Algorithme de décision pour le mode VCi/VCRPe	5-9
Fig. 5.6 - Schéma bloc du contrôle en débit lors de l'expiration et de l'inspiration sur le respirateur liquidien.	5-11
Fig. 5.7 - Profils en volume et en débit, utilisés pour l'inspiration durant une VLT	5-13
Fig. 5.8 - Profil exponentielle, utilisé pour l'expiration durant une VLT	5-13
Fig. 5.9 - Schéma bloc du contrôle en pression lors de l'expiration	5-14
Fig. 5.10 - Schéma de contrôle global, incluant le Superviseur et les deux contrôleurs en volume pour les pompes inspiratoire et expiratoire.	5-16
Fig. 5.11 - Structure détaillée de la régulation en pression.	5-20
Fig. 5.12 Oscillation de la mesure de pression suite à l'arrêt de la pompe à piston	5-22
Fig. 5.13 - Lieu de Bode de la fonction de transfert du système incluant les poumons	5-23
Fig. 5.14 - Réponse en fréquence du système en fonction de différentes dynamiques non-modélisées.	5-24
Fig. 5.15 - Lieu de Bode du système pour 3 valeurs de résistance (PFOB). $R_{lineaire}(moy) = 1.08 \times 10^6 \text{ cm H}_2\text{O s/m}^3$ , $R_{lineaire}(min) = 7.92 \times 10^4 \text{ cm H}_2\text{O s/m}^3$ , $R_{lineaire}(max) = 3.22 \times 10^6 \text{ cm H}_2\text{O s/m}^3$ .	5-26
Fig. 5.16 - Lieu de Bode du système pour 3 valeurs d'élastance (PFOB). $E(moy) = 1.67 \times 10^5 \text{ cm H}_2\text{O/m}^3$ , $E(min) = 0.83 \times 10^5 \text{ cm H}_2\text{O/m}^3$ , $E(max) = 3.33 \times 10^5 \text{ cm H}_2\text{O/m}^3$ ,	5-27
Fig. 5.17 - Zone de commande pour le contrôleur à mettre en place	5-28
Fig. 5.18 - Lieu de Bode de $P(s)$ et de $L(s)$	5-32
Fig. 5.19 - Lieu de Bode du système en boucle ouverte, suite à un changement de résistance des voies respiratoires.	5-33
Fig. 5.20 - Lieu de Bode du système en boucle ouverte, suite à un changement de l'élastance pulmonaire.	5-34
Fig. 5.21 - Lieu de Bode du système en boucle ouverte, suite à une augmentation de l'élastance et d'une diminution de la résistance pulmonaire.	5-35
Fig. 5.22 - Ajout de perturbations qui prend en considération le dynamique des tubes flexibles, pour un gain $K_{pul} = 800$ .	5-36
Fig. 5.23 - Sensibilité $S(s)$ et sensibilité complémentaire $T(s)$ du système en boucle fermée	5-37
Fig. 5.24 - Réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne pour différentes valeurs de résistance des voies respiratoires.	5-39
Fig. 5.25 - Réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne pour différentes valeurs d'élastance.	5-39
Fig. 5.26 - Réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne pour le cas présenté à la figure 5.21	5-40
Fig. 5.27 - Réponse du système en boucle fermé, en ajoutant un bruit sur la mesure de la pression trachéale.	5-41
Fig. 5.28 - Variation du volume expiré en fonction du temps pour différentes pressions de référence.	5-42
Fig. 5.29 - Réponse du système en boucle fermée en utilisant le modèle pulmonaire non-linéaire de type collapsus. La pression de référence est à 5 cm H <sub>2</sub> O.	5-43
Fig. 5.30 - Réponse du système en boucle fermée en utilisant le modèle pulmonaire non-linéaire de type collapsus. La pression de référence $P_{ref} = 0 \text{ cm H}_2\text{O}$ .	5-44

<i>Fig. 5.31 - Réponse du système en boucle fermée en utilisant le modèle pulmonaire non-linéaire de type collapsus. La pression de référence <math>P_{ref} = -10 \text{ cm H}_2\text{O}</math>.</i>	5-45
<i>Fig. 5.32 - Réponse du système en boucle fermée en utilisant le modèle pulmonaire non-linéaire de type collapsus. La pression de référence <math>P_{ref} = -2 \text{ cm H}_2\text{O}</math>.</i>	5-46
<i>Fig. 5.33 - Réponse du système en boucle fermée en utilisant le modèle pulmonaire non-linéaire de type collapsus. La pression de référence <math>P_{ref} = -2 \text{ cm H}_2\text{O}</math> et le gain statique du contrôleur a été multiplié par 0.3.</i>	5-47
<i>Fig. 5.34 - Montage in vitro pour tester le contrôleur proposé</i>	5-48
<i>Fig. 5.35 - Résultat in vitro sur le montage expérimental pour une résistance R importante.</i>	5-49
<i>Fig. 5.36 - Résultat in-vitro sur le montage expérimental pour une résistance <math>R_L</math> faible.</i>	5-50
<i>Fig. A-1 - Courbe DEMV ainsi que quelques indications pour trouver le profil optimal et le temps d'expiration minimum.</i>	A-4
<i>Fig. B.1 - Description du parcours du PFC à travers les composantes du respirateur lors d'une expiration</i>	B-3
<i>Fig. B.2 - Résultats du calcul des pertes de charge, pour différents diamètres de tube endotrachéal et en fonction du débit volumique expiratoire (PFOB).</i>	B-7
<i>Fig. C.1- Description du parcours du PFC au travers du montage expérimental servant à reproduire les poumons.</i>	C-4
<i>Fig. C.2 - Résultats du calcul des pertes de charge avec les équations théoriques pour le montage in vitro (figure C.1) avec de l'eau.</i>	C-6

## Liste des tableaux

Tableau 1.1 – Propriétés physiques de certains fluides utilisés en ventilation gazeuse et liquidienne	1-3
Tableau 2.1 – Récapitulatif des modes ventilatoires ainsi que des paramètres de contrôle. Les variables de départ sont les paramètres fixés par le clinicien et nécessaire au lancement de la phase inspiratoire.	2-47
Tableau 3.1 – Paramètres de l'équation de Venegas pour les courbes PV moyennes pour le PFOB et le PFDEC	3-10
Tableau 3.2 - Paramètres pour générer les courbes PV expiratoires pour le PFOB et le PFDEC	3-12
Tableau 3.3- Dimensions relatives aux voies respiratoires chez l'agneau	3-14
Tableau 3.4 – Propriétés physiques des perfluorocarbones utilisés en VLT à 25°C	3-18
Tableau 3.5 – Ventilation minute $V_{min}$ (ml/kg·min) en fonction de la Peip et du volume courant $V_t$ (ml/kg), pour différents PFC utilisés en VLT. Les -- indiquent que le temps d'expiration est supérieur à 60 secondes.	3-31
Tableau 4.1 – Paramètres pour l'équation 4.5.	4-6
Tableau 4.2 – Paramètres utilisés pour la validation théorique du RLS. Les valeurs sont indexées par rapport à la surface corporelle pour les résistances et par rapport au poids pour l'élastance.	4-8
Tableau 4.3 – Valeurs moyennes pour les termes de résistance $R_1$ et $R_2$ ainsi que le nombre de cycle pour chaque agneau. L'écart type des valeurs est indiqué entre crochet [ ].	4-17
Tableau 4.4 - Coefficients $R_{c1}$ et $R_{c2}$ pour le PFOB, le PFDEC et l'eau (tube endotrachéal de 5.5 mm)	4-20
Tableau 4.5 - Coefficient $R_{linéaire}$ de la résistance linéaire identifiée expérimentale, pour le PFOB et le PFDEC, pour un agneau typique de 4 kg.	4-24
Tableau 4.6 - Coefficients $R_{C\_Max}$ pour le PFOB, le PFDEC et l'eau (tube endotrachéal de 5.5 mm)	4-25
Tableau 4.7 – Valeurs des paramètres utilisés	4-27
Tableau 5.1 – Résultats du test de validation du superviseur. Les valeurs mesurées sont exprimées en ml, accompagnées de leur écart type. La variable $\Delta CRF$ est la différence entre le volume inspiré et expiré, additionnée sur une période de deux heures.	5-19
Tableau 5.2 – Valeur des différents paramètres	5-21
Tableau 5.3 – Valeur des résistances minimale, moyenne et maximale pour le PFOB et le PFDEC, identifiées dans le chapitre 4 pour des agneaux de 2 à 9 kg. Les champs ombragés indiquent les valeurs de résistance minimale et maximale.	5-25
Tableau B.1 – Paramètres physiques du circuit fluide sur le respirateur liquidien	B-6
Tableau B.2 - Coefficients pour le PFOB, le PFDEC et l'eau pour les équations des pertes de charge dans le circuit du respirateur (tube endotrachéal de 5.5 mm)	B-7
Tableau C.1 – Paramètres physiques du circuit fluide pour le montage in vitro.	C-5



## Lexique

- $A_z$  - ( $m^2$ ), section de la voie respiratoire à la génération  $z$
- $A$  - (ml/s), amplitude de la rampe inspiratoire
- $A_e$  - (ml/s), amplitude de l'exponentielle pour le profil volumique expiratoire
- $\dot{A}_z$  - ( $m^2/s$ ), variation de la section à la génération  $z$
- $a$  - (cm H<sub>2</sub>O·s/ml) facteur au niveau de l'équation de Rohrer (1.5)
- $a_e$  - (ml/kg), asymptote inférieure au niveau de la courbe PV expiratoire générée
- $a_m$  - (ml/kg), asymptote inférieure au niveau de la courbe PV moyenne
- $b$  - (cm H<sub>2</sub>O·s<sup>2</sup>/ml<sup>2</sup>), facteur au niveau de l'équation de Rohrer (0.0035)
- $b_e$  - (ml/kg), asymptote supérieure au niveau de la courbe PV expiratoire générée
- $B_e$  - (ml/s), constante au niveau de l'équation du volume expiratoire en fonction du temps
- $b_m$  - (ml/kg), asymptote supérieure au niveau de la courbe PV moyenne
- $C$  - (ml/cm H<sub>2</sub>O), Compliance
- $C_1$  - (ml), constante au niveau de la rampe inspiratoire
- $C_2$  - (ml), constante au niveau de la rampe inspiratoire
- $C_3$  - (ml), constante au niveau du profil exponentiel expiratoire
- $C_4$  - (ml), constante au niveau du profil exponentiel expiratoire
- $C_{dyn}$  - (ml/cm H<sub>2</sub>O), compliance pulmonaire dynamique
- $C_{stat}$  - (ml/cm H<sub>2</sub>O), compliance pulmonaire statique
- $c_e$  - (cm H<sub>2</sub>O), point d'inflexion de la courbe PV expiratoire générée
- $C_e$  - (ml), constante au niveau de l'équation du volume expiratoire
- $c_m$  - (cm H<sub>2</sub>O), point d'inflexion de la courbe PV moyenne
- $c_z$  - (m/s), vitesse de propagation d'une onde de pression dans un tube flexible à la génération  $z$
- $CPT_a$  - (ml), capacité pulmonaire totale chez un adulte
- $CPT_L$  - (ml), capacité pulmonaire totale chez un agneau
- $CPT$  - (ml), Volume pulmonaire total (de l'anglais, *Total Lung Volume*)
- $CRF$  - (ml/kg), capacité résiduelle fonctionnelle (de l'anglais *Functionnal Residual Capacity*)

CI	- (ml), capacité inspiratoire (de l'anglais, <i>Inspiratory Capacity</i> )
CV	- (ml), capacité vitale (de l'anglais, <i>Vital Capacity</i> )
$d_e$	- (cm H <sub>2</sub> O), intervalle de pression à l'intérieur duquel la majorité du volume pulmonaire varie au niveau de la courbe PV expiratoire générée
$d_m$	- (cm H <sub>2</sub> O), intervalle de pression à l'intérieur duquel la majorité du volume pulmonaire varie au niveau de la courbe PV moyenne
DEM	- Débit Expiratoire Maximal (de l'anglais <i>Maximum Expiratory Flow</i> )
DEM <sub>V</sub>	- Courbe de Débit Expiratoire Maximal en fonction du Volume (de l'anglais <i>Maximum Expiratory Flow versus lung Volume</i> ou <i>MEFV</i> )
$e_i$	- (ml), erreur sur le volume inspiré
$e_e$	- (ml), erreur sur le volume expiré
$f_i[k]$	- Forme du profil inspiratoire à l'itération $k$
$f_e[k]$	- Forme du profil expiratoire à l'itération $k$
$F_c$	- (N), force exercée sur la crémaillère
$F_j$	- (N), force de friction des joints
$F_L$	- (adim), facteur de correction pour les longueurs des voies respiratoires en fonction des capacités pulmonaires totales chez l'adulte et l'agneau
$Fr$	- (resp./min), fréquence ventilatoire
$g$	- (m/s <sup>2</sup> ), gravité
$h_z$	- (m), hauteur
$I_a$	- (A), courant dans le bobinage moteur
IVPD	- courbe Iso-Volume Pression Débit (de l'anglais <i>Iso-volume pressure flow curves</i> )
$J$	- (kg·m <sup>2</sup> ), inertie de rotation du moteur
$k$	- Indice pour les cycles
$K$	- Gain statique de la fonction de transfert moteur et poumons
$K_{pul}$	- Amplitude la résonance de tube
$K_m$	- (V/V), gain du servo-amplificateur
$K_t$	- (Nm/A), constante de couple moteur
$L_a$	- (mH), inductance du bobinage moteur
$m_e$	- (1/s), coefficient de l'exponentielle pour le calcul du volume expiratoire
$M_p$	- (kg), masse des pièces en mouvement au niveau de la pompe

- $M_{pfc}$  - (kg), masse du PFC en mouvement au niveau du circuit du respirateur  
 $N_z$  - nombre de bifurcations à la génération  $z$   
 $\Delta Pv_z(x)$  - (Pa), pertes de charge par friction visqueuse au niveau de la génération  $z$  à la position  $x$  dans la voie respiratoire  
 $P_{alv}$  - (Pa, cm H<sub>2</sub>O), pression alvéolaire  
 $P_{ao}$  - (Pa, cm H<sub>2</sub>O), pression au niveau de la trachée (de l'anglais *Pressure at the Airway Opening*)  
 $P_{aw}$  - (Pa, cm H<sub>2</sub>O), pression résistive dans les voies respiratoires  
 $P_{va_z}$  - (Pa, cm H<sub>2</sub>O), pression dans les voies respiratoires à la génération  $z$   
 $P_{min}$  - (cm H<sub>2</sub>O), limites en pression basse  
 $P_{max}$  - (cm H<sub>2</sub>O), limites en pression haute  
 $P_{bs}$  - (Pa, cm H<sub>2</sub>O), pression au niveau de la surface corporelle, équivalent à la pression atmosphérique (de l'anglais *Body Surface Pressure*)  
 $P_{el}$  - (Pa, cmH<sub>2</sub>O), pression de rappel élastique au niveau des poumons (de l'anglais *Elastic Recoil Pressure*)  
 $Peep$  - (Pa, cm H<sub>2</sub>O), pression positive de fin d'expiration (de l'anglais *Positive End-Expiratory Pressure*)  
 $Peip$  - (cm H<sub>2</sub>O), pression positive de fin d'inspiration (de l'anglais *Positive End-Inspiratory Pressure*)  
 $P_f$  - (Pa, cm H<sub>2</sub>O), pertes de charge dans le circuit du ventilateur  
 $P_{tm_z}(x)$  - (Pa, cm H<sub>2</sub>O), pression transmurale au niveau de la génération  $z$  à la position  $x$  dans la voie respiratoire  
 $P_{pl}$  - (Pa, cm H<sub>2</sub>O), pression pleurale  
 $P_{ref}$  - (Pa, cm H<sub>2</sub>O), pression de référence pour le contrôle en pression  
 $Re_z$  - (adim), nombre de Reynolds  
 $R$  - (cm H<sub>2</sub>O·s/ml), résistance des voies respiratoires  
 $R_1$  - (cm H<sub>2</sub>O·s/ml), premier coefficient de l'équation de la résistance non-linéaire  
 $R_2$  - (cm H<sub>2</sub>O·s<sup>2</sup>/ml<sup>2</sup>), second coefficient de l'équation de la résistance non-linéaire  
 $R_3$  - (cm H<sub>2</sub>O·s<sup>2</sup>/ml<sup>2</sup>), troisième coefficient de l'équation de la résistance non-linéaire  
 $R_a$  - ( $\Omega$ ), résistance du bobinage moteur  
 $R_{cl}$  - (cm H<sub>2</sub>O s<sup>2</sup>/m<sup>6</sup>), premier terme de résistance non-linéaire du circuit du ventilateur

$R_{c2}$	- (cm H <sub>2</sub> O s <sup>1.75</sup> /m <sup>5.25</sup> ), second terme de résistance non-linéaire du circuit du ventilateur
$R_{NL}$	- Expression pour la résistance non-linéaire des voies respiratoires
$R_{C\_Max}$	- (cm H <sub>2</sub> O s/ml), résistance bornée pour le circuit du ventilateur
$R_{lineaire}$	- (cm H <sub>2</sub> O s/ml), résistance bornée pour les voies respiratoires
$SC$	- (m <sup>2</sup> ), surface corporelle (de l'anglais <i>Body Surface Area</i> ou <i>BSA</i> )
$T_e$	- (seconde), temps d'expiration
$T_i$	- (seconde), temps d'inspiration
$\tau_e$	- (seconde), constante de temps expiratoire
$td$	- (seconde), temps de décélération pour la rampe inspiratoire
$t_m$	- (seconde), temps de montée pour la rampe inspiratoire
$t_{me}$	- (seconde), temps de montée pour le profil volumique exponentiel expiratoire
$t_s$	- (seconde), temps de stabilisation
$\tau_z$	- (seconde), constante de temps du système
$U_z$	- (m/s), vitesse de l'écoulement à la génération $z$
$U_e$	- (Volt), commande à la pompe expiratoire
$\rho$	- (kg/m <sup>3</sup> ), densité du fluide utilisé
$\mu$	- (Pa s), viscosité dynamique du liquide utilisé
$V_e$	- (ml), volume expiratoire
$V_e[k]$	- (ml), volume à expirer au cycle $k$
$\dot{V}_e$	- (m <sup>3</sup> /s), débit volumique dans les voies respiratoires
$\ddot{V}_e$	- (m <sup>3</sup> /s <sup>2</sup> ), accélération volumique du fluide dans les voies respiratoires
$V_i[k]$	- (ml), volume à inspirer au cycle $k$
$V_{min}$	- (ml/min/kg), ventilation minute
VRE	- (ml), volume de réserve expiratoire (de l'anglais, <i>Expiratory Reserve Volume</i> )
VRI	- (ml), volume de réserve inspiratoire (de l'anglais, <i>Inspiratory Reserve Volume</i> )
VR	- (ml) Volume résiduel (de l'anglais, <i>Residual Volume</i> )
$V_{ref}(t)$	- (ml), référence volumique inspiratoire en fonction du temps
$V_{ref_e}(t)$	- (ml), référence volumique expiratoire en fonction du temps
$V_{tissu}$	- (ml) volume de tissu pulmonaire
$\Delta V$	- (ml), variation du volume de la CRF
$V_t$	- (ml/kg), volume courant (de l'anglais <i>tidal volume</i> )

- $\omega_0$  - (rad/s), fréquence de coupure du système en boucle fermée
- $\omega_{pul}$  - (rad/s), fréquence naturelle de la résonance de tube
- $y_i$  - (ml), volume inspiré, mesuré
- $y_e$  - (ml), volume expiré, mesuré
- $Z_{e_z}$  - Équation de correction pour l'équation de Poisseuille au niveau de la génération  $z$
- $\zeta$  - Amortissement du système en boucle fermée
- $\zeta_{pul}$  - Amortissement naturel de la résonance de tube

Modes ventilatoires principaux :

- PA - Ventilation en pression augmentée (de l'anglais *Pressure Augmentation*)
- PC - Ventilation en pression contrôlée (de l'anglais *Pressure Controlled Ventilation*)
- VCRP - Ventilation en volume contrôlé à régulation de pression (de l'anglais *Pressure Regulated Volume Control*)
- VAPS - mode ventilatoire, volume assisté, pression supportée (de l'anglais *Volume Assisted Pressure Support*)
- PSV - Ventilation en pression supportée variable (de l'anglais *Variable Pressure Support*)
- VC - Ventilation en volume contrôlé (de l'anglais *Volume Controlled Ventilation*)
- VA - Ventilation en volume assisté (de l'anglais *Volume Support Ventilation*)
- i - Indice pour indiquer le mode pour phase inspiratoire
- e - Indice pour indiquer le mode pour phase expiratoire

# 1 Introduction

## 1.1 Le SDRA

Le syndrome de détresse respiratoire aiguë (SDRA) est une forme très sévère de défaillance pulmonaire aiguë, où la capacité d'échanges gazeux chute radicalement. Bien que connu depuis très longtemps, sous des dénominations différentes (*wet lung*, hypoxie réfractaire, poumon blanc, etc.), le SDRA fut décrit pour la première fois en temps que tel par Ashbaugh en 1967 à partir de données histologiques d'adultes décédés.

Malgré les récents progrès réalisés pour optimiser la ventilation mécanique conventionnelle, la mortalité liée au SDRA reste élevée: 31% de mortalité, pour une incidence annuelle de 10-14 cas de SDRA pour 100 000 habitants, soit 250 000 cas/an aux États-Unis (ÉU) <sup>1</sup>. Selon un article parut en 2005 dans le *New England Journal of Medicine*, ces chiffres se précisent : il y aurait 190,600 cas d'agression pulmonaire aiguë (SDRA) par an aux États-Unis. Ces agressions pulmonaires entraînent 74,500 décès et demandent plus de 3,6 millions de jours d'hospitalisation<sup>2</sup>.

En ce qui a trait au syndrome de détresse respiratoire du nouveau né (SDR), l'incidence est de 5,6 cas/1000 naissances vivantes (25,000 cas/an aux États-Unis), dont la mortalité moyenne est de 20% <sup>3</sup>. Au cours des deux dernières décennies, les néonatalogistes ont rivalisé d'ingéniosité pour optimiser le traitement des détresses respiratoires chez le nouveau-né et le prématuré. De nouvelles techniques de ventilation gazeuse, dont la ventilation à haute fréquence, ont été implantées avec un certain succès. En final, l'oxygénation extracorporelle par poumon artificiel

reste le dernier recours et est réservée à quelques centres ultra-spécialisés (un seul au Québec). Malgré ces avancées, le pronostic des nouveau-nés atteints de détresse respiratoire sévère reste très sombre. Trois à cinq pourcent des nouveau-nés admis à l'unité des soins intensifs sont affectés d'une détresse respiratoire réfractaire à une ventilation mécanique gazeuse optimale. De plus, l'inflammation pulmonaire est aggravée par les ventilations artificielles conventionnelles. Il en résulte une oxygénation très insuffisante du sang artériel et des différents organes, en particulier le cerveau. En conséquence, la recherche d'une alternative à la ventilation mécanique gazeuse reste plus que jamais d'actualité.

La ventilation liquide qui utilise les perfluorocarbones (PFC) pour réaliser les échanges gazeux est une alternative des plus prometteuses<sup>4</sup>. Parmi les PFC disponibles, le perfluorodécalin (PFDEC) de la compagnie *F2-Chemical* a été reconnu d'intérêt pour usage médical en 1989, et le perfluorooctylbromide (PFOB) de la compagnie *Alliance Pharmaceutical Corp.* a été approuvé par la FDA pour évaluation médicale en 1993.

## 1.2 La ventilation liquidienne

### 1.2.1 Historique

C'est en 1962 qu'il a été démontré qu'un mammifère submergé dans du salin suroxygéné (réalisable à des pressions élevées) pouvait respirer du liquide et revenir à la ventilation gazeuse avec succès<sup>5</sup>. Cependant, cette technique a été abandonnée en raison des difficultés pour dissoudre une grande quantité d'O<sub>2</sub> dans le salin et parce que ce dernier retire le surfactant qui recouvre les alvéoles. Ces problèmes ont été surmontés en 1966 par le Dr. Leland Clark qui a été le premier à utiliser des perfluorocarbones oxygénés à la pression atmosphérique pour supporter la respiration de souris, de chats et de chiens<sup>6</sup>. De plus, les perfluorocarbones sont non toxiques, chimiquement stables et biocompatibles. Ils sont identifiés comme liquide "idéal", car ils ont une bonne diffusion dans les voies aériennes, une faible tension de surface et une solubilité importante pour les gaz respiratoires, permettant ainsi d'assurer une oxygénation et une épuration efficace du CO<sub>2</sub><sup>5</sup>. À titre comparatif, les PFC peuvent contenir 50 ml d'O<sub>2</sub>/dl de PFC comparativement à 3 ml d'O<sub>2</sub>/dl de salin (voir tableau 1.1). Un premier PFC, le perflubron (PFOB), a été approuvé pour usage médical : d'autres, comme le Perfluorodécalin (PFDEC), ont une mention pour usage médical.

**Tableau 1.1 – Propriétés physiques de certains fluides utilisés en ventilation gazeuse et liquidienne**

	<b>Air</b>	<b>Salin</b>	<b>PFOB</b>	<b>PFDEC</b>
Densité (kg/m <sup>3</sup> )	1.13	1000	1920	1900
Viscosité dynamique (mPa·s)	0.02	0.71	2.11	5.11
Solubilité O <sub>2</sub> (ml de gaz/dl de liquide)		3	53	49
Solubilité CO <sub>2</sub> (ml de gaz/dl de liquide)		57	210	140

### 1.2.2 Avantages

L'avantage considérable de la ventilation liquidienne par rapport à la ventilation gazeuse dans le traitement des défaillances respiratoires est la possibilité, en annulant l'interface air-liquide et en ayant une basse tension de surface, de permettre l'expansion et le recrutement des alvéoles pathologiques non-compliantes avec des pressions beaucoup plus basses. La ventilation alvéolaire est donc plus homogène, les atelectasies sont éliminées et les inégalités ventilation/perfusion diminuées, ce qui minimisent les risques de volo/barotraumatisme <sup>7</sup>. Ces bénéfices ont été retrouvés dans toutes les études réalisées sur des modèles animaux de détresse respiratoire <sup>8-13</sup>. Le seul inconvénient quand à l'utilisation des PFC est leur densité importante et leur grande viscosité comparativement à l'air. Cet aspect sera abordé à la section 1.3 de ce chapitre.

### 1.2.3 Administration de la ventilation liquidienne

La ventilation liquidienne peut être réalisée de plusieurs façons, soit en utilisant le PFC sous forme d'aérosol (VLA), en partielle (VLP) ou en totale (VLT).

1. La mise en aérosol du PFC est assez simple. Le PFC est vaporisé (sous forme de gouttelettes, vapeurs ou de gaz saturé en PFC) dans les voies respiratoires à raison d'un certain volume par heure et un respirateur mécanique gazeux assure la respiration <sup>14, 15</sup>. Cette méthode est utilisée notamment en imagerie médicale, où le PFC est utilisé comme agent de contraste.
2. La VLP, quant à elle, consiste à remplir partiellement les poumons avec du PFC liquide et un respirateur mécanique gazeux supporte la respiration du patient. Cette technique est plus répandue et ne requiert pas de respirateur spécialisé. Elle a fait l'objet d'études depuis plusieurs années <sup>9, 16-18</sup> et semblait démontrer qu'elle peut être bénéfique et utilisée



d'une manière sécuritaire sur l'humain <sup>19</sup>. Par contre, en mai 2001, *Alliance Pharmaceutical Corporation* annonçait les résultats préliminaires décevants de la VLP en étude clinique de phase 2-3. L'étude sur 311 adultes répartis dans 56 centres aux États-Unis, en Europe et au Canada ne démontrait aucun avantage significatif à utiliser la VLP <sup>20</sup>. Depuis, on assiste à une réorientation des activités de recherches vers la ventilation liquidienne totale (VLT).

3. La VLT consiste à remplir totalement les poumons avec du PFC liquide. Une fois ceux-ci remplis, un respirateur mécanique insère et retire un volume de PFC (appelé le volume courant ou  $V_t$ ) des poumons, selon les paramètres ventilatoires fournis par les intervenants. Cette technique démontre une supériorité face à la VLP, car elle assure une distribution plus homogène du PFC dans les poumons <sup>11, 21</sup>. Mais cette activité de recherche est plus difficile à mettre en place que la VLP et la VLA, car elle nécessite un respirateur liquidien total dédié qui pour l'instant n'est pas disponible commercialement.

### 1.2.4 Thérapies possibles en utilisant la VLT

La VLT permet de retirer des voies aériennes les débris et molécules inflammatoires <sup>22, 23</sup>. Le PFC ainsi inséré et retiré, fournit un support physique pour administrer des médicaments à visée locale comme des vaso-dilatateurs <sup>24-27</sup>. De plus, elle permettrait de traiter certains cancers du poumon intractables jusqu'à maintenant <sup>28, 29</sup> et plusieurs brevets en font état <sup>5, 26, 30, 30-34</sup>.

### 1.2.5 Historique de l'équipe Inolivent

À l'Université de Sherbrooke, des résultats préliminaires avaient été obtenus avec un circuit d'oxygénation extracorporelle modifié pour la VLT chez des agneaux, après induction d'une détresse respiratoire <sup>10</sup>. Ces premiers essais de VLT ont démontré notre capacité à contrôler les échanges gazeux de façon satisfaisante durant 6 heures, avec une bonne tolérance hémodynamique. L'intérêt suscité par ces résultats a provoqué la création de l'équipe de recherche multidisciplinaire Inolivent.

Après plusieurs années de recherches et développement, la fabrication de trois prototypes, et l'analyse d'expérimentations animales, l'équipe a développé un nouveau concept de respirateur liquide qui répond aux besoins des cliniciens pratiquants en soins intensifs néonataux (pour des

enfants de 3 à 9 kg). Dans le chapitre 2 sur l'état des connaissances, une description détaillée du dernier prototype fonctionnel de l'équipe est fournie.

### 1.3 Problèmes inhérents à la VLT

Pour ventiler efficacement un patient en VLT, une ventilation minute ( $V_{min}$ ) minimale doit être atteinte pour maintenir les échanges gazeux pulmonaires<sup>35</sup>. Ce paramètre est défini par le produit du volume courant par la fréquence ventilatoire. L'objectif est donc d'optimiser la  $V_{min}$  en maximisant le volume courant ou la fréquence respiratoire. La conséquence directe est une augmentation des débits inspiratoire et expiratoire.

Contrairement à la ventilation mécanique gazeuse où l'expiration est passive, la VLT nécessite une phase expiratoire active, qui est exécutée par le respirateur. Indépendamment du système de pompage utilisé, la pompe impose un débit volumique dans les voies respiratoires. Ce débit provoque une dépression dans la trachée, qui est fonction des propriétés mécaniques du système pulmonaire. Dans le cas où cette dépression est trop importante, les voies respiratoires s'affaissent : on parle alors d'un collapsus expiratoire. Ce phénomène limite grandement le débit expiratoire et par conséquent la ventilation minute. L'inspiration, quant à elle, ne pose pas de problème, car elle s'exécute toujours à pression positive. Le collapsus n'est donc pas présent lors de l'inspiration.

En VLT, le collapsus expiratoire a été décrit par l'équipe de Baba<sup>36, 37</sup> et exploré de façon expérimentale par quelques équipes. Les conclusions de ces études mentionnent que le débit, le type de pompe<sup>38</sup>, les conditions initiales des poumons ainsi que les propriétés du liquide<sup>39</sup> ont une influence sur le débit expiratoire maximal<sup>40</sup>.

En ventilation gazeuse, plusieurs modèles ont été développés pour décrire la mécanique respiratoire. Plus particulièrement, le modèle de Lambert permet de comprendre la limitation du débit expiratoire lors d'une expiration forcée. Ce dernier représente bien une expiration forcée en VLT, sachant que l'effort expiratoire est fourni par le respirateur liquidien.

Pour éviter le collapsus expiratoire, la majorité des équipes a imposé des limites en pression haute (pour éviter les barotraumatismes) et basse<sup>36, 41, 42</sup>. Si la limite haute est atteinte, l'inspiration est interrompue. Il en va de même pour l'expiration : si la limite basse est atteinte, l'expiration est interrompue.

En pratique clinique, il n'est pas évident (pour le personnel soignant) de gérer continuellement ces situations. Pour amener la ventilation liquidienne en soins intensifs, il donc est primordial de modifier la stratégie de contrôle au niveau de l'expiration pour rendre ces limitations transparentes à l'utilisateur. Pour gérer en partie l'occurrence des collapsus expiratoires, l'équipe Inolivent a mis en place un superviseur qui ajuste le volume inspiré au volume expiré pour maintenir le volume pulmonaire constant. Ainsi, la ventilation est poursuivie, mais à un volume inspiré inférieur au volume courant. Dans tous les cas, la résolution du collapsus doit se faire manuellement selon les observations des cliniciens. Ils peuvent modifier la fréquence respiratoire  $Fr$ , le volume courant  $Vt$  et/ou le volume pulmonaire de fin d'expiration (CRF).

En général, la conséquence des collapsus est une diminution de l'efficacité de la VLT, car le collapsus limite la fréquence respiratoire  $Fr$  et/ou le volume courant  $Vt$  désiré(s), tout en maintenant un volume de fin d'expiration plus important. Ceci se traduit par une baisse de la ventilation minute  $V_{min}$ . De plus, les pressions négatives importantes ainsi que les apparitions fréquentes et prolongées des collapsus pourraient entraîner des dommages au niveau des voies respiratoires, bien que ce fait n'ait pas été démontré.

### 1.4 Objectifs du projet de doctorat

L'objectif poursuivi est de développer un algorithme de contrôle qui minimise le risque de développer un collapsus expiratoire tout en maximisant la ventilation minute. Pour atteindre cet objectif, plusieurs questions doivent être abordées.

1. Quelles sont les causes du collapsus expiratoire?

La compréhension du phénomène de limitation est une étape cruciale dans la résolution du problème. En identifiant les causes, il est alors possible de cibler les actions à prendre pour les éviter.

2. Est-ce que le collapsus expiratoire est mesurable?

Ce point est important, car si l'on désire éviter le collapsus on doit être capable de mesurer l'effet du collapsus (la pression) à un endroit accessible physiquement et de la façon la moins invasive possible (dans l'optique d'une utilisation clinique). S'il ne l'est pas, la tâche peut s'avérer impossible.

3. Quel est le débit maximal expiratoire permis dans les voies respiratoires?

Ce débit maximal (sans rencontrer de collapsus expiratoire) permet de calculer la ventilation minute maximale et ainsi savoir s'il sera possible de maintenir adéquatement les échanges gazeux pulmonaires dans le meilleur des cas.

#### 4. Quel est le contrôleur approprié?

Une fois le système à commander connu et modélisé, il est possible de proposer différents contrôleurs pour rencontrer l'objectif poursuivi.

### 1.5 Plan de la thèse

Le plan de la thèse reprend en détail chacune de ces questions. Le chapitre 2 sur l'état des connaissances dresse un portrait général des respirateurs liquidiens développés et publiés dans la littérature scientifique et légale (brevet). Par la suite, plusieurs paramètres respiratoires seront décrits et commentés ainsi que les modèles mathématiques pulmonaires disponibles en ventilation gazeuse et en VLT. Dans la dernière partie de l'état des connaissances, les algorithmes de contrôle disponibles commercialement sur les respirateurs mécaniques gazeux seront exposés et accompagnés de leur schéma de décision. Cette section mérite une attention particulière, car elle expose des concepts importants qui seront repris pour l'algorithme de contrôle en VLT.

Le chapitre 3 présente le modèle pulmonaire adapté à la VLT pour comprendre les causes du collapsus expiratoire et de limitation du débit expiratoire. Cette partie permet de répondre à la question sur la possibilité de mesurer le collapsus expiratoire et aborde la notion de ventilation minute en VLT.

Le chapitre 4 expose les différents systèmes à modéliser pour obtenir le modèle mathématique du système à commander. Pour fin d'analyse, ce modèle sera réduit à une expression plus simple et validé expérimentalement.

Finalement le dernier chapitre propose les nouveaux modes ventilatoires en VLT (inspirés des modes ventilatoires en ventilation gazeuse), accompagnés de leur algorithme de décision. Le régulateur nécessaire pour mettre en place ces modes sera décrit. Une validation théorique et in vitro clôturera le chapitre.

## 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. *N Engl J Med* 2000 May 4;342(18):1301-8.
2. Rubenfeld GD, Caldwell E, Peabody E, Weaver J, Martin DP, Neff M, et al. Incidence and outcomes of acute lung injury. *N Engl J Med* 2005 Oct 20;353(16):1685-93.
3. Walti H. Le poumon du prématuré. In: Dehan M, Micheli J-, editors. *Le poumon du nouveau-né*. Paris: Doin; 2000.
4. Cox CA, Wolfson MR, Shaffer TH. Liquid Ventilation: A Comprehensive Overview. *Neonatal Network* 1996 apr.;15(2):31-43.
5. Sekins Michael K., Shaffer Thomas H., Wolfson Marla R. Liquid Lavage/Ventilation of the Pulmonary System. Canada patent CA 2035492. 1991 August 20.
6. Clark LC,Jr, Gollan F. Survival of mammals breathing organic liquids equilibrated with oxygen at atmospheric pressure. *Science* 1966 Jun 24;152(730):1755-6.
7. Parker James C. Liquid Ventilator System and Use Thereof. Mobile, Ala. patent us5706830. 1998 jan 13.
8. Hirschl RB, Parent A, Tooley R, McCracken M, Johnson K, Shaffer TH, et al. Liquid ventilation improves pulmonary function, gas exchange, and lung injury in a model of respiratory failure. *Ann Surg* 1995 Jan;221(1):79-88.
9. Hirschl RB, Tooley R, Parent AC, Johnson K, Bartlett RH. Improvement of gas exchange, pulmonary function, and lung injury with partial liquid ventilation. A study model in a setting of severe respiratory failure. *Chest* 1995 Aug;108(2):500-8.
10. Pedneault C, Renolleau S, Gosselin R, Letourneau, Praud J-P. Total Liquid Ventilation Using a Modified Extra-Corporeal Gas Exchange Circuit: Preliminary Results in Lambs. *Pediatr Pulmonol* 1999;18:A241.

11. Wolfson MR, Greenspan JS, Deoras KS, Rubenstein SD, Shaffer TH. Comparison of gas and Liquid Ventilation: Clinical, Physiological and Histological Correlates. *JAP* 1992;72(3):1024-31.
12. Cox C, Stavis RL, Wolfson MR, Shaffer TH. Long-Term Tidal Liquid Ventilation in Premature Lambs: Physiologic Biochemical and Histological Correlates. *Biol Neonate* 2003;84(3):232-42.
13. Reickert CA, Rich PB, Crotti S, Mahler SA, Awad SS, Lynch WR, et al. Partial liquid ventilation and positive end-expiratory pressure reduce ventilator-induced lung injury in an ovine model of acute respiratory failure. *Crit Care Med* 2002 Jan;30(1):182-9.
14. Bleyl JU, Ragaller M, Tscho U, Regner M, Kanzow M, Hubler M, et al. Vaporized perfluorocarbon improves oxygenation and pulmonary function in an ovine model of acute respiratory distress syndrome. *Anesthesiology* 1999 Aug;91(2):461-9.
15. Kandler MA, von der Hardt K, Schoof E, Dotsch J, Rascher W. Persistent improvement of gas exchange and lung mechanics by aerosolized perfluorocarbon. *Am J Respir Crit Care Med* 2001 Jul 1;164(1):31-5.
16. Fuhrman BP, Paczan PR, DeFrancis M. Perfluorocarbon-associated gas exchange. *Crit Care Med* 1991 May;19(5):712-22.
17. Leach CL, Greenspan JS, Rubenstein SD, Shaffer TH, Wolfson MR, Jackson JC, et al. Partial Liquid Ventilation with Perflubron in Premature Infants with Severe Respiratory Distress Syndrome. *N Engl J Med* 1996 sep;335(11):761-7.
18. Wolfson MR, Greenspan JS, Shaffer TH. Liquid-Assisted Ventilation: An Alternative Respiratory Modality. *Pediatr Pulmonol* 1998;26:42-63.
19. Hirschl RB, Pranikoff T, Gauger P, Schreiner RJ, Dechert R, Bartlett RH. Liquid ventilation in adults, children, and full-term neonates. *Lancet* 1995 Nov 4;346(8984):1201-2.
20. Hirschl RB, Croce M, Gore D, Wiedemann H, Davis K, Zwischenberger J, et al. Prospective, Randomized, Controlled Pilot Study of Partial Liquid Ventilation in Adult Acute Respiratory Distress Syndrome. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;165(6):781-7.

21. Hirschl RB, Tooley R, Parent A, Johnson K, Bartlett RH. Evaluation of Gas Exchange, Pulmonary Compliance, and Lung Injury During total and Partial Liquid Ventilation in the Acute Respiratory Distress Syndrome. *CCM* 1996 jun,;24(6):1001-8.
22. Shaffer TH, Lowe CA, Bhutani VK, Douglas PR. Liquid ventilation: effects on pulmonary function in distressed meconium-stained lambs. *Pediatr Res* 1984 Jan;18(1):47-52.
23. Foust R,3rd, Tran NN, Cox C, Miller TF,Jr, Greenspan JS, Wolfson MR, et al. Liquid assisted ventilation: an alternative ventilatory strategy for acute meconium aspiration injury. *Pediatr Pulmonol* 1996 May;21(5):316-22.
24. Wolfson MR, Greenspan JS, Shaffer TH. Pulmonary Administration of Vasoactive Substances by Perfluorochemical Ventilation. *Pediatrics* 1996 apr,;97(4):449-55.
25. Faithfull Nicholas Simon and Weers Jeffry Greg. Treatment and Diagnosis of Respiratory Disorders Using Fluorocarbons Liquids. san Diego, Calif. patent us5853003. 1998 dec 29.
26. Sekins Michael K., Shaffer Thomas H., Wolfson Marla R. Pulmonary Delivery of Therapeutic Agent. San Diego, Calif. patent us5707352. 1998 jan 13.
27. Rosenberg Gwen H. Use of liquid fluorocarbons to facilitate pulmonary drug delivery. us patent US5531219. 1996 07-02.
28. Sekins KM, Leeper DB, Hoffman JK, Keilman GW, Ziskin MC, Wolfson MR, et al. Feasibility of Lung Cancer Hyperthermia Using Breathable Perfluorochemical (PFC) Liquids. Part II: Ultrasound Hyperthermia. *Int J Hyperthermia* 2004 may,;20(3):278-99.
29. Sekins KM, Leeper DB, Hoffman JK, Wolfson MR, Shaffer TH. Feasibility of Lung Cancer Hyperthermia Using Breathable Perfluorochemical (PFC) Liquids. Part I: Convective Hyperthermia. *Int J Hyperthermia* 2004 may;20(3):252-77.
30. Sekins Micheal K., Shaffer Thomas H., Wolfson Marla R. Lung Cancer Hyperthermia Via Ultrasound And/Or Convection With Perfluorochemical Liquids. US patent US5158536. 1992 October 27.

31. Sekins Michael K., Shaffer Thomas H., Wolfson Marla R. Fluorocarbon Compositions for Pulmonary Therapy. San Diego, Calif. patent us6166092. 2000 dec 26.
32. Sekins Michael K. Apparatus for Pulmonary Therapy. patent us5788665. 1998 aug 4.
33. Sekins Michael K., Shaffer Thomas H., Wolfson Marla R. Apparatus for pulmonary delivery of drugs with simultaneous liquid lavage and ventilation. us patent US5562608. 1996 10-08.
34. Sekins Michael K., Shaffer Thomas H., Wolfson Marla R. Lung Cancer Hyperthermia Via Ultrasound And/Or Convection with Perfluorocarbon Liquids. patent wo 91/03267. 1991 mar 21.
35. Koen PA, Wolfson MR, Shaffer TH. Fluorocarbon ventilation: maximal expiratory flows and CO<sub>2</sub> elimination. *Pediatr Res* 1988 Sep;24(3):291-6.
36. Baba Y, Taenaka Y, Akagi H, Nakatani T, Masuzawa T, Tatsumi E, et al. A volume-controlled liquid ventilator with pressure-limit mode: imperative expiratory control. *Artif Organs* 1996 Sep;20(9):1052-6.
37. Baba Y, Brant D, Brah SS, Grotberg J, Bartlett RH, Hirschl RB. Assessment of the development of choked flow during total liquid ventilation. *Crit Care Med* 2004 Jan;32(1):201-8.
38. Meinhardt JP, Ashton BA, Annich GM, Quintel M, Hirschl RB. The dependency of expiratory airway collapse on pump system and flow rate in liquid ventilated rabbits. *Eur J Med Res* 2003 May 30;8(5):212-20.
39. Bull JL, Reickert CA, Tredici S, Komori E, Frank EL, Brant DO, et al. Flow limitation in liquid-filled lungs: effects of liquid properties. *J Biomech Eng* 2005 Aug;127(4):630-6.
40. Foley DS, Brah R, Bull JL, Brant DO, Grotberg JB, Hirschl RB. Total liquid ventilation: dynamic airway pressure and the development of expiratory flow limitation. *ASAIO J* 2004 Sep-Oct;50(5):485-90.
41. Heckman JL, Hoffman J, Shaffer TH, Wolfson MR. Software for real-time control of a tidal liquid ventilator. *Biomed Instrum Technol* 1999 May-Jun;33(3):268-76.



42. Larrabe JL, Alvarez FJ, Cuesta EG, Valls-i-Soler A, Alfonso LF, Arnaiz A, et al. Development of a time-cycled volume-controlled pressure-limited respirator and lung mechanics system for total liquid ventilation. *IEEE Trans Biomed Eng* 2001 Oct;48(10):1134-44.

## 2 États des connaissances

### 2.1 Les respirateurs liquidiens

#### 2.1.1 État de l'art

Plusieurs types de respirateurs liquidiens ont été brevetés<sup>1-5</sup> et rendus public dans la littérature<sup>6-</sup>

<sup>11</sup>. Tous les respirateurs renferment sensiblement les mêmes composantes, soit :

1. Un ou plusieurs systèmes de pompage pour insérer et retirer un volume de liquide des poumons;
2. un système d'oxygénation pour oxygéner le PFC et éliminer le CO<sub>2</sub> dissout dans ce dernier;
3. un système de condensation pour récupérer les vapeurs de PFC;
4. un système de chauffage pour maintenir le PFC à la température corporelle;
5. un système de contrôle.

1) La plupart des laboratoires de recherches ont initialement construit des respirateurs liquidiens à partir d'équipements existants d'oxygénation et de circulation extracorporelle coûteux. Dans la plupart des cas, ils ont utilisé un système de pompage complexe composé de plusieurs pompes péristaltiques, de réservoirs de liquide ainsi que de plusieurs valves avec des systèmes de contournement. Dans le but de réduire la complexité mécanique des respirateurs, l'équipe de Shaffer a breveté un respirateur liquidien total qui utilise une pompe péristaltique pour forcer le PFC au travers d'une boucle de ventilation et de régénération<sup>2, 12</sup>. Cependant, ce

type de pompe génère un écoulement pulsé, ce qui induit des oscillations sur les mesures de pression. Les respirateurs récemment développés<sup>3, 7, 11, 13</sup> utilisent une pompe à piston pour mouvoir le PFC. Dans la majorité des prototypes, une pompe est dédiée à l'inspiration et une seconde à l'expiration et les pistons sont déplacés simultanément par une plateforme unique.

2) L'échangeur gazeux est un élément crucial dans l'efficacité de la VLT, car il doit extraire complètement le CO<sub>2</sub> contenu dans le PFC pour le remplacer par de l'O<sub>2</sub> avant que le liquide ne soit réintroduit dans les poumons du patient. Pour être en mesure d'effectuer efficacement l'échange gazeux, plusieurs respirateurs sont équipés d'un oxygénateur sanguin extracorporel<sup>7, 13, 14</sup>. Cet équipement renferme une membrane de silicone à double parois, entre lesquelles un écoulement d'O<sub>2</sub> pur circule (l'écoulement de PFC s'effectuant à l'extérieur de celle-ci). L'inconvénient majeur est que le PFC extrait les huiles contenues dans la silicone et les effets sur le patient ne sont pas encore connus<sup>11</sup>. De plus, le liquide traverse la membrane et se retrouve dans l'écoulement d'oxygène, augmentant alors les pertes de PFC. Dans d'autres applications, la combinaison d'un atomiseur avec un bulleur a été développée pour remplacer l'oxygénateur à membrane<sup>11</sup>. La colonne de cet oxygénateur est constituée principalement d'un tube où le PFC est vaporisé par une buse dans sa partie supérieure et l'O<sub>2</sub> est injecté à la base par une pierre poreuse. L'échange gazeux est réalisé par contact direct entre le liquide et les bulles de gaz. La performance de cet oxygénateur est fortement dépendante du débit d'oxygène. Lorsqu'il est insuffisant, la pierre poreuse ne génère pas uniformément les bulles. Dans le cas où le débit de gaz est trop important, les bulles générées se joignent pour former un amas de bulles, ce qui diminue grandement la surface d'échange. De plus, la quantité de liquide pour remplir la colonne est élevée. Comme alternative aux systèmes d'oxygénation à membrane et au bulleur avec atomiseur, Nugent<sup>15</sup> a breveté un nouveau type d'échangeur gazeux pour les liquides respirables, découlant du brevet de Reichner<sup>16</sup>. L'invention est constituée d'une unité de dispersion fluide qui projette le liquide sous forme d'un mince film, mis en contact avec un écoulement d'oxygène.

3) Quelque soit le système d'oxygénation, l'écoulement d'oxygène introduit dans l'oxygénateur est évacué, entraînant avec lui le CO<sub>2</sub> mais aussi des vapeurs de PFC occasionnant des pertes significatives de liquide. Pour éviter cette situation, un condenseur est généralement mis en place dans tous les prototypes pour récupérer les vapeurs de PFC s'échappant des

oxygénateurs, tout en permettant une circulation adéquate des gaz. Différents concepts ont été décrits dont un tube métallique dans un bain de glace <sup>17</sup> et un condenseur à ailettes <sup>11</sup>.

Ces pertes de PFC doivent être minimisées, d'abord par mesure d'économie, mais aussi pour éviter d'endommager le matériel médical qui n'est pas compatible avec les vapeurs de PFC <sup>18</sup>. Une analyse multifactorielle, portant sur l'efficacité des échangeurs gazeux et la conservation du liquide durant la VLT, a démontré que les pertes de PFC sont plus importantes sur un bulleur avec atomiseur que sur les oxygénateurs à membrane <sup>19</sup>. Ceci s'explique en majeure partie par le fait que le PFC atomisé est évacué sous forme de minuscules gouttelettes hors de l'oxygénateur par l'écoulement gazeux, en plus des pertes présentes par évaporation.

4) Le système de chauffage est un élément essentiel présent sur tous les prototypes de respirateur liquidien. Il permet de maintenir le PFC à la température corporelle, sans quoi le patient serait refroidi très rapidement. Sur les oxygénateurs à membrane, utilisés par certaines équipes pour oxygéner le PFC, l'échangeur de chaleur intégré est utilisé pour chauffer le PFC. Le système de chauffage de l'équipe de Shaffer est composé d'un élément électrique chauffant sur lequel est déposé un sac jetable dans lequel le PFC circule <sup>11</sup>.

5) En plus de contenir tous les systèmes mécaniques pour effectuer la ventilation liquidienne totale, il est souhaitable que le respirateur apporte des renseignements sur la mécanique du système respiratoire du patient. Certaines équipes, <sup>20, 21</sup> ont breveté un procédé de contrôle pour un respirateur liquidien, basé sur la comparaison des conditions actuelles avec un intervalle de valeurs souhaitées qui déterminent l'indication d'une alarme ou l'activation d'une servovalve sur le réseau de conduit. Néanmoins, la difficulté n'est pas de décider quand indiquer une alarme, mais d'ajuster la ventilation en conséquence pour éviter cette alarme.

Pour ajouter à la complexité de gérer la ventilation et les volumes insérés et retirés des poumons lors d'une VLT, il est démontré qu'une certaine quantité de PFC migre dans le sang et finit par être éliminée par transpiration au travers de la peau <sup>22-24</sup>. L'équipe de Degraeuwe <sup>17</sup> a développé un contrôleur qui compense le volume dans les poumons en fonction de la pression mesurée à la fin de chaque expiration. Cependant, cette technique demande de prolonger la phase inspiratoire pour caractériser les poumons. De plus, lorsqu'un changement des propriétés pulmonaires s'opère, l'algorithme peut présenter un risque.

Globalement, la problématique soulevée par les cliniciens est de concevoir un respirateur simple d'utilisation, efficace, sécuritaire et fiable pour amener la VLT dans les soins intensifs <sup>14</sup>. Mon

mémoire de maîtrise abordait cette problématique et avait pour but l'optimisation d'un équipement pour effectuer des ventilations liquides totales <sup>25, 26</sup>. La section qui suit résume les travaux effectués.

### 2.1.2 Le prototype fonctionnel de l'équipe Inolivent

Le respirateur liquidien total développé par l'équipe Inolivent en 2000 est présenté à la figure 2.1. Il a fait l'objet d'un dépôt de brevet en 2003 <sup>27-29</sup>. Il comprend 5 systèmes dont, 2 pompes à piston, 2 oxygénateurs, 1 système de chauffage et de condensation ainsi qu'un filtre.

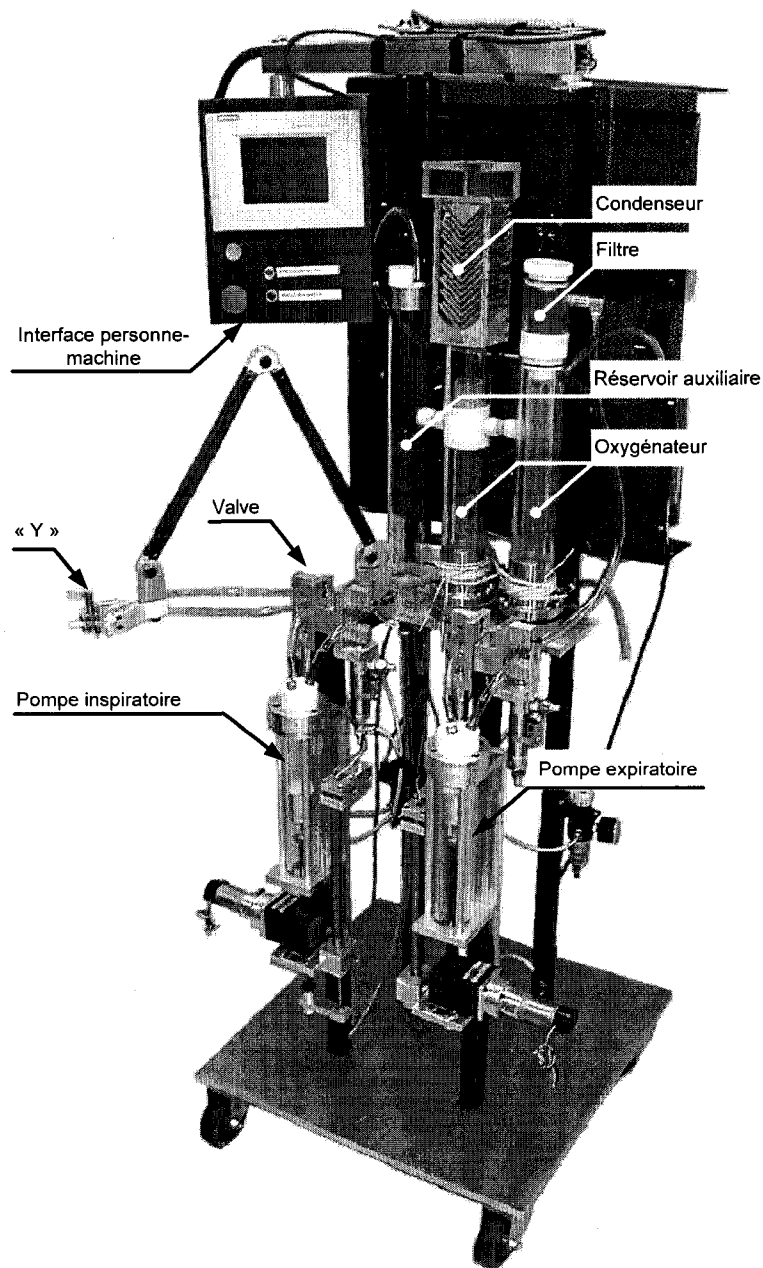


Fig. 2.1 – Photo du respirateur liquidien total avec les systèmes principaux identifiés

Les pompes à piston sont contrôlées indépendamment, permettant ainsi l'ajustement instantané du débit à l'inspiration et à l'expiration. Une pompe est dédiée au circuit inspiratoire et une seconde au circuit expiratoire. Comme il est illustré à la figure 2.2, chaque circuit comprend 2 valves indépendantes, dont l'ouverture est commandée par l'automate durant le cycle respiratoire. Les circuits communiquent entre eux uniquement au niveau du « Y ».

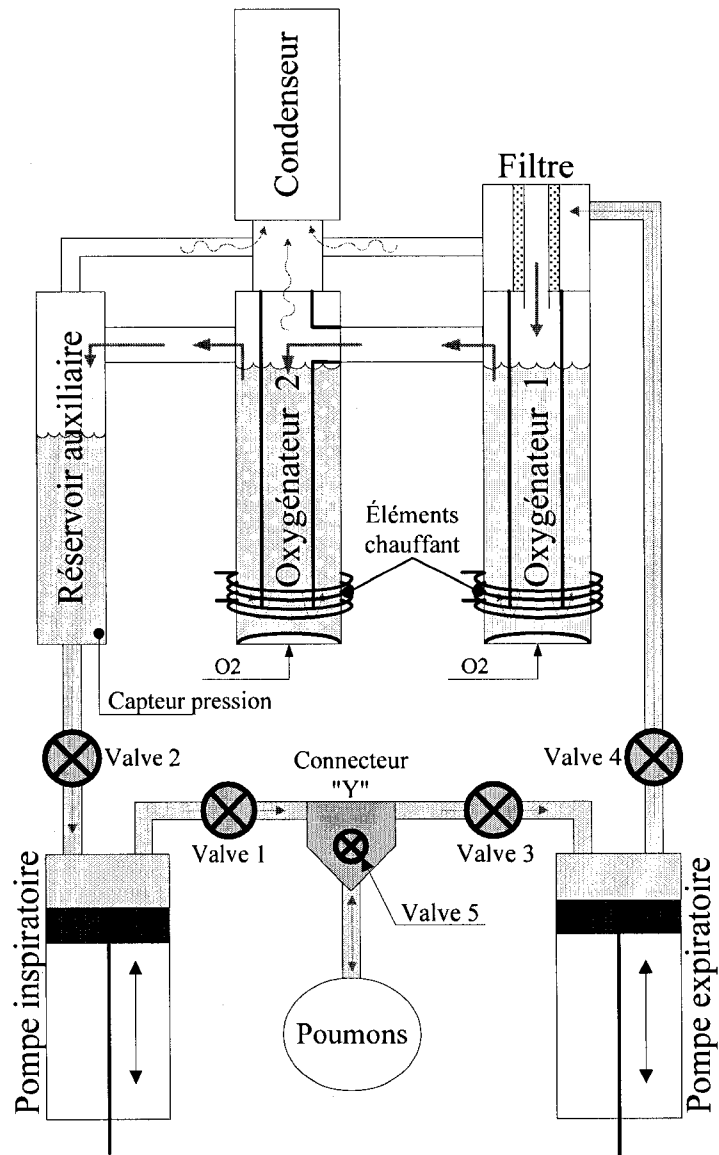


Fig. 2.2 – Schéma du circuit fluide du respirateur liquidien total

Une pompe à piston est détaillée à la figure 2.3. Le moteur met en rotation les engrenages au niveau du réducteur de vitesse. À l'intérieur du réducteur, un pignon entraîne la crémaillère ce qui crée le mouvement de translation du piston. Ce dernier se détache de la crémaillère pour en faciliter le nettoyage. Le potentiomètre mesure la position du piston à l'intérieur du cylindre de la pompe.

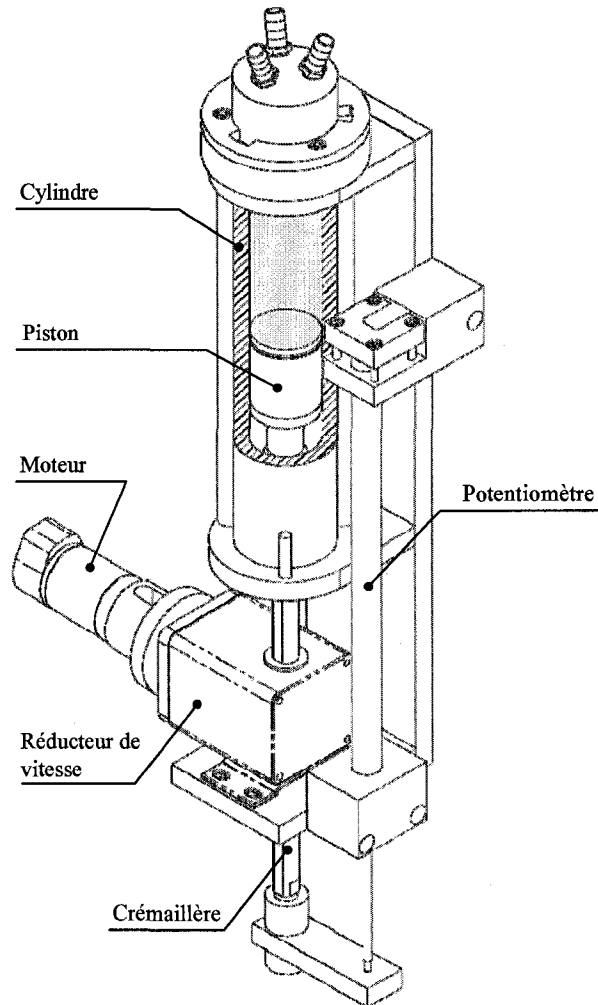


Fig. 2.3 – Pompe à piston sur le respirateur liquidien

L'oxygénateur, présenté à la figure 2.4 est un bulleur compartimenté servant à saturer le PFC en oxygène pour en extraire tout le CO<sub>2</sub> (évacué dans l'écoulement gazeux). Une membrane perforée à sa base génère les bulles d'oxygène pur. Il est accompagné d'un réservoir auxiliaire duquel la quantité de PFC est mesurée et pompée. Un capteur de pression mesure le niveau du liquide dans le réservoir pour déduire le volume de PFC présent. La variation du réservoir est proportionnelle au volume inséré et retiré des poumons. Une diminution du niveau de PFC dans ce réservoir signifie que le respirateur augmente le volume au niveau des poumons. Par contre, les pertes de PFC par évaporation au niveau des oxygénateurs viennent fausser cette mesure. Il existe un système pour compenser ces pertes<sup>30</sup>, mais le respirateur actuel n'en possède pas.



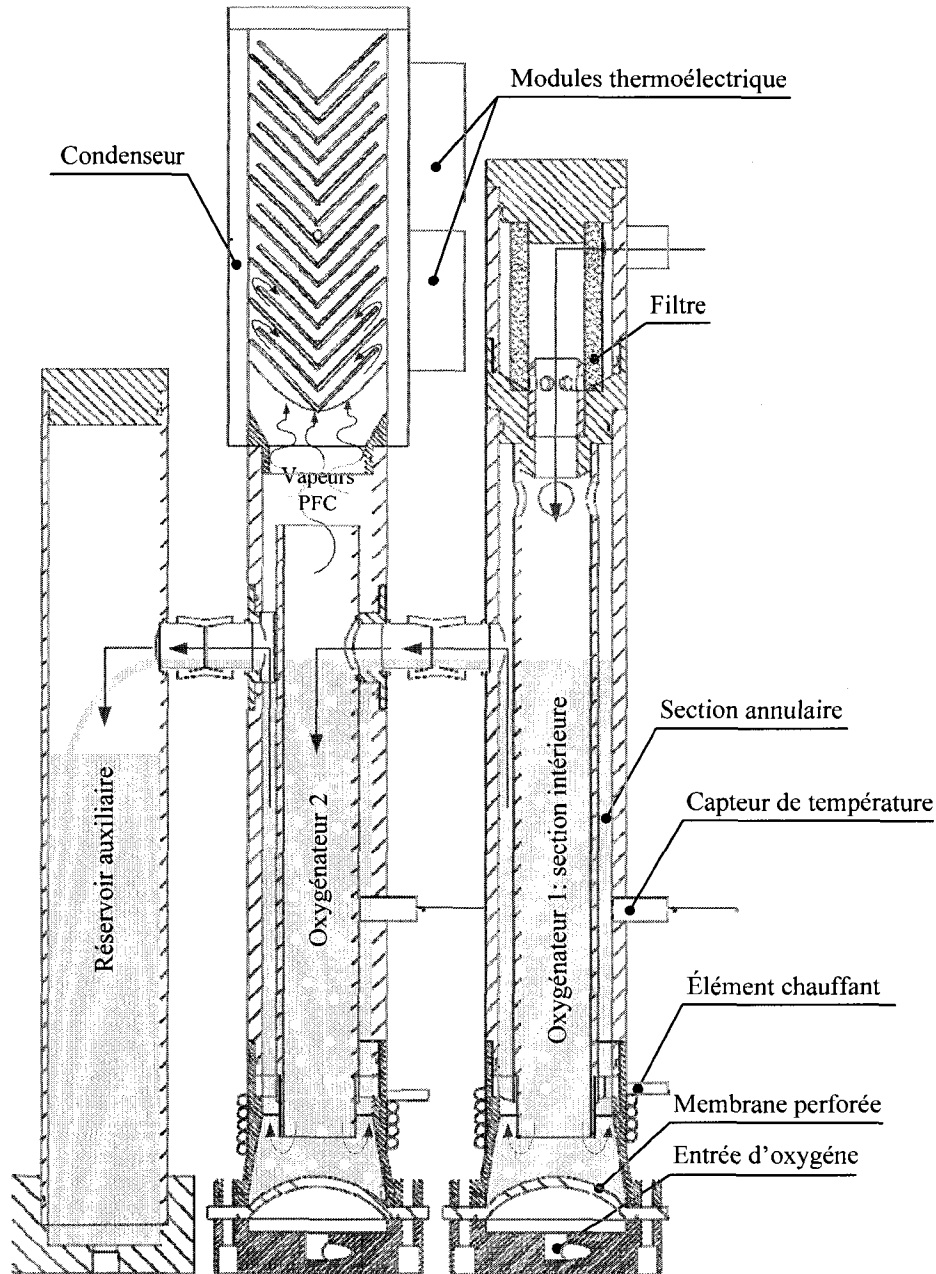


Fig. 2.4 – Dessin des oxygénateurs compartimentés mis en série avec le filtre et le condenseur.

Pour minimiser le nombre de tubulures et le volume de remplissage, le système de chauffage et de condensation sont intégrés à l’oxygénateur. Enroulé autour de sa base métallique, l’élément chauffant permet de réchauffer et de maintenir le liquide à la température désirée. Le condenseur est installé sur l’oxygénateur et récupère les vapeurs de PFC sous forme liquide pour les retourner directement dans l’oxygénateur. Le condenseur est un échangeur de chaleur à ailettes

refroidies par deux modules thermoélectriques. L'automate programmable industriel module la tension au condenseur et à l'élément chauffant en fonction de la température mesurée par des thermocouples. Une interface personne-machine (écran tactile) permet de modifier les paramètres en cours de VLT. Ainsi, on peut faire fonctionner le respirateur sans l'aide d'un ordinateur.

Le cycle respiratoire en VLT suit la séquence d'action représentée à la figure 2.5. Avant de débiter l'inspiration, la pompe inspiratoire retire du liquide (le volume courant  $V_i$ ) du réservoir auxiliaire lorsque la valve 2 est ouverte et la valve 1 est fermée. Au démarrage de la phase inspiratoire, la valve 1 s'ouvre, les valves 2 et 3 sont fermées et le liquide est inséré dans les poumons du patient selon le profil désiré. Pendant ce temps, la valve 4 s'ouvre et la pompe d'expiration expulse son liquide dans le filtre du premier oxygénéateur. Par gravité, le liquide tombe dans la section intérieure de l'oxygénéateur et par trop plein, le liquide se retrouve finalement dans le réservoir auxiliaire. Lorsque l'inspiration est terminée, toutes les valves se ferment et la pression alvéolaire  $Palv$  est mesurée à l'intérieur de la trachée à l'aide d'un micro-tube, relié à un capteur de pression externe au patient.

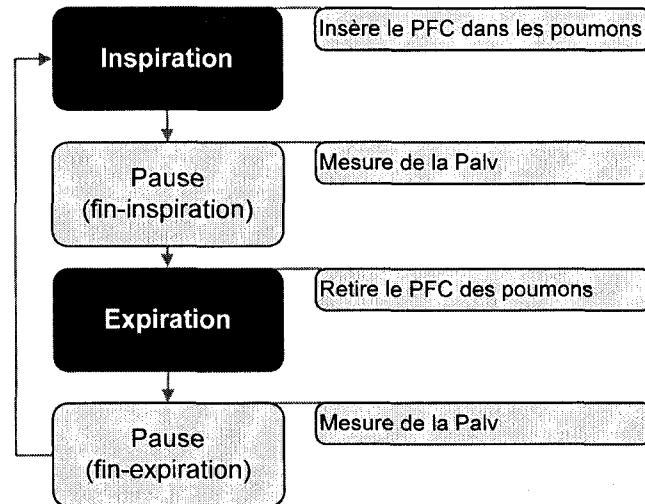


Fig. 2.5 – Différentes phases lors d'un cycle respiratoire en VLT

L'expiration débute lorsque la valve 3 s'ouvre pour permettre à la pompe expiratoire de retirer le volume de PFC des poumons. Vers la fin de l'expiration la valve 2 s'ouvre et la pompe inspiratoire prépare un nouveau volume courant  $V_i$  à insérer dans les poumons du patient. À la toute fin de l'expiration, une seconde pause est effectuée pour mesurer la  $Palv$ .

### **2.1.2.1 Les avantages du prototype Inolivent**

Notre respirateur actuel a été dimensionné pour des nourrissons (poids inférieur à 9 Kg) et inclut plusieurs concepts originaux, dont les principaux sont l'oxygénateur modulaire, les 2 pompes indépendantes et le réservoir auxiliaire.

- 1) La modularité des oxygénateurs permettra d'adapter aisément la plateforme de l'enfant vers l'adulte. Ainsi, il est possible de modifier aisément la section des oxygénateurs ou de mettre ces derniers en parallèle pour accommoder des volumes de liquides plus importants. Chaque oxygénateur intègre un élément chauffant et un condenseur, ce qui minimise le volume de remplissage et facilite la mise en place des éléments.
- 2) L'indépendance des pompes permet de contrôler le volume pulmonaire (CRF), de spécifier un profil expiratoire différent du profil inspiratoire, et d'optimiser le temps de séjour du PFC dans les oxygénateurs. De nouveau, pour ventiler des patients adultes la section des pistons peut être augmentée aisément.
- 3) Le réservoir tampon permet d'estimer la quantité de PFC présent dans la machine afin d'estimer la CRF (rétention) ou les pertes dans les poumons (par transpiration, dans l'interstitium pulmonaire, etc.) La section du réservoir tampon peut être ajustée selon le volume de PFC à maintenir dans le respirateur et/ou selon la taille du patient.

## **2.2 Le système respiratoire**

### **2.2.1 Description du système pulmonaire**

Les poumons sont un organe essentiel qui a comme rôle principal de permettre les échanges gazeux avec l'atmosphère. Ils sont situés dans deux cavités de chaque côté du cœur et protégés par la cage thoracique. Malgré leur apparence similaire, les poumons droit et gauche ne sont pas identiques. Comme en témoigne la figure 2.6, le poumon droit est divisé en trois lobes (supérieur, moyen et inférieur) tandis que le gauche contient deux lobes (supérieur et inférieur).

Les poumons sont enfermés séparément dans une plèvre, une enveloppe à deux feuillets. Le feuillet viscéral de la plèvre adhère fermement à l'extérieur des poumons et le feuillet pariétal de la plèvre, à la paroi de la cavité thoracique et à la face supérieure du diaphragme. La plèvre pariétale sépare aussi le poumon du médiastin situé entre les deux poumons, où elle prend alors

le nom de plèvre médiastinale. Les deux feuillets sont séparés par un mince film de liquide et forment la cavité pleurale, cavité virtuelle dans laquelle règne une pression négative lors de la respiration au repos. Par la tension superficielle du liquide, les feuillets se comportent comme deux plaques de verre retenues l'une contre l'autre par une pellicule d'eau, assurant l'adhésion et le glissement des poumons contre la cage thoracique.<sup>31,32</sup>

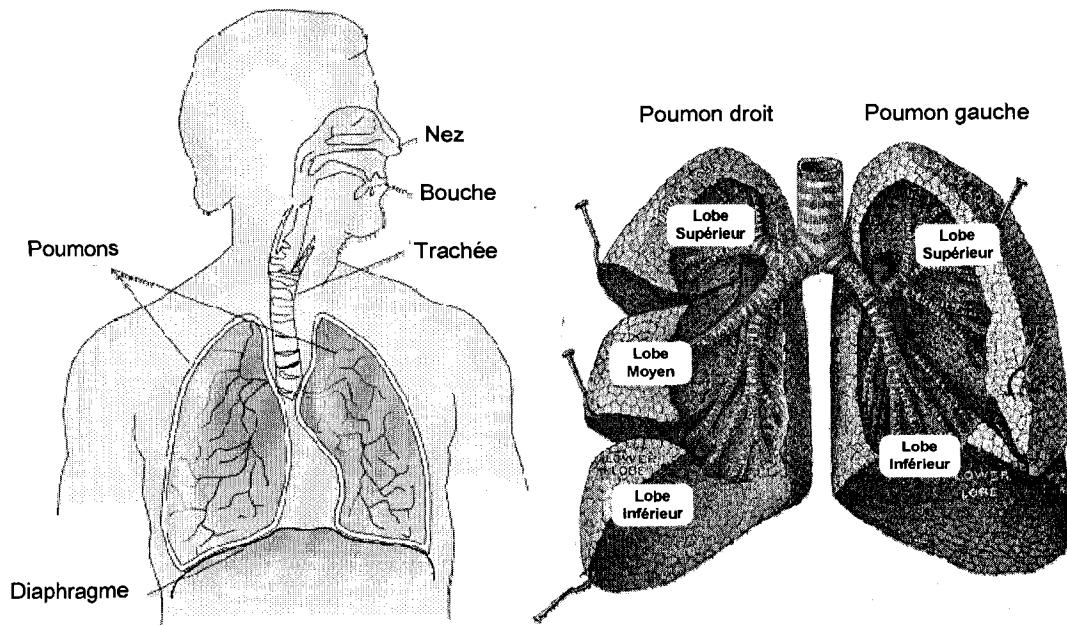
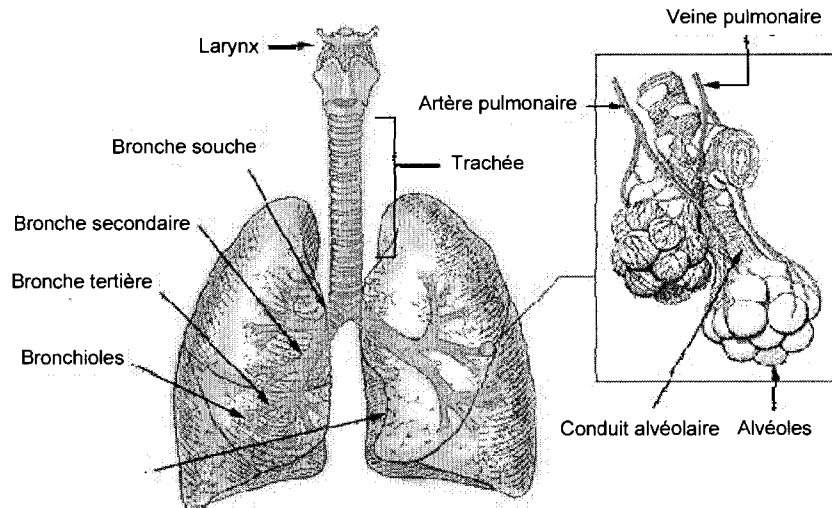


Fig. 2.6 – Poumons chez l'humain (source : <http://www.wikipedia.com>)

### 2.2.1.1 Arborescence des voies respiratoires

L'air pénètre d'abord par la cavité nasale et buccale pour atteindre le pharynx (le carrefour des conduits aérien et digestif), le larynx et la trachée. Cette dernière mène l'écoulement d'air directement aux bronches souches, l'entrée des poumons droit et gauche (voir figure 2.7). Les subdivisions successives des bronches finissent par donner naissance aux bronchioles terminales. Jusqu'à ce niveau, il n'y a aucun échange gazeux et toutes ces voies respiratoires ne font que conduire l'écoulement d'air (cette partie est souvent référée comme partie conductrice des poumons). L'épithélium, tapissant les principales voies respiratoires, est recouvert de cils vibratiles et d'une mince pellicule de mucus. Ce dernier emprisonne la poussière, le pollen et les

autres contaminants, et le battement des cils fait remonter le mucus vers le pharynx où il peut être avalé ou expectoré, ce qui contribue à nettoyer le système respiratoire.<sup>31, 32</sup>



**Fig. 2.7 – Voies respiratoires chez l'humain accompagnées d'une illustration plus détaillée des alvéoles pulmonaires (source : <http://www.wikipedia.com>)**

Les bronchioles terminales cèdent leur place aux bronchioles respiratoires et aux conduits alvéolaires. Ces conduits dirigent l'écoulement aux sacs alvéolaires qui sont constitués de grappes d'alvéoles. C'est dans cette partie de l'arbre pulmonaire que les échanges gazeux prennent place. Comme il est illustré dans l'encadré de la figure 2.7, chaque alvéole est recouvert de capillaires sanguins permettant les échanges gazeux avec le sang. Le sang chargé en  $\text{CO}_2$  est acheminé par le cœur droit aux poumons par l'artère pulmonaire. L'oxygène diffuse de l'alvéole au sang au travers de la membrane épithéliale très mince ( $0,2 \mu\text{m}$ ). À ce niveau, on retrouve les pneumocytes de type 2, qui sécrètent le surfactant. La présence de ce dernier est essentielle, dans la mesure où il permet de diminuer la tension de surface, permettant ainsi une distension pulmonaire plus facile. Le  $\text{CO}_2$ , quant à lui, effectue le chemin inverse et diffuse du sang à l'alvéole au travers de la membrane épithéliale. Le sang ainsi oxygéné retourne par les veines pulmonaires au cœur gauche, qui pompe alors le sang dans la circulation systémique.<sup>31, 32</sup>

### 2.2.1.2 Mécanisme de la respiration spontanée

L'inspiration est généralement commandée par le muscle appelé diaphragme, situé au bas de la cage thoracique. La contraction du diaphragme (déplacement vers le bas) entraîne une augmentation du volume de la cavité thoracique, à l'intérieur de laquelle les poumons se trouvent. Les muscles intercostaux peuvent aussi participer à la respiration en augmentant le volume de la cage thoracique, mais une respiration au repos est majoritairement effectuée par le diaphragme. L'augmentation de volume à l'intérieur de la cage thoracique crée inévitablement une dépression dans les poumons et l'air pénètre alors par les cavités nasales et buccales pour atteindre en final les alvéoles. Au repos, l'expiration est passive et ne requiert pas l'action des muscles respiratoires : l'accumulation des forces élastiques durant l'inspiration est suffisante pour expulser l'air.<sup>31,32</sup>

### 2.2.1.3 Transport des gaz

Le transport de l'O<sub>2</sub> est effectué par des pigments respiratoires dans le sang, appelé communément l'hémoglobine, une protéine qui contient du fer. C'est au fer que l'oxygène se fixe. Divers facteurs environnementaux influent sur la conformation de l'hémoglobine. Une chute de pH, par exemple, diminue l'affinité de l'hémoglobine pour l'O<sub>2</sub>, un phénomène appelé l'effet Bohr. Étant donné que le CO<sub>2</sub> réagit avec l'eau pour former de l'acide carbonique, un tissu en activité diminuera le pH de ses environs et incitera l'hémoglobine à libérer plus d'O<sub>2</sub> pour les besoins de la respiration cellulaire.

Environ 7% du CO<sub>2</sub> libéré par la respiration cellulaire est transporté sous forme de CO<sub>2</sub> dissous dans le plasma sanguin. Un autre 23 % se lie aux regroupements aminés de l'hémoglobine. Cependant, la majeure partie du dioxyde de carbone, environ 70%, circule dans le sang sous forme d'ions bicarbonates (HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>), qui diffuse dans le plasma sanguin et ensuite dans les érythrocytes (globules rouges). De cette façon, l'hémoglobine sert de substance tampon et le transport du CO<sub>2</sub> n'a qu'un effet minime sur le pH du sang. Le pH du sang veineux est de 7.34 en comparaison de 7.4 pour le sang artériel. Lorsque le sang circule dans les poumons, le processus s'inverse. La diffusion du CO<sub>2</sub> hors du sang déplace l'équilibre chimique dans les globules rouges en faveur de la conversion des ions bicarbonates en CO<sub>2</sub>. La figure qui suit illustre en détail le transport du CO<sub>2</sub>.<sup>31</sup>

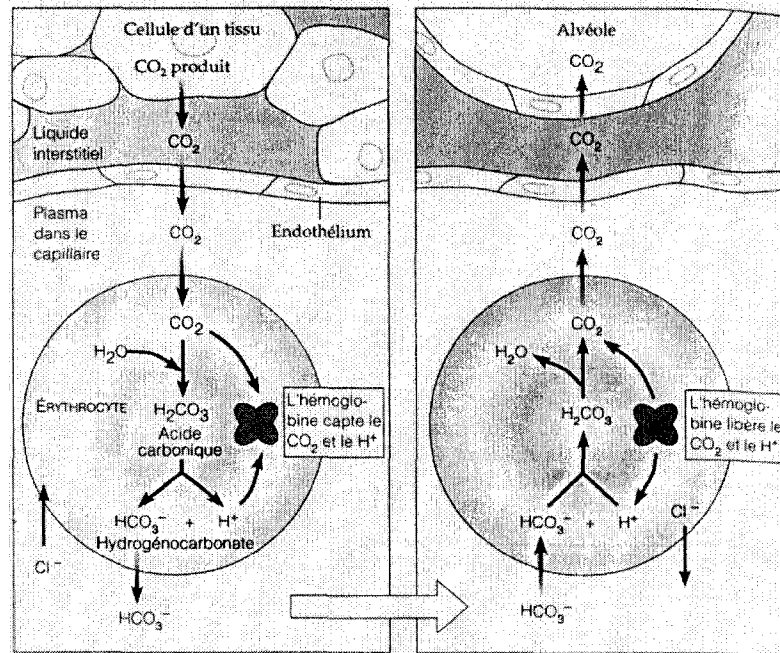


Fig. 2.8 – Transport du CO<sub>2</sub> (source : <sup>31</sup>)

### 2.2.2 Définition des volumes pulmonaires

La figure 2.9 présente les différents volumes et capacités respiratoires. <sup>33-35</sup>

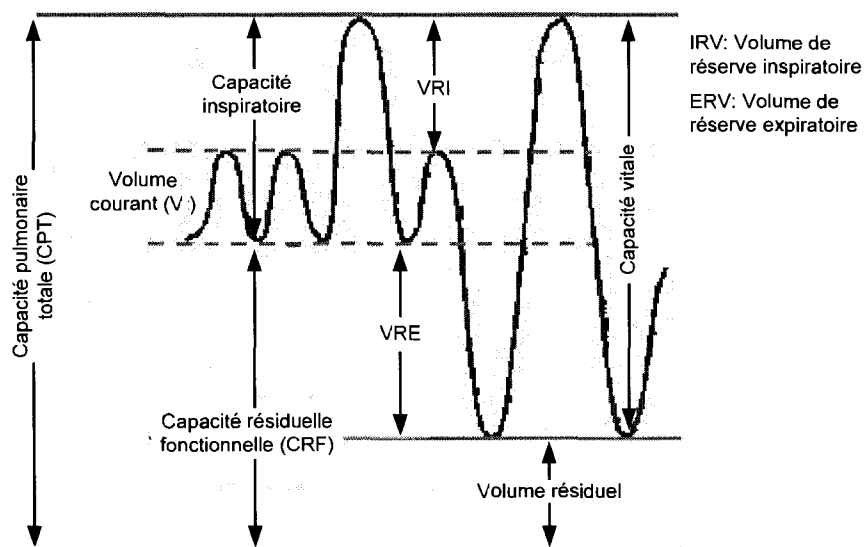


Fig. 2.9 – Volumes et capacités pulmonaires (source : <http://www.wikipedia.org>)

- La capacité résiduelle fonctionnelle (CRF, de l'anglais *Functionnal Résidual Capacity* ou *FRC*) est définie comme étant le volume des poumons à la fin d'une expiration normale.
- La capacité pulmonaire totale (CPT, de l'anglais *Total Lung Capacity* ou *TLC*) est définie comme étant le volume de gaz dans les poumons à la fin d'une inspiration forcée.
- La capacité vitale (CV, de l'anglais *Vital Capacity* ou *VC*) est définie comme étant le volume de gaz qui peut être expulsé hors des poumons lors d'une respiration forcée.
- La capacité inspiratoire (CI, de l'anglais *Inspiratory Capacity* ou *IC*) est le volume disponible pour l'inspiration, suite à une expiration normale.
- Le volume courant (de l'anglais *Tidal volume* ou  $V_t$ ) est défini comme étant le volume que l'on inspire lors d'une inspiration au repos.
- Le volume résiduel (VR, de l'anglais *Residual Volume* ou  $RV$ ) est le volume de gaz qui reste dans les poumons suite à une expiration forcée. Ce volume d'air est toujours présent dans les poumons et il ne peut être expiré.
- Le volume de réserve expiratoire (VRE, de l'anglais *Expiratory Reserve Volume* ou  $ERV$ ) est le volume additionnel disponible pour expirer suite à une expiration au repos.
- Le volume de réserve inspiratoire (VRI, de l'anglais *Inspiratory Reserve Volume* ou  $IRV$ ) est le volume additionnel disponible pour inspirer suite à une inspiration au repos.

### 2.2.3 Définition des pressions

Avant de définir les divers termes, une explication des différentes pressions au niveau du système respiratoire doit être faite pour ensuite aborder les propriétés de l'appareil respiratoire. Les indices anglais sont utilisés, mais ils sont accompagnés d'une traduction française.

- $P_{eip}$  : Du terme anglais *Positive End-Inspiratory Pressure*, cette pression est mesurée dans la trachée à la fin d'une inspiration. Cette valeur sert dans le calcul de la compliance.
- $P_{eep}$  : Du terme anglais *Positive End-Expiratory Pressure*, cette pression est mesurée dans la trachée à la fin d'une expiration. Cette valeur sert dans le calcul de la compliance.
- $P_{el}$  : Du terme anglais *Elastic Recoil Pressure of the Lung*, cette pression exprime la pression élastique contenue dans les poumons à un volume pulmonaire quelconque.



- $P_{pl}$  : La pression pleurale est la pression à l'intérieur de la cavité pleurale, soit l'espace entre le feuillet pariétal qui tapisse les parois internes de la cavité thoracique et le feuillet viscéral appliqué sur la surface des poumons. La variation de cette pression peut être mesurée en insérant dans l'œsophage un capteur de pression.
- $P_{ao}$  : Du terme anglais *Pressure at the Airway Opening*, cette pression est souvent associée à la pression buccale, ou dans le cas de la ventilation liquidienne à la pression trachéale.
- $P_{alv}$  : Pression au niveau de l'alvéole. Elle est mesurée en effectuant une pause lors de l'inspiration ou de l'expiration. Elle est la somme de la pression pleurale et élastique de l'alvéole.

$$P_{alv} = P_{pl} + P_{el} \quad (2.1)$$

- $P_{bs}$  : Du terme anglais *Body surface*, cette pression est égale à la pression atmosphérique, sauf pour quelques exceptions, comme dans l'utilisation de pleythsmographe.
- $P_{va}$  : du terme anglais *Airway*, cette pression décrit la pression à l'intérieur de la voie aérienne ou respiratoire au sein de l'arbre pulmonaire où l'on se trouve.
- $P_{aw}$  : La pression résistive dans les voies respiratoire est la différence de pression entre les alvéoles et la pression trachéale ou buccale. Dans la littérature, ce gradient de pression est aussi nommé *Driving pressure (dr)*, ou pression motrice.

$$P_{aw} = P_{dr} = P_{alv} - P_{oa} \quad (2.2)$$

- $P_{tm}$  : La pression transmurale est la différence entre la pression à l'intérieur de la voie respiratoire et la pression exercée sur sa paroi externe.

$$P_{tm} = P_{va} - P_{pl} \quad (2.3)$$

### 2.2.4 Compliance

La compliance indique l'aisance du système respiratoire à se distendre, suite à l'application d'une pression définie. La compliance (équation 2.4) est définie comme le ratio entre le changement volumique du système respiratoire et les changements résultant de la pression ( $\Delta P$ ). Dans la majorité des cas, le changement volumique est égal au volume courant  $V_t$  et le changement de pression est la différence entre la pression de fin d'inspiration ( $P_{eip}$ ) et d'expiration ( $P_{exp}$ ).

$$C = \frac{V_t}{\Delta P} \quad (2.4)$$

Dans le cas de la ventilation mécanique, la compliance statique du système respiratoire  $C_{stat}$  est obtenue selon l'équation 2.5 et elle est donnée en ml / cm H<sub>2</sub>O. Le volume courant  $V_t$  est une mesure accessible sur la plupart des respirateurs mécaniques. La pression positive de fin d'inspiration  $Peip$  ainsi que la pression positive de fin d'expiration  $Peep$  sont obtenues en effectuant une pause en fin d'inspiration et d'expiration d'au moins quatre secondes<sup>35</sup>. Grâce à cette pause, il est possible d'obtenir une mesure fiable de la pression réelle à l'intérieur des poumons, équivalente à la pression alvéolaire  $Palv$ .

$$C_{stat} = \frac{V_t}{Peip - Peep} \quad (2.5)$$

Lorsque la pause de 4 secondes ne peut être assurée, il est tout de même possible de calculer la compliance du système respiratoire. Le calcul est identique à ce qui est présenté à l'équation 2.5. Dans ce cas on ne parle plus de compliance statique, mais de compliance dynamique  $C_{dyn}$  et les valeurs diffèrent l'une de l'autre.

### 2.2.5 Courbe PV

La courbe PV met en contraste deux paramètres importants, soit la pression à l'intérieur des voies respiratoires et le volume des poumons en fonction du temps. La courbe PV qui en résulte est montrée à la figure 2.10 et la pente de cette dernière nous donne la compliance.

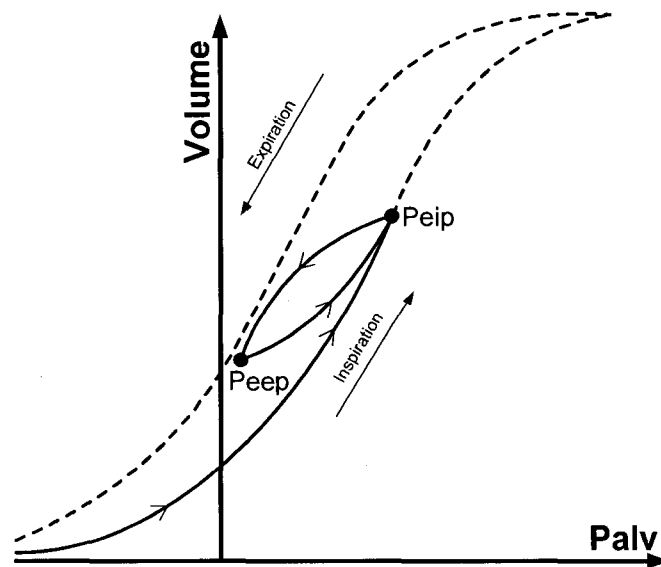


Fig. 2.10 – Courbe PV en ventilation gazeuse.

Sur cette courbe, la présence d'une hystérésis explique l'écart entre la courbe inspiratoire et expiratoire. La limite supérieure en pression est fixée (dans la majorité des cas) à 30 cm H<sub>2</sub>O<sup>36</sup>,<sup>37</sup>. À partir de cette pression, la courbe affiche un fléchissement, indiquant la limite élastique des poumons. Lors d'une ventilation à un volume courant quelconque, la ventilation ne s'effectue pas sur l'ensemble de cette courbe, mais sur une portion de celle-ci comprise entre la *Peep* et la *Peip*.

Pour représenter mathématiquement la portion expiratoire de cette courbe, l'équation de Salazar et Knowles est utilisée largement<sup>38</sup>. Elle est présentée ici à l'équation 2.6.

$$V = A - Be^{kP} \quad (2.6)$$

où  $A$  est la capacité pulmonaire totale (CPT),  $B$  et  $k$  représentent la rigidité relative des poumons. Pour que cette relation soit valable, le volume pulmonaire doit être supérieur à 50% de la CPT. Dans le cas contraire, la précision de cette relation est compromise. Dans le but de mieux représenter l'ensemble de la courbe PV, Venegas a proposé l'équation 2.7<sup>39</sup>.

$$V(Palv) = a + \frac{b}{1 + e^{-(Palv-c)/d}} \quad (2.7)$$

La figure 2.11 présente la signification des différents paramètres employés pour la partie expiratoire. Le coefficient  $a$  est l'asymptote volumique inférieure et  $b$  l'asymptote volumique supérieure (ou la capacité vitale). Le terme  $c$  est le point d'inflexion de la courbe PV et le paramètre  $d$  est proportionnel à l'intervalle de pression à l'intérieur duquel la majorité du volume pulmonaire varie.

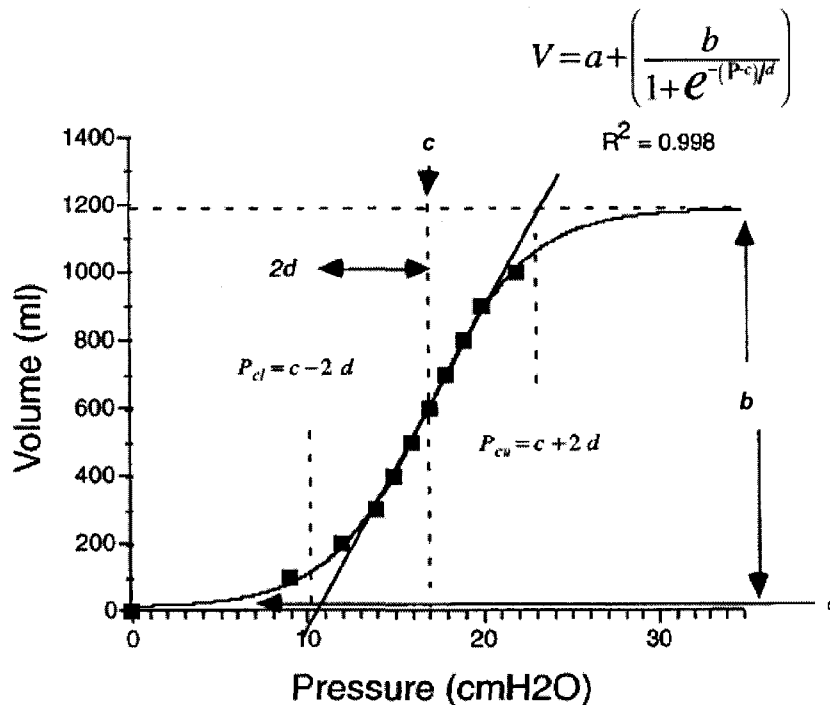


Fig. 2.11 – Description de la signification des coefficients de l'équation de Venegas<sup>39</sup>

### 2.2.6 Résistance

L'écoulement d'un fluide dans un conduit est toujours sujet à une friction de ce dernier contre la paroi. L'écoulement d'un gaz ou d'un liquide dans les voies respiratoires ne fait pas exception à cette règle. La chute de pression associée à la friction est proportionnelle au débit  $\dot{V}$  et au facteur  $R$ , soit la résistance. En d'autres termes, la résistance d'un conduit peut être déterminée en sachant la chute de pression ( $\Delta P$ ) et le débit  $\dot{V}$  du fluide qui le traverse. L'équation 2.8 est la définition mathématique de la résistance  $R$ . Les unités utilisées pour exprimer la résistance sont en  $\text{cm H}_2\text{O} \cdot \text{s/ml}$ .

$$R = \frac{\Delta P}{\dot{V}} \quad (2.8)$$

En ventilation gazeuse, la résistance des voies respiratoires peut être mesurée en utilisant la *Rapid Interruption Method*, régit par l'équation 2.9. Tout juste avant la fin de l'inspiration, il est nécessaire de mesurer la pression ( $P_1$ ) et le débit inspiratoire  $\dot{V}(T_i)$ . Suite à l'occlusion, la pression  $P_2$  est mesurée. La différence de pression entre les instants 1 et 2 est divisée par le débit inspiratoire  $\dot{V}(T_i)$  pour obtenir la valeur de la résistance dite initiale<sup>35</sup>.

$$R = \frac{P_1 - P_2}{\dot{V}(T_i)} \quad (2.9)$$

Cependant, si l'on prolonge la pause de fin d'inspiration, le volume dans les poumons va se redistribuer et on observe alors une diminution de la pression  $P_2$ . Par conséquent, l'équation 2.9 nous donne la résistance initiale des voies respiratoires, sous-estimant ainsi la valeur de la résistance.

### 2.2.7 Constante de temps expiratoire

Lors de la ventilation mécanique gazeuse conventionnelle, il est important d'évaluer la constante de temps du système respiratoire. Si l'on considère le modèle linéaire du poumon ( $C$ ,  $R$ ), le temps nécessaire pour remplir ou vider 63% du volume est appelé la constante de temps  $\tau_e$ <sup>40</sup>. La constante de temps permet de déterminer le temps minimum à respecter lors de l'expiration, pour que le volume inspiré puisse être expulsé des poumons. Elle est calculée directement à partir de la valeur de la compliance  $C$  et de la résistance  $R$  des voies respiratoires selon l'équation 2.10. En pratique, il faut multiplier par un minimum de 3 cette valeur pour assurer un temps expiratoire suffisamment long<sup>35</sup>.

$$\tau_e = RC \quad (2.10)$$

2.2.8 Vitesse d'une onde dans un tube flexible (voie respiratoire)

Par définition, la vitesse du son correspond à la vitesse de propagation d'une perturbation de pression dans un milieu compressible. En VLT, le liquide utilisé est incompressible et la vitesse du son à l'intérieur du liquide est très importante. Dans le cas du tube flexible (voie respiratoire), la figure 2.12 présente le volume de contrôle à étudier.

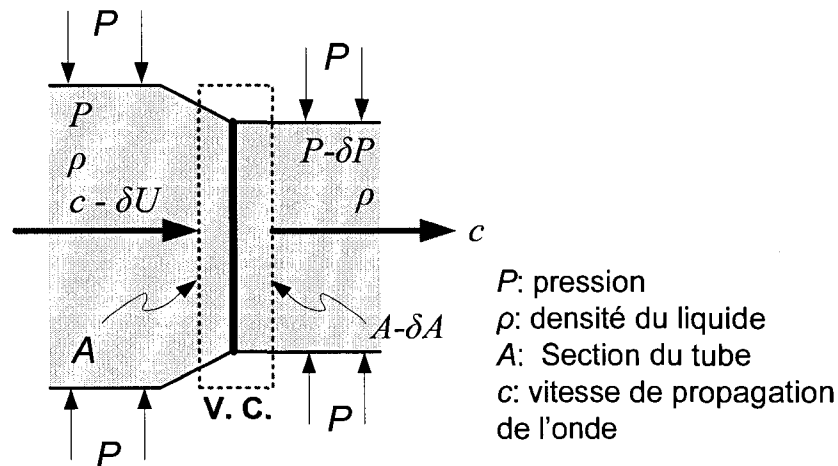


Fig. 2.12 – Volume de contrôle pour déterminer la vitesse du son dans un tube flexible.

Dans ce cas, il est important de considérer la différence de pression entre l'extérieur et l'intérieur du tube (la pression transmurale). C'est cette différence qui pourrait provoquer l'écrasement du tube. Ce phénomène est bien connu des physiologistes sous le nom de Résistance de Starling. Si l'écoulement subit une légère augmentation de vitesse  $\delta U$ , la section diminue en conséquence pour respecter l'équation de la conservation de la masse (2.11).

$$A \delta U = c \delta A \tag{2.11}$$

Pour déterminer l'équation de la vitesse de propagation de la pression  $c$ , il faut ensuite appliquer l'équation de la conservation de la quantité de mouvement pour obtenir :

$$A \delta P = 2 \rho c \delta U A - \rho c^2 \delta A \tag{2.12}$$

En combinant ces deux équations, on obtient la vitesse de propagation de la pression  $c$  dans un tube flexible.

$$c = \sqrt{\frac{\delta P}{\delta A} \frac{A}{\rho}} \quad (2.13)$$

Cette relation est identique à celle définie par Dawson et Elliot <sup>41</sup>. Donc, la vitesse de l'onde de déformation du tube flexible est fonction de la section  $A$ , de la densité du liquide  $\rho$  et de l'élasticité du tube  $\delta P/\delta A$ .

### 2.3 Modèles pulmonaires existants

#### 2.3.1 Modèle à un compartiment linéaire

Le modèle pulmonaire le plus simple est présenté à la figure 2.13 à gauche. La partie de droite présente la réponse de ce système suite à un échelon de consigne en débit. Les voies respiratoires sur le modèle sont représentées par un conduit uniforme ayant une résistance à l'écoulement  $R$ . Les alvéoles forment quant à elles, une cavité purement élastique ayant une pression interne  $P_{alv}$  proportionnel à sa compliance  $C$  et au volume  $V$  qu'elles contiennent <sup>35</sup>. En dynamique, la pression dans les voies respiratoires  $P_{va}$  est directement proportionnelle à la résistance  $R$  à l'écoulement  $\dot{V}$  ajoutée à la pression alvéolaire  $P_{alv}$ . L'équation 2.14 expose ce modèle.

$$P_{va} = P_{alv} + R\dot{V} = \frac{V}{C} + R\dot{V} \quad (2.14)$$

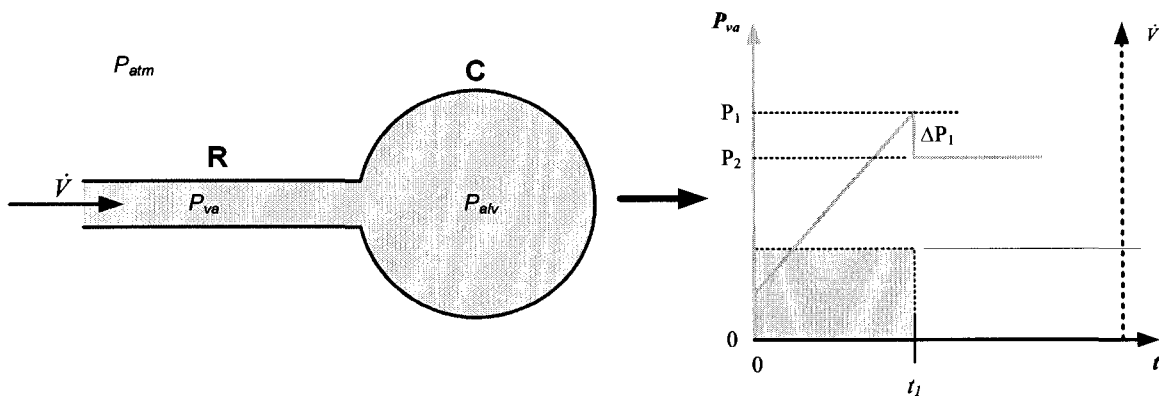


Fig. 2.13 – Modèle à un compartiment linéaire (à gauche) et son comportement (à droite).

### 2.3.2 Modèle à un compartiment non-linéaire

Le modèle non-linéaire part de l'équation 2.14 décrite précédemment, mais la résistance  $R$  et/ou la compliance  $C$  ne sont plus simplement proportionnels. En 1915, Rohrer propose l'équation 2.15 pour modéliser la résistance  $R$  des voies respiratoires à volume pulmonaire constant <sup>42</sup>

$$R_{rh} = a + b|\dot{V}| \quad (2.15)$$

En 1950, Otis quantifie les termes  $a$  et  $b$  pour un cycle respiratoire complet à  $3.5 \text{ cm H}_2\text{O}\cdot\text{sec}\cdot\text{L}^{-1}$  et  $1.5 \text{ cm H}_2\text{O}\cdot\text{sec}^2\cdot\text{L}^{-2}$  chez l'adulte en bonne santé <sup>43</sup>. Ferris a refait un travail semblable pour trouver des constantes légèrement différentes de  $3.5 \text{ cm H}_2\text{O}\cdot\text{sec}\cdot\text{L}^{-1}$  et  $0.41 \text{ cm H}_2\text{O}\cdot\text{sec}^2\cdot\text{L}^{-2}$  à l'inspiration et  $3.79 \text{ cm H}_2\text{O}\cdot\text{sec}\cdot\text{L}^{-1}$  et  $0.51 \text{ cm H}_2\text{O}\cdot\text{sec}^2\cdot\text{L}^{-2}$  lors de l'expiration <sup>44</sup>. Par la suite, différentes équations ont été proposées, mais elles ont rarement été utilisées en modélisation <sup>42, 45</sup>.

En ce qui à trait à la compliance, cette dernière peut varier en fonction du volume pulmonaire. Par contre, lors de la ventilation il est souhaitable de se situer dans la partie linéaire de la courbe pression-volume. Ainsi, la compliance est généralement considérée comme constante. Finalement, le modèle peut être généralisé par l'équation 2.16 <sup>42</sup>.

$$Pva = \frac{V}{C} + R_{rh}\dot{V} \quad (2.16)$$

### 2.3.3 Modèle à deux compartiments linéaires

Dans ce modèle, les voies respiratoires sont divisées en deux bronches reliées à une cavité. Chaque bronche et cavité a une résistance  $R_i$  constante et une compliance  $C_i$  définie. La figure 2.14 (à gauche) présente le modèle à deux compartiments et son comportement (à droite) <sup>46</sup>.



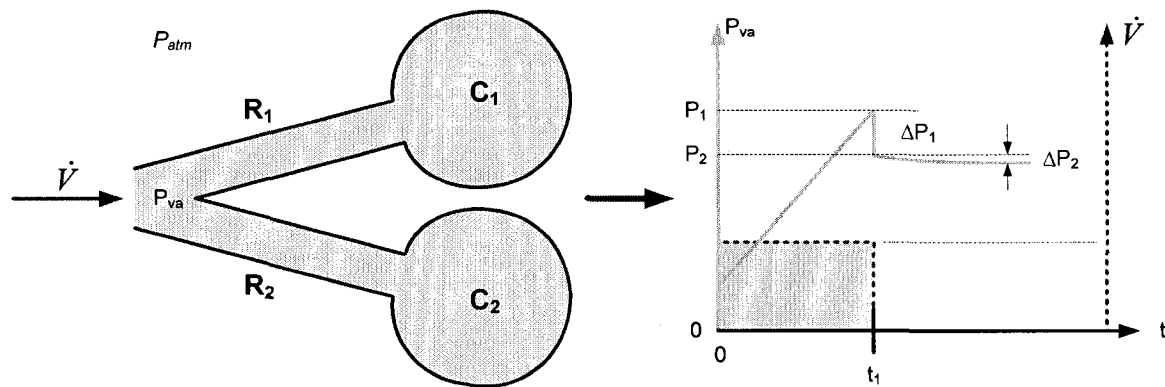


Fig. 2.14 – Modèle à deux compartiments linéaires (à gauche) et son comportement (à droite).

Le calcul de la résistance totale  $R_t$  tient compte de la résistance  $R_1$  et  $R_2$  selon l'équation 2.17. La compliance totale  $C_t$ , quant à elle, revient à faire la somme des compliances  $C_1$  et  $C_2$ , comme présenté à l'équation 2.18<sup>47</sup>. Par la suite, il suffit de les jumeler avec l'équation 2.14 pour obtenir la pression dans les voies respiratoires.

$$R_t = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \quad (2.17)$$

$$C_t = C_1 + C_2 \quad (2.18)$$

Les résistances et les compliances différentes sur ce modèle font en sorte que les deux cavités ne se vident et ne se remplissent pas à la même vitesse. Ainsi, lors de la mesure de pression dans les voies respiratoires, on remarque sur la figure 2.14 un équilibrage de la pression  $\Delta P_2$  lors d'une occlusion instantanée en fin d'inspiration. Ce phénomène démontre qu'il y a un écoulement entre les deux cavités pour équilibrer la pression alvéolaire.

Pour considérer le modèle à deux compartiments non-linéaire, il est possible d'utiliser l'équation 2.15 pour rendre la résistance des voies respiratoires non-linéaire.

### 2.3.4 Modèles physiologiques

#### 2.3.4.1 Généralité

Les systèmes de ramification au niveau des systèmes biologiques peuvent être organisés sous différentes structures. À chaque bifurcation, la branche primaire peut se diviser en deux (dichotomie), trois (trichotomie) ou même plusieurs (polychotomie) branches secondaires<sup>48</sup>.

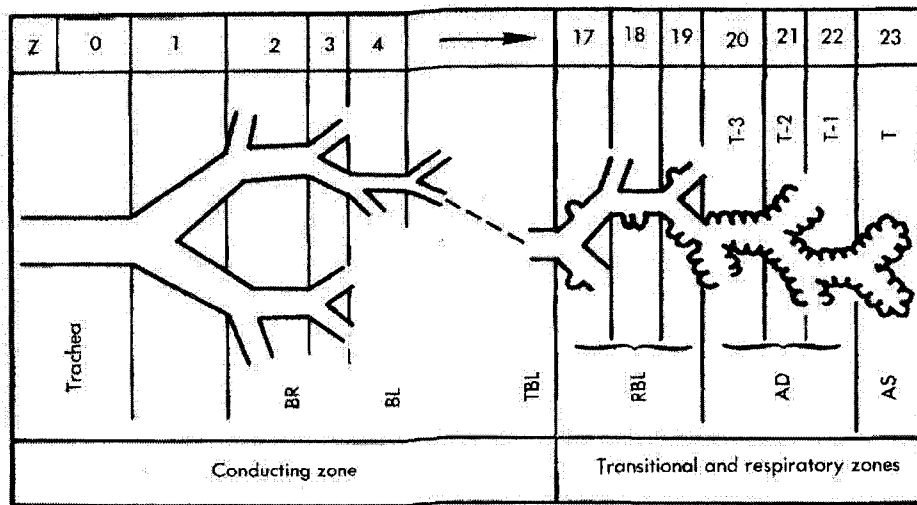
Lorsque le système est dit symétrique, chaque branche primaire se divise en deux branches secondaires identiques. En contrepartie, un système où les branches secondaires sont de dimensions différentes, implique une asymétrie. Cette asymétrie peut varier au sein des poumons selon la zone dans laquelle la division prend place.

#### 2.3.4.2 Modèle dichotomique symétrique

Le modèle dichotomique symétrique est une représentation simplifiée de la réalité. Pour ce modèle, on ne fait aucune distinction entre le poumon droit et gauche ainsi que sur sa structure interne. Il a été décrit par Ewald R. Weibel en 1963<sup>49</sup>. Ainsi, chaque branche primaire donne naissance à deux branches secondaires de diamètre et de longueur égales. Le réseau de conduits qui en résulte ressemble à un arbre dont le tronc fait figure de trachée. Pour le modèle symétrique, cet arbre est divisé en 24 générations (z) différentes. Le nombre de branches à chaque génération est régi par l'équation 2.19, sachant que le numéro de la génération pour la trachée est zéro.

$$N(z) = 2^z \tag{2.19}$$

La figure 2.15 présente le modèle dichotomique de Weibel avec les différentes générations. Lors de la modélisation des poumons, les générations 0-16 servent uniquement à conduire l'écoulement vers les alvéoles.



source: Egans 1999

Fig. 2.15 – Génération pour le modèle symétrique de Weibel <sup>50</sup>. BR : bronches, BL : bronchioles, TBL : bronchioles terminales, RBL : bronchioles respiratoires, AD : conduits alvéolaires, AS, sacs alvéolaires.

### 2.3.4.3 Modèle dichotomique asymétrique

Le modèle dichotomique asymétrique tend à mieux représenter l'arbre pulmonaire. Horsfield et coll. <sup>51</sup> furent les principaux auteurs de cette recherche et présentent deux modèles. Différents auteurs ont par la suite exposé des versions plus conviviales du premier modèle de Horsfield <sup>52, 53</sup>.

Horsfield a défini deux modèles pour représenter les poumons réels, le premier étant moins détaillé que le second. Ils sont bâtis à partir de mesures prises sur un moulage en résine d'un poumon adulte. Il respecte donc en plusieurs points la géométrie réelle de l'arbre pulmonaire. Ainsi, la trachée se divise en deux bronches qui mènent respectivement au poumon droit et gauche. Le poumon droit est divisé en 3 lobes, dont le lobe supérieur, moyen et inférieur. Le poumon gauche contient 2 lobes, dont le supérieur et l'inférieur. Les branches menant à chaque lobe s'appellent bronches lobaires. Les lobes de chaque poumon sont divisés en lobules qui sont alimentés par un segment broncho-pulmonaire (SBP). Dans les poumons, on dénombre 20 SBP, soit 10 pour le poumon droit et 10 pour le poumon gauche <sup>50</sup>. Or, Horsfield ne répertorie que 8 SBP pour le poumon gauche et 9 SBP pour le poumon droit. Cependant, il mentionne que les lobules raccordés à ces SBP manquants sont alimentés par le segment adjacent.

Les conduits à l'intérieur des lobules sont appelés bronchioles. Les bronchioles distales s'appellent les bronchioles terminales et ces dernières donnent naissance à environ 3 ordres

subséquents de bronchioles respiratoires. Finalement, les bronchioles respiratoires distales se divisent en conduits alvéolaires menant aux alvéoles <sup>51</sup>.

La complexité mathématique reliée au modèle asymétrique compromet l'interprétation, la compréhension et la résolution même du modèle. Ils sont par conséquent, peu employés.

#### 2.3.4.4 Analyse de l'écoulement à la bifurcation

Toujours dans l'objectif de pouvoir créer un modèle mathématique de l'arbre pulmonaire, les dichotomies sont sujettes à un travail acharné depuis plusieurs années. Avant de décrire les différentes études, Horsfield a illustré à la figure 2.16 le changement progressif de la section pour toute bifurcation <sup>54</sup>.

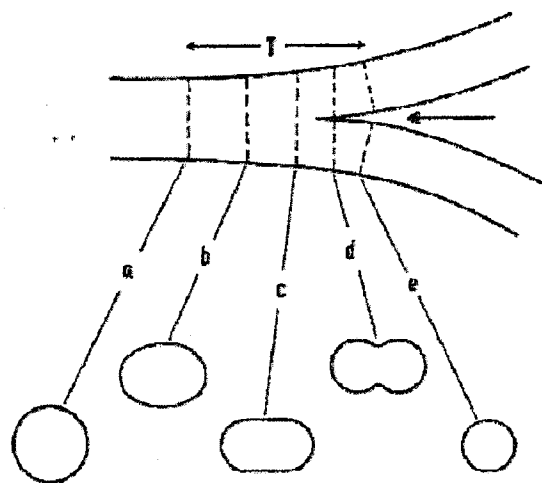
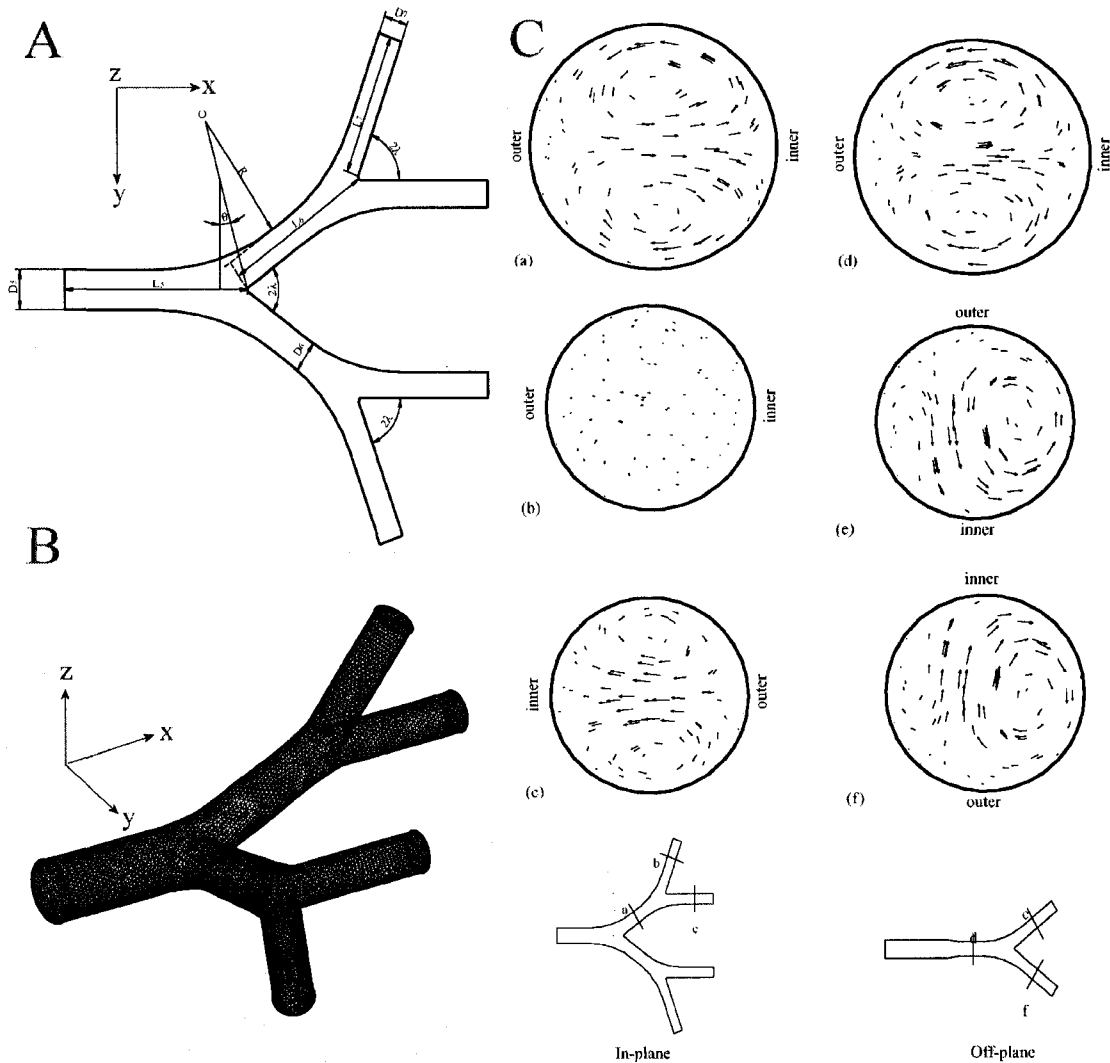


Fig. 2.16 – Changement de section progressif à la bifurcation.

En 1969, Schroter a été un des premiers à mesurer expérimentalement le profil de vitesse dans une bifurcation symétrique <sup>55</sup>. L'angle de la bifurcation fut fixé à 70° selon les données anatomiques de Weibel et de Horsfield <sup>54</sup>. Par la suite, Schroter a mesuré le profil de vitesse lors de l'inspiration et de l'expiration pour différentes valeurs du nombre de Reynolds. Les conclusions de son étude sont que le profil de vitesse de l'écoulement est fortement modifié à la sortie d'une bifurcation, comme en témoigne la figure 2.17. De plus, l'écoulement n'est pas seulement axial, mais des écoulements secondaires radiaux se forment suite à la bifurcation. Par conséquent, les pertes de charge à la bifurcation se trouvent modifiées. Ces travaux ont été

confirmés par Douglass<sup>56</sup>, par le modèle théorique de Scherer<sup>57</sup> et par éléments finis<sup>58-61</sup>. Les résultats de Liu sont présentés dans la figure 2.17 pour illustrer plus clairement les propos mentionnés dans tous ces articles.



**Fig. 2.17 - Modélisation d'une bifurcation symétrique par Liu et coll<sup>61</sup>. La partie A présente la section de l'arbre pulmonaire qui a été utilisée lors du maillage par éléments finis en B. En C, on peut voir les profils de vitesse obtenus lors d'une inspiration.**

Pour tenir compte du fait que le profil de vitesse à la sortie d'une bifurcation n'est pas uniforme Pedley propose un  $\lambda_{insp}=1.7$  en remplacement de la valeur initiale de 1 (correspondant à un profil

parabolique)<sup>62</sup>. Cette valeur est utilisée seulement à l'inspiration. Pour l'expiration, Collins et coll.<sup>63</sup> propose la relation 2.20.

$$\lambda_{\text{exp}} = 1.09 + 6.54 \text{Re}^{-1/2} \quad (2.20)$$

Pour tenir compte des pertes de charge supplémentaires imposées par la bifurcation lors de l'inspiration, Pedley a défini une relation pour ajuster la différence de pression entre l'écoulement réel (duquel on a retiré la pression associée à l'énergie cinétique) et un écoulement laminaire de Poisseuille. Analytiquement, la relation 2.21 vient moduler la perte de charge calculée à partir de l'équation de Poisseuille  $\Delta P_{\text{pois}}$ <sup>62</sup> pour obtenir la perte de pression par friction visqueuse  $\Delta P_{\text{visc}}$ .

$$\frac{\Delta P_{\text{visc}}}{\Delta P_{\text{pois}}} = Z_{\text{insp}} = \frac{1.85}{4\sqrt{2}} \left( \text{Re} \frac{D}{L} \right)^{1/2} \quad \text{où } Z \geq 1 \quad (2.21)$$

Reynolds en 1982 a refait sensiblement le même travail en modélisant la perte de charge dans un modèle en latex contenant les huit premières générations d'un poumon droit adulte<sup>64</sup>. Il a idéalisé son modèle basé sur ce que Weibel avait déjà fait. Il a démontré que l'équation de Rohrer permet d'estimer les pertes de charge  $\Delta P_{\text{visc}}$  réelles au niveau des voies respiratoires en fonction de l'équation de Poisseuille  $\Delta P_{\text{pois}}$  pour un écoulement laminaire. L'équation 2.22 présente la relation, où  $a = 1.5$ ,  $b = 0.0035$  et  $n = 1$  chez l'humain. Cependant, il a considéré le profil de vitesse comme étant presque parabolique en utilisant un  $\lambda$  égal à 1. Collins a fait le même travail pour l'expiration. La relation empirique qu'il a trouvé est la même que Reynold, à l'exception que  $a = 0.556$ ,  $b = 0.06$  et  $n = 0.5$ <sup>63</sup>.

$$\frac{\Delta P_{\text{visc}}}{\Delta P_{\text{pois}}} = Z_{\text{exp}} = a + b \text{Re}^n \quad (2.22)$$

Grâce à la géométrie pulmonaire et aux relations empiriques pour corriger les pertes de pression par friction visqueuse, différents auteurs ont décrit des modèles pour améliorer la compréhension des phénomènes limitatifs dans les voies respiratoires (e.g. le collapsus expiratoire). Le modèle décrit par Lambert en est un exemple. Il sera repris et transposé à la VLT dans le chapitre sur le modèle stationnaire.

### 2.3.5 Modèle utilisé en VLT

À partir de la géométrie de Weibel, l'équipe de Costantino <sup>65</sup> a établi un modèle pour évaluer la pression dans les voies respiratoires en VLT. La géométrie des voies respiratoires est présentée à la figure 2.18. Les générations sont représentées par la lettre  $z$ .

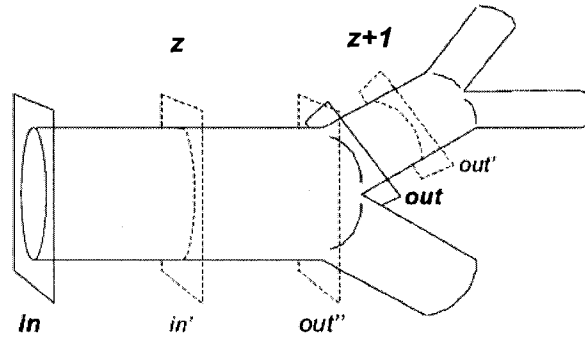


Fig. 2.18 – Géométrie utilisée pour le modèle de Costantino

Le modèle utilise l'équation 2.23 qui s'inspire de l'équation de Bernoulli. On y retrouve les pertes de pression par friction visqueuse  $\Delta P_{visc}$ , les pertes de pression associées à l'énergie cinétique  $P_{kin,in}$  et  $P_{kin,out}$  ainsi que les pertes associées à la variation du débit volumique dans les voies respiratoires  $\dot{E}_{kin}$ .

$$P_{in}[z] - P_{out}[z] = \Delta P_{visc}[z] - (P_{kin,out}[z] - P_{kin,in}[z]) + \dot{E}_{kin}[z] \quad (2.23)$$

Ensuite, chaque terme de cette équation fait référence à des résultats empiriques présentés par Pedley et Collins (équations, 2.20 à 2.22). Les équations 2.24 et 2.26 résument les relations utilisées pour les calculs de la pression dans les voies respiratoires.

$$\Delta P_{visc} = Z \Delta P_{pois} = Z \frac{8\pi\mu\ell}{A^2} \dot{V} \quad (2.24)$$

$$P_{kin} = \lambda \frac{\rho U^2}{2} \quad (2.25)$$

$$\dot{E}_{kin} = I_{duct} \frac{d\dot{V}}{dt} = \frac{4\rho\ell}{\pi D^2} \frac{d\dot{V}}{dt} \quad (2.26)$$

Le modèle considère les voies respiratoires comme des tubes rigides et qui ne changent pas de longueur en fonction du volume pulmonaire. Donc, pour résoudre le modèle il suffit d'appliquer

l'équation 2.23 pour chaque génération  $z$  entre les points *in* et *out*. Ensuite, il est nécessaire de faire la sommation des pertes de pression pour déterminer la chute de pression entre la trachée et les alvéoles. Puisque les tubes sont rigides, la pression dans les voies respiratoires est surestimée lors de l'inspiration et sous-estimée à l'expiration. Le chapitre 3 sur le modèle stationnaire apportera des explications sur cette constatation.

### 2.4 Algorithmes de contrôle disponibles commercialement

Les modes ventilatoires sur les respirateurs gazeux sont utilisés d'abord pour contrôler la phase inspiratoire. La phase expiratoire est commandée en pression c.-à-d. que le respirateur maintient une pression minimale positive tout en permettant un débit expiratoire. Pour éviter différents phénomènes qui seront décrits au cours de cette section, il est important de bien surveiller ce qui s'y passe. De plus, par mesure de sécurité il est important de fixer adéquatement les limites disponibles sur le respirateur pour signaler des situations potentiellement dangereuses. Une pression trop importante au niveau des poumons peut causer des dommages (volo/barotraumatisme), aggravant ainsi l'état du patient.

En ventilation gazeuse, plusieurs modes surveillent les efforts faits par le patient lors d'une ventilation mécanique assistée. Si le patient débute un effort inspiratoire, la pression mesurée à la bouche chute rapidement : si la pression ou le débit inspiratoire mesuré dépasse un seuil fixé sur le respirateur par le clinicien (communément appelé *trigger level*), l'insufflation est déclenchée par le respirateur. Cette insufflation va assurer au patient, qui n'a pas la capacité de faire tout le travail inspiratoire nécessaire, une ventilation efficace. L'inspiration peut donc est déclenchée par les actions spontanées du patient sur le respirateur (en anglais, cette option est appelés *patient-triggered*; en français, mode auto-déclenché). En VLT, par la présence d'un liquide très dense et visqueux dans les poumons, la respiration spontanée chez les patients ne pourra probablement pas être observée. Par conséquent, la description de cette option pour les différents modes ventilatoires sera omise.

La section qui suit présente un court historique du contrôle appliqué à la ventilation mécanique, suivie par les modes de base. Les modes plus avancés seront ensuite décrits.



### 2.4.1 Historique du contrôle de l'échange gazeux

Saxton et Myers en 1953 ont été les premiers à développer un contrôleur à boucle fermée pour la ventilation. En utilisant le niveau du  $\text{CO}_2$  à la fin d'une respiration comme entrée ( $P_{\text{ETCO}_2}$ ), ils ont décrit l'ajustement automatique de la pression inspiratoire pour contrôler le  $P_{\text{ETCO}_2}$ . Par contre, les résultats de cette recherche ne furent jamais publiés et aucune recherche sur des patients n'a été rapportée.

Vers la fin des années 1950, Frumin a été reconnu pour avoir développé le premier contrôleur en boucle fermée fonctionnel. Grâce à un respirateur de son propre design, Frumin a soutenu que durant l'anesthésie :

*"Repetitive processes such as artificial respiration, the mixing of anesthetic agent with oxygen, and the measurement of gas concentrations can often be carried out more efficiently and accurately performed mechanically rather than manually."*

Le contrôleur de Frumin ajustait le niveau de  $P_{\text{ETCO}_2}$  en fonction de la pression dans les voies respiratoires ( $P_{\text{va}}$ ). La mesure du  $P_{\text{ETCO}_2}$  était comparée à la consigne de respiration en respiration (ou de cycle en cycle). Une différence entre la consigne et la mesure, résulte en une variation de 0.2 mmHg de la  $P_{\text{va}}$ . Par conséquent, le contrôleur utilisait un feed-back négatif (le contrôleur cherche à minimiser l'erreur entre la consigne et la mesure) « inter-respiration » (les modifications aux paramètres ventilatoires étaient effectives au cycle suivant) pour atteindre la valeur cible du  $P_{\text{ETCO}_2}$  en ajustant la pression inspiratoire maximale dans les voies respiratoires.

En 1971, Mitamura et coll. ont utilisé le volume total de  $\text{CO}_2$  expiré pour contrôler la ventilation durant l'anesthésie. Les gaz expirés étaient collectés dans un réservoir où le contenu était échantillonné par un capteur de  $\text{CO}_2$  (par la méthode infrarouge). Ils ont été les premiers à contrôler le volume courant  $V_t$  ainsi que la fréquence respiratoire  $Fr$  pour maintenir la valeur de la  $P_{\text{ETCO}_2}$  au niveau désiré<sup>66</sup>.

En 1973, Coles et coll. développaient un système de contrôle pour la ventilation et l'anesthésie en utilisant la mesure du  $\text{CO}_2$  expiré, la concentration d' $\text{O}_2$  inspirée, la pression sanguine ainsi que le volume du sac d'anesthésiant. La valeur du  $P_{\text{ETCO}_2}$  était contrôlée en ajustant le  $V_t$  tout en maintenant la fréquence respiratoire constante. L'efficacité de leur système de contrôle a été démontrée par des expérimentations animales, mais il n'y a pas eu de publication subséquente.

Coon et coll. en 1978 a démontré avec succès le contrôle du pH sanguin en utilisant un capteur sous-cutané artériel et un respirateur Siemens 900. Le système de commande ajustait le  $V_i$  pour maintenir le pH à la valeur désirée. Les expérimentations animales ont démontré le bon fonctionnement du contrôleur à court terme, mais la dégradation du capteur par des protéines complique son utilisation.

Par la suite, plusieurs auteurs ont tenté de contrôler en boucle fermée la pression positive de fin d'expiration (*Peep*), la fraction d'oxygène inspirée ( $FiO_2$ ) ainsi que la ventilation minute ( $V_{min}$ ) durant une ventilation conventionnelle, en utilisant la  $P_{ETCO_2}$ , la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) et l'oxymétrie comme signaux d'entrée. En 1989, Brunner et coll. ont décrit un système de ventilation expérimental pour la station spatiale. Ce travail deviendra la base du « *Adaptive Support Ventilation* » (ASV).

### 2.4.2 Modes ventilatoires usuels des respirateurs gazeux

Il existe 2 modes base qui sont disponibles sur la majorité des respirateurs gazeux. Le premier est la ventilation en volume contrôlé (VC, de l'anglais *Volume Controlled Ventilation*) et le second est la ventilation en pression contrôlée (PC, de l'anglais *Pressure Controlled Ventilation*). À partir de la VC et de la PC, des modes avancés de ventilation ont été mis en place pour tirer avantage des ces deux modes. Ils seront présentés dans la section suivante.

#### 2.4.2.1 Le mode PC

Ce mode ventilatoire est disponible sur la majorité des respirateurs gazeux. Le clinicien doit fixer sur le respirateur les paramètres suivants :

- La fréquence respiratoire ( $Fr$ );
- La pression de fin d'expiration, (*Peep*);
- La pression de contrôle au dessus de la *Peep*;
- La fraction du temps de cycle allouée à la phase inspiratoire.

La figure 2.19 présente un exemple des respirations que l'on peut avoir durant une ventilation en pression contrôlée. Dès le début de l'inspiration, le contrôleur tente d'atteindre la pression de référence  $P_{ref}$  (dans l'exemple de la figure 2.19,  $P_{ref}$  est égal à 15 cm H<sub>2</sub>O) calculée à partir de l'équation 2.27.

$$P_{ref} = Peep + \text{Pression de contrôle au dessus de la Peep} \quad (2.27)$$

Ce niveau de pression est maintenu dans les voies respiratoires jusqu'à la fin de l'inspiration (au temps  $T_i$ ). Comme il est illustré pour les cas A à C, le  $V_i$  peut varier selon la compliance et la résistance des voies respiratoires. Durant l'expiration, les gaz contenus dans les poumons peuvent s'échapper à une pression contrôlée équivalente à la *Peep*. Si le temps d'expiration est insuffisant (**cas D**), la pression de fin d'expiration sera supérieure à la *Peep* demandée et le débit expiratoire ne sera pas nul. Le clinicien doit alors revoir les paramètres ventilatoires initiaux et corriger la situation (ex. augmenter le temps expiratoire, représenté par le **cas E**). Ce mode respiratoire contraint la ventilation dans un intervalle de pression définie.

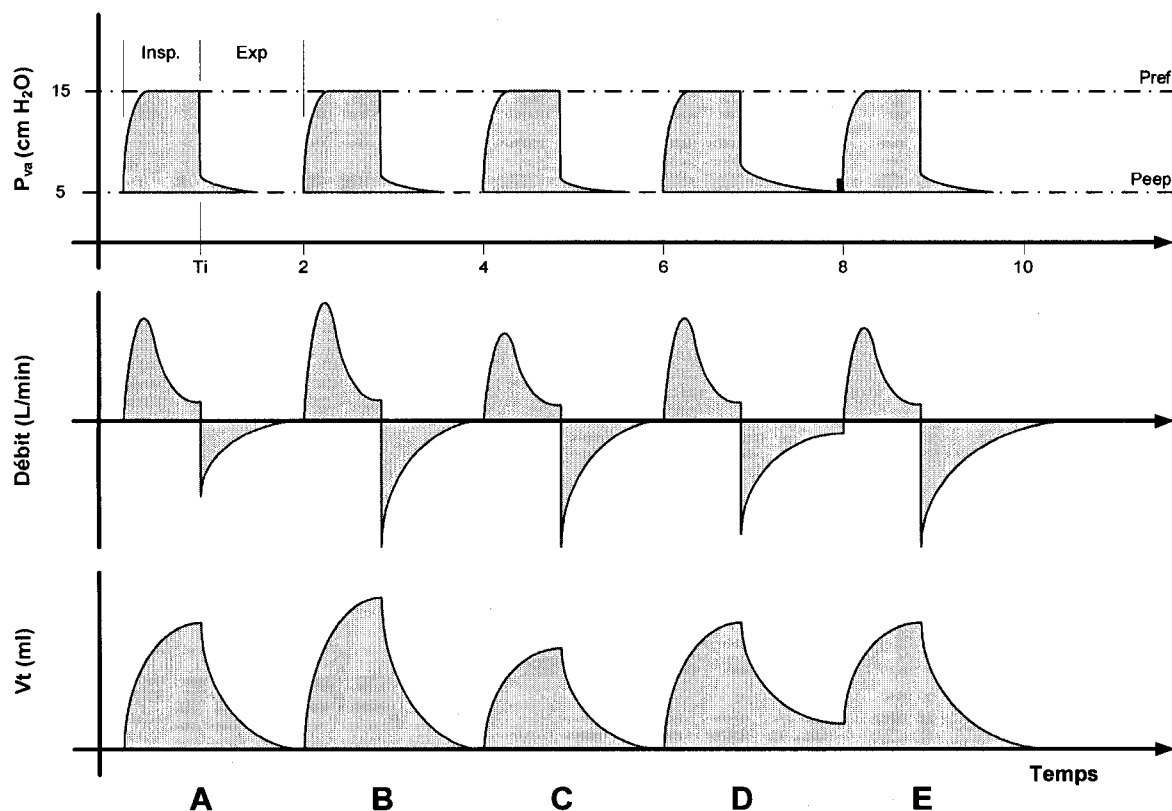


Fig. 2.19 – Exemple de respirations en mode PC

#### 2.4.2.2 VC

Ce mode ventilatoire est disponible sur la majorité des respirateurs gazeux. Le clinicien doit entrer sur le respirateur les paramètres suivants :

- La fréquence respiratoire ( $Fr$ );
- La pression de fin d'expiration ( $Peep$ );
- Le volume courant ( $V_t$ );
- La fraction du temps de cycle allouée à la phase inspiratoire;
- Le temps de monté (pourcentage du temps inspiratoire).

La figure 2.20 présente un exemple des respirations que l'on peut avoir durant une ventilation en pression contrôlée. Contrairement au mode ventilatoire PC, le volume courant est fixé et la référence n'est plus une valeur de pression, mais un débit de référence  $\dot{V}_{ref}$ . L'équation 2.28 présente la façon de calculer cette référence.

$$\dot{V}_{ref} = \frac{V_t}{T_i} \quad (2.28)$$

Dès le début l'inspiration, le contrôleur tente d'atteindre le débit de référence calculé. Lorsque ce niveau est atteint, le débit est maintenu dans les voies respiratoires jusqu'au temps d'inspiration  $T_i$ . Comme il est illustré pour les cas A à C, la pression varie selon la compliance et la résistance des voies respiratoires. Il est donc important de bien fixer les limites en pression dans les voies respiratoires pour éviter des surdistensions. Comme pour le mode PC, l'expiration s'exécute à pression contrôlée au niveau de la  $Peep$ . Si le temps d'expiration est insuffisant (**cas D**), le débit à la fin de l'expiratoire ne sera pas nul et la pression mesurée sera supérieure à la  $Peep$  demandée. On assiste alors au phénomène d'auto-peep : après chaque cycle, une partie du volume inspiré n'est pas expiré ce qui fait augmenter de cycle en cycle la valeur de la  $Peep$ . Il est donc primordial que le clinicien modifie les paramètres ventilatoires initiaux et corrige cette situation (ex. augmenter le temps d'expiration ou diminuer le  $V_t$ ).

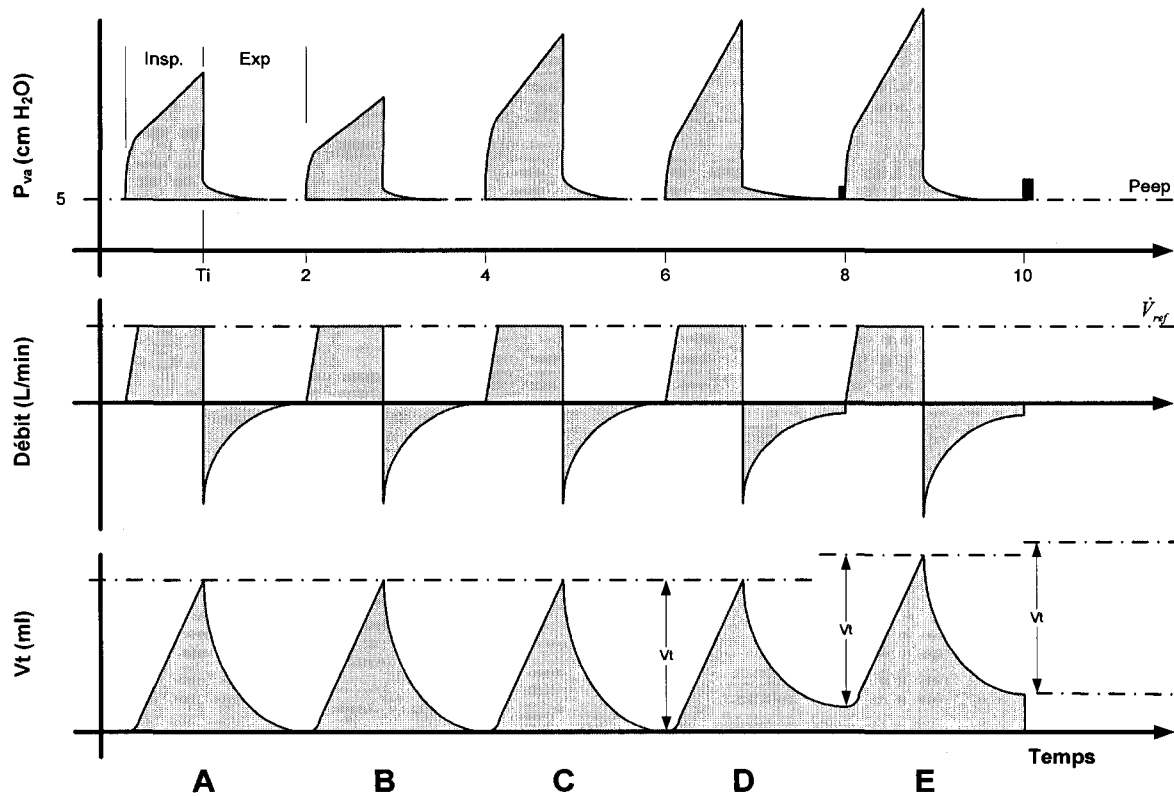


Fig. 2.20 - Exemple de respirations en mode VC

### 2.4.3 Modes ventilatoires avancés

Les modes de ventilation récents permettent de contrôler la pression ou le volume, selon une boucle de feed-back. Il est important de garder en tête que le respirateur contrôle seulement la pression ou le volume, mais jamais les deux simultanément. Les modes peuvent être à double boucles de commande (pression et volume) intra-respiration, soit à l'intérieur d'une respiration ou inter-respiration soit de respiration en respiration.

La double boucle de commande intra-respiration décrit un mode où le respirateur bascule d'un contrôle en pression à un contrôle en volume au cours d'une respiration. Cette technique est connue sous le nom de volume assuré pression supportée (VAPS, de l'anglais *Volume-Assured Pressure Support*) et pression augmentée (PA, de l'anglais *Pressure Augmentation*).

La double boucle de commande inter-respiration est plus simple, car le respirateur opère soit en pression supportée ou en pression contrôlée au cours d'un cycle respiratoire. Quand la boucle de feed-back est en fonction, la limite en pression est ajustée pour rencontrer le  $V_t$  fixé par le

clinicien et les modifications de la consigne sont effectives au cycle suivant. Ce mode de ventilation est connu sous l'appellation pression et temps limitée (*de l'anglais Pressure-Limited Time-Cycled*).

Certains modes ventilatoires avancés font intervenir une hiérarchie de contrôle. Cette dernière est constituée principalement d'une série de conditions logiques (*si telle condition, alors telle action*) qui sélectionne le mode ventilatoire et/ou ajuste les paramètres pour rencontrer les objectifs fournis par le clinicien. Pour les modes ventilatoires indiqués dans cette section, la hiérarchie de contrôle sera présentée.

### 2.4.3.1 VAPS et PA

Les modes ventilatoires VAPS et PA sont disponibles sur les respirateurs *Bird* et *Bear* de la compagnie *Viasys HealthCare*. Pour ces modes ventilatoires, le clinicien doit entrer sur le respirateur les paramètres suivants :

- Le temps d'inspiration  $T_i$ ;
- Le niveau de pression-supportée. Cependant, aucune étude n'a proposé une méthode efficace pour déterminer ce niveau. Une première approche serait de fixer ce paramètre à la pression de plateau de fin d'inspiration ( $P_{eip}$ ), obtenu lors d'une respiration à volume contrôlé et au  $V_i$  souhaité.
- Le débit maximal admissible durant l'inspiration. Il doit être ajusté pour permettre un temps d'inspiration adéquat.
- Le volume courant  $V_i$  minimum.
- La pression de fin d'expiration ( $P_{eep}$ );

La fin du cycle sera déterminée par différents critères dont l'atteinte d'un seuil de débit inspiratoire (traduit de l'anglais *set peak flow*), le  $V_i$  demandé ou le temps d'inspiration prescrit  $T_i$ . Pour les respirateurs *Bird* et *Bear*, le seuil de débit est fixé à 25% du débit maximal inspiratoire. Conceptuellement, ce mode ventilatoire combine le débit inspiratoire initial élevé d'une respiration à pression contrôlée avec le débit constant d'une respiration contrôlée en volume.

La figure 2.21 présente l'algorithme de décision de ce mode ventilatoire et la figure 2.22 dresse la gestion des différentes situations rencontrées. Dès l'amorce de l'inspiration, le respirateur tente d'atteindre le paramètre de pression supportée le plus rapidement possible. Cette portion de l'inspiration est limitée en pression et elle renferme des variations de débit importantes. Quand le niveau de pression supportée est atteint, le contrôleur compare en continu le  $V_i$  désiré au volume délivré (les respirateurs mesurent uniquement le volume délivré et non expiré pour éviter les erreurs liées aux fuites potentielles). En référence au **cas A** de la figure 2.22, si le contrôleur détermine que le volume mesuré est équivalent au  $V_i$  et que le débit a atteint le seuil de débit inspiratoire, alors l'inspiration est terminée et l'expiration peut avoir lieu. Par contre, si le volume délivré n'est pas équivalent au  $V_i$  demandé et que le seuil de débit inspiratoire est atteint (**cas B**), le contrôleur bascule du mode pression contrôlée à volume contrôlé. L'inspiration se poursuit en utilisant le seuil fixé de débit constant et la pression bouche dépasse alors le niveau de pression supportée. Lorsque le volume délivré est égal au  $V_i$  demandé, l'inspiration est terminée. La limite supérieure en pression prend toute son importance dans ce cas pour alerter le clinicien d'un niveau de pression anormalement élevé.

Le **cas C** présente une diminution marquée de la compliance pulmonaire. Ainsi, si le seuil de débit inspiratoire est atteint rapidement, le contrôleur bascule de nouveau en volume-contrôlé en utilisant un débit constant. Puisque l'objectif est d'atteindre un  $V_i$  minimum, le temps inspiratoire peut être allongé jusqu'à 3 secondes pour insérer le volume demandé. Dépassée cette limite temporelle, l'inspiration est avortée et l'expiration est débutée.

Dans le cas contraire (**cas D**), si la compliance pulmonaire s'améliore le volume délivré peut être supérieur au  $V_i$  minimum. Alors, le contrôleur maintient le niveau de pression-supportée durant le temps d'inspiration et ne fait aucune modification pour les cycles respiratoires suivants.

Donc, il y a plusieurs règles qui dictent les actions du respirateur selon la relation entre le  $V_i$  délivré et le  $V_i$  demandé.

- L'inspiration est contrôlée en pression si le volume délivré est supérieur ou égal au  $V_i$  demandé et que le seuil de débit est atteint.
- L'inspiration est contrôlée en volume si le volume délivré est inférieur au  $V_i$  demandé et que le seuil de débit est atteint. Lorsque le volume délivré est égal au  $V_i$  demandé l'inspiration prend fin, mais le temps d'inspiration ne peut pas dépasser 3 secondes.

**Considérations**

Pour que ce mode soit efficace, les paramètres de pression et de débit doivent être sélectionnés adéquatement. Si les pressions sont trop importantes, toutes les respirations seront contrôlées en pression et le  $V_t$  minimal sera garanti. En contrepartie, si la limite en débit est fixée à une valeur trop élevée, toutes les respirations seront contrôlées en volume et le temps d'inspiration risque d'être prolongé inutilement. Quand le clinicien observe des transitions fréquentes entre le contrôle en pression et en volume, ce dernier doit tenter d'en identifier la cause (diminution des efforts du patient ou de la compliance pulmonaire, présence de sécrétion ou autres problèmes au niveau des voies respiratoires).

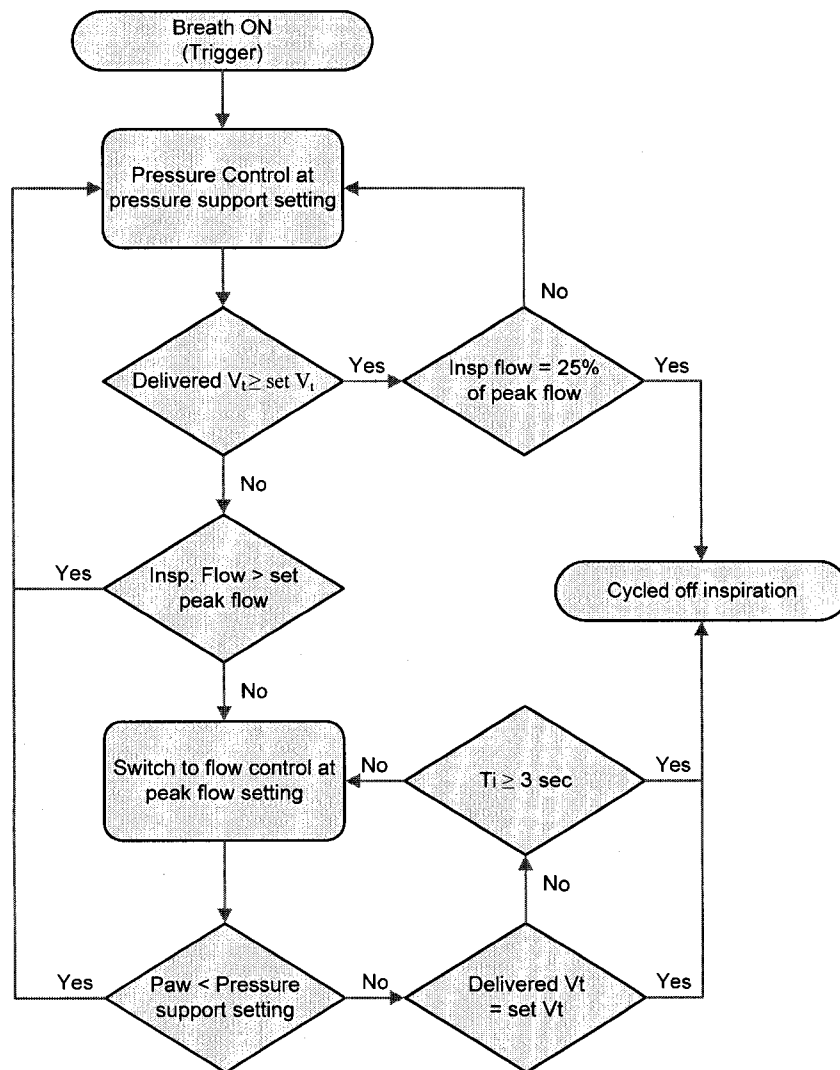


Fig. 2.21 – Algorithme de décision pour les modes VAPS et PA <sup>66</sup>



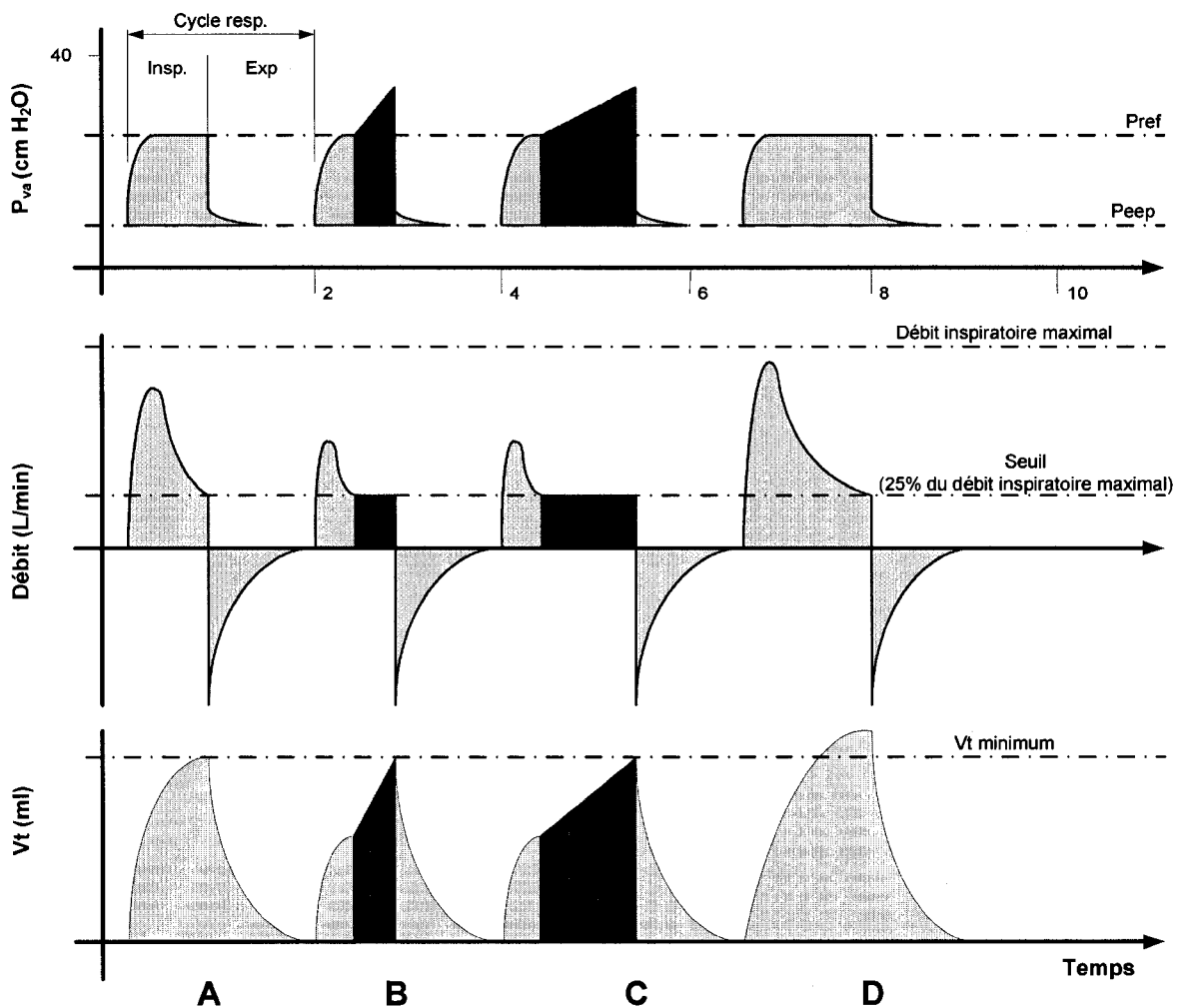


Fig. 2.22 – Exemple de respirations possibles au cours du mode ventilatoire VAPS ou PA

#### 2.4.3.2 VA et PSV

Le mode de ventilation en volume assisté (VA, de l'anglais *Volume-Support Ventilation*) est disponible sur le Servo-i de la compagnie Maquet (anciennement *Siemens Elema*). Son équivalent, le mode de ventilation à pression supportée variable (PSV, de l'anglais *Variable Pressure Support*) est présent sur le respirateur Venturi de la compagnie *Cardiopulmonary Corporation*. Pour ces modes ventilatoires, le clinicien doit entrer sur le respirateur les paramètres suivants :

- La fréquence respiratoire ( $Fr$ );
- Le volume courant minimum ( $V_t$ );

- Le niveau de pression de fin d'expiration (*Peep*).
- La limite supérieure en pression durant l'inspiration

Toutes les phases inspiratoires sont limitées en pression et la fin du cycle est déterminée par un critère en débit. Sur le Servo 300 (prédécesseur du respirateur Servo-i), le seuil de débit (traduit de l'anglais *set peak flow*) est fixé à 5% du débit inspiratoire maximal mesuré au cours de l'inspiration. La figure 2.23 présente l'algorithme de décision pour ce mode de ventilation et la figure 2.24 présente l'évolution de la pression selon les données mesurées.

Avec le respirateur Servo 300, le mode VA débute par une « respiration témoin » utilisant une pression de consigne (nommé  $P_{in\_use}$ ) de 5 cm H<sub>2</sub>O au dessus de la *Peep*. La pression de référence est alors calculée selon l'équation 2.29.

$$P_{ref(k)} = Peep + P_{in\_use(k)} \quad (2.29)$$

Le volume délivré à la  $P_{ref}$  est mesuré et la compliance dynamique apparente du système respiratoire est calculée. Grâce à ces données, il est possible de calculer la nouvelle pression de consigne ( $P_{CALC}$ ) selon l'équation 2.30.

$$P_{CALC(k)} = P_{in\_use(k)} \frac{Vt_d}{Vt_m} \quad (2.30)$$

Où,

$Vt_d$  = Volume courant demandé

$Vt_m$  = Volume courant mesuré

Les trois cycles respiratoires suivants sont effectués à un niveau de  $P_{ref}$  calculé à partir des équations 2.31 et 2.32.

$$P_{diff(k)} = P_{CALC(k)} - P_{in\_use(k)} \quad (2.31)$$

$$P_{ref(k+1)} = P_{ref(k)} + 0.75 \times P_{diff(k)} \quad (2.32)$$

De respiration en respiration, la variation maximale du niveau de pression de référence est de 3 cm H<sub>2</sub>O. L'intervalle de  $P_{ref}$  va de la *Peep* à 5 cm H<sub>2</sub>O sous la limite supérieure en pression. La fin de la phase inspiratoire survient lorsque le débit est inférieur à 5% du débit maximal ou si le temps d'inspiration  $T_i$  est supérieur ou égal à 80% du temps de cycle total.

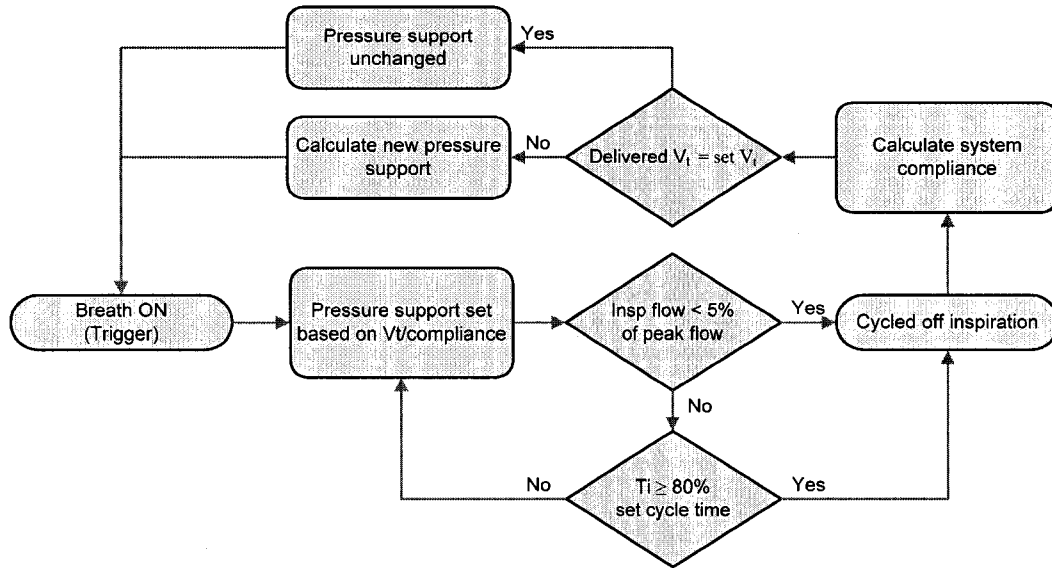


Fig. 2.23 – Algorithme de décision pour la ventilation en mode VA.

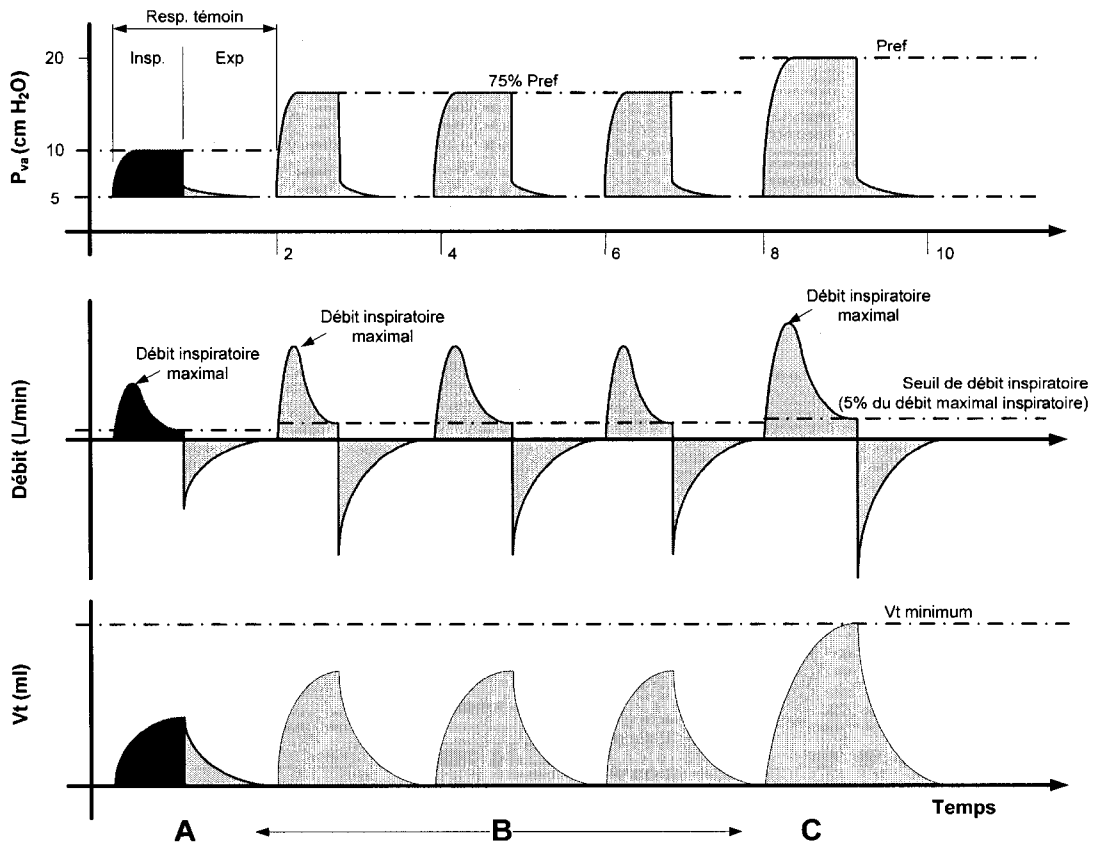


Fig. 2.24 – Évolution des respirations au cours du mode ventilatoire VA. Le temps inspiratoire varie d'une respiration à l'autre.

### **Considérations**

Dans le cas d'un patient ayant les voies respiratoires obstruées, si les niveaux de pression augmentent pour maintenir un  $V_T$  constant un phénomène d'auto-peep peut en résulter : lorsque l'auto-peep augmente, le  $V_T$  diminue pour un niveau de pression de référence constant. L'algorithme de décision augmente alors la référence ce qui augmente le  $V_T$ , aggravant l'auto-peep de l'air. Par conséquent, il est primordial de bien fixer les alarmes (en pression et en volume minute  $V_{min}$ ), pour la sécurité du patient. Pour corriger cette situation, il faut s'assurer que le temps d'expiration est suffisamment long pour permettre le retrait du volume inspiré.

#### **2.4.3.3 VCRP**

Le nom générique pour ce mode est une ventilation à double commande (en pression et en volume) limité en pression et en temps (de l'anglais *Dual Control Breath-to-Breath, Pressure Limited and Time-cycled Ventilation*). L'ajustement du niveau de pression se fait de respiration en respiration (inter-respiration). Ce mode est communément appelé :

- Volume contrôlé à régulation de pression ou VCRP (de l'anglais *Pressure Regulated Volume Control* ou PRVC) sur le respirateur Servo-i de Maquet;
- Ventilation Adaptative en Pression sur le respirateur Galileo de *Hamilton Medical* (de l'anglais *Adaptative Pressure Ventilation*);
- « *Auto-Flow* » sur le respirateur Evita 4 de *Dräger Medical*;
- Ventilation en Volume Contrôlé + sur le respirateur 840 de *Puritan Bennett*;
- Ventilation en Contrôle Variable de la Pression sur le respirateur Venturi de *Viasys Healthcare* (de l'anglais *Variable Pressure Control*).

Ce mode ventilatoire exploite les points positifs de la ventilation en pression contrôlée en maintenant un  $V_T$  et une  $V_{min}$  constants et une réduction automatique des limites en pressions lorsque le patient est en rémission. L'algorithme de contrôle est presque identique à celui décrit dans le mode VA.

Tous ces modes ventilatoires sont limités en pression et la fin de l'inspiration est déterminée par un temps d'inspiration  $T_i$ , contrairement au mode VA dont l'inspiration est limitée par un seuil de débit inspiratoire. Ils utilisent le volume inspiré (les respirateurs mesurent uniquement le volume délivré et non expiré pour éviter les erreurs liées aux fuites potentielles) comme mesure

pour ajuster la limite en pression de cycle en cycle. Comme pour le mode VA, une respiration témoin est effectuée et la compliance dynamique  $C_{dyn}$  apparente du système pulmonaire est calculée. En réutilisant les équations 2.30 à 2.32 la pression de référence pour les trois cycles suivants est calculée. Au cours des respirations suivantes, la pression de référence sera modifiée (corrections maximale de la pression  $< \pm 3$  cmH<sub>2</sub>O) pour rencontrer le  $V_t$  demandé. La limite en pression peut fluctuer entre 5 cmH<sub>2</sub>O au dessus de la *Peep* et 5 cmH<sub>2</sub>O sous la limite de la pression inspiratoire maximale.

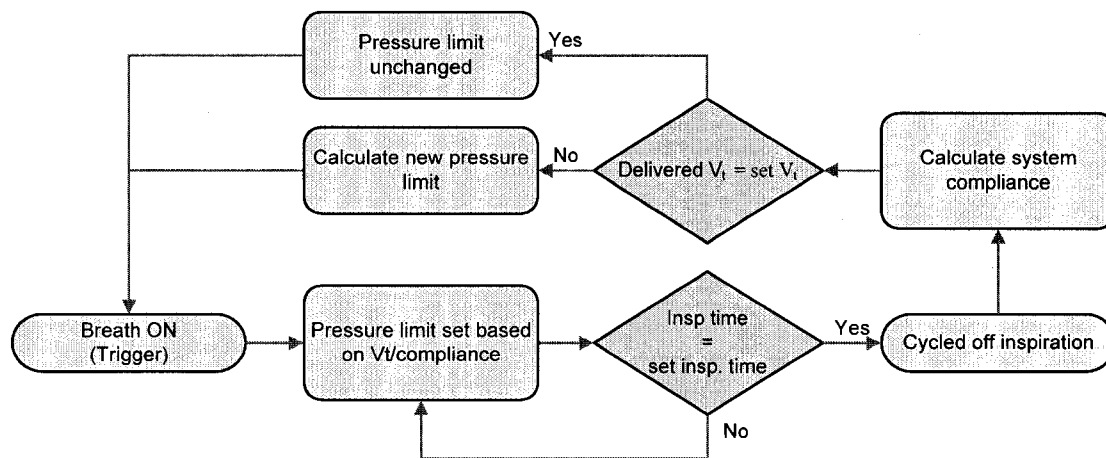


Fig. 2.25 – Algorithme de décision pour le mode ventilatoire volume contrôlé à régulation de pression.

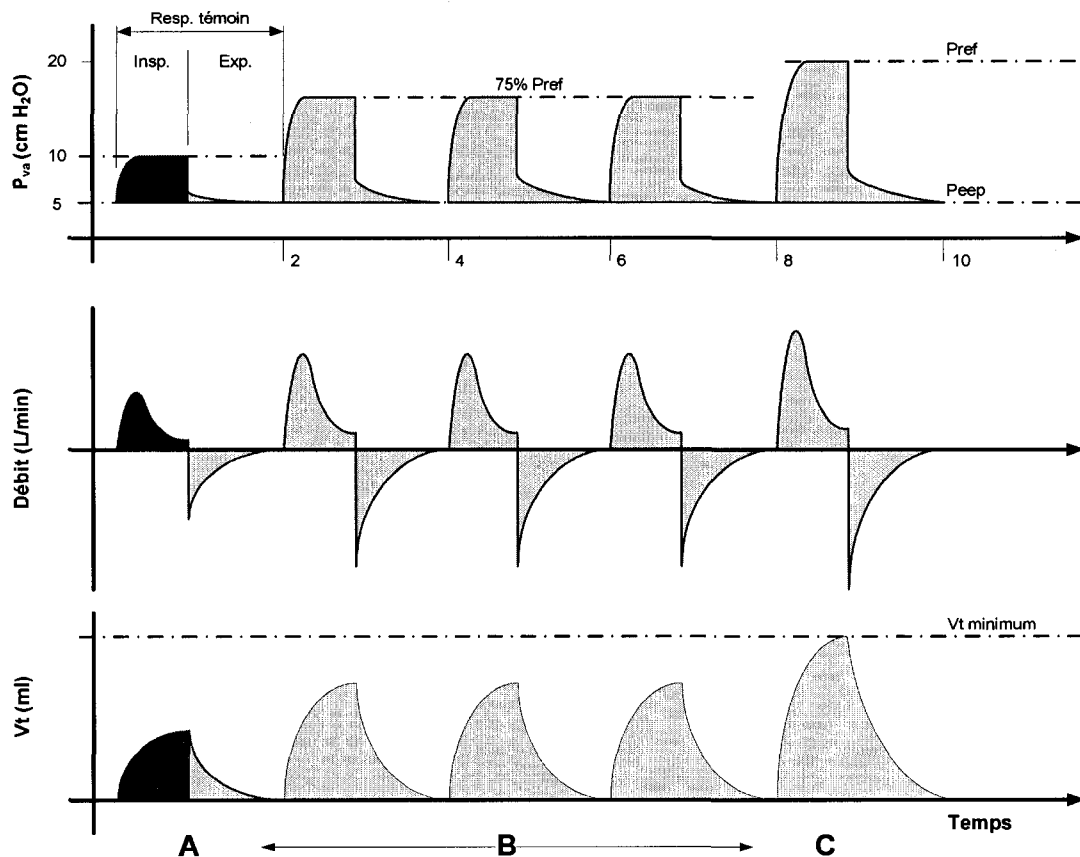


Fig. 2.26 - Évolution des respirations au cours du mode ventilatoire VCRP. Le temps pour la phase inspiratoire et expiratoire est fixé.

### Considérations

Comme c'est le cas avec le mode VA, le mode VCRP fournit un  $V_t$  constant et réduit automatiquement la limite en pression lorsque le patient est en rémission. Il permet aussi de maintenir un  $V_t$  plus régulier lorsque la compliance pulmonaire change. L'avantage le plus important réside dans le fait que ce mode a l'habileté de changer le débit inspiratoire en fonction du patient tout en maintenant une  $V_{min}$  constante. Fait à noter, le mode PC peut accomplir la même tâche.

Néanmoins, ce mode ventilatoire modifie sa limite en pression en fonction du  $V_t$  mesuré : une erreur sur le volume mesuré va entraîner inévitablement des erreurs décisionnelles au niveau de l'algorithme. De plus, lorsque la limite en pression est diminuée, la pression moyenne dans les voies respiratoires diminue, ce qui peut potentiellement diminuer l'oxygénation.

#### 2.4.3.4 Autres

Il existe d'autres modes ventilatoires qui ne seront pas passés en revue dans cette thèse. Ces modes ventilatoires sont utilisés pour sevrer les patients d'un support ventilatoire ou ils ne sont pas très répandus. Voici tout de même une courte description de ces modes :

- **AutoMode** qui combine le VA et VCRP pour des patients en sevrage ventilatoire (disponible sur le respirateur Siemens Servo 300A). Le respirateur utilise le mode VCRP si le patient est paralysé. Si le patient amorce 2 respirations spontanées consécutives le respirateur bascule en mode VA. Si ce dernier tombe en apnée pour plus de 12 secondes, le respirateur sélectionne de nouveau le mode VCRP.
- **Support ventilatoire adaptatif** (ASV de l'anglais *Adaptative Support Ventilation*) disponible uniquement sur le respirateur Galileo de la compagnie Hamilton. En fonction de la taille du patient le clinicien fixe les intervalles souhaités pour quelques paramètres ventilatoires. Par la suite, l'algorithme détermine la valeur des variables ventilatoires ( $F_r$ ,  $V_t$ ,  $T_i$ ,  $T_e$ , etc.) selon différentes règles prédéfinies et les caractéristiques mécaniques mesurées des poumons.
- **Ventilation minute obligatoire** (MMV de l'anglais *Mandatory Minute Ventilation*). Mode ventilatoire utilisé pour sevrer les patients en rémission, où le respirateur assure une  $V_{min}$  minimale. Lors du sevrage, le patient est en mesure de respirer spontanément, mais dans les périodes d'apnée, le travail est assuré par le respirateur à la  $V_{min}$  prescrite par le clinicien.

### 2.4.4 Tableau récapitulatif

Le tableau 2.1 présente un récapitulatif des modes présentés dans cette section avec les variables de contrôle. Une courte description accompagne les modes pour lesquelles un algorithme de décision est présent pour ajuster la ventilation <sup>67</sup>.

**Tableau 2.1 – Récapitulatif des modes ventilatoires ainsi que des paramètres de contrôle. Les variables de départ sont les paramètres fixés par le clinicien et nécessaire au lancement de la phase inspiratoire.**

Mode ventilatoire	Variables				Logique opératoire
	Départ	Limite	Cycle	Alarmes	
PC	T, P, F	P	T	P	n/a
VC	T, P, F	F, V	T	P	n/a
VAPS, PA	T, P	P, F	F, T		Si le Vt n'est pas atteint quand le débit atteint le seuil, bascule du contrôle en pression pour le contrôle en volume.
VA, PSV	P, F	P	F	V, T	Si le Vt n'est pas atteint, la limite en pression est ajustée. Le débit détermine la fin du cycle
VCRP	T, P, F	P	T		Si le volume courant n'est pas atteint, ajustement des limites en pression

T : temps, P : pression, V : volume, F, débit.

#### 2.4.4.1 Discussion

Les modes de bases devront se retrouver sur les futurs respirateurs liquidiens, car c'est à partir de ceux-ci que la majorité de modes avancés s'inspirent. En ce qui a trait aux modes avancés, le mode VCRP présente une autorégulation intéressante pour atteindre les objectifs ventilatoires en temps et en volume demandés. De plus, l'amélioration des niveaux de pression respiratoire peut être un indicateur pour qualifier l'amélioration de l'état du patient.

Pour ce qui est des modes VAPS et VA, la fin de la phase inspiratoire et/ou expiratoire est déterminée par l'atteinte d'un seuil de débit. En VLT (pour l'instant) ce type de contrôle n'a jamais été mis en place et il est difficile de conclure sur l'utilité de cette approche.

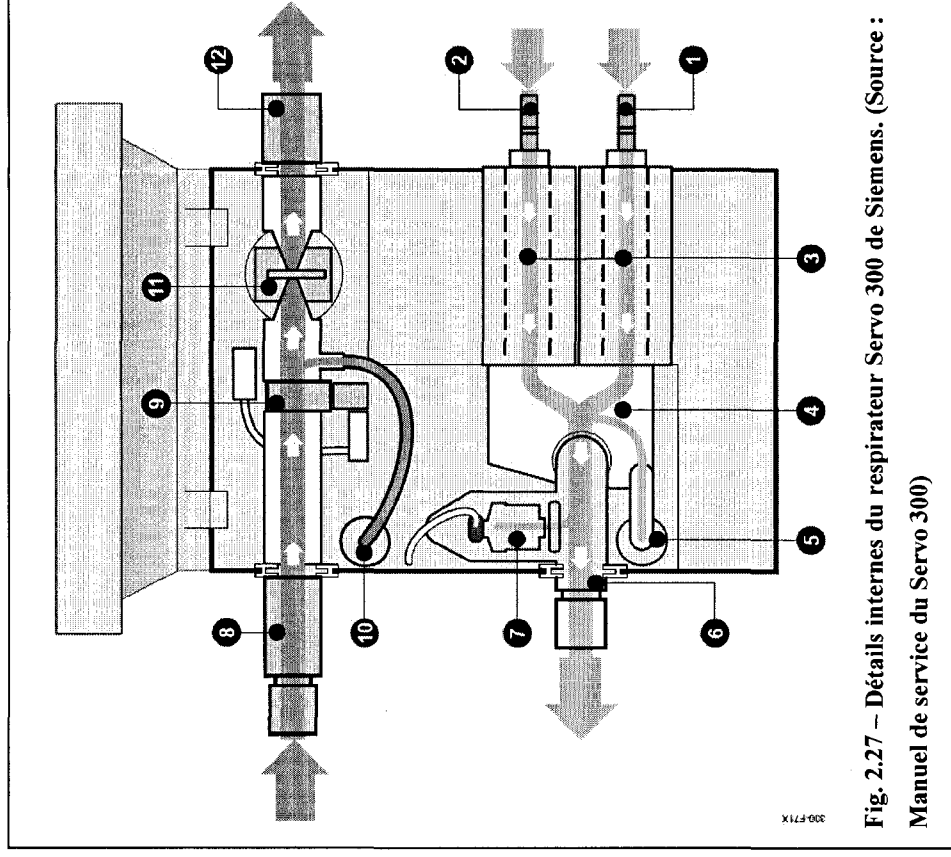
Cependant, chaque mode présente ses avantages et ses inconvénients qui doivent être pris en considération en fonction de la pathologie du patient. À ce niveau, le parallèle avec la VLT reste encore à valider.



#### 2.4.5 Structure de commande sur un respirateur Servo 300

Pour illustrer le fonctionnement interne d'un respirateur gazeux, le respirateur Servo 300 de *Siemens Elema* sera pris en exemple. La figure 2.27 présente le détail interne du respirateur. Sur cette figure le patient est à gauche de l'appareil. Voici une description des différents points identifiés :

1. Entrée d'air comprimé.
2. Entrée d'oxygène pur.
3. Le débit de gaz délivré au patient est réglé par 2 valves inspiratoires. Il y a une valve pour chaque gaz (air et O<sub>2</sub>). Les valves sont contrôlées à l'aide d'une boucle de rétroaction.
4. Les gaz sont mélangés dans une chambre de mélange.
5. La pression du mélange de gaz délivré au patient est mesurée à l'aide d'un capteur de pression inspiratoire.
6. Le conduit inspiratoire amène le mélange gazeux vers le patient. Le conduit inspiratoire contient aussi une valve de sureté et un capteur d'O<sub>2</sub>. La valve de sureté s'ouvre en cas de panne, si la pression inspiratoire dépasse 120 cm H<sub>2</sub>O et/ou la limite de pression inspiratoire supérieure est dépassée de 5 cm H<sub>2</sub>O.
7. La concentration d'O<sub>2</sub> dans le mélange est mesurée par ce capteur.
8. Le tube expiratoire du patient est branché sur cette entrée. Cette dernière est équipée d'une trappe pour retenir l'humidité.
9. Le débit expiratoire est mesuré par le capteur de débit.
10. La pression expiratoire est mesurée par un capteur de pression.
11. La pression du gaz expiratoire (*Peep*) au niveau des voies respiratoires est réglée par cette valve expiratoire. Cette dernière est régulée en pression par un contrôleur avec une boucle de rétroaction.
12. Les gaz expiratoires s'échappent du respirateur par ce port.



### 2.4.5.1 Inspiration : Régulation en débit

La figure 2.28 présente le schéma bloc du système pour contrôler l'inspiration en débit, lors de la sélection du mode ventilatoire VC. Le chemin ombragé décrit le parcours à suivre. D'abord, la référence en débit est générée et transmise au mélangeur (*mixer*) qui gère alors l'ouverture des valves inspiratoires pour avoir le mélange air/O<sub>2</sub> voulu. Le débit de référence est alors séparé en deux (*gas flow ref.*), soit 1 pour chaque gaz. Ces deux références sont comparées à leur mesure réelle en utilisant le capteur de débit présent sur l'entrée de chaque gaz et le contrôleur Proportionnel-Intégrateur (boîte *Flow PI control*) donne la position souhaitée des valves inspiratoire (*desired position value*). De nouveau, la position souhaitée est comparée à la position réelle de la valve (*insp. valve position*). Grâce au contrôleur Proportionnel-Dérivateur (PD) une consigne en courant (*desired current value*) sera transmise au contrôleur des solénoïdes et comparée de nouveau à la valeur mesurée (*actual current value*). La sortie du contrôleur en courant des solénoïdes est de type modulation de largeur d'impulsion (PWM, de l'anglais *Pulse Width Modulation*), ce qui commande l'ouverture des valves inspiratoires. L'élément à l'extérieur du chemin ombragé est un pré-compensateur qui ajuste au préalable la position de la valve, permettant ainsi d'améliorer les performances du système de commande.

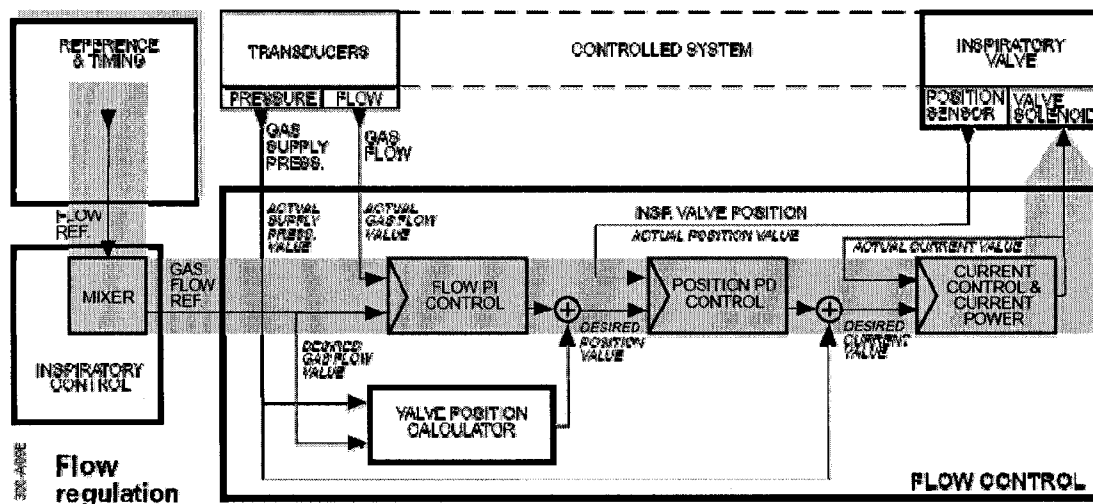


Fig. 2.28 – Schéma bloc du contrôle en débit lors de l'inspiration pour le mode VCV. (Source : Manuel de service du Servo 300)

### 2.4.5.2 Inspiration : Régulation en pression

La figure 2.29 présente le schéma bloc du système pour contrôler l'inspiration en pression lors de la sélection de tous les modes sauf le VC. La seule différence réside dans la génération de la référence. La valeur de la pression de référence (*desired pressure value*) est soustraite à la pression inspiratoire mesurée (*actual pressure value*). Le contrôleur Proportionnel-Intégrateur-Dérivateur en pression (*Press PID Contr*) traduit cette différence en débit de référence (*flow ref*) pour le mélangeur des gaz (*Mixer*). Tout ce qui est à l'intérieur de la boîte *Flow control* reste identique à la description précédente.

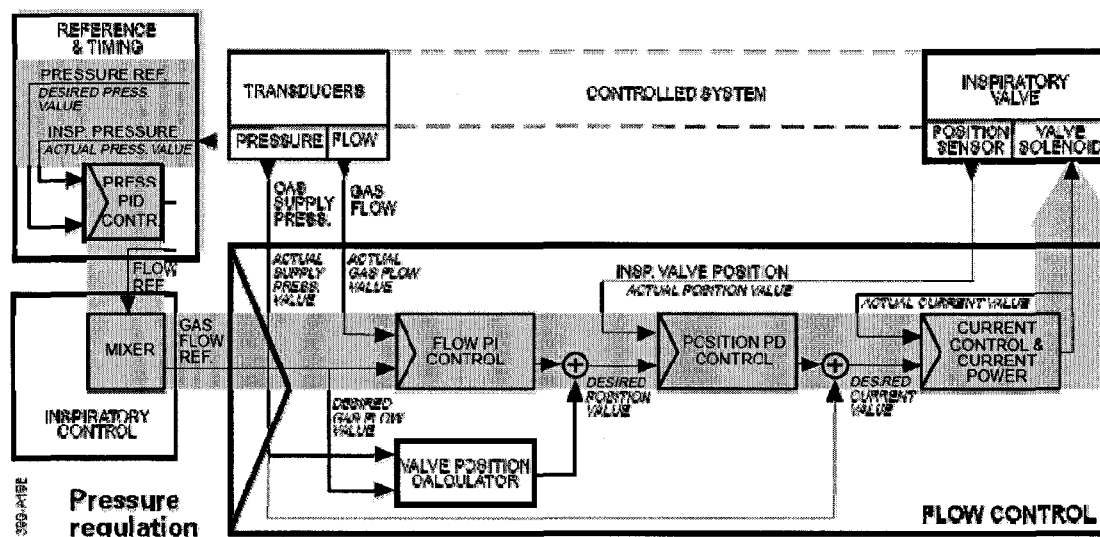


Fig. 2.29 - Schéma bloc du contrôle en pression lors de l'inspiration pour le mode PC. (Source : Manuel de service du Servo 300)

### 2.4.5.3 Expiration : Régulation en pression

La figure 2.30 présente le schéma bloc du système pour contrôler l'expiration en pression. La référence en pression (*Peep*) est comparée à leur mesure réelle en utilisant le capteur de pression et le contrôleur PID (boîte *Peep PID control*) donne la position souhaitée de la valve expiratoire (*desired position value*). La position souhaitée est comparée à la position réelle de la valve (*exp. valve position*). Grâce au contrôleur PD, une consigne en courant (*desired current value*) sera transmise au contrôleur du solénoïde et comparée de nouveau à la valeur mesurée (*actual current value*). La sortie du contrôleur en courant du solénoïde est de type modulation de largeur

d'impulsion (PWM, de l'anglais *Pulse Width Modulation*), ce qui module l'ouverture de la valve. Donc, l'expiration est contrôlée en pression, au niveau de *Peep* demandée par le clinicien.

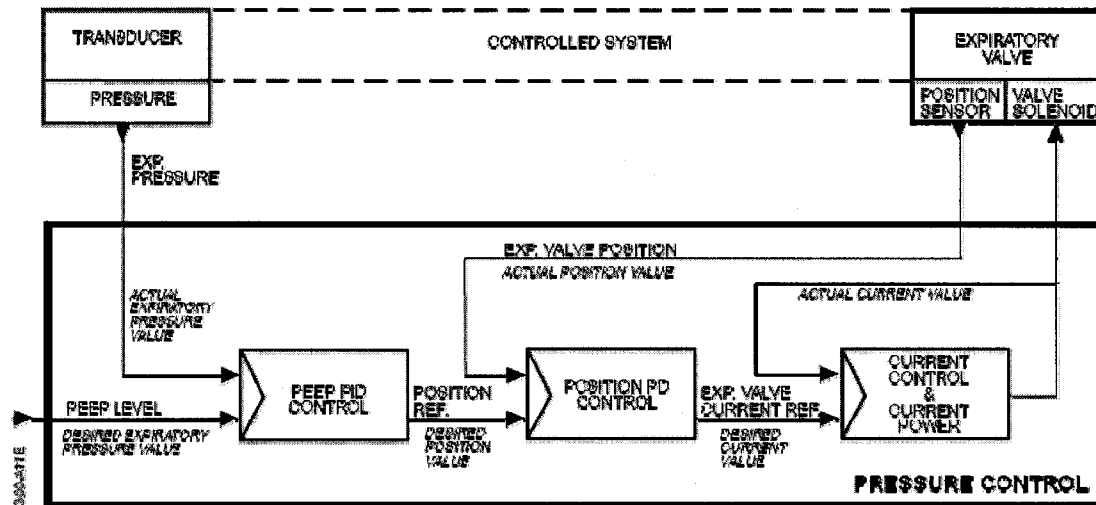


Fig. 2.30 - Schéma bloc du contrôle en débit lors de l'expiration pour tous les modes. (Source : Manuel de service du Servo 300)

En fonction de ce qui vient d'être présenté, on remarque que les régulateurs mis en place utilisent des contrôleurs de type Proportionnel-Intégrateur-Dérivateur (PID). Ce type de contrôleur est approuvé par la FDA et les autres organismes régisseurs, car ils ont fait leurs preuves par le passé. De plus, pour la régulation en volume et en pression, la présence de pré-compensateur semble être une mesure acceptable pour les appareils médicaux. Ces observations seront considérées dans le choix du contrôleur pour la phase expiratoire sur le respirateur liquidien.

## Références

1. Vaseen Vesper A. Portable lung apparatus. US patent US4232665. 1980 November 11.
2. Shaffer Thomas H., Wolfson Marla R., Heckman James L., Hoffman John. Liquid Ventilator. San Diego, Calif., Philadelphia, Pa. patent us6105572. 2000 aug 22.
3. Alavarez Diaz Francisco, Jose, Larrabe Barrena, Juan Luis, Valls-I-Soler Adolfo, Gomez Solaetxe, Miguel Angel, Astiasoro Cuesta Elena, Arnaiz Renedo Arantxa. Device for assisted respiration of liquid with control of volume introduces and-or extracts liquid carrying oxygen into or from lungs of patient. patent ES2154596. 2001 1 April.
4. Federowicz Michael G. and Klatz Ronal M. Liquid Ventilation Method and Apparatus. Chicago, IL patent WO 97/32621. 1997 sep 12.
5. Nightengale Chris. Respiratory Apparatus Including Liquid Ventilator. Englewood, CO patent us2002/0023640 A1. 2002 feb 28.
6. Heckman JL, Hoffman J, Shaffer TH, Wolfson MR. Software for real-time control of a tidal liquid ventilator. *Biomed Instrum Technol* 1999 May-Jun;33(3):268-76.
7. Larrabe JL, Alvarez FJ, Cuesta EG, Valls-i-Soler A, Alfonso LF, Arnaiz A, et al. Development of a time-cycled volume-controlled pressure-limited respirator and lung mechanics system for total liquid ventilation. *IEEE Trans Biomed Eng* 2001 Oct;48(10):1134-44.
8. Hirschl RB, Merz SI, Montoya JP, Parent A, Wolfson MR, Shaffer TH, et al. Development and application of a simplified liquid ventilator. *Crit Care Med* 1995 Jan;23(1):157-63.
9. Meinhardt JP, Quintel M, Hirschl RB. Development and application of a double-piston configured, total-liquid ventilatory support device. *Crit Care Med* 2000 May;28(5):1483-8.
10. Corno C, Fiore GB, Martelli E, Dani C, Costantino ML. Volume controlled apparatus for neonatal tidal liquid ventilation. *ASAIO J* 2003 May-Jun;49(3):250-8.

11. Sekins KM, Nugent L, Mazzoni M, Flanagan C, Neer L, Rozenberg A, et al. Recent innovations in total liquid ventilation system and component design. *Biomed Instrum Technol* 1999 May-Jun;33(3):277-84.
12. Shaffer Thomas H., Wolfson Marla R., Heckman James L., Hoffman John. Liquid Ventilator. San Diego, Calif., Philadelphia, Pa. patent WO 99/24100. 1999 may 20.
13. Tredici S, Komori E, Funakubo A, Brant DO, Bull JL, Bartlett RH, et al. A prototype of a liquid ventilator using a novel hollow-fiber oxygenator in a rabbit model. *Crit Care Med* 2004 Oct;32(10):2104-9.
14. Hirschl Ronald B., Montaya Jean P., Merrz Scott I. Liquid ventilator with venturi-inducing patient connector. US patent US5492109. 1996 February 20.
15. Nugent Lawrence J. Liquid Breathing-Gas Exchanger. San Diego, CA patent WO 99/62626. 1999 dec 9.
16. Reichner Thomas W. Agitator/mixer. US patent US5226727. 1993 July 13.
17. Degraeuwe PL, Dohmen LR, Geilen JM, Blanco CE. A feedback controller for the maintenance of FRC during tidal liquid ventilation: theory, implementation, and testing. *Int J Artif Organs* 2000 Oct;23(10):680-8.
18. Faithfull Nicholas Simon and Schutt Ernest G. Methods and Apparatus for Closed-Circuit Ventilation Therap. San Diego, Calif. patent us6041777. 2000 mar 28.
19. Wolfson MR, Miller TF, Peck G, Shaffer TH. Multifactorial analysis of exchanger efficiency and liquid conservation during perfluorochemical liquid-assisted ventilation. *Biomed Instrum Technol* 1999 May-Jun;33(3):260-7.
20. Shaffer Thomas H. and Wolfson Marla R. Process Control for Liquid Ventilation and Related Procedures. US patent US5335650. 1994 August 9.
21. Shaffer Thomas H. and Wolfson Marla R. Process Control for Liquid Ventilation. Philadelphia, PA patent WO 94/08652. 1994 apr 28.

22. Philips CM, Weis C, Fox WW, Wolfson MR, Shaffer TH. On-line Techniques for Perfluorochemical Vapor Sampling and Measurement. *BET* 1999 jul # / # aug,;33:348-55.
23. Shaffer Thomas H., Wolfson Marla R., Miller Thomas F., Foust III Raymond. Breathable liquid elimination analysis. us patent US5590651. 1997 01-07.
24. Cox CA, Fox WW, Wolfson CM, Shaffer TH. Liquid ventilation: Gas exchange, perfluorochemical uptake, and biodistribution in an acute lung injury. *Pediatr Crit Care Med* 2002 jul,;3(3):288-96.
25. Robert R. Optimisation d'un ventilateur liquidien [dissertation]. Sherbrooke, QC, CA: Université de Sherbrooke; 2003.
26. Robert R, Micheau P, Cyr S, Lesur O, Praud JP, Walti H. A prototype of volume-controlled tidal liquid ventilator using independent piston pumps. *ASAIO J* 2006 Nov-Dec;52(6):638-45.
27. Robert Raymond, Micheau Philippe, Cyr Stéphane, Walti Hervé, Praud Jean-Paul. Method and Apparatus for Conducting Total Liquid Ventilation with Control of Residual Volume and Ventilation Cycle Profile. 2500 Boul. Université Sherbrooke, Québec, Canada patent us2004/0134486 A1. 2004 jul 15.
28. Robert Raymond, Micheau Philippe, Cyr Stéphane, Walti Hervé, Praud Jean-Paul. Method and Apparatus for Conducting Total Liquid Ventilation with Control of Residual Volume and Ventilation Cycle Profile. 2500 Boul. Université Sherbrooke, Québec, Canada patent wo 1424090 A1. 2004 jun 2.
29. Micheau Philippe, Praud Jean-Paul, Robert Raymond, Cyr Stéphane, Walti Hervé. Method and Apparatus for Conducting Total Liquid Ventilation with Control of Residual Volume and Ventilation Cycle Profile. Québec, Canada patent CA 2451261. 2003.
30. Libros R, Philips CM, Wolfson MR, Shaffer TH. A perfluorochemical loss/restoration (L/R) system for tidal liquid ventilation. *Biomed Instrum Technol* 2000 Sep-Oct;34(5):351-60.
31. Campbell NA, Mathieu R. *Biologie*. Éditions du nouveau pédagogique ed. Saint-Laurent, Québec; 1995.



32. Wikipedia. Lung. 2 February 2007 2 Février 2007;2007(Février):1.
33. Johnson AT, Bronzino JD. The Biomedical Engineering Handbook. In: 1st ed. Boca Raton, FL: CRC Press; 1995. p.70-86.
34. Blom JA. Monitoring of Respiration and Circulation. Boca Radon, Florida: CRC Press; 2004.
35. Iotti GA, Braschi A. Measurements of respiratory mechanics during mechanical ventilation. Rhäzüns, Switzerland: Hamilton Medical Scientific Library; 1999.
36. Bachofen H, Hildebrandt J, Bachofen M. Pressure-volume curve of air- and liquid-filled excised lungs-surface tension in situ. JAP 1970 oct,;29(4):422-31.
37. Tarczy-Hornoch P, Hildebrandt J, Standaert TA, Jackson JC. Surfactant replacement increases compliance in premature lamb lungs during partial liquid ventilation in situ. J Appl Physiol 1998 April 1;84(4):1316-22.
38. Salazar E, Knowles JH. An analysis of pressure-volume characteristics of the lungs. J Appl Physiol 1964 January 1;19(1):97-104.
39. Venegas JG, Simon RS, Harris BA. A Comprehensive Equation for the Pulmonary Pressure-Volume Curve. JAP 1998;84(1):389-95.
40. Melo e Silva, Cesar Augusto, Ventura, Carlos Eduardo Gaio dos Santos. A Simple Model Illustrating the Respiratory System's Time Constant Concept. Advan Physiol Edu 2006 September 1;30(3):129-30.
41. Dawson SV, Elliott EA. Wave-speed limitation on expiratory flow-a unifying concept. J Appl Physiol 1977 Sep;43(3):498-515.
42. Johnson AT, "" . Biomechanics and Exercise Physiology. New York, NY: John Wiley & Sons, Inc; 1991.
43. Otis AB, Fenn WO, Rahn H. Mechanics of Breathing in Man. JAP 1950 may,;2:592-607.

44. Ferris Jr B.G., Mead J, Opie LH. Partitioning of Respiratory Flow Resistance in Man. *J Appl Physiol* 1964;19(4):653-8.
45. Briscoe WA, Dubois AB. The Relationship Between Airway Resistance, Airway Conductance and Lung Volume in Different Subjects of Different Age and Body Size. *J Clin, Invest* 1958;37:1279-1285,.
46. Bates JHT, Hunter IW, Sly PD, Okubo S, Filiatault S, {Milic-Emili} J. Effect of Valve Closure Time on the Determination of Respiratory Resistance by Flow Interruption. *Med \& Biol Eng \& Comput* 1987 mar,;25:136-40.
47. Bates JH, Rossi A, Milic-Emili J. Analysis of the behavior of the respiratory system with constant inspiratory flow. *J Appl Physiol* 1985 Jun;58(6):1840-8.
48. Horsfield K, Cumming G. Morphology of the bronchial tree in man. *J Appl Physiol* 1968 Mar;24(3):373-83.
49. Weibel ER. *Morphometry of the human lung*. Berlin, Germany: Springer; 1963.
50. Egan DF, Scanlan CL, Wilkins RL, Stoller JK. *Egan's Fundamentals of Respiratory Care*. 7th ed. St-Louis, Missouri: Mosby; 1999.
51. Horsfield K, Dart G, Olson DE, Filley GF, Cumming G. Models of the human bronchial tree. *J Appl Physiol* 1971 Aug;31(2):207-17.
52. Gillis HL, Lutchen KR. How Heterogeneous Bronchoconstriction Affects Ventilation Distribution in Human Lungs: A Morphometric Model. *Ann Biomed Eng* 1999;27(1):14-22,.
53. Polak AG, Lutchen KR. Computational Model for Forced Expiration from Asymmetric Normal Lungs. *Ann Biomed Eng* 2003;31:891-907.
54. Horsfield K, Cumming G. Angles of branching and diameters of branches in the human bronchial tree. *Bull Math Biophys* 1967 Jun;29(2):245-59.
55. Schroter RC, Sudlow MF. Flow Patterns in Models of the Human Bronchial Airways. *Respir Physiol* 1969;7:341-355,.

56. Douglass RW, Munson BR. Viscous energy dissipation in a model of the human bronchial tree. *J Biomech* 1974 Nov;7(6):551-7.
57. Scherer PW. A Model for High Reynolds Number Flow in a Human Bronchial Bifurcation. *J Biomech* 1972;5:223-229,.
58. Zhao Y, Lieber BB. Steady inspiratory flow in a model symmetric bifurcation. *J Biomech Eng* 1994 Nov;116(4):488-96.
59. Zhao Y, Lieber BB. Steady expiratory flow in a model symmetric bifurcation. *J Biomech Eng* 1994 Aug;116(3):318-23.
60. Zhao Y, Brunskill CT, Lieber BB. Inspiratory and expiratory steady flow analysis in a model symmetrically bifurcating airway. *J Biomech Eng* 1997 Feb;119(1):52-8.
61. Liu Y, So RMC, Zhang CH. Modeling the Bifurcating Flow in a Human Lung Airway. *J Biomech* 2002 apr.;35(4):465-73.
62. Pedley TJ, Schroter RC, Sudlow MF. Energie Loss and Pressure Drop in Models of Human Airways. *Respir Physiol* 1970;9:371-86.
63. Collins JM, Shapiro AH, Kimmel E, Kamm RD. The steady expiratory pressure-flow relation in a model pulmonary bifurcation. *J Biomech Eng* 1993 Aug;115(3):299-305.
64. Reynolds DB. Steady expiratory flow-pressure relationship in a model of the human bronchial tree. *J Biomech Eng* 1982 May;104(2):153-8.
65. Costantino ML, Fiore GB. A model of neonatal tidal liquid ventilation mechanics. *Med Eng Phys* 2001 Sep;23(7):457-71.
66. Branson RD, Johannigman JA, Campbell RS, Davis K,Jr. Closed-loop mechanical ventilation. *Respir Care* 2002 Apr;47(4):427,51; discussion 451-3.
67. Chatburn RL, Primiano FP,Jr. A new system for understanding modes of mechanical ventilation. *Respir Care* 2001 Jun;46(6):604-21.

### **3 Modèle stationnaire**

Dans ce chapitre, le modèle utilisé pour comprendre la limitation du débit expiratoire dans les voies respiratoires sera exposé. La première section décrit la géométrie pulmonaire utilisée ainsi que les équations générales qui gouvernent le modèle. La section suivante présente une mise à l'échelle de la géométrie pulmonaire humaine afin de mieux représenter l'agneau nouveau-né. Cette mise à l'échelle est nécessaire, car pour l'instant il n'y a pas de résultats expérimentaux disponibles sur l'enfant pour valider le modèle pulmonaire.

En troisième partie, les résultats numériques sont illustrés et commentés pour mieux comprendre les limitations du débit expiratoire en VLT et l'implication que cela peut avoir sur la stratégie de ventilation. Finalement, la validation expérimentale du modèle sera présentée dans la dernière section.

#### **3.1 Modèle mathématique**

##### **3.1.1 Description de la géométrie pulmonaire**

La géométrie retenue pour modéliser l'arbre pulmonaire est le modèle de Weibel, décrit à la section 2.3 de l'état des connaissances <sup>1</sup>.

### 3.1.2 Section des voies respiratoires

Pour chaque génération du modèle de Weibel, la section maximale des voies respiratoires  $Am_z$  a été mesurée à la capacité pulmonaire totale (CPT). Hyatt et coll. ont déterminé expérimentalement une loi de tube pour les 3 premières générations qui décrit la relation entre la section  $A_z$  et la pression transmurale  $P_{tm_z}$  au niveau de cette dernière <sup>2</sup>. Lambert et coll. (1982) ont extrapolé cette relation pour l'étendre aux autres générations du modèle de Weibel <sup>3</sup>. Dans les relations,  $\alpha_z$  est le ratio entre la section à la pression transmurale  $A_z$  et la section maximale de la voie respiratoire  $Am_z$  à la CPT.

$$\alpha_z = \begin{cases} \alpha_{0z} \left(1 - \frac{P_{tm_z}}{P_1}\right)^{-n_z} & \text{où } P_1 = n_{1z} \frac{\alpha_{0z}}{\dot{\alpha}_{0z}} \quad \text{si } P_{tm_z} \leq 0 \\ 1 - (1 - \alpha_{0z}) \left(1 - \frac{P_{tm_z}}{P_2}\right)^{-n_z} & \text{où } P_2 = -n_{2z} \frac{(1 - \alpha_{0z})}{\dot{\alpha}_{0z}} \quad \text{si } P_{tm_z} \geq 0 \end{cases} \quad (3.1)$$

### 3.1.3 Longueur des voies respiratoires

La longueur des voies respiratoire  $L_z$  a été mesurée à 75 % de la CPT. En fonction du volume pulmonaire à l'expiration  $V_e$ , la longueur des voies respiratoires est adaptée selon l'équation 3.2.

$$L_z(V_e) = L_z(75\%) \left[ \frac{V_{tissu} + V_e}{V_{tissu} + 0.75 \times CPT} \right]^{1/3} \quad (3.2)$$

où  $V_{tissu}$  est le volume de tissu pulmonaire, CPT est la capacité pulmonaire totale et  $L_z(V_e)$  est la longueur des voies respiratoires au volume pulmonaire à l'expiration  $V_e$  <sup>4</sup>.

### 3.1.4 Modélisation de l'écoulement

Pour les besoins de la modélisation, le volume de contrôle est présenté à la figure 3.1. Ce dernier englobe toutes les voies respiratoires de la génération  $z = 0$  à 16. Les conditions initiales connues sont la pression alvéolaire  $Palv$  et le volume pulmonaire à l'expiration  $V_e$ . Les hypothèses de départ sont :

- 1) Le débit volumique expiratoire  $\dot{V}_e$  est identique dans toutes les voies respiratoires lorsqu'imposé au niveau du tube endotrachéal (tube ET);

- 2) La vitesse de l'écoulement  $U_z$  dans l'alvéole est nulle;
- 3) La perte de charge (ou de pression) locale au niveau de l'entrée du tube ET n'est pas prise en compte;
- 4) L'écoulement est stationnaire;
- 5) Le liquide est incompressible.

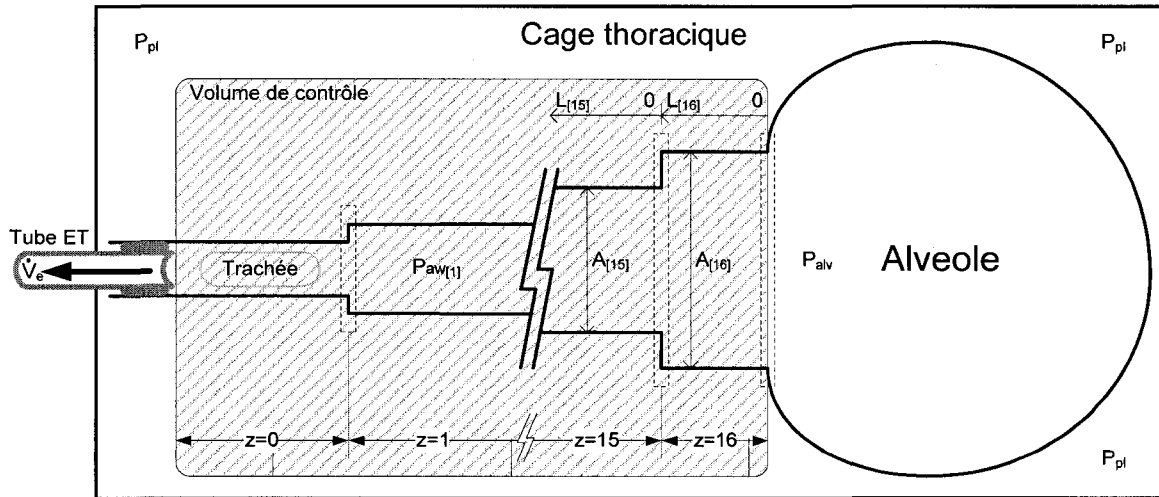


Fig. 3.1 – Volume de contrôle pour le modèle

Le point de départ pour modéliser l'écoulement incompressible est l'équation de Bernoulli avec le terme des pertes de charge par friction visqueuse. Cette équation met en relation la pression dans les voies respiratoires  $Pva$ , la pression alvéolaire  $P_{alv}$ , la vitesse de l'écoulement  $U$  et les pertes de charge par friction visqueuse  $\Delta P_v$  par unité de distance sur la longueur totale des voies respiratoires  $L = \sum_{z=0}^{16} L_z$ . Sous une écriture générale,

$$Pva = P_{alv} - \frac{1}{2} \rho U^2 - \int \Delta P_v dx + \rho gh \quad (3.3)$$

Dans cette relation, la  $Pva$  est définie comme étant la somme de la  $Ptm$  et de la pression pleurale  $P_{pl}$ . La pression alvéolaire, quant à elle, est la somme de la pression élastique  $P_{el}$  et de la pression pleurale. Sachant que la  $Pva$  et la  $P_{alv}$  sont référencées par rapport à la pression pleurale  $P_{pl}$ , il est possible de réécrire la relation 3.3 pour obtenir l'équation 3.4.

$$P_{tm} = P_{el} - \frac{1}{2} \rho U^2 - \int_0^x \Delta P_v dx + \rho gh \quad (3.4)$$

Dans l'équation précédente, le terme de pression hydrostatique  $\rho gh$  peut être négligé si le patient est allongé sur le dos <sup>5</sup>. Ensuite, cette équation est discrétisée par rapport à  $z$  et différenciée par rapport à  $x$  pour obtenir la relation ci-dessous.

$$\frac{dP_{tm_z}}{dx} = \frac{P_{el}}{dx} - \rho U_z \frac{dU_z}{dx} - \Delta P_{v_z} \quad (3.5)$$

Dans l'équation 3.5, la pression de rappel élastique  $P_{el}$  ne change pas en fonction de la distance  $x$ . En utilisant l'équation  $U_z = \dot{V}_e / A_z$  et en effectuant quelques manipulations décrites en annexe A, l'équation à résoudre est la suivante,

$$\frac{dP_{tm_z}}{dx} = - \frac{\Delta P_{v_z}}{1 - U_z^2 / c_z^2} \quad (3.6)$$

Le terme  $c_z$  fait référence à la vitesse de propagation d'une onde de pression dans un tube flexible (voir la section 2.2.8 de l'état des connaissances). Appliqué à chaque génération,  $c_z$  est décrite par l'équation 3.7.

$$c_z = \sqrt{\frac{A_z}{\rho dA_z / dP_{m_z}}} \quad (3.7)$$

Pour obtenir le débit volumique critique  $\dot{V}_{crit_z}$ , on doit multiplier l'équation 3.7 par la section  $A_z$ . Mathématiquement,

$$\dot{V}_{crit_z} = A_z \sqrt{\frac{A_z}{\rho dA_z / dP_{m_z}}} \quad (3.8)$$

### 3.1.5 Pertes de pression par friction visqueuse

Dans le modèle de Lambert, l'équation pour les pertes de charge par friction visqueuse  $\Delta P_{v_z}$  par unité de longueur s'inspire de l'équation de Poisseuille (équation 3.9). Cette relation suppose un écoulement laminaire et non-rotatif. Lors d'une expiration forcée en ventilation gazeuse, ces

conditions ne sont pas respectées, car les bifurcations créent un écoulement secondaire, phénomène démontré expérimentalement<sup>6,7</sup> et numériquement<sup>8</sup>.

$$\frac{\Delta P_{v_z}}{dx} = Z_{e_z} \frac{8\pi\mu\dot{V}_e}{A_z^2} \quad (3.9)$$

Ainsi, quelques auteurs ont proposé une relation  $Z_{e_z}$  pour corriger l'équation de Poisseuille. La solution proposée est basée sur la relation de Rohrer, exprimée mathématiquement par l'équation 3.10. Pour cette dernière, Reynolds a proposé  $a = 1.5$ ,  $b = 0.0035$  et  $n = 1$ <sup>9</sup>. Elad a suggéré que le  $b$  était trop important et il a corrigé cette valeur à  $0.0013$ <sup>10</sup>. Plus récemment, Collins a suggéré  $a = 0.556$ ,  $b = 0.060$  et  $n = 0.5$ <sup>11</sup>. Par contre, Reynolds propose les valeurs les plus conservatrices et ce sera ces dernières qui seront utilisées.

$$Z_{e_z} = a + b \text{Re}_z^n \quad (3.10)$$

Pour l'instant, il n'y a pas eu d'étude effectuée pour déterminer une équation  $Z_e$  propre à la VLT. Ainsi, l'équation 3.10 sera reprise pour le calcul du débit expiratoire maximal.

### 3.1.6 Bifurcations

Finalement, on doit tenir compte de la chute possible de la pression suite à un changement de section après le passage d'une bifurcation. En reprenant l'équation de Bernoulli, il est possible d'écrire de part et d'autre d'une bifurcation, la relation ci-dessous.

$$P_{va_z}(0) + \lambda_z \frac{\rho}{2} \frac{\dot{V}_e^2}{A_z(0)^2} = P_{va_{z+1}}(L_{z+1}) + \lambda_{z+1} \frac{\rho}{2} \frac{\dot{V}_e^2}{A_{z+1}(L_{z+1})^2} - \int \Delta P_{v_z} dx \quad (3.11)$$

Pour simplifier ce calcul, Lambert a posé l'hypothèse que le changement de section s'effectue sur une très courte distance, permettant ainsi de négliger les pertes de charge par friction visqueuse  $\Delta P_{v_z}$ . En retravaillant la relation précédente, l'équation 3.12 est obtenue.

$$P_{va_{z+1}}(L_{z+1}) - P_{va_z}(0) = \rho \frac{\dot{V}_e^2}{2} \left( \frac{\lambda_z}{A_z(0)^2} - \frac{\lambda_{z+1}}{A_{z+1}(L_{z+1})^2} \right) \quad (3.12)$$



Dans son modèle, Lambert stipule que la différence de pression est zéro sur  $A_z(0) \geq A_{z+1}(L_{z+1})$ . Ainsi, il n'est pas possible de récupérer la pression suite à une bifurcation si la section de la génération qui suit est supérieure à la génération précédente. Toujours dans l'équation 3.12, Reynolds a déterminé que le facteur de forme pour le profil de vitesse de l'écoulement dans les voies respiratoires est 1. Par contre, Collins et coll. ont proposé l'équation 3.13<sup>11</sup>. Puisque nous utilisons les coefficients de Reynolds, cette relation est à titre informatif seulement.

$$\lambda_z = 1.09 + \frac{6.54}{\sqrt{\text{Re}_z}} \quad (3.13)$$

### 3.1.7 Courbe Pression-Volume

Pour déterminer le profil volumique expiratoire optimal (décrit dans la section 3.3.4), il est alors primordial de faire le lien entre la pression alvéolaire *Palv* et le volume pulmonaire expiratoire  $V_e$ , en fonction de différente valeur de Peip. Pour ce faire, des courbes pression-volume (PV) ont été déterminées expérimentalement (voir la section 3.2.1) et l'équation de Venegas a été utilisée (voir la section 2.2.5) pour paramétrer ces courbes. Un fois paramétrée, il est possible de reproduire de nouvelle courbe selon le volume pulmonaire ou la pression alvéolaire demandée.

### 3.1.8 Équation d'indexation

Dans le but de comparer les valeurs du modèle avec les résultats expérimentaux, la surface corporelle (de l'anglais *Body Surface Area* ou BSA) a été utilisé pour indexer certaines valeurs. L'équation 3.14 a été employée pour calculer la SC chez l'agneau.

$$SC = 0.084 \times \text{poids}^{2/3} \quad (3.14)$$

## 3.2 Application du modèle à l'agneau

Pour valider le modèle il n'y pas de données expérimentales disponibles dans la littérature sur des enfants ou des nouveau-nés, car la VLT est encore au niveau de la recherche animale. En contrepartie, l'agneau peut servir de modèle animal pour représenter la physiologie de l'enfant. Donc, la géométrie de l'enfant sera légèrement adaptée.

En première partie, des courbes pression-volume (PV) ont été effectuées sur des agneaux morts pour déterminer la capacité pulmonaire totale (CPT) en VLT.

### 3.2.1 Courbe PV

#### 3.2.1.1 Courbe PV expérimentale

Dans la littérature, il n'y a pas de courbe PV complète pour l'agneau. Par conséquent, une courbe PV a été mesurée sur un agneau à poumons sains. Pour reproduire adéquatement les conditions en VLT, les poumons n'ont pas été excisés et le thorax n'a pas été ouvert. Le test a été fait à la température ambiante. L'agneau a été tué avec une dose létale de pentobarbital 90 mg/kg sous intraveineuse. Avant de remplir les poumons avec du PFOB, un tube endotrachéal (tube ET) de 5.5 mm avec ballonnet a été inséré dans la trachée, dont l'extrémité proximale a été branchée sur une valve. L'agneau a été mis sur le dos et un micro tube en acier inoxydable a été glissé dans le tube ET, où son extrémité dépasse de 1 cm la sortie du tube ET. Ce micro tube a été relié à un capteur de pression (Model 1620, Measurements Specialities, Hampton, VA) positionné à la même hauteur que la trachée afin de mesurer la pression dans les voies respiratoires ( $P_{va}$ ). Le signal a été enregistré en continu à l'aide d'une carte Signal Ranger (Soft dB, Québec, Canada). Juste avant le premier remplissage des poumons avec du PFOB, la cage thoracique a été comprimée manuellement pour forcer l'air à l'extérieur des poumons. Par la suite, les poumons ont été remplis avec du PFOB en utilisant une pompe du respirateur. Durant le premier remplissage, la cage thoracique a été manipulée pour favoriser l'expulsion des bulles d'air. L'augmentation du volume pulmonaire s'est ensuite poursuivie par pas de 10 ml, suivie d'une attente d'au minimum 30 secondes pour assurer la stabilité du signal de pression. Chacun de ces points de pression statique correspond à la pression alvéolaire  $Palv$ <sup>12</sup>. Lorsque cette pression atteint un plateau ou lorsque la  $Palv$  va au-delà de 30 cm H<sub>2</sub>O, ce point est défini comme étant la capacité pulmonaire totale de l'agneau ( $CPT_L$ )<sup>13</sup>. La vidange des poumons est alors amorcée : par pas de 10 ml, le liquide est retiré des poumons. Lorsque la pression trachéale atteint de forte pression négative, les poumons sont considérés comme vides. On obtient ainsi la courbe PV pour le remplissage (inspiration) et la vidange (expiration) des poumons.

Pour valider l'équation de Venegas (réécrite ici-bas à titre de rappel), différents volumes de remplissage pulmonaire (inférieur à la CPT) ont été utilisés pour déterminer des courbes PV

secondaires. La démarche expérimentale décrite précédemment a été utilisée (en omettant la compression manuelle de la cage thoracique). Les courbes PV résultantes sont présentées sur la figure 3.2. En final, le thorax a été ouvert pour vérifier l'intégrité des poumons. Ces derniers n'avaient pas de lésions apparentes et aucun volume de PFC n'a été retrouvé dans les deux cavités pleurales.

$$V(P_{alv}) = a + \frac{b}{1 + e^{-(P_{alv}-c)/d}}$$

Cette démarche a été reprise de nouveau pour déterminer la capacité pulmonaire totale (CPT) des poumons de l'agneau en VLT avec du PFDEC et la figure 3.3 en présente la trace. Les courbes présentent plus de variabilité, donc la courbe moyenne (en gras) a été tracée pour mieux illustrer l'hystérésis.

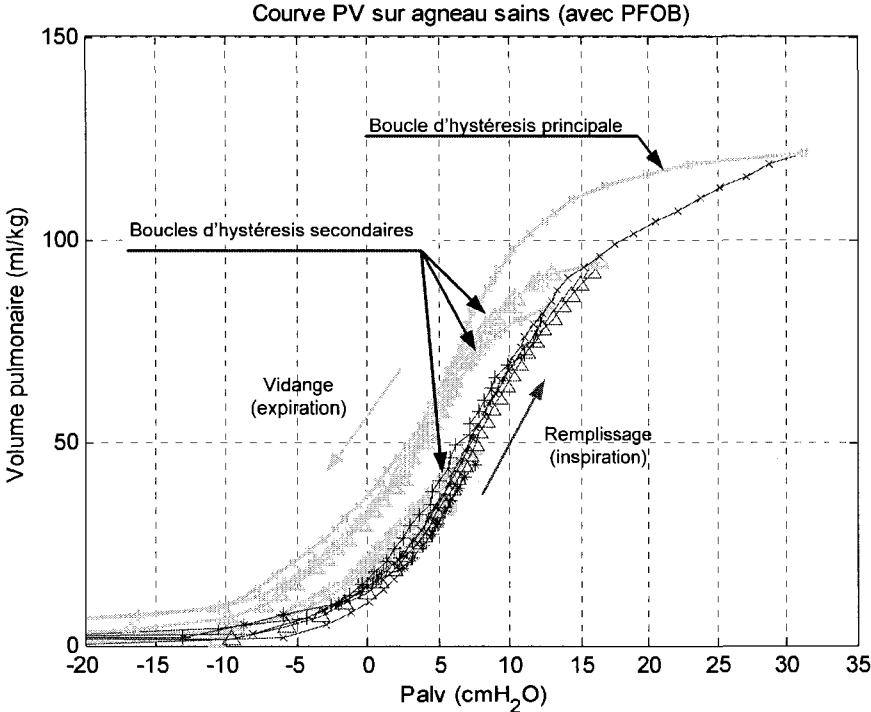


Fig. 3.2 – Courbes PV sur l’agneau à poumons sains avec du PFOB.

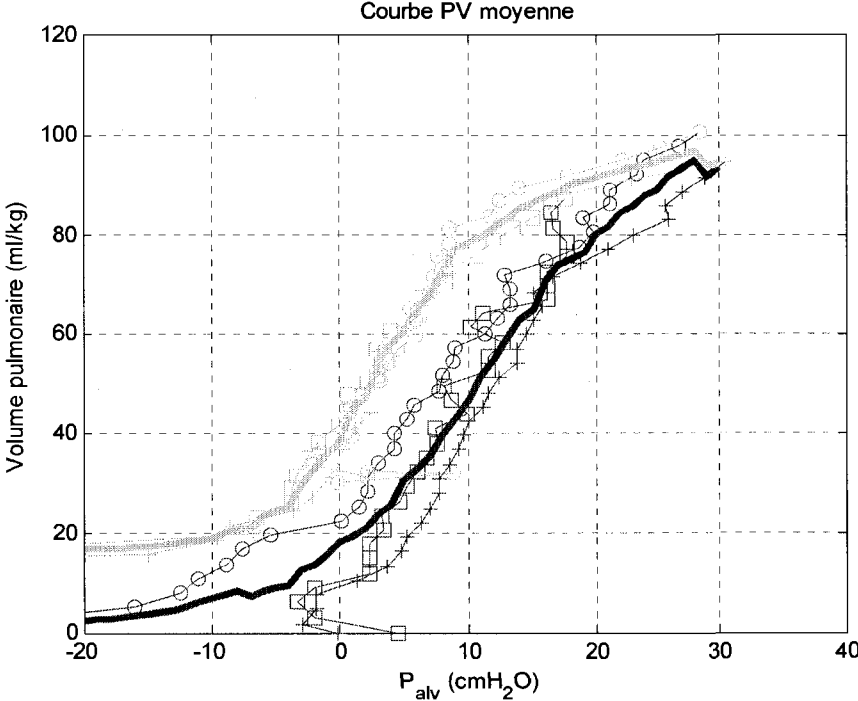


Fig. 3.3 – Courbes PV sur l’agneau à poumons sains avec du PFDEC.

### 3.2.1.2 Courbe PV moyenne

Dans un premier temps, pour simplifier la résolution du modèle et l'analyse des résultats, la courbe PV moyenne a été calculée. Elle est affichée sur la figure 3.4. Pour le PFOB et le PFDEC, les paramètres de l'équation de Venegas (voir la section 2.2.5 de l'état des connaissances) pour les courbes PV inspiratoire et expiratoire ont été déterminés en utilisant les résultats expérimentaux présentés dans les figures 3.2 et 3.3. Ensuite, la moyenne de ces paramètres a été utilisée pour tracer la courbe PV moyenne de la figure 3.4. Les coefficients sont énumérés dans le tableau 3.1 pour le PFOB et le PFDEC.

**Tableau 3.1 – Paramètres de l'équation de Venegas pour les courbes PV moyennes pour le PFOB et le PFDEC**

	$a_m$ (ml/kg)	$b_m$ (ml/kg)	$c_m$ (cmH <sub>2</sub> O)	$d_m$ (cmH <sub>2</sub> O)
PFOB	3.47	118	6.8	4.9
PFDEC	7.14	91	7.4	6.0

Pour illustrer l'effet de l'hysteresis sur les résultats du modèle, cette dernière est abordée comme une erreur possible sur le volume pulmonaire. La région ombragée sur la figure 3.5 illustre cette zone d'erreur pour l'ensemble de la courbe PV moyenne. Par exemple, pour une pression alvéolaire de 10 cm H<sub>2</sub>O, le volume pulmonaire moyen est d'environ  $83 \pm 15$  ml/kg. L'erreur maximale sur le volume pulmonaire a été fixée à  $\pm 15$  ml/kg.

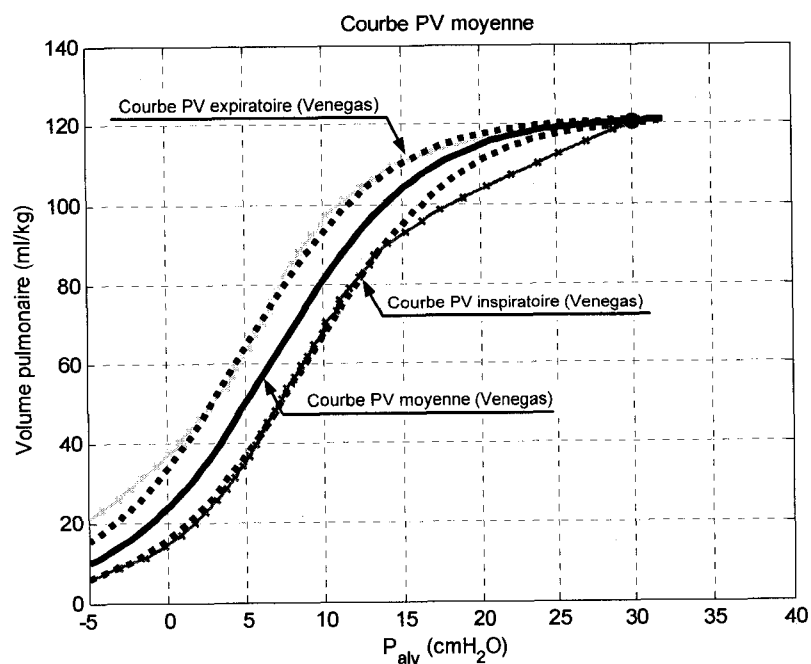


Fig. 3.4 – Courbes PV inspiratoire, expiratoire et moyenne pour le PFOB, tracées grâce à l'équation de Venegas, en fonction des résultats expérimentaux.

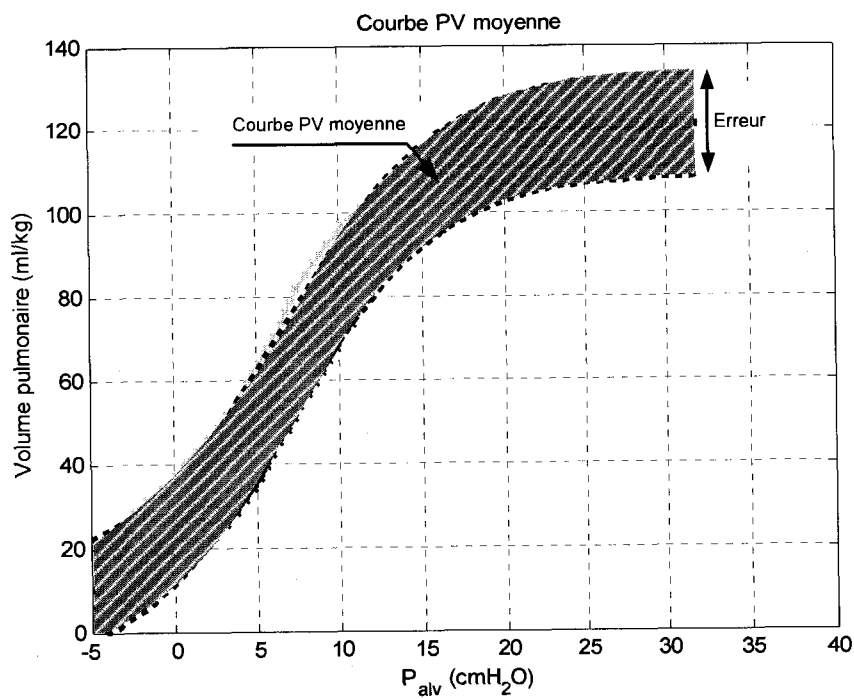


Fig. 3.5 - Courbes PV moyennes sur l'agneau à poumons sains avec du PFOB.

### 3.2.1.3 Courbes PV secondaires générées

La génération de courbes PV secondaires est nécessaire pour calculer le profil expiratoire optimal (section 3.3.4). La figure 3.6 présente les résultats typiques en comparaison des courbes expérimentales.

Concrètement en VLT comme en ventilation gazeuse, seule une portion de la courbe PV est employée, car il n'est pas souhaitable de ventiler les poumons à la CPT. Avec les résultats expérimentaux présentés ci-haut et l'équation décrite par Venegas, la partie expiratoire de la courbe PV peut être générée pour différentes valeurs de  $Palv = Peip$ . Les coefficients présentés dans le tableau 3.2 ont été utilisés pour générer les courbes sur la figure 3.6.

Tableau 3.2 - Paramètres pour générer les courbes PV expiratoires pour le PFOB et le PFDEC

	$a_e$ (ml/kg)	$c_e$ (cmH <sub>2</sub> O)	$d_e$ (cmH <sub>2</sub> O)
PFOB	6.94	4.5	4.7
PFDEC	14.29	3.8	5.0

Pour une valeur désirée de  $Palv = Peip$ , le volume pulmonaire  $V_e$  doit être déterminé à l'aide des valeurs expérimentales de la courbe PV inspiratoire. Avec cette donnée, le coefficient  $b_e$  peut ensuite être calculé. En final, pour un volume courant  $V_t$  ou une pression de fin d'expiration donnée (sur la figure 3.6 la pression de fin d'expiration est 0 cm H<sub>2</sub>O) et une valeur de  $Peip$  donnée, la pression alvéolaire  $Palv$  peut être calculée en fonction du volume de liquide expiré.

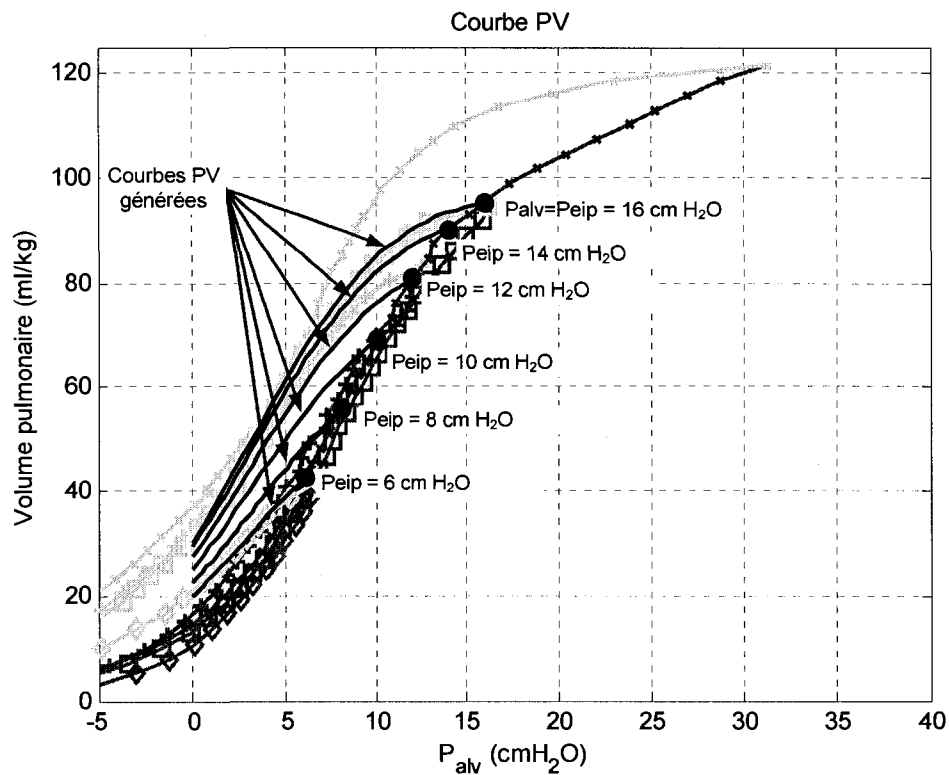


Fig. 3.6 – Courbes PV expiratoires générées avec l'équation de Venegas pour différentes Peip.

### 3.2.2 Sections des voies respiratoires

Plus récemment, Lambert a démontré que les poumons d'un enfant ne sont pas simplement une version réduite des poumons adultes. Il a donc proposé de nouvelles valeurs pour mieux représenter la section des voies respiratoires chez l'enfant<sup>4</sup>. Grâce à ces valeurs, le diamètre de la trachée chez l'enfant est estimé à 8.74 mm. Or, lors des expérimentations animales, un tube endotrachéal ayant un diamètre extérieur de 7.5 mm (5.5 mm de diamètre intérieur) s'insère de façon ajustée au niveau de la trachée (pour un agneau de ~4 kg). Cette valeur a donc été sélectionnée comme diamètre pour la trachée d'un agneau. Donc, les sections proposées par Lambert ont été mises à l'échelle pour l'agneau, en utilisant un facteur de 0.736 (rapport des diamètres au carré).



Finalement, la loi de tube pour chaque génération est calculée en utilisation l'équation 3.1. Les courbes résultantes sont tracées dans la figure 3.7. Dans ces relations,  $\alpha_z = A_z/Am_z$  et les valeurs numériques sont indiquées dans le tableau 3.3.

**Tableau 3.3- Dimensions relatives aux voies respiratoires chez l'agneau**

<b>z</b>	<b>Am* (10<sup>-4</sup>m<sup>2</sup>)</b>	<b>L† (10<sup>-3</sup>m)</b>	<b><math>\alpha_0</math></b>	<b><math>\dot{\alpha}_0</math> (mPa<sup>-1</sup>)</b>	<b>n<sub>1</sub></b>	<b>n<sub>2</sub></b>
0	0.44	50.00	0.882	0.11	0.5	10
1	0.49	26.04	0.882	0.11	0.5	10
2	0.55	10.39	0.686	0.51	0.6	10
3	0.81	4.16	0.546	0.80	0.6	10
4	0.88	6.95	0.428	1.00	0.7	10
5	1.03	5.74	0.337	1.25	0.8	10
6	1.40	4.92	0.265	1.42	0.9	10
7	2.21	4.16	0.208	1.59	1.0	10
8	3.09	3.50	0.164	1.74	1.0	10
9	4.86	2.95	0.129	1.84	1.0	10
10	6.63	2.57	0.102	1.94	1.0	10
11	9.57	2.13	0.080	2.06	1.0	9
12	11.8	1.81	0.063	2.18	1.0	8
13	19.1	1.48	0.049	2.26	1.0	8
14	31.7	1.26	0.039	2.33	1.0	8
15	55.2	1.09	0.031	2.39	1.0	7
16	97.9	0.93	0.024	2.43	1.0	7

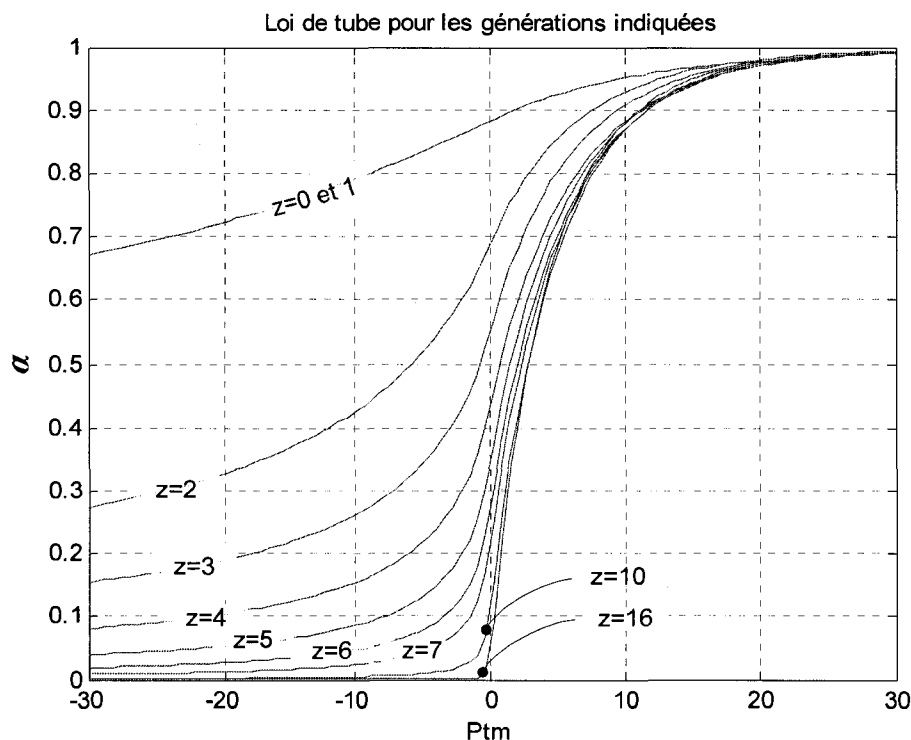


Fig. 3.7 – Variation de la section des voies respiratoires (adimensionnées) en fonction de la pression transmurale  $P_{tm}$  pour quelques générations  $z$

### 3.2.3 Longueur des voies respiratoires

Pour la longueur des voies respiratoires chez l'enfant, Lambert <sup>4</sup> reprend l'équation 3.2 en indiquant que le volume de tissu et la capacité pulmonaire totale est de 1200 ml et 4840 ml chez l'adulte. Pour l'enfant, ces valeurs sont de 186 ml et 800 ml respectivement. Donc, le facteur de mise à l'échelle de l'enfant à l'adulte est;

$$F_L = \left[ \frac{186 + 800}{1200 + 4840} \right]^{1/3} = 0.546 \quad 3.15$$

Grâce à la courbe PV effectuée sur l'agneau, la capacité pulmonaire totale en VLT avec du PFOB chez un agneau de 4 kg est de 486 ml. Pour compléter l'équation précédente pour l'agneau, il manque le volume de tissu pulmonaire : une mise à l'échelle du tissu pulmonaire chez l'enfant en fonction de la capacité pulmonaire a été effectuée pour déterminer une valeur

approximative du tissu pulmonaire chez l'agneau. Ainsi, le volume du tissu pulmonaire chez l'agneau a été calculé à 112 ml. Il est alors possible de reprendre l'équation 3.2 pour obtenir le facteur d'échelle 0.463

$$F_L = \left[ \frac{112 + 486}{1200 + 4840} \right]^{1/3} = 0.463 \quad 3.16$$

La longueur de la trachée fait exception à cette règle, car tous les agneaux en VLT sont intubés. Ainsi, cette dernière a été fixée à 5 cm selon les observations faites durant les expérimentations animales. La longueur des voies respiratoires pour chaque génération est listée dans le tableau 3.3.

### 3.2.4 Résolution du modèle

Les entrées initiales du modèle sont la pression alvéolaire  $P_{alv}$ , le débit volumique expiratoire désiré dans les voies respiratoires  $\dot{V}_e$ , le volume pulmonaire expiratoire  $V_e$  et les propriétés physiques du PFC utilisé (voir le tableau 3.4). Le volume pulmonaire en fonction de la pression alvéolaire a été déterminé à partir de la courbe PV, présentée à la section 3.2.1. Comme il a déjà été mentionné, pour simplifier l'analyse préliminaire des résultats, la courbe PV moyenne a été employée avec l'intervalle d'erreur décrit pour tenir compte de l'hystérésis. Pour illustrer la démarche de la résolution du modèle, la figure 3.8 indique les équations à considérer au lieu opportun.

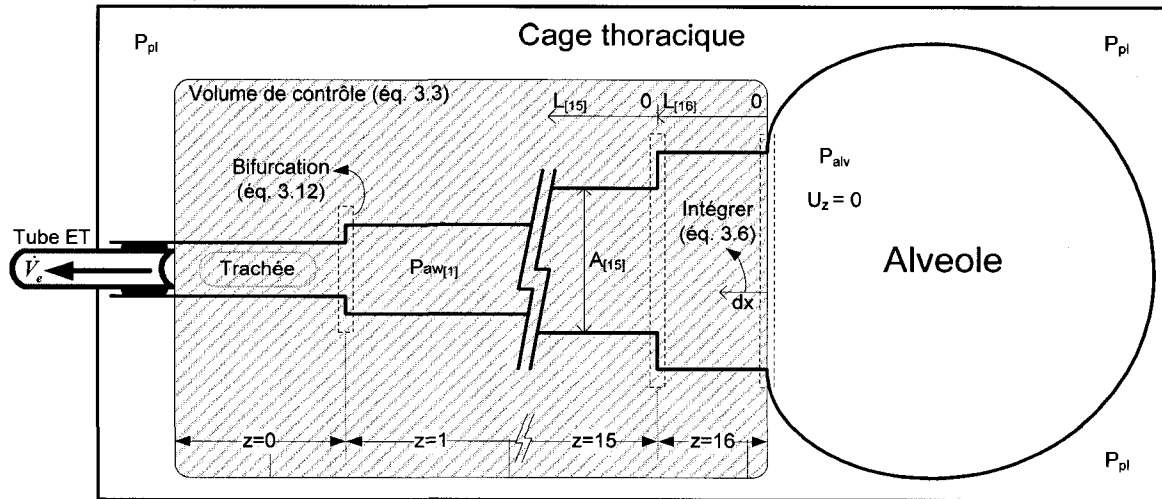


Fig. 3.8 – Démarches pour la résolution du modèle

Pour démarrer la résolution du modèle, les équations 3.1 et 3.12 sont résolues itérativement pour obtenir la pression transmurale  $P_{tm[16]}$  et la section  $A_{[16]}$  à l'entrée de la génération  $z = 16$ . Mathématiquement, il s'agit de déterminer par itération la  $P_{tm[16]}$  propre aux deux équations.

$$P_{tm_{16}}(0) = P_{alv} - \rho \frac{\dot{V}_e^2}{2A_z(0)^2} \quad (3.17)$$

$$A_{16}(0) = Am_{16} \left[ 1 - (1 - \alpha 0_{16}) \left( 1 - \frac{P_{tm_{16}}(0)}{P_2} \right)^{-n_{2_{16}}} \right] \quad (3.18)$$

Une fois  $P_{tm_{16}}(0)$  et  $A_{16}(0)$  déterminées, l'intégration de l'équation de Bernoulli (équation 3.6) est effectuée sur la longueur de la voie respiratoire  $L_{16}$ . La méthode d'intégration Runge Kutta d'ordre 4 a été employée. Pour chaque pas d'intégration  $dx$ , la section  $A_z(x)$  est mise à jour avec l'équation 3.1. Les critères d'arrêt de l'intégration numérique sont :

- 1) Si la vitesse de l'écoulement dans la voie respiratoire  $z$  atteint la vitesse de propagation d'une onde de pression dans la voie respiration  $c_z$ ;
- 2) Si la pression dans la voie respiratoire à la génération  $z$  atteint la valeur de -500 cm H<sub>2</sub>O (considéré comme étant  $-\infty$ ).

Pour les PFC les plus fréquemment employés, le modèle a été résolu en suivant la même démarche. Pour le PFOB et pour le PFDEC, les courbes PV moyennes respectives ont été utilisées. Par contre, pour le FC77 et le Rimar 101 la courbe PV du PFOB a été reprise, car il n'y

a pas eu de test expérimental sur agneau mort et la viscosité du PFOB s'apparente davantage au autre PFC versus le PFDEC.

Tableau 3.4 – Propriétés physiques des perfluorocarbones utilisés en VLT à 25°C

	Eau	FC77 <sup>†</sup>	PFOB <sup>*</sup>	PFDEC <sup>‡</sup>	RM101 <sup>§</sup>
$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	997	1780	1920	1917	1770
$\mu$ (mPa·s)	0.90	1.28	2.11	5.10	1.45

<sup>†</sup>Fluorinert FC-77, 3M <sup>\*</sup>Perflubron, Alliance Pharmaceutical Corp. <sup>‡</sup>Perfluorodecalin, F2 Chemical <sup>§</sup>Rimar 101, Miteni

### 3.3 Résultats numériques et discussions

#### 3.3.1 Les IVPD

Les résultats de la simulation sont les courbes Isovolum Pression Débit (de l'anglais IVPF pour *Isovolum Pressure Flow curve*) présentées à la figure 3.9. Pour une valeur de pression alvéolaire  $Palv$  fixe (ce qui fixe le volume pulmonaire, d'où Isovolum et Pression) et un débit volumique  $\dot{V}_e$  progressivement incrémenté, il est alors possible de regarder l'évolution de la pression dans les voies respiratoires  $Pva$  pour chaque génération  $z$ . Le résultat présenté à la figure 3.9 est pour la trachée ( $z = 0$ ). À un débit volumique nul ( $\dot{V}_e = 0$ ), la pression alvéolaire  $Palv$  peut être directement lue sur l'abscisse. La ligne pointillée au dessus et en dessous de chaque ligne continue, donne l'intervalle d'erreur possible sur le débit en fonction d'une erreur sur le volume pulmonaire de  $\pm 15$  ml/kg.

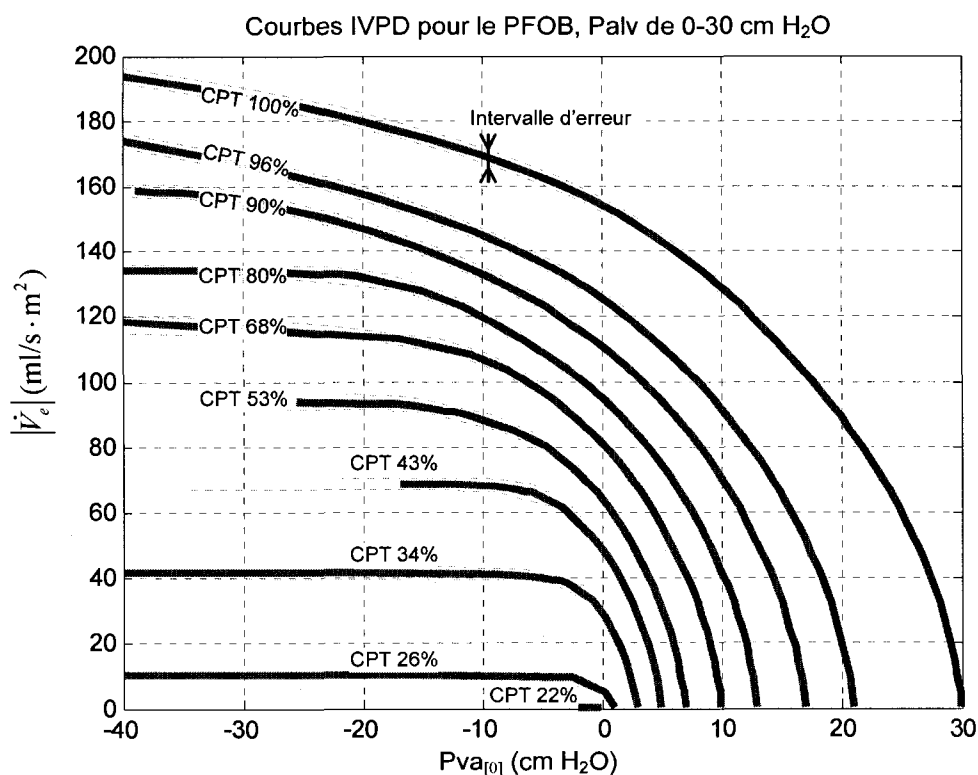


Fig. 3.9 – Courbes IVPD pour le PFOB. Pour obtenir ces courbes, la pression alvéolaire (et le volume pulmonaire) est fixe. Il suffit ensuite d’augmenter le débit expiratoire  $\dot{V}_e$  jusqu’à l’atteinte de la pression limite (-500 cm H<sub>2</sub>O) ou de la vitesse de propagation d’une onde de pression  $c_r$ . Lorsque  $\dot{V}_e = 0$ , on retrouve la pression alvéolaire *Palv*. [—] Débit expiratoire pour un volume pulmonaire moyen. [-----] Intervalle de confiance avec une erreur sur le volume pulmonaire de  $\pm 15$  ml/kg

Comme il est possible d’observer sur la figure 3.9, le débit expiratoire maximal augmente proportionnellement avec la pression alvéolaire. Par conséquent, une pression alvéolaire importante permet un débit expiratoire plus important. Lorsque le débit volumique expiratoire atteint une asymptote horizontale, cette valeur est considérée comme étant le débit expiratoire maximal (de l’anglais MEF pour *Maximum Expiratory Flow*). En cas de collapsus expiratoire, ces observations prennent toute leur importance : si pour un profil expiratoire défini, un collapsus se développe, le clinicien a deux choix : il peut augmenter sensiblement le volume pulmonaire (par le fait même la pression alvéolaire) pour corriger le problème et/ou modifier le profil expiratoire pour ajuster le débit en cours d’expiration.

Avec le débit expiratoire maximal et la pression alvéolaire  $P_{alv}$  de départ à débit volumique nul ( $\dot{V}_e = 0$ ), il est possible de tracer le débit expiratoire maximal en fonction de la pression alvéolaire. La figure 3.10 présente cette courbe pour les différents PFC employés en VLT.

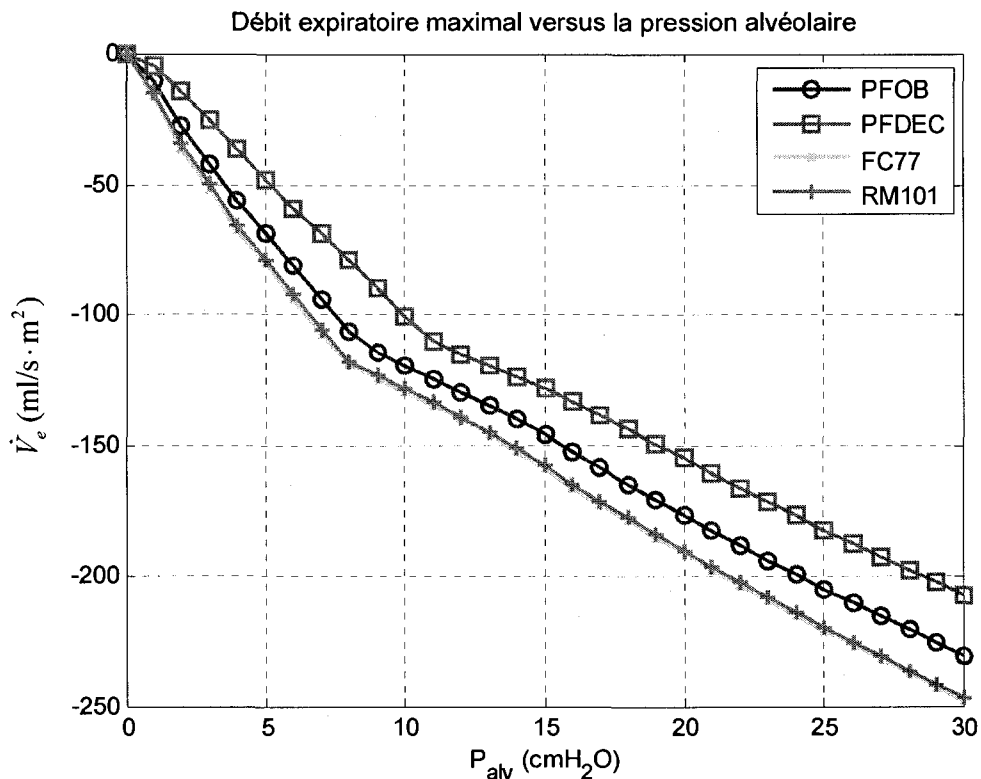


Fig. 3.10 – Débit expiratoire maximal (DEM) versus la  $P_{alv}$ , pour les différents PFC employés en VLT

La viscosité du PFC explique en bonne partie l'écart entre les différentes courbes. Plus le liquide est visqueux plus ce dernier devra être retiré des poumons lentement, pour une pression alvéolaire  $P_{alv}$  de départ identique. Donc, pour maintenir une fréquence ventilatoire identique d'un PFC à l'autre, la pression alvéolaire sera plus élevée pour un PFC plus visqueux. À titre comparatif, le rapport de réduction du débit expiratoire pour le FC77 versus l'air est d'environ 41 (médiane pour  $P_{alv}$  de 1 à 30 cm H<sub>2</sub>O). Schoenfisch et Kylstra ont trouvé expérimentalement un rapport de réduction du débit expiratoire de 50<sup>14</sup>, les propriétés du FC80 étant similaires à celles du FC77. Quant au PFDEC, le rapport de réduction moyen est aux alentours de 50 (médiane pour

$P_{alv}$  de 1 à 30 cm H<sub>2</sub>O). À basse pression ( $P_{alv} = 1$  cm H<sub>2</sub>O), le PFDEC restreint beaucoup le débit expiratoire maximal, avec un rapport de réduction de 198.

Les courbes sur la figure 3.10 changent de pente à deux endroits distincts. Pour le FC77, le RM101 et le PFOB, les changements de pente sont aux alentours de 2 et 8 cm H<sub>2</sub>O. Quant au PFDEC, ces valeurs se situent à environ 1 et 10 cm H<sub>2</sub>O. L'explication tient au fait que l'écoulement au niveau de la trachée passe d'un état laminaire (le nombre de Reynolds à la trachée ( $Re_0$ ) est inférieur à 2100) à turbulent ( $Re_0 > 4000$ ), en passant par l'état transitoire ( $2100 \leq Re_0 \leq 4000$ ). Donc, en fonction de l'état initial des poumons, il est possible de rencontrer un écoulement turbulent au niveau de la trachée.

### 3.3.2 Analyse du mécanisme limitatif

Sachant que l'écoulement peut devenir turbulent à la trachée, la question est de savoir si la trachée est l'endroit limitatif au niveau du débit expiratoire maximal. La figure 3.11 répond en bonne partie à cette question.

Dans les voies respiratoires centrales ( $z = 0$  à 2), le débit  $\dot{V}_e$  dans ces générations est encore très loin du débit critique  $\dot{V}_{crit_z}$  (voir équation 3.8). Si on regarde l'équation 3.6, le dénominateur peut être négligé, car dans ce cas la vitesse de l'écoulement  $U_z$  est grandement inférieur à la vitesse de propagation d'une onde de pression  $c_z$  ( $U_z \ll c_z$ ). Le débit maximal est alors déterminé par un couplage entre les pertes de charge par friction visqueuse  $\Delta P_{v_z}$  et la section des voies respiratoires  $A_z$  au carré (équation 3.9). La section  $A_z$  étant dépendante de la loi de tube (équation 3.1) qui définit l'élasticité des voies respiratoires, il est possible d'affirmer que le débit expiratoire maximal dans les voies centrales est régi par les pertes par friction visqueuse et par l'élasticité des voies respiratoires. Ce mécanisme de limitation est indépendant de la pression alvéolaire.



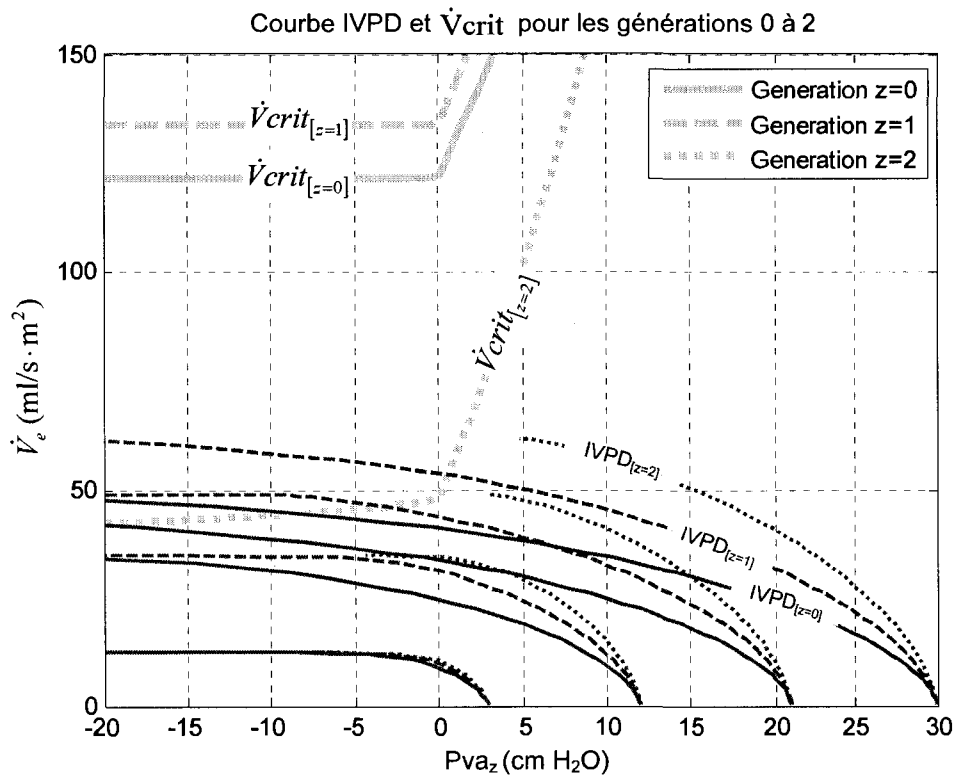


Fig. 3.11 – Courbes IVPD et de débit critique  $\dot{V}_{crit}_z$  dans la voie respiratoire (voir relation 3.8) pour les générations  $z = 0$  à 2. Lignes grasses : Débit critique  $\dot{V}_{crit}_z$ . Lignes fines : IVPD à la pression alvéolaire (au débit expiratoire nul,  $\dot{V}_e = 0$  ml/s.m<sup>2</sup>).

Lorsqu'on se déplace en amont dans les poumons (génération 4 à 6), la situation est légèrement différente (figure 3.12). À une pression alvéolaire supérieure à 5 cm H<sub>2</sub>O, le débit volumique expiratoire  $\dot{V}_e$  s'approche du débit critique  $\dot{V}_{crit}_z$ . Ainsi, le dénominateur de l'équation 3.6 ne peut plus être négligé, car la vitesse de l'écoulement  $U_z$  tend vers la vitesse de propagation d'une onde de pression ( $U_z \rightarrow c_z$ ). Le débit maximal est alors déterminé par un couplage entre les pertes de charge par friction visqueuse  $\Delta P_{v_z}$ , la section des voies respiratoires  $A_z$  au carré (équation 3.9) et la vitesse  $c_z$ . À une pression alvéolaire basse ( $P_{alv} < 5$  cm H<sub>2</sub>O), le débit est limité par le même mécanisme que pour les voies centrales soit, par les pertes visqueuses et l'élasticité des voies respiratoires.

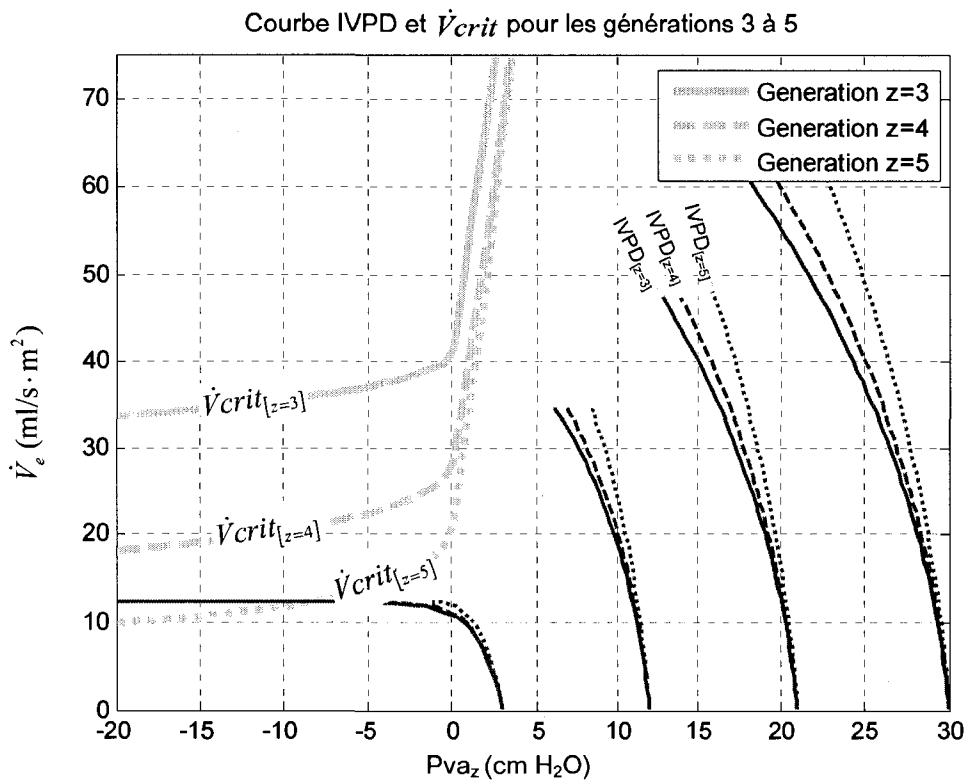


Fig. 3.12 - Courbes IVPD et de débit critique  $\dot{V}_{crit}_z$  dans la voie respiratoire (voir relation 3.8) pour les générations  $z = 3$  à 5. Lignes grasses : Débit critique  $\dot{V}_{crit}_z$ . Lignes fines : IVPD à la pression alvéolaire au débit expiratoire nul ( $\dot{V}_e = 0$  ml/s·m<sup>2</sup>).

### 3.3.3 Segment limitatif et point d'égale pression

Cette analyse met de l'avant l'hypothèse suivante : si un collapsus expiratoire se développe, il y a de forte probabilité que le segment limitatif (de l'anglais, *Flow limiting segment* ou FLS) se situe dans les voies respiratoires centrales (génération  $z = 0$  à 2). Puisque la densité et la viscosité des liquides utilisés en VLT sont considérables en comparaison avec l'air, il est normal que l'écoulement soit limité dans les voies respiratoires où la vitesse de l'écoulement  $U_z$  est la plus importante. Bull et coll. dans un récent article ont démontré expérimentalement la même conclusion : indépendamment du volume pulmonaire à la fin de l'inspiration (ou de la *Peip*), le segment limitatif est la trachée ou les bronches<sup>15</sup>. Ce résultat est important en VLT, car il permet

de démontrer que le collapsus expiratoire est mesurable. En insérant un capteur de pression dans la trachée, il est possible de déceler le développement d'un collapsus expiratoire pour le prévenir. Si l'on regarde l'emplacement des points d'égalité de pression (de l'anglais *Equal Pressure Point* ou EPP), ils sont localisés dans les voies respiratoires centrales pour une pression alvéolaire supérieure à 13 cm H<sub>2</sub>O. Peu après, le point d'égalité de pression migre dans les voies respiratoires périphériques. Ces conclusions sont concordantes avec les résultats obtenus par Lambert, avec la seule différence que les points d'égalité de pression sont toujours en amont des segments limitatifs

3.

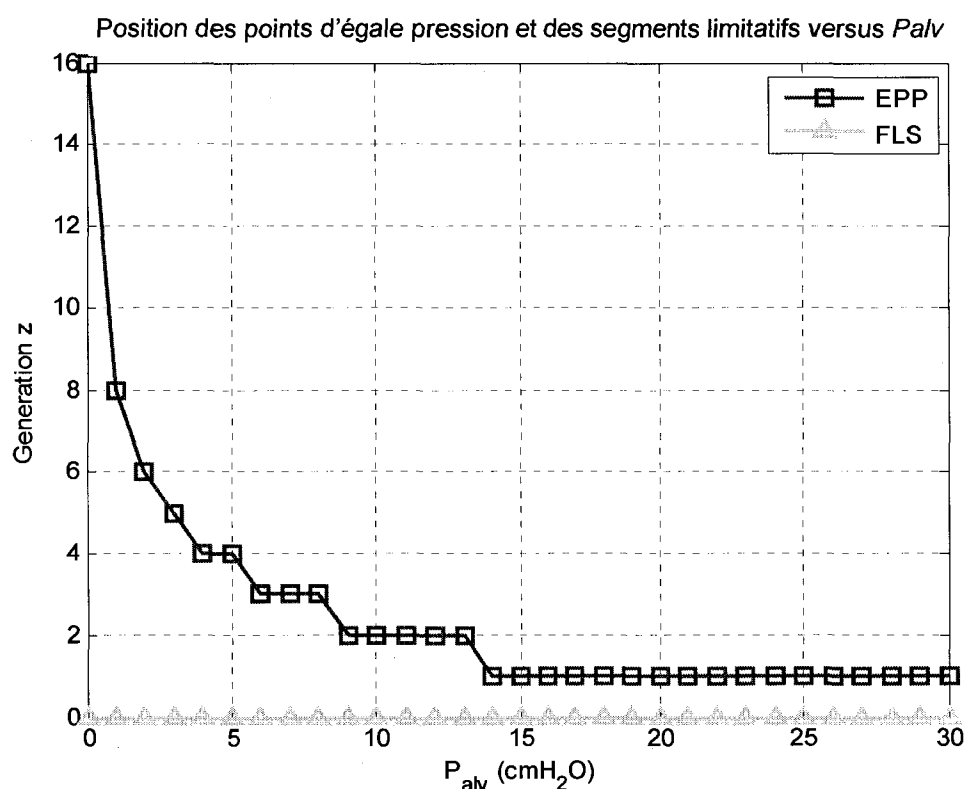


Fig. 3.13 – Localisation des segments limitatifs et des points d'égalité de pression en VLT, en fonction de la pression alvéolaire

### 3.3.4 Profil volumique expiratoire optimal

Sachant le débit expiratoire maximal permis par les voies respiratoires, il est possible d'en déduire le profil expiratoire optimal qui permettrait de retirer le volume inspiré le plus

rapidement possible. Tous les résultats démontrés précédemment étaient majoritairement en relation avec la pression alvéolaire. Pour déterminer ce profil en volume optimal, il est essentiel de décrire la relation entre le volume pulmonaire et la pression alvéolaire au moment de l'expiration. Les courbes PV générées (présentées à la section 3.1.7) permettent de faire le pont entre ces deux paramètres.

### 3.3.4.1 Les DEMV

En utilisant les courbes PV générées il est possible de recalculer les courbes IVPD présentées à la figure 3.9 pour une pression de fin d'inspiration  $Peip$  donnée. Comme il a été mentionné, l'asymptote horizontale des nouvelles courbes IVPD fournissent le débit maximal expiratoire en fonction du volume pulmonaire (de l'anglais *Maximum Expiratory Flow Volume curves* ou MEFV) pour l'état des poumons décrit par la courbe PV générée. Pour une  $Peip$  variant de 6 à 16 cm H<sub>2</sub>O, les DEMV résultantes sont présentées à la figure 3.14.

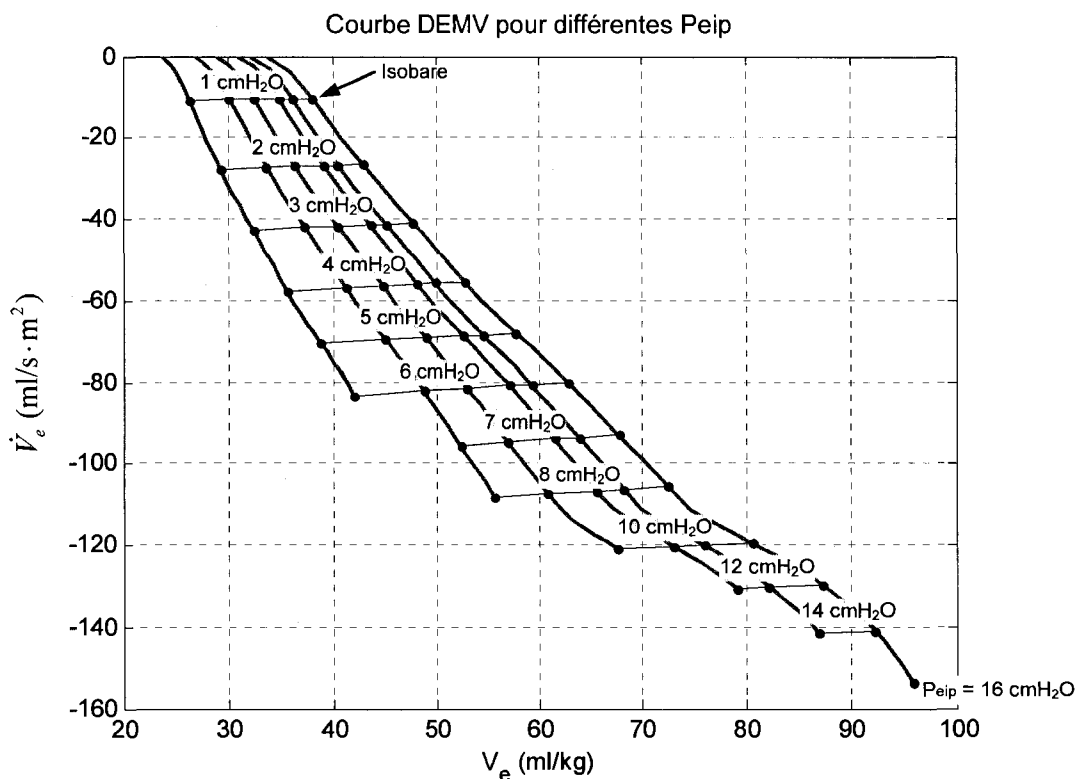


Fig. 3.14 – Courbe de débit expiratoire maximale en fonction du volume pulmonaire (DEMV) pour les différentes courbes PV générées à la figure 3.6, en VLT avec du PFOB.

L'hystérésis présente sur les courbes PV générées explique l'écart entre les différentes DEMV, prises à des  $Peip$  différentes. Ainsi, il existe une courbe DEMV unique pour chaque courbe PV générée. Les isobares indiquent un niveau de pression alvéolaire  $Palv$  équivalent pour les différentes courbes DEMV. On constate rapidement que dépendamment du niveau de  $Peip$  sélectionnée, le volume pulmonaire  $V_e$  varie pour une  $Palv$  constante. Ces courbes vont servir à déterminer le profil expiratoire optimal.

### 3.3.4.2 Profil expiratoire optimal

En utilisant le résultat de la figure 3.14, chaque courbe DEMV décroît de façon presque linéaire et elles sont similaires à celles trouvées par Meinhardt <sup>16</sup>. Donc, lorsque le volume pulmonaire diminue, le débit dans les voies respiratoires doit diminuer proportionnellement. Dans le cas contraire, c'est le collapsus assuré. Pour retirer le liquide le plus rapidement possible, la solution optimale consiste à appliquer la courbe DEMV en fonction du temps. L'intégration de cette courbe nous donne alors le profil volumique optimal. Pour se faire, les courbes de la figure 3.14 peuvent être approximées par une famille de droite ayant la relation 3.19.

$$\dot{V}_e = m_e V_e + B_e \quad (3.19)$$

Les coefficients  $m_e$  et  $B_e$  sont extraits de la figure 3.14. Le coefficient  $m_e$  est la pente négative de la droite DEMV, tandis que le terme  $B_e$  est déterminé à partir du débit volumique  $\dot{V}_e$  et du volume pulmonaire  $V_e$ . L'expiration débute au temps  $t=0$ , et la courbe DEMV est appliquée. L'intégration dans le temps de cette équation différentielle linéaire de premier ordre a la solution analytique suivante <sup>17</sup> :

$$V_e(t) = C_e e^{m_e t} - \frac{B_e}{m_e} \quad (3.20)$$

Le paramètre  $C_e = V_e(0) + B_e/m_e$  est calculé en utilisant les termes  $m_e$ ,  $B_e$  et le volume pulmonaire initial juste avant l'expiration (soit au niveau de la  $Peip$ ). Avec la relation 3.20, il est possible de déduire le temps d'expiration  $Te$  minimum pour retirer un volume courant à une  $Peip$

donnée. L'équation 3.21 en est l'expression mathématique et des détails supplémentaires sont fournis en annexe A.

$$Te = -\frac{1}{m_e} \ln\left(1 - \frac{V_t}{C_e}\right) \quad (3.21)$$

On constate que le temps expiratoire minimum dépend de la constante de temps  $\tau_e = 1/m_e$  et les conditions en débit volumique au début et à la fin de l'expiration. Pour l'instant, il ne faut pas confondre la constante de temps  $\tau_e$  avec la constante de temps expiratoire connue en ventilation gazeuse, qui est fonction de la résistance des voies respiratoires  $R$  multipliée par la compliance pulmonaire dynamique  $C_{dyn}$ . Cette nuance sera apportée dans la section 3.3.6.

En regardant de plus près la relation 3.21, l'augmentation du volume courant entraînera inévitablement l'augmentation du temps expiratoire. En contrepartie, une augmentation du volume pulmonaire  $V_e(0)$  (par une augmentation de la  $Peip$ ) aura l'effet inverse.

La figure 3.15 présente l'évolution du volume pulmonaire expiratoire en fonction du temps  $V_e(t)$  pour différentes valeurs de  $Peip$ . On remarque que le niveau de  $Peip$  modifie le temps expiratoire pour un volume courant  $V_t$  constant. De plus, la valeur de la  $Peip$  choisie peut limiter le volume disponible pour l'expiration. Par exemple, pour une  $Peip$  de 10 cm H<sub>2</sub>O, une modification du volume courant  $V_t$  de 25 à 30 ml/kg, provoque une augmentation du temps expiratoire  $Te$  de 6.5 à 8.5 secondes. En contrepartie, pour un  $V_t$  de 25 ml/kg, une augmentation de la  $Peip$  de 10 à 12 cm H<sub>2</sub>O, fait chuter le temps d'expiration de 6.5 à 5 secondes, mais le volume pulmonaire initial  $V_e(0)$  sera plus important.

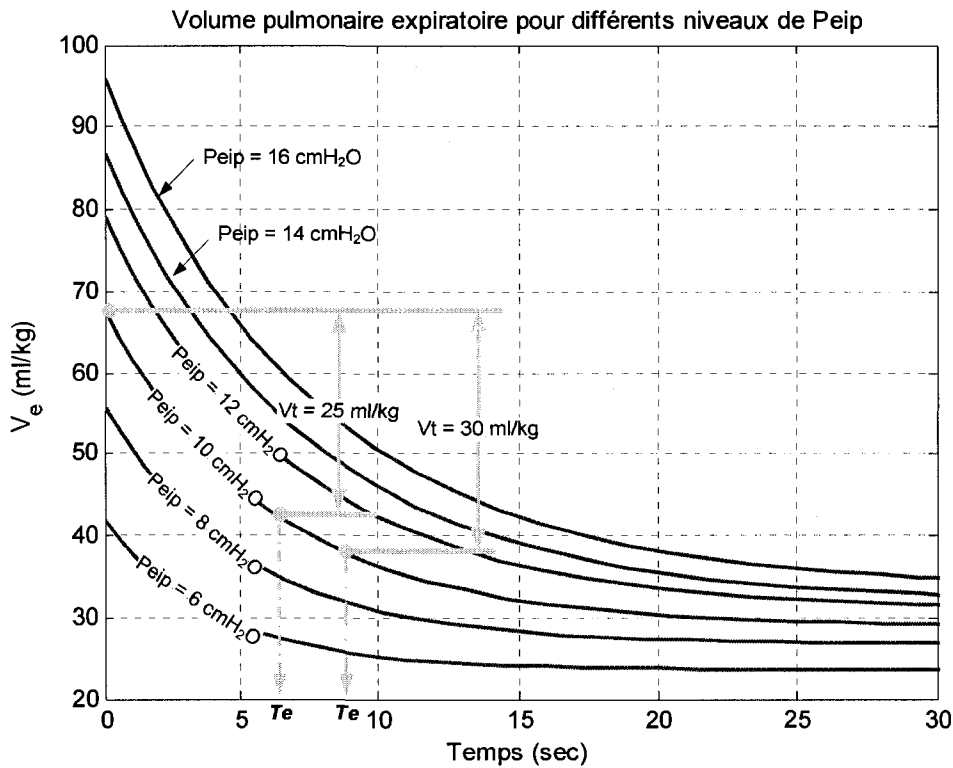


Fig. 3.15 – Courbe du volume pulmonaire expiratoire en fonction du temps.

En résumé, un profil exponentiel expiratoire semble la solution appropriée pour assurer une expiration du volume courant en temps minimal.

### 3.3.5 Transposition en VLT

#### 3.3.5.1 Choix de la limite du débit expiratoire

L'objectif premier de la stratégie de commande en VLT ne devrait pas être de ventiler le patient au débit expiratoire maximal. Cette approche est difficilement applicable en pratique, car le débit maximal en fonction du volume pulmonaire n'est pas connu pour chaque patient au début de la ventilation. Des collapsus expiratoires doivent être rencontrés et/ou provoqués pour déterminer les seuils de débit limite et l'hystérésis sur la courbe PV vient compliquer la tâche. Une approche plus raisonnable est de fixer un seuil de pression trachéale à ne pas dépasser, où le risque de développer un collapsus expiratoire est minimisé ou absent. Ainsi, il suffit de tracer une ligne

verticale à la  $P_{ref}$  sur la figure 3.9 et d'en déterminer le débit expiratoire. La figure 3.16 présente cette approche pour une  $Peip$  initiale de 10 cm H<sub>2</sub>O.

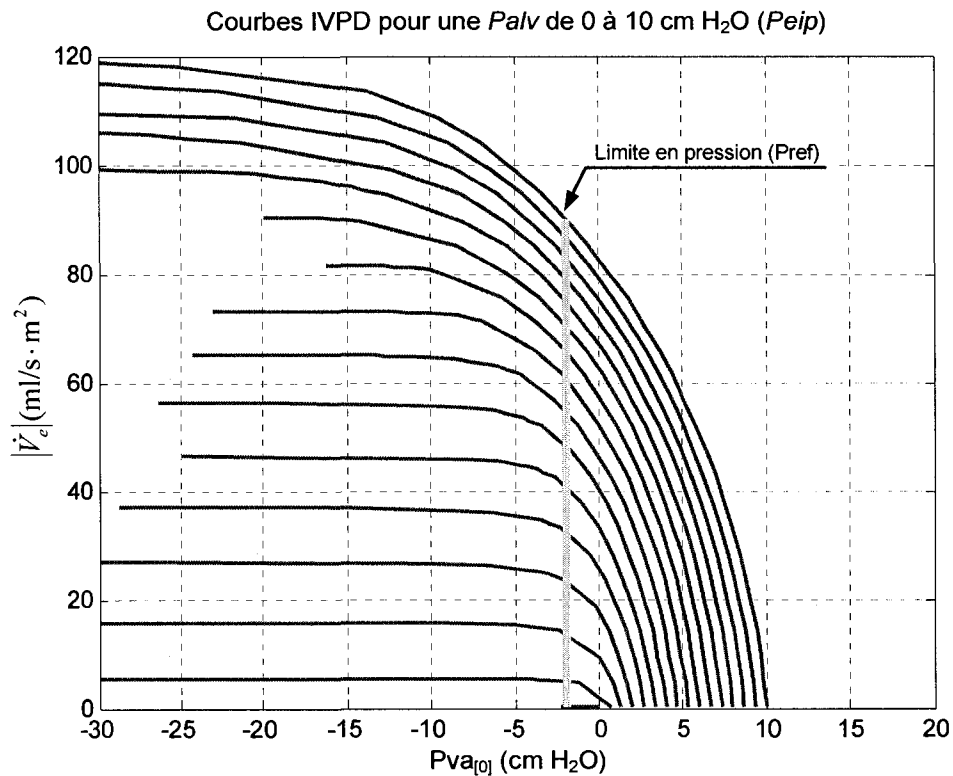


Fig. 3.16 – La limite en pression reportée sur les courbes IVPD permet de déduire le débit expiratoire à la  $P_{ref}$ .

Cependant, l'imposition d'une limite en pression  $P_{ref}$  à -2 cm H<sub>2</sub>O aura une incidence sur le débit expiratoire permis dans les voies respiratoires. Pour illustrer ce propos, la figure 3.15 est reprise en y incluant la variation du volume pulmonaire en fonction du temps à la pression de référence  $P_{ref}$ . On remarque alors sur la figure 3.17 que le volume pulmonaire expiratoire varie plus lentement à la pression de référence. La conséquence directe est une augmentation du temps expiratoire.



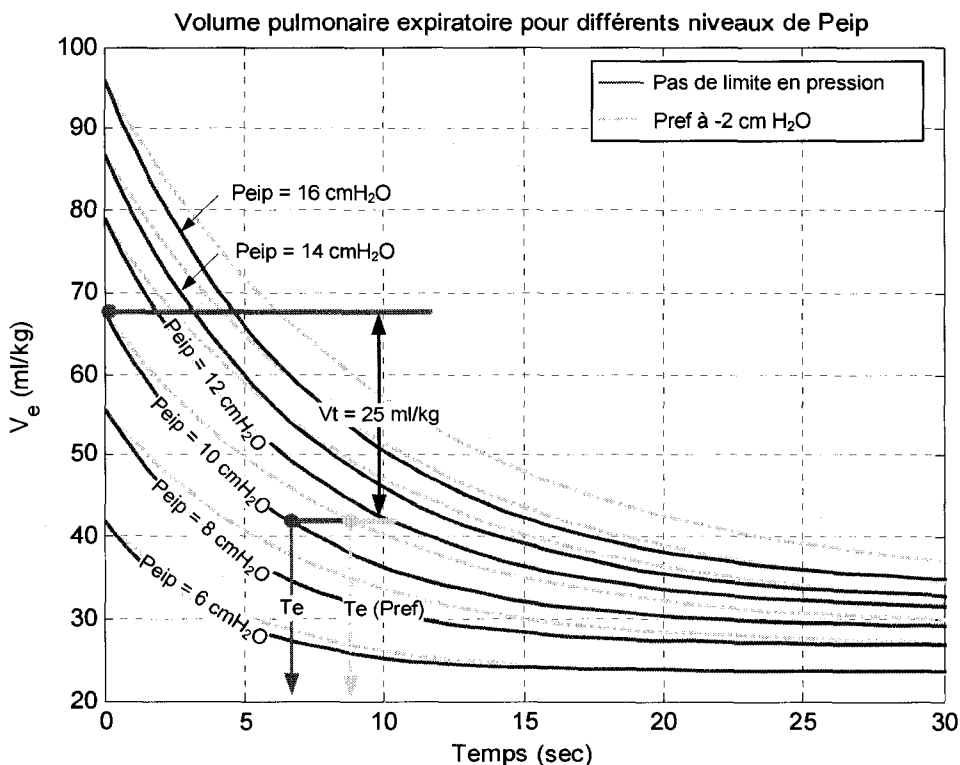


Fig. 3.17 - Courbe du volume pulmonaire expiratoire en fonction du temps pour une pression de référence de -2 cm H<sub>2</sub>O.

### 3.3.5.2 Ventilation minute

Avec les courbes de la figure 3.17, il est possible de déterminer le temps d'expiration minimum pour différent volume courant  $V_t$  et niveau de  $Peip$ . En connaissant le temps d'expiration et en imposant un temps inspiratoire typique de 4 secondes, la ventilation minute (produit de la fréquence respiratoire  $Fr$  par le volume courant  $V_t$ ) peut être calculée. En répétant cette démarche avec les différents PFC, le tableau 3.5 présente les résultats.

La ventilation minute en ventilation liquidienne doit être maintenue au dessus de 80 ml/kg/min, pour assurer les échanges gazeux<sup>18</sup>. Par contre, d'autres études ont utilisé une  $V_{min}$  au dessus de 100 ml/kg/min<sup>19, 20</sup>, ce qui est aussi le cas pour l'équipe Inolivent. Donc pour les liquides mentionnés dans le tableau 3.5, il est essentiel de maintenir une  $Peip$  d'au moins 10 cm H<sub>2</sub>O pour garantir une  $V_{min}$  suffisante avec les liquides les plus visqueux (PFOB et PFDEC). On peut aussi remarquer que l'augmentation du volume courant  $V_t$  ne garanti pas nécessairement une

augmentation de la ventilation minute. Selon le niveau de pression choisi, un volume courant  $V_t$  optimal semble apparaître.

Cependant, il faut mentionner que la forme de la courbe PV est influencée par la tension de surface du PFC employé (qui diffère d'un PFC à l'autre) <sup>21</sup> ou par la présence de surfactant exogène <sup>13</sup>. Donc, l'hystérésis sera influencée et les résultats présentés dans le tableau peuvent légèrement changer (pour le FC77 et le Rimar101). Néanmoins, ils peuvent servir à établir une bonne stratégie de ventilation.

Tableau 3.5 – Ventilation minute  $V_{min}$  (ml/kg·min) en fonction de la  $Peip$  et du volume courant  $V_t$  (ml/kg), pour différents PFC utilisés en VLT. Les -- indiquent que le temps d'expiration est supérieur à 60 secondes.

Peip	Vt/	PFOB				PFDEC				FC77				Rimar101			
		15	20	25	30	15	20	25	30	15	20	25	30	15	20	25	30
6		71	--	--	--	--	--	--	--	81	--	--	--	80	--	--	--
8		100	99	85	--	--	--	--	--	106	109	98	52	106	108	97	51
10		112	121	120	112	81	--	--	--	118	128	129	122	117	128	129	121
12		121	134	139	139	100	94	51	--	126	141	149	149	125	141	148	148
14		127	143	151	154	111	114	105	70	131	149	158	162	131	149	159	163
16		131	150	161	167	118	127	125	112	136	155	168	174	135	155	167	174

### 3.3.6 Résistance des voies respiratoires

Un paramètre important en ventilation mécanique est la résistance des voies respiratoires. En ventilation mécanique gazeuse, la résistance  $R$  est calculée à la toute fin de l'inspiration en divisant la variation de pression  $\Delta P$  (qui consiste à soustraire la pression maximale durant l'inspiration à la pression positive de fin d'inspiration  $Peip$ ) par le débit à la fin de l'inspiration  $\dot{V}_i(T_i)$  (voir la section 2.2.6 de l'état des connaissances) <sup>22</sup>.

Une fois la résistance calculée, cette valeur est multipliée par la compliance pour obtenir une valeur estimée de la constante de temps expiratoire. Cette constante de temps multipliée par un facteur de 3 ou 4 nous indique le temps expiratoire nécessaire pour retirer tout le volume inspiré. En effectuant ce calcul, la résistance est considérée constante tout au long de la phase expiratoire.

En VLT, le parallèle est plus difficile à faire, car durant l'expiration la résistance peut changer de façon importante. Alors, il devient ambigu de définir la résistance ou le moment opportun pour déterminer la résistance afin d'évaluer la constante de temps expiratoire. La figure 3.18 qui suit

présente la variation de la résistance  $R$  indexée selon la surface corporelle en fonction du débit à différent volume pulmonaire (pourcentage de la capacité pulmonaire totale CPT). Les ronds sur cette figure indiquent la résistance des voies respiratoires lorsqu'on limite le débit expiratoire à une pression de référence  $P_{ref}$  à  $-2 \text{ cm H}_2\text{O}$ .

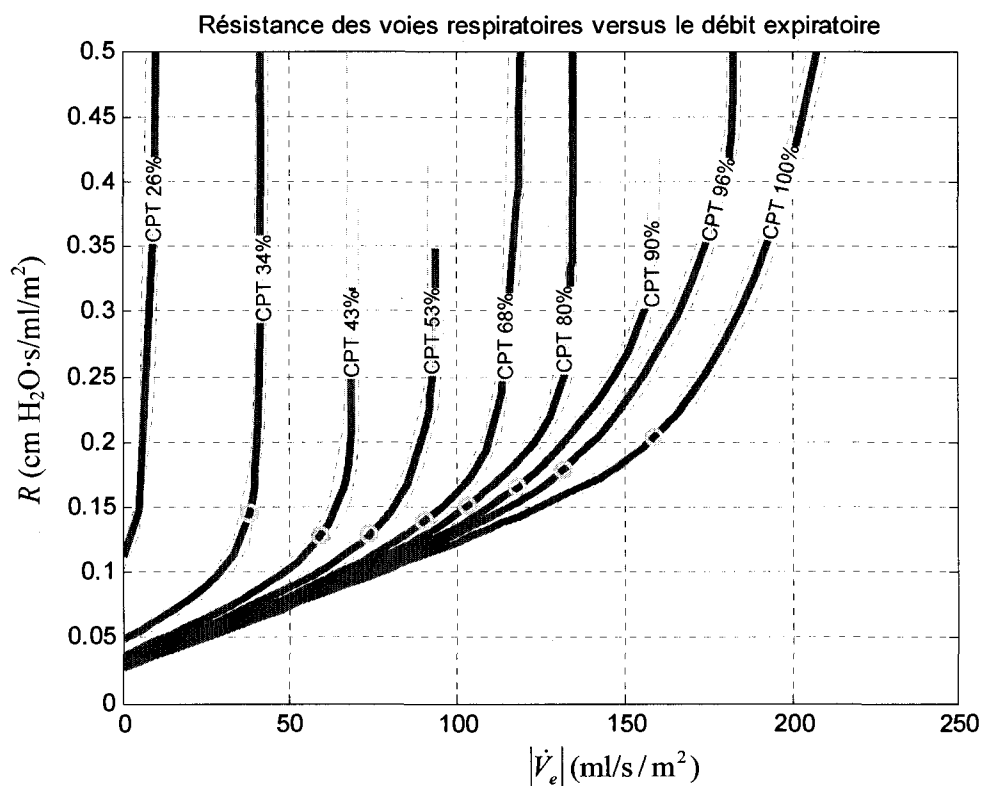


Fig. 3.18 – Résistance indexée des voies respiratoires en fonction du débit expiratoire et du volume pulmonaire (pourcentage de la capacité pulmonaire totale CPT). Les ronds verts indiquent la résistance des voies respiratoires lorsque le débit expiratoire est limitée à la pression de référence  $P_{ref}$  à  $-2 \text{ cm H}_2\text{O}$ .

On constate que la résistance des voies respiratoires, pour une pression de référence constante, peut varier d'un facteur important entre le début et la fin de l'expiration. Par contre, il est possible d'avoir une résistance constante si on fait varier le débit en fonction du volume pulmonaire. Analytiquement, il est très difficile de calculer la résistance globale des poumons à un débit défini, car l'aspect fortement non-linéaire du modèle complique la tâche. Cependant, il est possible de déterminer la résistance initiale des voies respiratoires à débit nul en utilisant l'équation 3.22 (voir détails en annexe A).

$$R_{tot} = \sum_{z=0}^{16} \frac{2^{(3+z)} a \pi \mu L_z}{A_z^2} \quad (3.22)$$

En conclusion, il n'y pas de moyen direct en VLT pour calculer la constante de temps expiratoire du système respiratoire à partir de la résistance des voies respiratoires et de la compliance du système respiratoire.

### 3.4 Validation expérimentale

Plusieurs essais expérimentaux ont été effectués in vivo sur des agneaux nouveau-nés par l'équipe Inolivent pour valider les avantages de la VLT. Dans un premier temps, la VLT a été testée sur huit agneaux à terme à poumons sains avec du PFOB. Durant ces tests, le capteur de pression au niveau de la trachée a dérivé pour des raisons toujours inconnues. C'est pourquoi, la pression trachéale ne peut être utilisée en valeur absolue. En valeur relative (i.e. variation de pression entre la *Peep* et le *Peip*), les données peuvent être exploitées pour calculer des valeurs de compliance, de résistance, de débit expiratoire, etc. Par contre, il est impossible de relier ces valeurs à leur niveau de pression alvéolaire, à cause de la dérive du capteur de pression.

La seconde phase d'essais expérimentaux a été effectuée sur des agneaux à poumons pathologiques. Pour reproduire une aspiration de liquide gastrique, les poumons ont été lavés (2-4 fois) à l'acide chlorhydrique. Ce lavage a reproduit un syndrome de détresse respiratoire aiguë (SDRA) par agression directe des poumons (aspiration gastrique). En SDRA, 11 agneaux ont été utilisés en VLT et séparés en deux groupes, soit 5 pour PFOB et le 6 pour le PFDEC. Le capteur de pression trachéale a été remplacé pour éliminer les problèmes de dérive. Ainsi, les valeurs calculées peuvent être référencées adéquatement par rapport à la pression alvéolaire *Palv*. Durant la VLT, des collapsus expiratoires sont survenus ( $P_{va} < -30$  cm H<sub>2</sub>O) et les résultats qui seront présentés dans les figures en témoigneront.

Finalement, à l'aide de tous ces résultats expérimentaux, l'objectif poursuivi est de faire ressortir le débit volumique expiratoire maximal expérimental en fonction de la pression alvéolaire *Palv*. Les sous-sections qui suivent décrivent la démarche en détail.

### 3.4.1 Traitement préalable des signaux expérimentaux

Le traitement des résultats se fait en plusieurs étapes. D'abord, la présence d'un nombre binaire au niveau des résultats expérimentaux bruts permet de séparer chaque cycle respiratoire en quatre phases distinctes. Comme il est illustré sur la figure 3.19, ces phases sont l'inspiration, le plateau de fin d'inspiration (PFI), l'expiration et le plateau de fin d'expiration (PFE). Grâce à l'identification de chaque phase, il est possible de traiter les signaux de chaque entrée analogique (au niveau des cartes d'acquisition) au moment voulu. Les signaux qui seront utilisés pour la validation du modèle théorique sont le signal volumique de la pompe inspiratoire et expiratoire ainsi que le signal de pression trachéale.

L'étape suivante consiste à calculer la pression de fin d'inspiration ( $Peip$ ) et la pression de fin d'expiration ( $Peep$ ). En moyennant les valeurs sur la durée totale de leur pause respective, ces valeurs peuvent être obtenues. Ensuite, l'analyse du signal volumique de la pompe expiratoire permet de calculer le volume expiré pour chaque cycle  $V_e[k]$ . La compliance dynamique pour la phase expiratoire  $C_{dyn}[k]$  peut alors être déterminée en divisant le volume expiré par la variation de pression entre les pauses de fin d'inspiration et d'expiration. Si on fait abstraction de l'hystérésis en considérant la compliance constante, l'évolution de la pression alvéolaire au cours de la phase expiratoire  $Palv(t)$  peut être calculée en utilisant la relation 3.23.

$$Palv(t) = Peip[k] - C_{dyn}[k] \times V_e(t) \quad (3.23)$$

Où  $V_e(t)$  est le volume expiré en fonction du temps,  $Peip[k]$  est la pression de fin d'inspiration au cycle  $k$  et  $C_{dyn}[k]$  est la compliance dynamique au cycle  $k$ . Il faut maintenant déterminer le débit expiratoire en fonction de la pression alvéolaire.

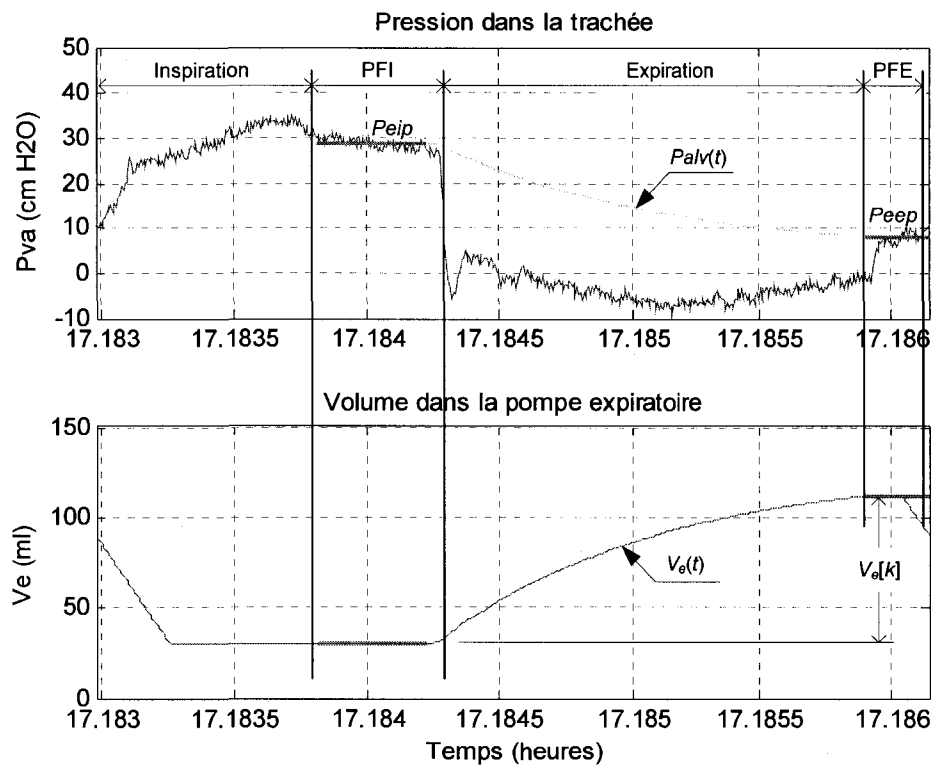


Fig. 3.19 – Signaux utilisés pour calculer la pression alvéolaire en fonction du temps. [agneau numéro 062806, cycle 404, VLT PFOB]

La dérivée du signal volumique au niveau de la pompe expiratoire donne en sortie le débit volumique et la figure 3.20 en présente le résultat. Comme on peut le constater, la dérivée d'un signal analogique introduit du bruit et pour contrer ce problème un filtrage a été appliqué sur les résultats. Les coefficients du filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4 ayant une fréquence de coupure de 2.5 Hz ont été calculés à l'aide de la fonction butter.m de Matlab. Ces coefficients ont été repris par la fonction filtfilt.m de Matlab, qui permet de filtrer le signal du débit volumique expiratoire.

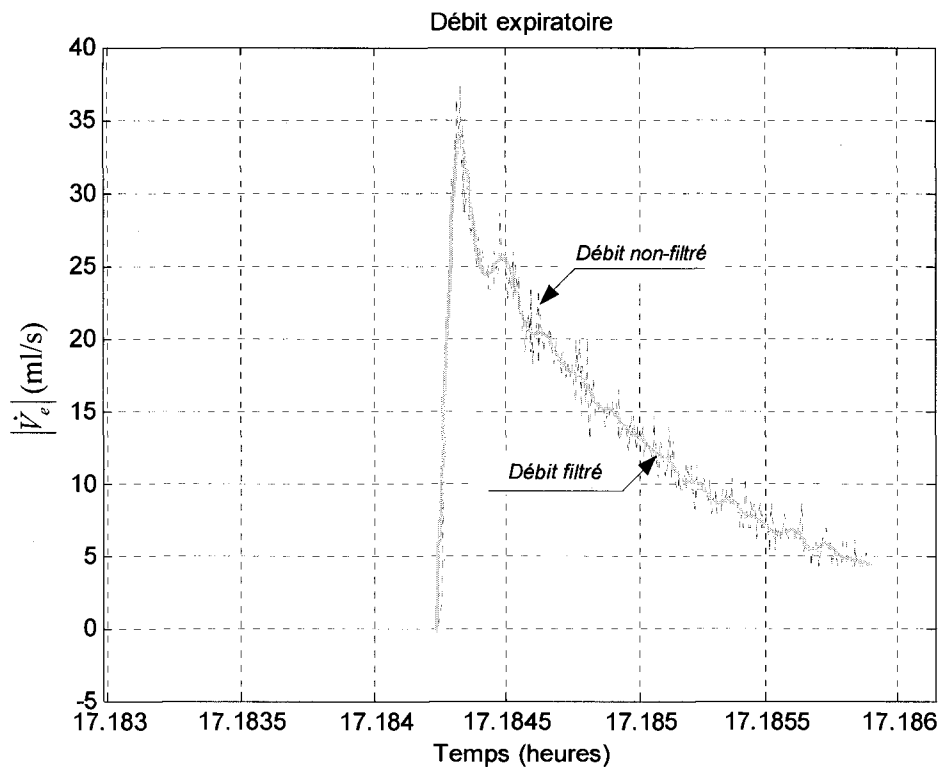


Fig. 3.20 – Dérivée du volume dans la pompe d'expiration en fonction du temps pour obtenir le débit volumique.

### 3.4.2 Extractions du débit versus la pression alvéolaire

Lors de la présentation des résultats numériques, les courbes ont été déterminées à des intervalles réguliers de pression alvéolaire de 1 cm H<sub>2</sub>O. Pour faciliter la comparaison entre les courbes, la même démarche sera entreprise pour extraire les valeurs de débit expérimentales. De 0 à 30 cm H<sub>2</sub>O (par intervalle de 1 cm H<sub>2</sub>O), pour tous les cycles et pour tous les agneaux, le débit expiratoire expérimental est enregistré dans un vecteur et tracé sur le même graphique que les IVPD théoriques (voir figure 3.9). La pression dans la trachée ( $Pva_{[0]}$ ) à la figure 3.9 a été remplacée par la pression résistive dans les voies respiratoires  $Paw$  (qui consiste à retirer de la pression trachéale  $Pva_{[0]}$ , la valeur de la pression alvéolaire  $Palv$ ). De cette façon, toutes les IVPD débutent à zéro. Les nuages de points obtenus sont présentés dans les figures 3.22 à 3.27 pour le PFOB et le PFDEC pour 3 pressions alvéolaires distinctes. Toutes les valeurs de débit ont été indexées par rapport à la surface corporelle (voir équation 3.14).

Avec ces nuages de points, il n'est pas évident de valider le modèle avec les données expérimentales. Pour déterminer la précision de la courbe IVPD théorique, l'erreur entre chaque point expérimental et la courbe théorique a été calculée (voir figure 3.21). De plus, la distribution de l'erreur a été tracée sur les figures 3.22 à 3.27. Dans la majorité des cas, cette distribution est gaussienne donc, il est possible d'appliquer les notions d'écart type et de moyenne.

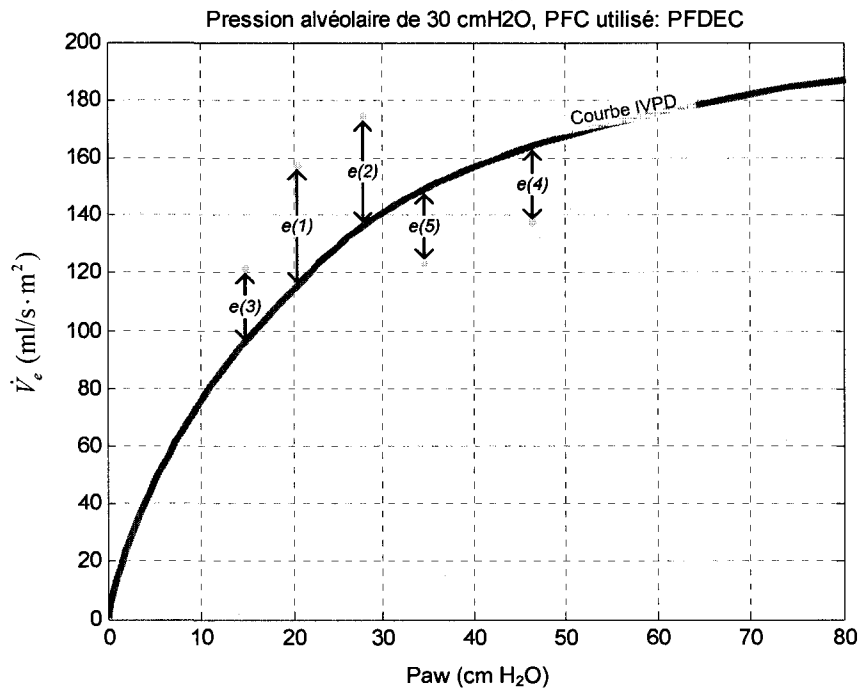


Fig. 3.21 – Exemple pour illustrer le calcul de l'erreur entre les points expérimentaux et la courbe IVPD.



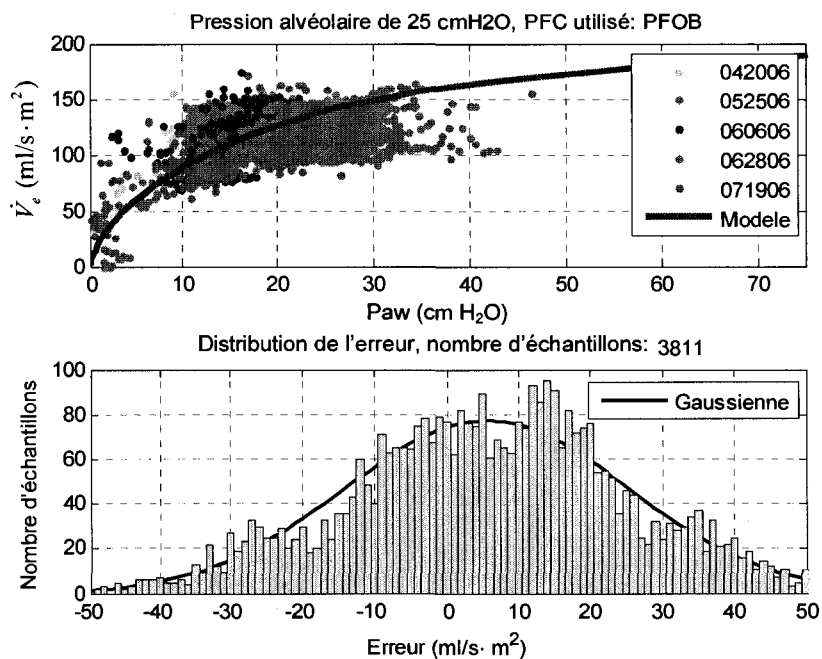


Fig. 3.22 – IVPD à une pression alvéolaire de 25 cm H<sub>2</sub>O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la Paw, en VLT avec du PFOB.

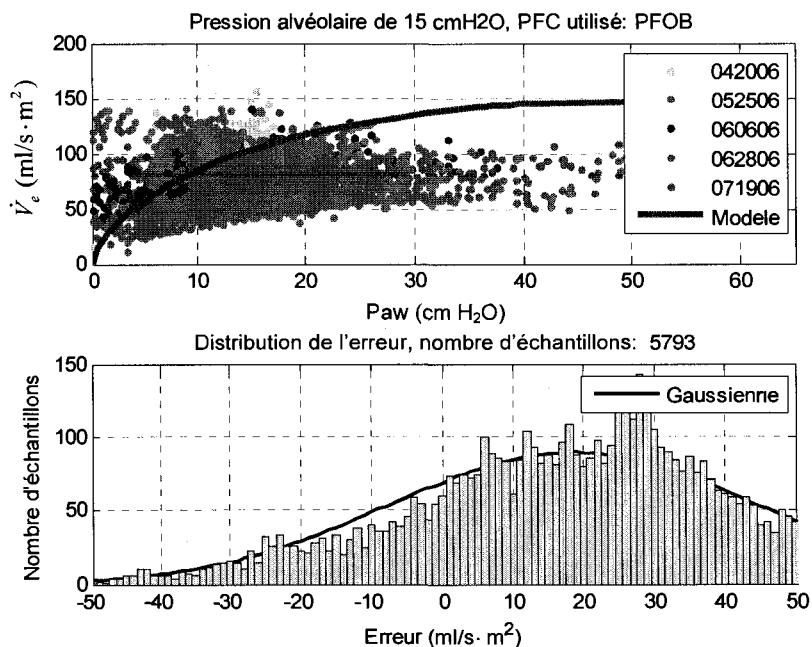


Fig. 3.23 – IVPD à une pression alvéolaire de 15 cm H<sub>2</sub>O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la Paw, en VLT avec du PFOB.

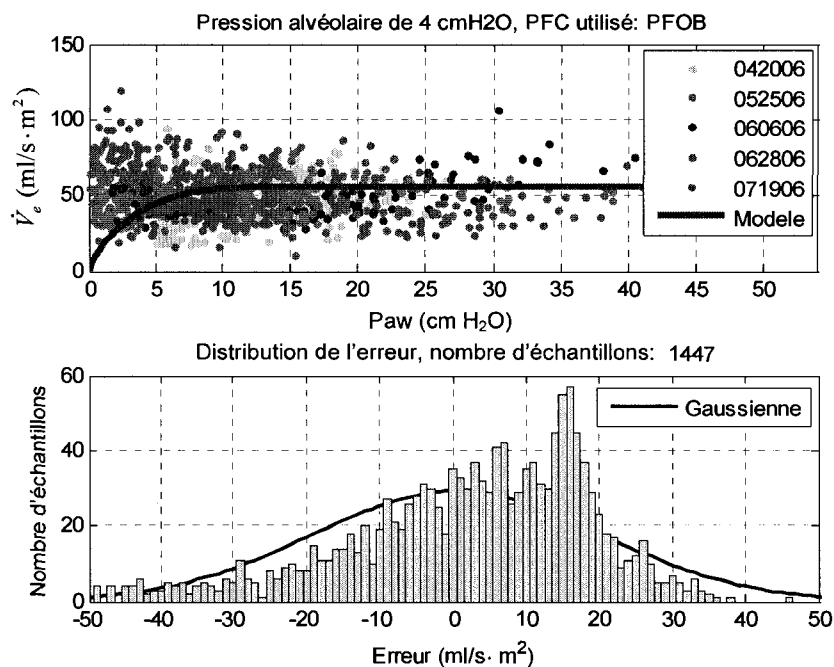


Fig. 3.24 – IVPD à une pression alvéolaire de 4 cm H<sub>2</sub>O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la Paw, en VLT avec du PFOB.

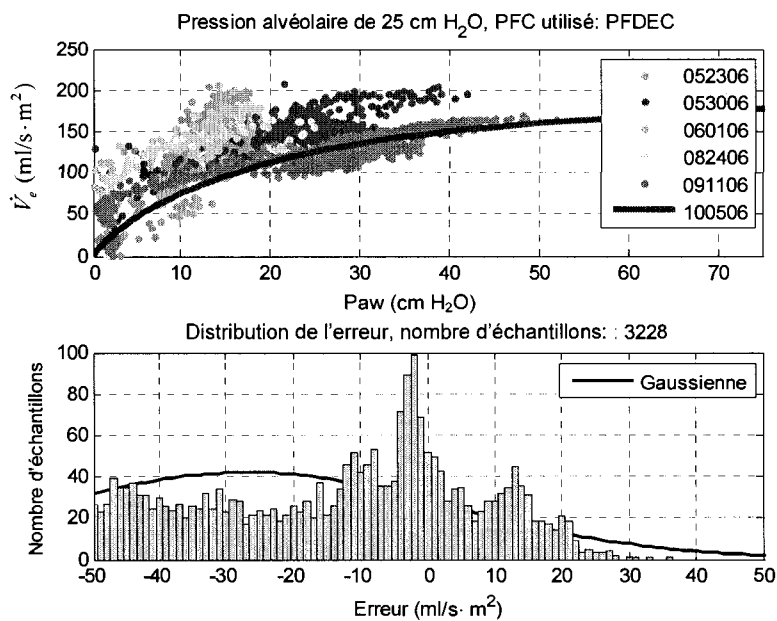


Fig. 3.25 – IVPD à une pression alvéolaire de 25 cm H<sub>2</sub>O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la Paw, en VLT avec du PFDEC.

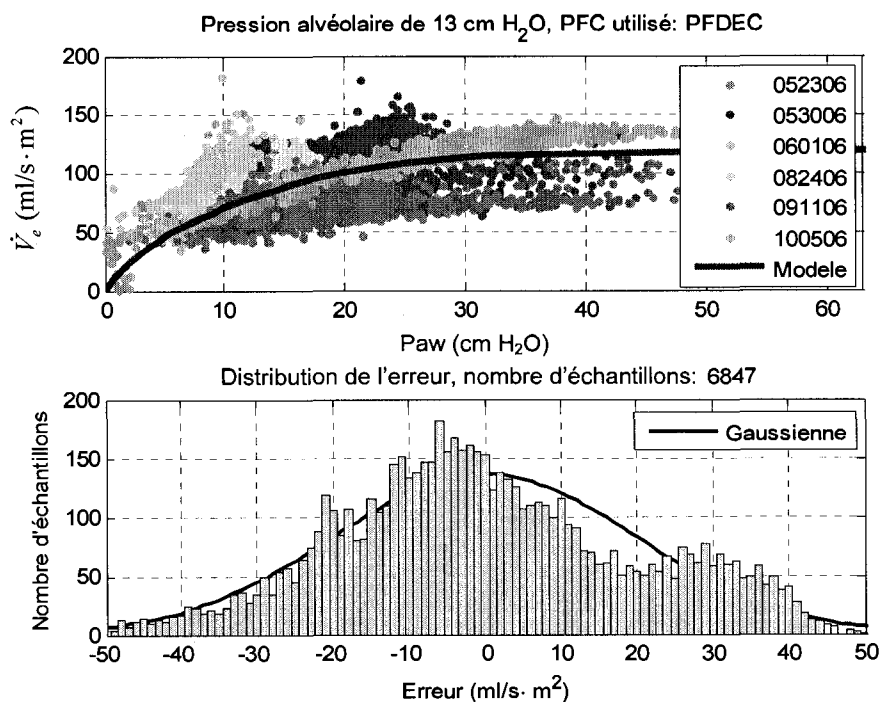


Fig. 3.26 – IVPD à une pression alvéolaire de 15 cm H<sub>2</sub>O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la Paw, en VLT avec du PFDEC.

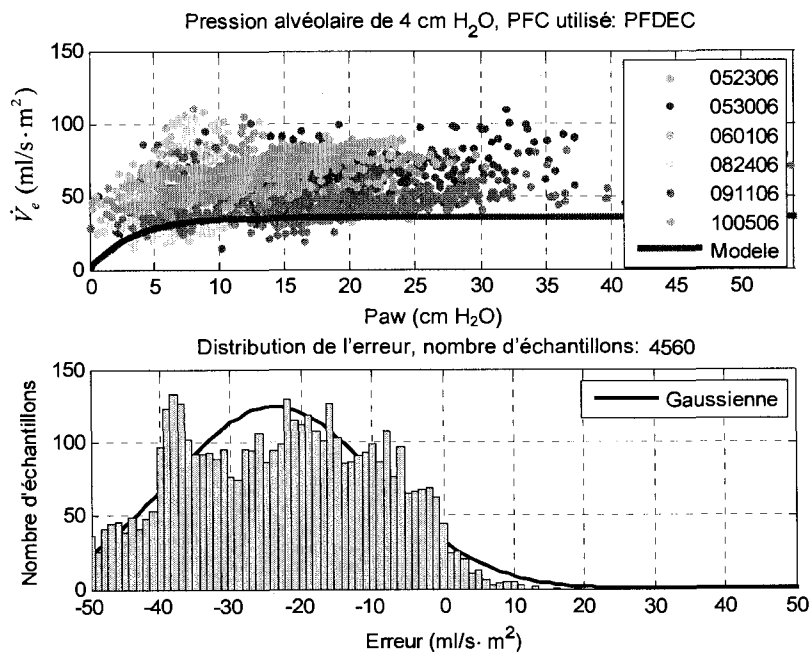
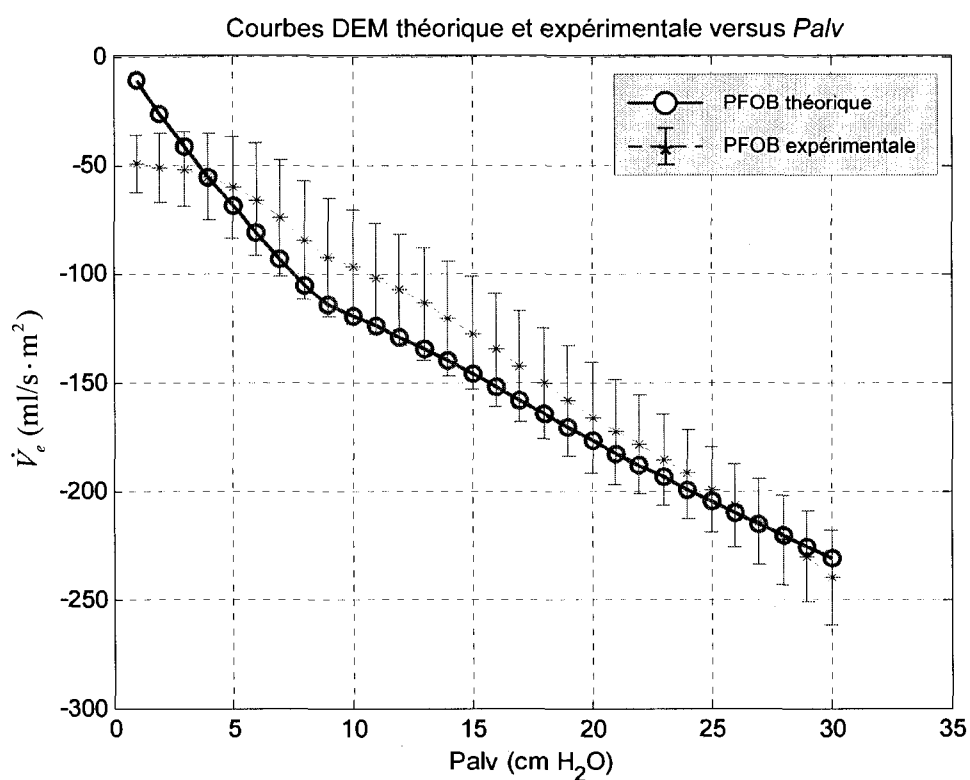


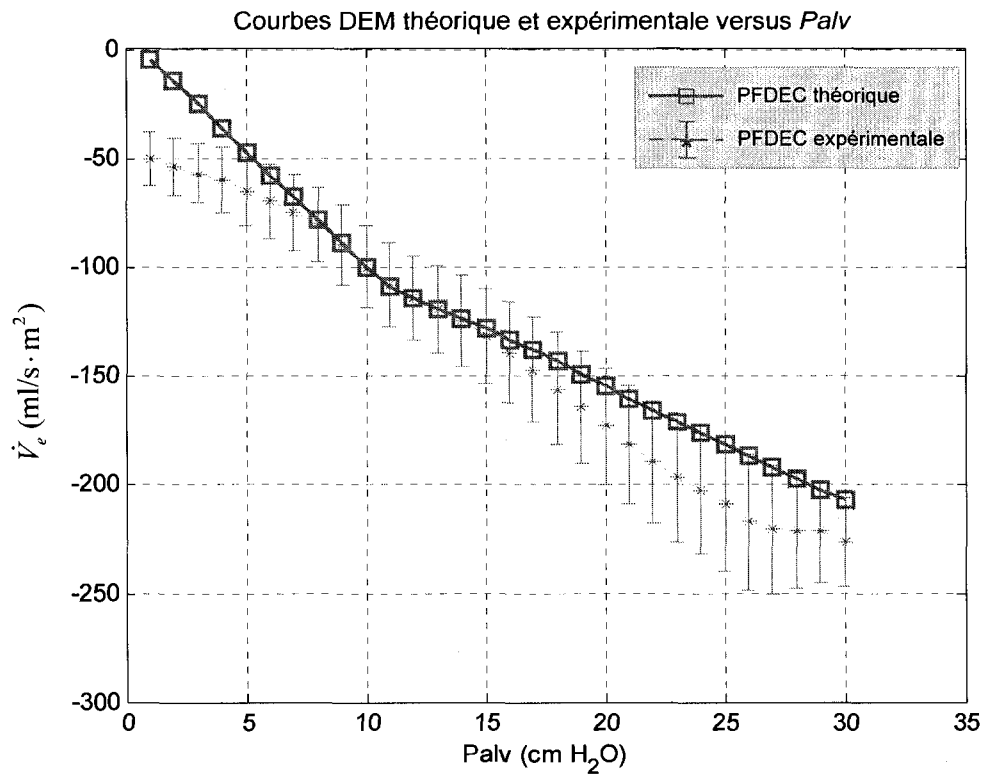
Fig. 3.27 – IVPD à une pression alvéolaire de 4 cm H<sub>2</sub>O et points expérimentaux de débit expiratoire en fonction de la Paw, en VLT avec du PFDEC..

### 3.4.3 Résultats et discussion

La figure 3.28 et 3.29 présente les courbes de débit expiratoire maximal expérimentale et théorique en fonction de la pression alvéolaire  $Palv$  (pour le PFOB et le PFDEC). Pour déterminer cette courbe, la moyenne de l'écart moyen entre la courbe IVPD théorique et expérimentale a été calculée et ajoutée à la valeur du débit maximal expiratoire théorique (courbe de la figure 3.10).



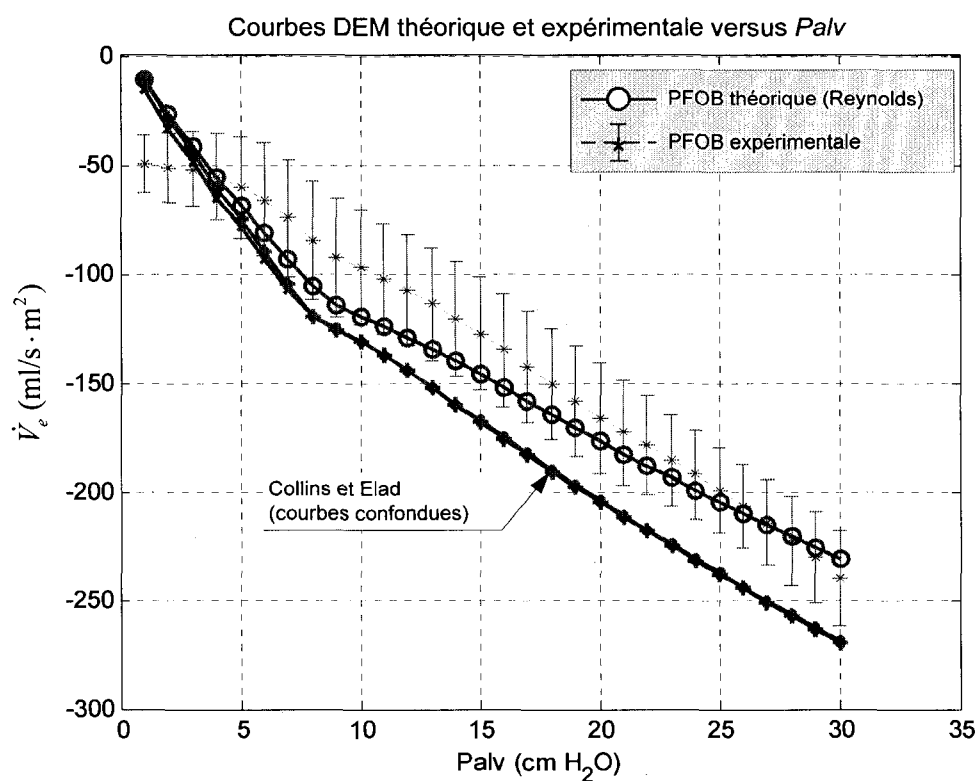
**Fig. 3.28 – Courbes DEM théorique et expérimentale en fonction la pression alvéolaire  $Palv$  pour le PFOB. L'écart type calculé à partir des points expérimentaux est tracé sur cette figure.**



**Fig. 3.29 – Courbes DEM théorique et expérimentale en fonction la pression alvéolaire  $Palv$  pour le PFDEC. L'écart type calculé à partir des points expérimentaux est tracé sur cette figure.**

Avec ces résultats, on peut conclure que le modèle permet de déterminer adéquatement le débit expiratoire maximal, pour une pression alvéolaire supérieure à 5  $cm\ H_2O$ . À une pression inférieure, le modèle sous-estime le débit maximal pour le PFOB et le PFDEC.

Lors du choix de l'équation empirique pour corriger les pertes de charge par friction visqueuse dans les voies respiratoires (voir la section 3.1.5), les coefficients trouvés par Reynolds étaient les plus conservateurs et ont été utilisés pour cette raison dans le modèle. Dans la figure 3.30, le modèle a été résolu de nouveau pour le PFOB, mais cette fois en utilisant les coefficients de Collins et Elad.



**Fig. 3.30 – Courbes DEM théorique et expérimentale en fonction la pression alvéolaire  $Palv$  pour le PFOB avec les coefficients de Collins et Elad pour corriger les pertes de pression par friction visqueuse. L'écart type calculé à partir des points expérimentaux est tracé sur cette figure.**

Les courbes obtenues ne sont pas plus justes et le changement des coefficients pour corriger l'équation (qui calcule les pertes de pression par friction visqueuse), ne modifie en rien l'allure du débit expiratoire maximal à basse pression. De plus, la courbe ne suit pas très bien les résultats expérimentaux. Alors, les coefficients proposés par Reynolds semblent appropriés en VLT pour déterminer le débit expiratoire maximal en fonction de la pression alvéolaire.

## Références

1. Weibel ER. Morphometry of the human lung. Berlin, Germany: Springer; 1963.
2. Hyatt RE, Wilson TA, Bar-Yishay E. Prediction of maximal expiratory flow in excised human lungs. *J Appl Physiol* 1980 Jun;48(6):991-8.
3. Lambert RK, Wilson TA, Hyatt RE, Rodarte JR. A computational model for expiratory flow. *J Appl Physiol* 1982 Jan;52(1):44-56.
4. Lambert RK, Castile RG, Tepper RS. Model of forced expiratory flows and airway geometry in infants. *J Appl Physiol* 2004 Feb;96(2):688-92.
5. Tarczy-Hornoch P, Hildebrandt J, Jackson JC. Gravitational effects on volume distribution in a model of partial and total liquid ventilation. *Respir Physiol* 2000 Apr;120(2):125-38.
6. Isabey D, Chang HK. A model study of flow dynamics in human central airways. Part II: secondary flow velocities. *Respir Physiol* 1982 Jul;49(1):97-113.
7. Schroter RC, Sudlow MF. Flow Patterns in Models of the Human Bronchial Airways. *Respir Physiol* 1969;7:341-355,.
8. Zhao Y, Brunskill CT, Lieber BB. Inspiratory and expiratory steady flow analysis in a model symmetrically bifurcating airway. *J Biomech Eng* 1997 Feb;119(1):52-8.
9. Reynolds DB. Steady expiratory flow-pressure relationship in a model of the human bronchial tree. *J Biomech Eng* 1982 May;104(2):153-8.
10. Elad D, Kamm RD, Shapiro AH. Mathematical simulation of forced expiration. *J Appl Physiol* 1988 Jul;65(1):14-25.
11. Collins JM, Shapiro AH, Kimmel E, Kamm RD. The steady expiratory pressure-flow relation in a model pulmonary bifurcation. *J Biomech Eng* 1993 Aug;115(3):299-305.
12. Curtis SE, P.Furhman B, Howland DF. Airway and alveolar pressures during perfluorocarbon breathing in infant lambs. *JAP* 1990 jan,;68(6):2322-8.

13. Tarczy-Hornoch P, Hildebrandt J, Mates EA, Standaert TA, Lamm WJ, Hodson WA, et al. Effects of exogenous surfactant on lung pressure-volume characteristics during liquid ventilation. *J Appl Physiol* 1996 May;80(5):1764-71.
14. Schoenfisch WH, Kylstra JA. Maximum expiratory flow from saline and fluorocarbon filled lungs. *Physiologist* 1971 1971;14(3):225-.
15. Bull JL, Foley DS, Bagnoli P, Tredici S, Brant DO, Hirschl RB. Location of flow limitation in liquid-filled rabbit lungs. *ASAIO J* 2005 Nov-Dec;51(6):781-8.
16. Meinhardt JP, Ashton BA, Annich GM, Quintel M, Hirschl RB. The dependency of expiratory airway collapse on pump system and flow rate in liquid ventilated rabbits. *Eur J Med Res* 2003 May 30;8(5):212-20.
17. Kreyszig E. *Advanced Engineering Mathematics*. 7th ed. New York: John Wiley & Sons; 1993.
18. Cox C, Stavis RL, Wolfson MR, Shaffer TH. Long-Term Tidal Liquid Ventilation in Premature Lambs: Physiologic Biochemical and Histological Correlates. *Biol Neonate* 2003;84(3):232-42.
19. Larrabe JL, Alvarez FJ, Cuesta EG, Valls-i-Soler A, Alfonso LF, Arnaiz A, et al. Development of a time-cycled volume-controlled pressure-limited respirator and lung mechanics system for total liquid ventilation. *IEEE Trans Biomed Eng* 2001 Oct;48(10):1134-44.
20. Tredici S, Komori E, Funakubo A, Brant DO, Bull JL, Bartlett RH, et al. A prototype of a liquid ventilator using a novel hollow-fiber oxygenator in a rabbit model. *Crit Care Med* 2004 Oct;32(10):2104-9.
21. Bull JL, Reickert CA, Tredici S, Komori E, Frank EL, Brant DO, et al. Flow limitation in liquid-filled lungs: effects of liquid properties. *J Biomech Eng* 2005 Aug;127(4):630-6.
22. Iotti GA, Braschi A. *Measurements of respiratory mechanics during mechanical ventilation*. Rhäzüns, Switzerland: Hamilton Medical Scientific Library; 1999.



## 4 Système à commander

La figure 4.1 présente le schéma global du système à modéliser. Le moteur met en rotation le pignon au niveau du réducteur de vitesse. Ce pignon, couplé à une crémaillère, met en translation le piston à l'intérieur du cylindre de la pompe. À son tour, le liquide est poussé à travers le circuit du respirateur pour finalement atteindre les poumons. L'objectif de cette modélisation est de déterminer la fonction de transfert entre la commande au moteur  $U$  et la position du piston  $y$  à l'intérieur de la pompe (mesurée par un potentiomètre).

Dans la première section de ce chapitre, le modèle pulmonaire sera réduit pour déterminer une expression analytique de la pression dans la trachée exercée sur le piston. Cette expression sera fonction de la résistance des voies respiratoires, de l'élastance ainsi que du débit. Ensuite, l'expression des pertes de pression dans le circuit fluide du respirateur sera exposée. Ces pertes dépendent du débit dans le tube ainsi que de la géométrie du circuit ventilatoire. Finalement les équations pour le système moteur seront développées. Elles permettront de faire le lien entre la pression exercée sur la surface du piston et le couple moteur nécessaire. En final, les équations du circuit fluide seront combinées pour obtenir la fonction de transfert du système.

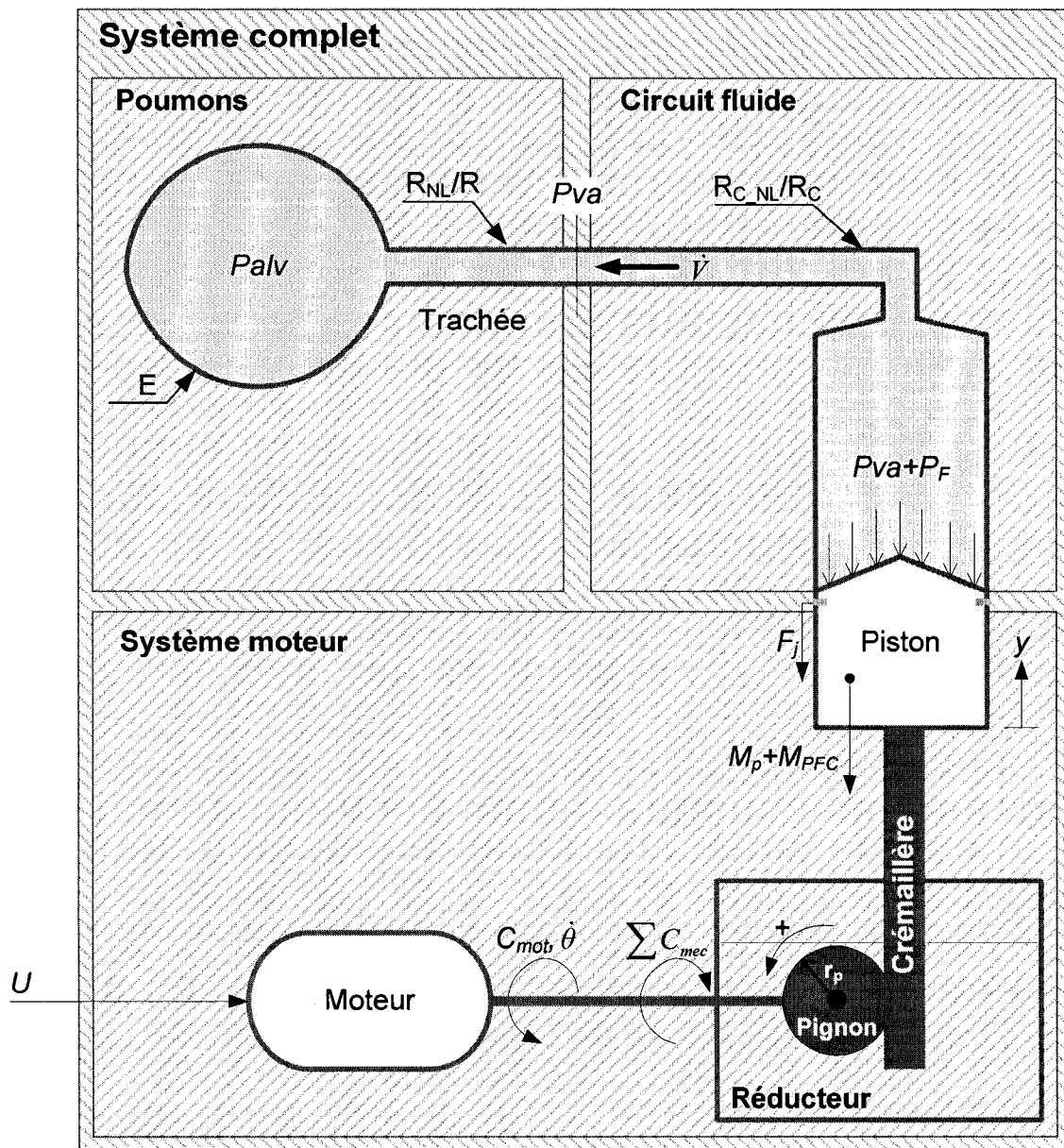


Fig. 4.1 – Schéma générale pour le système à modéliser

### 4.1 Réduction du modèle des poumons

Dans ce chapitre, nous allons réduire le modèle présenté dans le chapitre 3 pour obtenir un modèle de comportement dynamique des poumons.

#### 4.1.1 Définition du modèle

Le modèle présenté dans le chapitre 3 ne fait aucune distinction entre le poumon droit et gauche. De plus, la courbe pression-volume à été faite en tenant compte de la compli-ance globale des poumons. Il est donc possible de réduire le modèle physiologique à un modèle de premier ordre, mais en considérant la résistance non-linéaire  $R_{NL}$  des poumons (voir la figure 4.2). Comme présenté dans l'état des connaissances, ce modèle a comme équation la relation 4.1.

$$Pva(t) = Palv(t) + R_{NL} \dot{V}_e(t) \quad (4.1)$$

où  $Palv$  est la pression alvéolaire,  $R_{NL}$  est la résistance non-linéaire des poumons et  $\dot{V}_e(t)$  est le débit volumique expiratoire en fonction du temps ( $\dot{V}_e(t) < 0$ ). La pression alvéolaire se calcule selon la relation 4.2.

$$Palv(t) = Peip - EVe(t) \quad (4.2)$$

où  $E$  est l'élastance,  $Peip$  est la pression de fin d'inspiration et  $Ve(t)$  est le volume expiré.

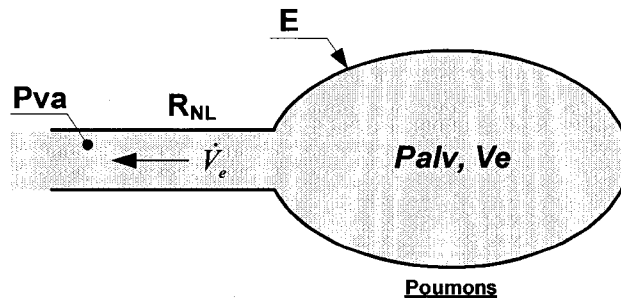


Fig. 4.2 – Modèle pulmonaire du 1<sup>er</sup> ordre

Les sections suivantes présentent l'estimation des termes d'élastance  $E$  et de résistance  $R_{NL}$  à partir des simulations réalisées avec le modèle numérique complet, calé sur les mesures expérimentales (chapitre 3).

### 4.1.2 Mesure de l'élastance

La figure 4.3 présente la variation de l'élastance statique en fonction de la pression alvéolaire  $P_{alv}$  pour différents volumes courants  $V_t$ . Ces courbes ont été tracées à l'aide des courbes PV du chapitre 3. On observe une variation de l'élastance de 0.45 à 0.25 cm H<sub>2</sub>O·kg/ml sur l'intervalle de pression présenté. La valeur de l'élastance utilisée pour le modèle est la moyenne de l'élastance, soit 0.30 cm H<sub>2</sub>O·kg /ml. Cependant, les valeurs minimale et maximale serviront au cours de la validation du contrôleur.

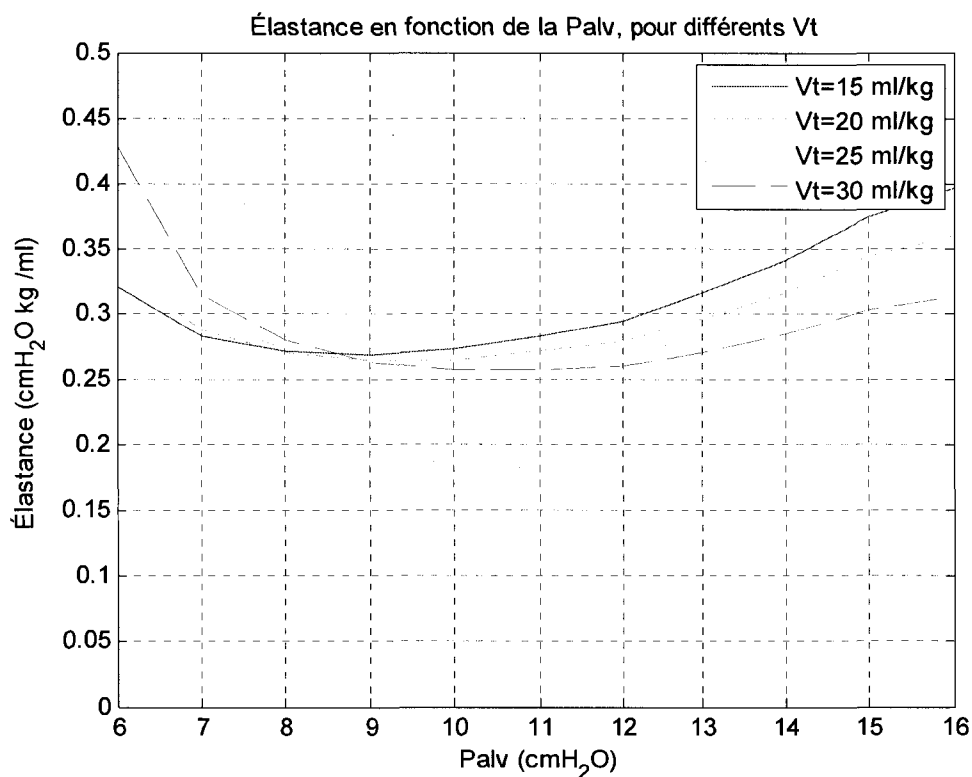


Fig. 4.3 – Élastance statique calculée pour différents volumes courants et  $P_{eip}$ . Ces valeurs ont été calculées à l'aide de l'équation de Venegas et des courbes PV expérimentales du chapitre 3

### 4.1.3 La résistance pulmonaire théorique

La résistance théorique des voies respiratoires  $R$  est calculée directement à partir des courbes IVPD du modèle stationnaire (voir la chapitre 3 section 3.3). Ces courbes fournissent le débit expiratoire maximal dans les voies respiratoires en fonction de la pression résistive  $P_{aw}$  ( $P_{alv}$ -

$Pva$ ) et pour une pression alvéolaire fixe. La résistance en fonction du débit et de la pression alvéolaire (ou de la capacité pulmonaire totale CPT) est présentée à la figure 4.4 et calculée selon l'équation 4.3.

$$R = \frac{Palv - Pva}{\dot{V}_e} \quad (4.3)$$

où  $Palv$  est la pression alvéolaire,  $Pva$  est la pression dans la trachée et  $\dot{V}_e$  est le débit expiratoire. Chacune des courbes obtenues peut être divisée en trois parties distinctes.

$R_1$  - La première partie nous donne la résistance initiale quand le débit dans les voies respiratoires est nul. Dans le chapitre 3, ce terme a été calculé analytiquement en annexe A. Il varie en fonction de la pression alvéolaire (ou de la CPT), qui conditionne la section et la longueur des voies respiratoires.

$R_2$  - La seconde partie montre un accroissement linéaire de la résistance en fonction du débit expiratoire.

$R_3$  - La troisième partie correspond au collapsus expiratoire : la résistance tend alors vers l'infinie quand le débit expiratoire s'approche du débit maximal permis. Cette asymptote dépend de la pression alvéolaire (ou de la CPT). La figure 3.10 présentait la courbe du débit expiratoire limite  $\dot{V}_{eLIM}$  en fonction de la pression alvéolaire, représenté dans ce chapitre par la relation 4.4.

$$\dot{V}_{eLIM} = m_v Palv + b_v \quad (4.4)$$

Pour le PFOB, la pente  $m_v = -5.60 \text{ ml}/(\text{cm H}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^2)$  pour  $Palv \geq 8 \text{ cm H}_2\text{O}$  et  $-13.38 \text{ ml}/(\text{cm H}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^2)$  pour  $Palv < 8 \text{ cm H}_2\text{O}$ . Le terme  $b_v = -62 \text{ ml}/(\text{s} \cdot \text{m}^2)$  pour  $Palv \geq 8 \text{ cm H}_2\text{O}$  et 0 pour  $Palv < 8 \text{ cm H}_2\text{O}$ .

Pour la modélisation, la résistance non-linéaire est définie en utilisant l'équation 4.5. En omettant le troisième terme (qui reproduit l'asymptote vertical), cette relation est identique à l'équation de Rohrer, présentée dans le chapitre 2 sur l'état des connaissances.

$$R_{NL} = R_1 + R_2 |\dot{V}_e| + \frac{R_3 |\dot{V}_e|}{\dot{V}_{eLIM} - \dot{V}_e} \quad (4.5)$$

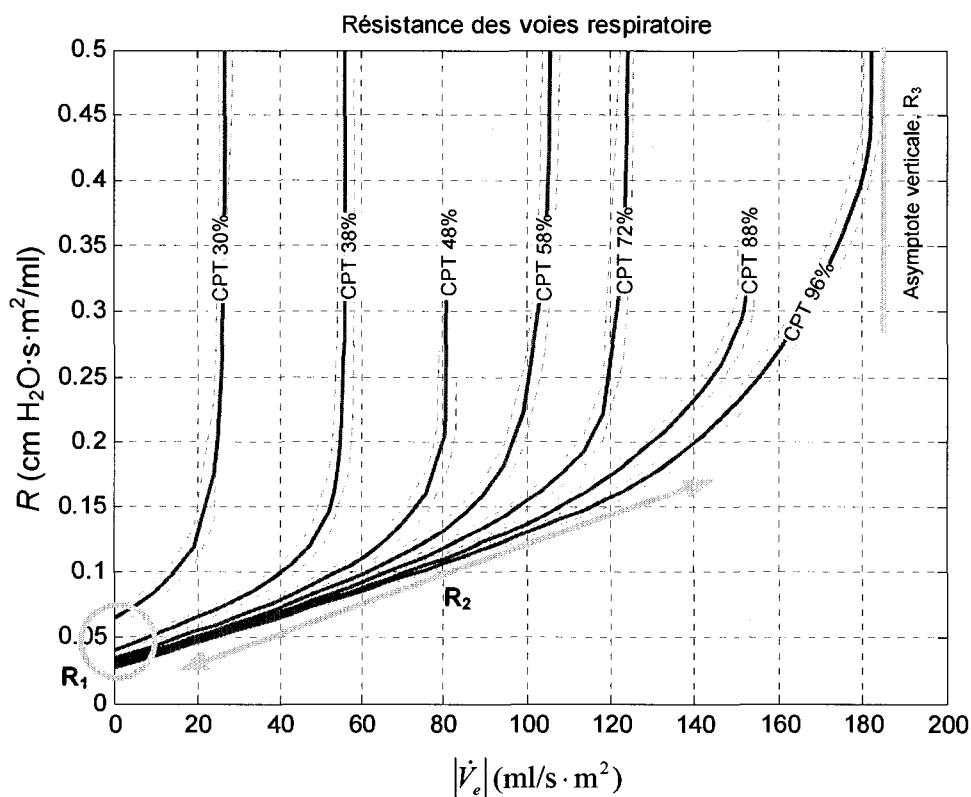


Fig. 4.4 – Résistance des voies respiratoires en fonction du débit pour différent volume pulmonaire (en pourcentage de la CPT)

Lors d'une ventilation mécanique, il est rare de ventiler le patient à un *Peep* inférieure à 5 cm H<sub>2</sub>O (CPT > 43%). Ce fait permet de fixer la valeur du terme  $R_1$  au environ de 0.03, car la majorité des courbes obtenues à une CPT > 43% se confondent à cette valeur. En première approximation, le terme  $R_2$  est considéré constant pour l'ensemble des courbes sur la figure 4.4. Il faut donc calculer la pente de la droite pour obtenir la valeur  $R_2$ . La valeur du dernier terme a été ajustée afin d'obtenir une bonne similitude entre l'équation 4.5 et l'ensemble des courbes de la figure 4.4. Les paramètres de cette relation sont présentés dans le tableau 4.1.

Tableau 4.1 – Paramètres pour l'équation 4.5.

	PFOB	PFDEC	Unité
$R_1$	0.03	0.06	(cm H <sub>2</sub> O s m <sup>2</sup> /ml)
$R_2$	$-1.0 \times 10^{-3}$	$-1.1 \times 10^{-3}$	(cm H <sub>2</sub> O s <sup>2</sup> m <sup>4</sup> /ml <sup>2</sup> )
$R_3$	$-1.1 \times 10^{-3}$	$-1.1 \times 10^{-3}$	(cm H <sub>2</sub> O s <sup>2</sup> m <sup>4</sup> /ml <sup>2</sup> )

La figure 4.5 présente la courbe de la résistance des voies respiratoires en fonction du débit. Sur ce graphique, la courbe tracée grâce à l'équation 4.5 correspond bien au modèle du chapitre 3.

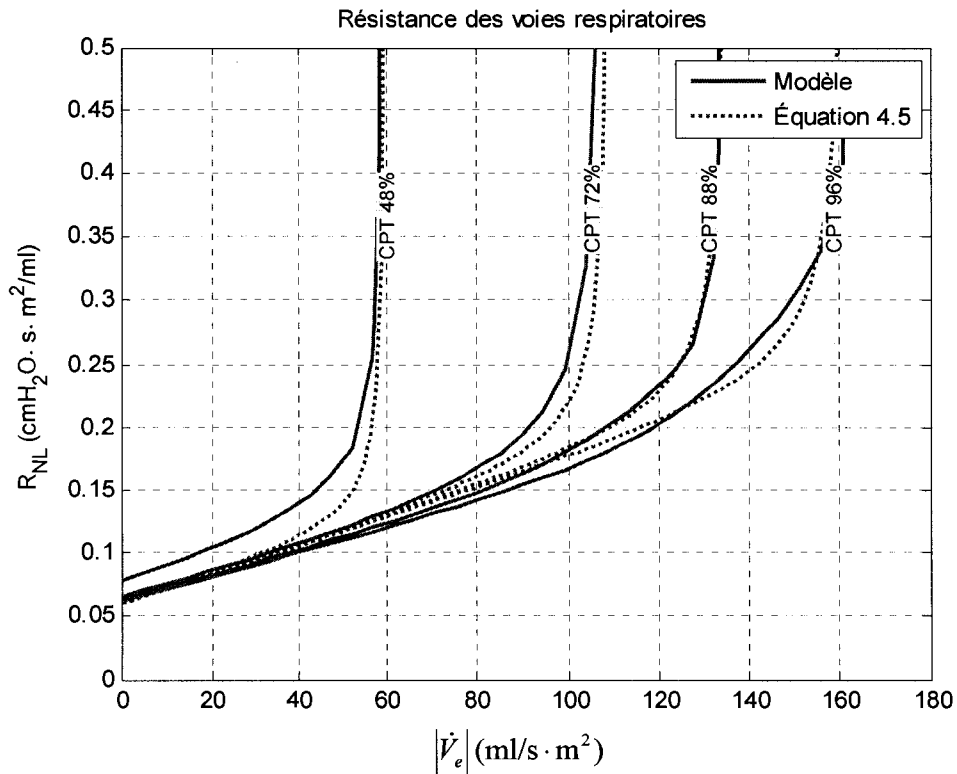


Fig. 4.5 – Modèle et résultats de l'équation 4.5, pour le PFOB.

#### 4.1.4 Résistance pulmonaire expérimentale

Afin d'identifier en ligne les paramètres de la  $R_{NL}$ , c'est-à-dire au cours d'un cycle respiratoire, il faut utiliser un algorithme pour identifier les paramètres  $R_1$  et  $R_2$ . L'algorithme RLS- $\lambda$  sera utilisé pour effectuer cette tâche. Cependant, avant d'utiliser les résultats expérimentaux sur agneaux, un modèle Simulink avec des valeurs arbitraires s'impose pour valider théoriquement cette approche.

4.1.4.1 Validation théorique de la méthode

Le modèle Simulink de la figure 4.6 a été utilisé pour générer les signaux avec et sans bruit blanc (variance 0.5, moyenne 0 cm H<sub>2</sub>O). Différents tests ont été effectués et les valeurs utilisées sont représentatives de ce qui a été trouvé dans la section précédente. Les valeurs sont indiquées dans le tableau 4.2 pour les différents tests. Pour appliquer l'algorithme RLS-λ, les étapes préparatoires ont été complétées.

1. L'entrée du système est le débit volumique expiratoire  $\dot{V}_e(n)$
2. La sortie  $y(n)$  du système est la pression résistive au niveau des voies respiratoires  $Paw(n) = Palv(n) - Pva(n)$
3. Le modèle est défini par la relation  $Paw(n) = R_1 \dot{V}_e(n) + R_e \dot{V}_e^2(n)$ ;
4. Les variables explicatives sont  $x(n) = [\dot{V}_e(n) \quad \dot{V}_e^2(n)]$ ;
5. Les paramètres recherchés sont  $w(n) = [R_1 \quad R_2]$ .

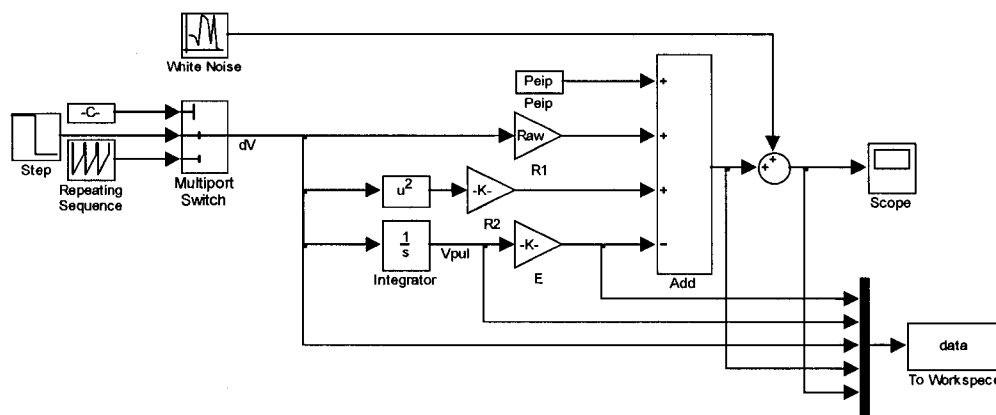


Fig. 4.6 – Schéma bloc du modèle pulmonaire du 1<sup>er</sup> ordre (sous Simulink) avec une résistance non-linéaire.

Tableau 4.2 – Paramètres utilisés pour la validation théorique du RLS. Les valeurs sont indexées par rapport à la surface corporelle pour les résistances et par rapport au poids pour l'élastance.

	$Peip$ (cm H <sub>2</sub> O)	$R_1$ (cm H <sub>2</sub> O s m <sup>2</sup> / ml)	$R_2$ (cm H <sub>2</sub> O s <sup>2</sup> m <sup>4</sup> /ml <sup>2</sup> )	$R_3$ (cm H <sub>2</sub> O s <sup>2</sup> m <sup>4</sup> /ml <sup>2</sup> )	$E$ (cm H <sub>2</sub> O kg/ ml)
Test 1	10	0.015	0.0005	0	0.30
Test 2	10	0.030	0.0010	0	0.30
Test 3	10	0.060	0.0015	0	0.30
Test 4*	10	0.030	0.0010	0.0011	0.30

\*Test d'identification en présence d'un collapsus



**Collecte et préparation des signaux**

Les signaux de la figure 4.7 et 4.8 ont été générés sans et avec bruit de mesure (bruit blanc). L'évolution du volume expiré en fonction du temps est une exponentielle (volume courant  $V_t = 30$  ml/kg, temps expiratoire  $T_e = 8$  secondes, constante de temps  $\tau_e = 6$  secondes). Ce profil reproduit ce qui est typiquement utilisé lors des essais expérimentaux sur agneaux. Ainsi, l'efficacité de l'algorithme RLS- $\lambda$  sera validée pour identifier la résistance  $R_{NL}$  (en omettant  $R_3$ , le troisième terme au niveau de la résistance non-linéaire) lorsque le débit n'est pas constant.

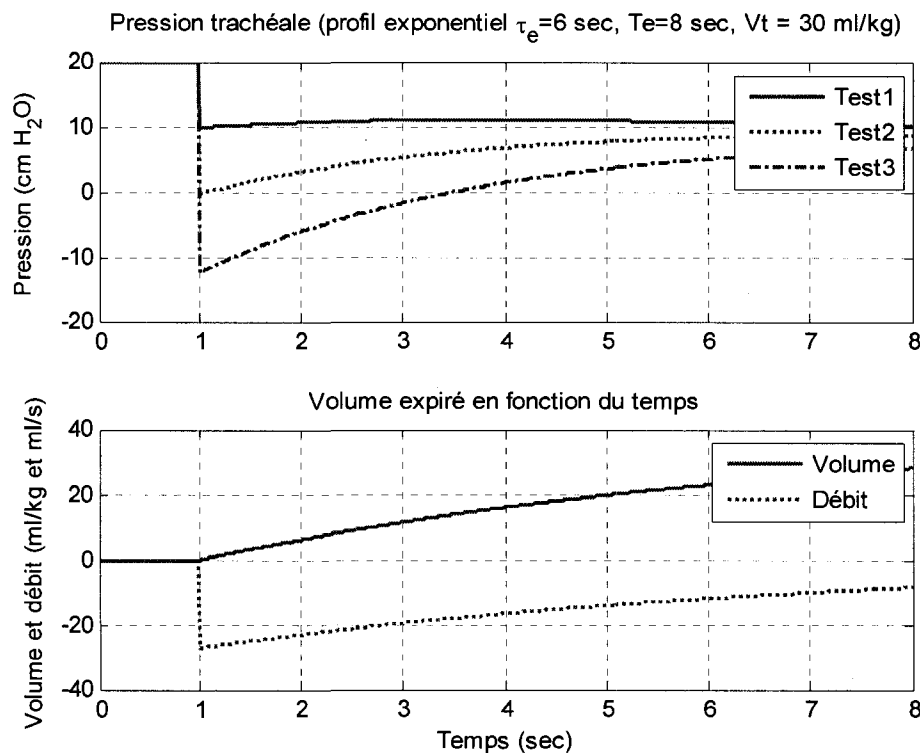


Fig. 4.7 – Signaux générés sans bruit de mesure, avec le profil volumique exponentiel.

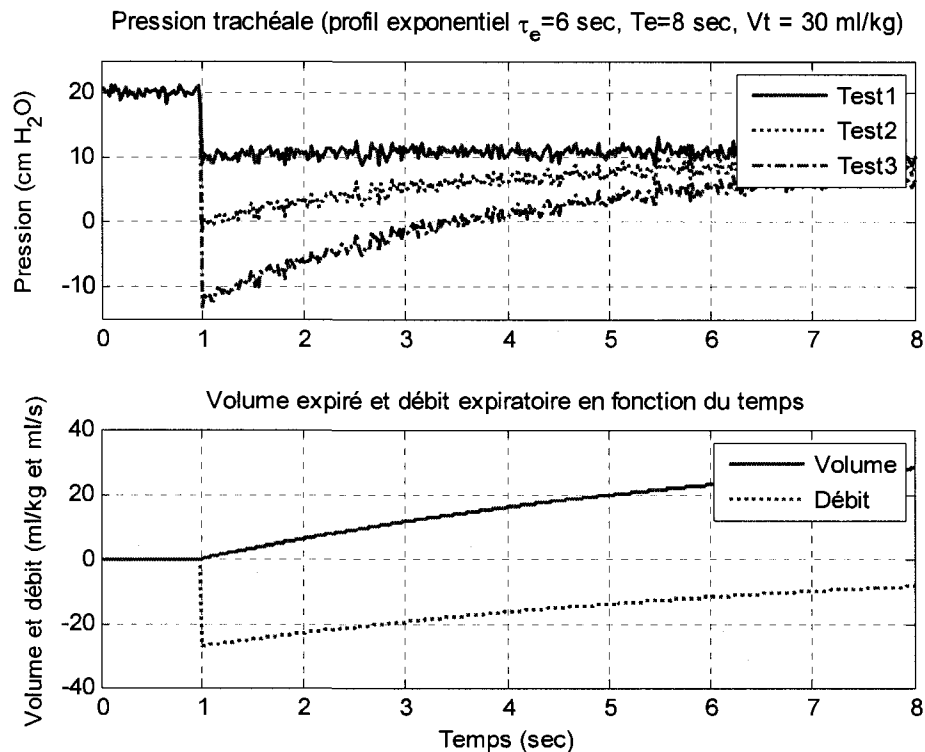


Fig. 4.8 – Signaux générés avec bruit de mesure, avec le profil volumique exponentiel.

Les signaux de la figure 4.9 ont été générés avec bruit de mesure et en utilisant la résistance non-linéaire présentée à la section 4.1.3. Le profil volumique exponentiel a été utilisé et aux environs de 3.5 secondes, le collapsus survient (la pression dans les voies respiratoires chute rapidement). Avec ces tests, la convergence de l’algorithme d’identification sera testée et une analyse suivra.

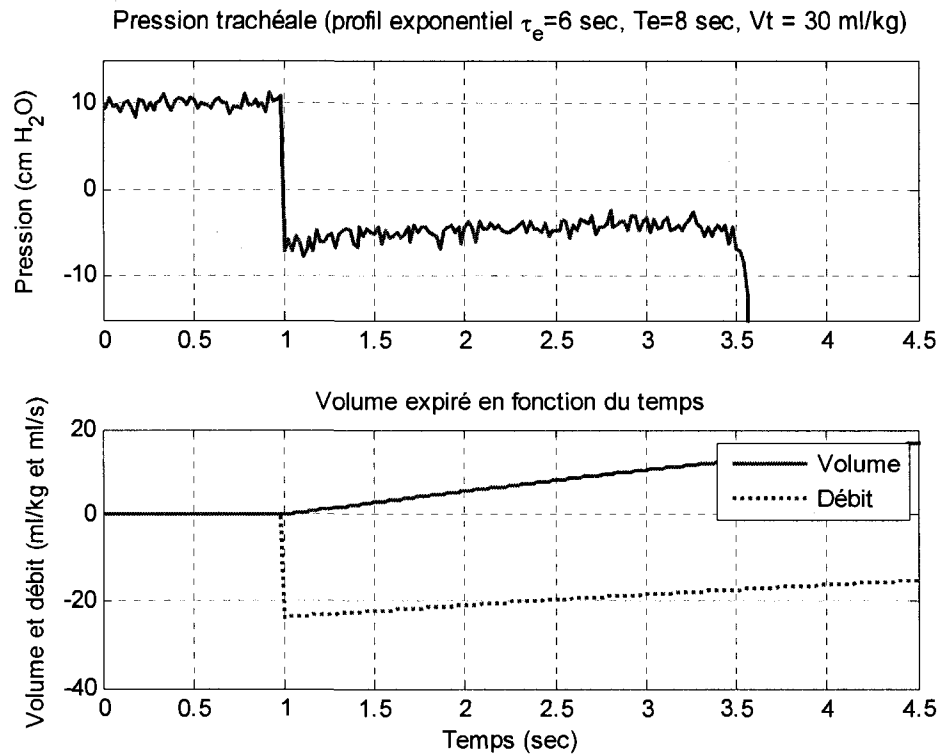


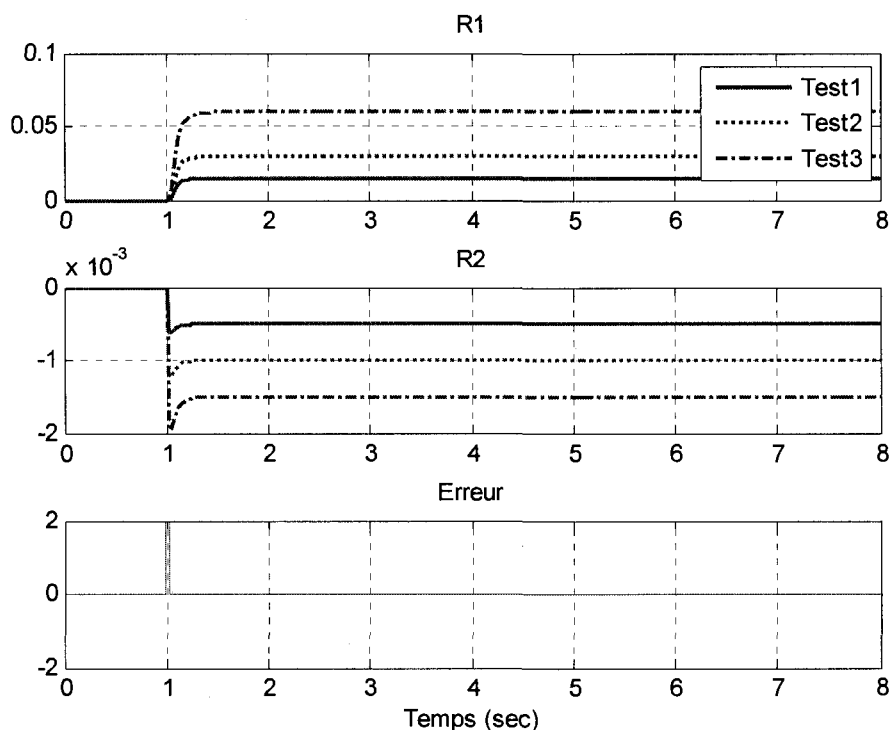
Fig. 4.9 - Signaux générés avec bruit de mesure, avec le profil volumique exponentiel et en utilisant la résistance pulmonaire non-linéaire présentée à la section 4.1.3.

Pour assurer une bonne immunité au bruit, le coefficient d'oubli  $\lambda$  a été fixé à 0.99 pour tous les tests.

### Résultats des simulations

La figure 4.10 présente le résultat de l'identification sans bruit de mesure. Après moins de 0.5 seconde, l'algorithme RLS- $\lambda$  converge vers les valeurs exactes de  $R_1$  et  $R_2$ .

La figure 4.11 présente la convergence de l'algorithme en présence de bruit de mesure sur la pression trachéale. Après 2 secondes, les paramètres identifiés ont convergé vers les valeurs exactes (voir le tableau 4.2). En ayant une fréquence d'échantillonnage de 50 Hz, les paramètres ont été identifiés en utilisant environ 100 échantillons.



**Fig. 4.10 – Résultats de l’identification avec l’algorithme RLS- $\lambda$  sans bruit de mesure, avec un profil volumique exponentiel.**

La figure 4.12 présente le résultat avec le test 4, soit l’identification avec bruit de mesure lors de l’occurrence d’un collapsus expiratoire. Lors du développement de ce dernier (aux environs de 3.5 secondes), on remarque une divergence de l’erreur ainsi qu’une augmentation marquée des paramètres  $R_1$  et  $R_2$ . Par conséquent, le RLS- $\lambda$  peut servir à détecter le collapsus expiratoire en surveillant l’évolution de l’erreur.

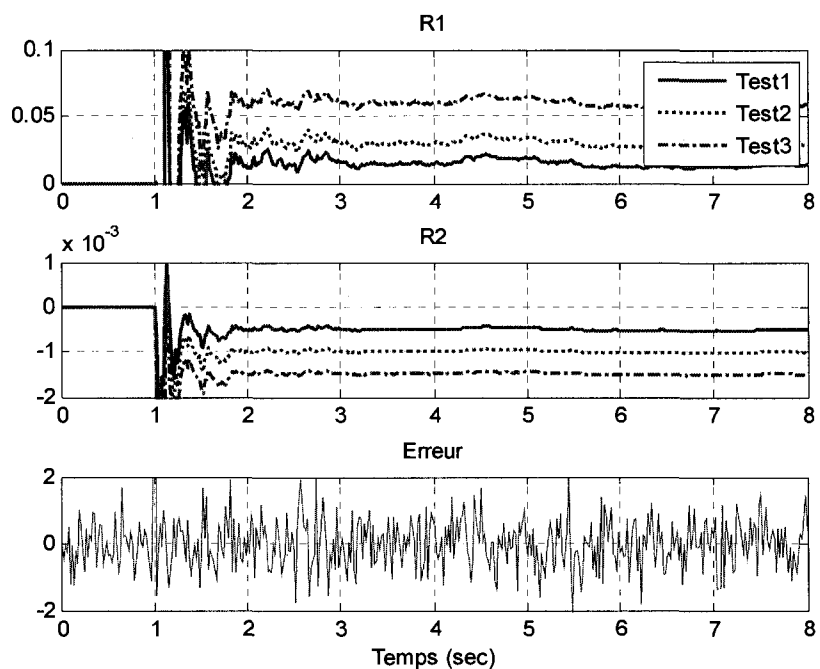


Fig. 4.11 - Résultats de l'identification avec l'algorithme RLS- $\lambda$  avec bruit de mesure, avec un profil volumique exponentiel.

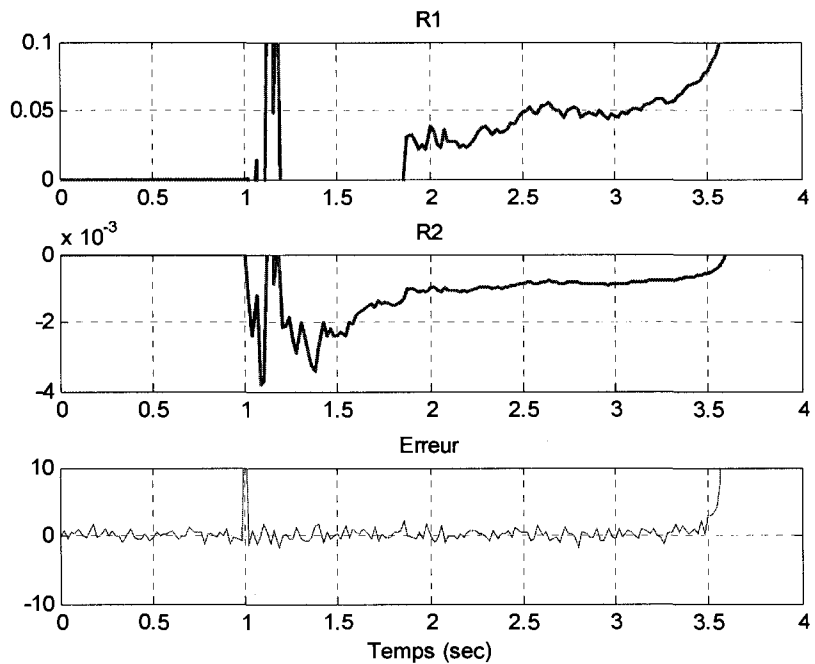


Fig. 4.12 - Résultats de l'identification avec l'algorithme RLS- $\lambda$  avec bruit de mesure lors de l'occurrence d'un collapsus expiratoire.

#### 4.1.4.2 Validation expérimentale in vivo

Les signaux expérimentaux utilisés pour tester le RLS- $\lambda$  sont présentés à la figure 4.13 (cas typique). Lors des expérimentations animales, les signaux étaient enregistrés avec un mot binaire permettant de distinguer les différentes phases du cycle respiratoire (phase inspiratoire, fin d'inspiration, expiration et fin d'expiration). Grâce à cette séquence, les signaux propres à chaque phase expiratoire peuvent être extraits et traités individuellement. Le signal volumique au niveau de la pompe ainsi que le signal de pression trachéale ont été utilisés pour l'identification. De nouveau, la pression résistive au niveau des voies respiratoires  $P_{aw}$  et le débit expiratoire (dérivation du signal volumique) ont été calculés avant l'identification par le RLS- $\lambda$ .

Les résultats de l'identification sont présentés à la figure 4.14. L'algorithme RLS- $\lambda$  converge entre 100 et 150 échantillons vers les paramètres  $R_1 = 0.052 \text{ cm H}_2\text{O s m}^2 / \text{ml}$  et  $R_2 = -5.3 \times 10^{-4} \text{ cm H}_2\text{O s}^2 \text{ m}^4 / \text{ml}^2$ . La valeur du paramètre  $R_1$  est légèrement supérieure à ce qui a été calculée à partir du modèle et le terme  $R_2$  est inférieur (voir le tableau 4.1).

La figure 4.15 présente un collapsus expiratoire obtenu lors des expérimentations animales. Lorsqu'on identifie les paramètres à l'aide du RLS- $\lambda$  (figure 4.16), on observe à partir de l'échantillon 200 une divergence de l'erreur ainsi qu'une augmentation marquée des paramètres  $R_1$  et  $R_2$ . Comme il a été démontré lors de la validation théorique, le RLS- $\lambda$  peut donc servir à détecter le collapsus expiratoire en surveillant l'évolution de la moyenne de l'erreur.

En résumé, le RLS- $\lambda$  permet d'identifier adéquatement les termes de résistance  $R_1$  et  $R_2$  de l'équation de Rohrer lorsqu'il n'y a pas de collapsus expiratoire. Pour déterminer les paramètres moyens pour  $R_1$  et  $R_2$ , le RLS- $\lambda$  a été appliqué sur tous les cycles des 19 essais en VLT (sur agneaux sains et malades avec le PFOB et le PFDEC). La technique employée est la même qui a été décrite au début de cette section. Les valeurs moyennes accompagnées de leur écart type sont présentées dans le tableau 4.3.

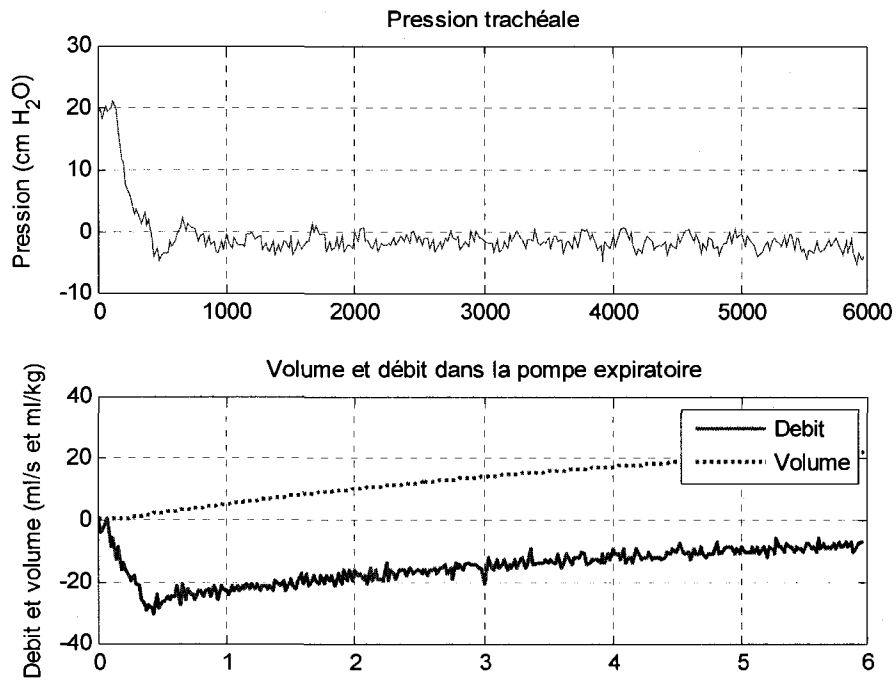


Fig. 4.13 – Données expérimentales pour l'identification des paramètres recherchés. (cycle 150, agneau numéro 071906, VLT avec PFOB]

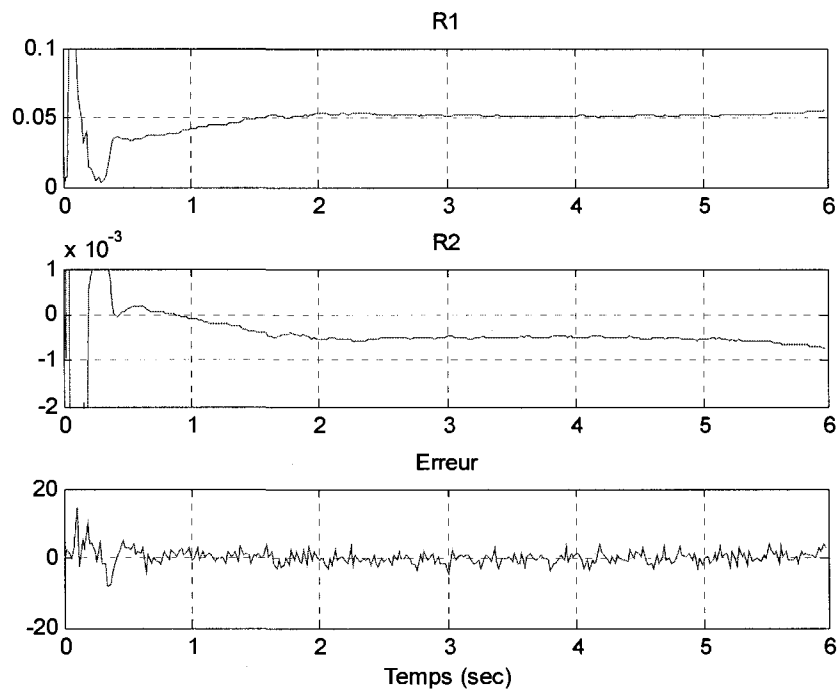


Fig. 4.14 – Résultat de l'identification des paramètres  $R_1$  et  $R_2$ , pour les signaux de la figure 4.13.

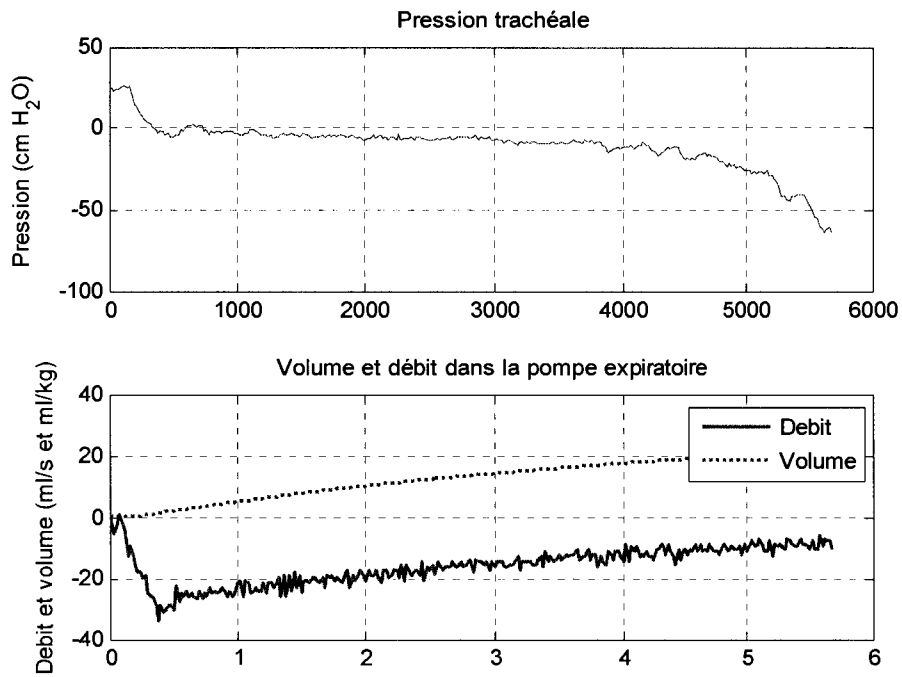


Fig. 4.15 - Données expérimentales pour l'identification des paramètres de résistance, lors d'un collapsus expiratoire. [cycle 311, agneau numéro 071906, VLT avec PFOB]

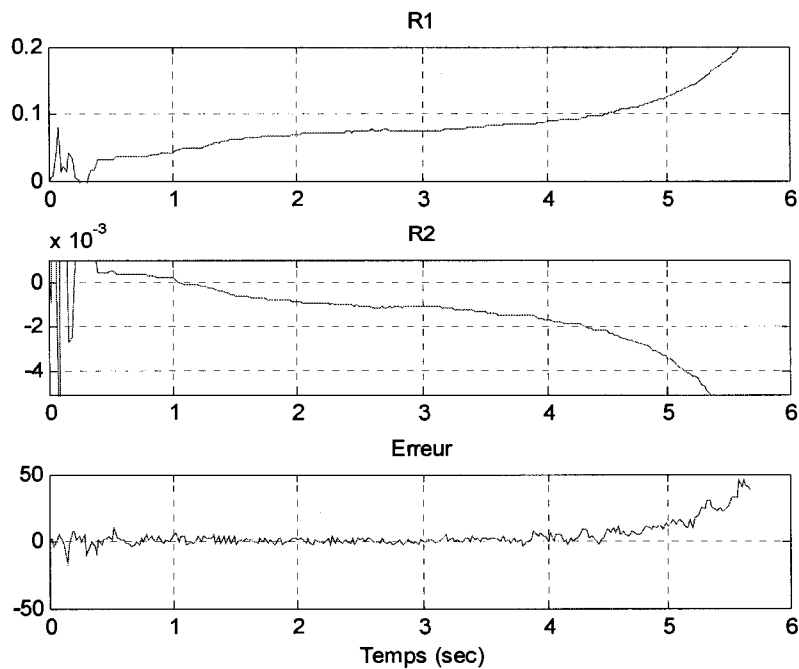


Fig. 4.16 - Résultat de l'identification des paramètres  $R_1$  et  $R_2$ , pour les signaux de la figure 4.15. Lors du collapsus, l'erreur diverge.



Tableau 4.3 – Valeurs moyennes pour les termes de résistance  $R_1$  et  $R_2$  ainsi que le nombre de cycle pour chaque agneau. L'écart type des valeurs est indiqué entre crochet [ ].

Date de l'essai	$R_1$ (cm H <sub>2</sub> O s m <sup>2</sup> /ml)	$R_2$ (10 <sup>-3</sup> ) (cm H <sub>2</sub> O s <sup>2</sup> m <sup>4</sup> /ml <sup>2</sup> )	$C_{dyn}$ (ml/cm H <sub>2</sub> O kg)	Nombre de cycle
<b>Sains PFOB</b>				
31 mars 2004	0.126 [0.104]	-4.39 [1.17]	1.30 [1.08]	803
16 novembre 2004	0.107 [0.203]	-4.08 [2.27]	0.87 [5.58]	595
19 novembre 2004	0.037 [0.084]	-1.01 [0.77]	0.57 [0.90]	701
4 février 2005	0.042 [0.163]	-1.29 [1.42]	0.97 [1.67]	794
8 février 2005	0.122 [0.144]	-3.12 [1.54]	1.04 [0.81]	663
7 septembre 2005	0.050 [0.066]	-0.72 [0.31]	1.07 [0.18]	618
15 septembre 2005	0.106 [0.238]	-2.60 [2.20]	1.22 [0.67]	874
16 septembre 2005	0.101 [0.126]	-2.92 [1.37]	1.21 [0.78]	967
<i>Moyenne :</i>	<i>0086. [0.032]</i>	<i>-2.55 [1.38]</i>	<i>1.20 [0.98]</i>	
<b>Malades PFOB</b>				
20 avril 2006	0.099 [0.028]	-3.64 [2.12]	1.16 [0.58]	954
25 mai 2006	0.014 [0.054]	0.07 [2.73]	1.38 [1.66]	1392
6 juin 2006	0.051 [0.023]	-0.61 [0.64]	1.71 [0.58]	1581
28 juin 2006	0.087 [0.041]	-1.65 [1.25]	1.93 [1.19]	1479
19 juillet 2006	0.068 [0.028]	-1.00 [0.92]	1.38 [0.83]	1250
<i>Moyenne :</i>	<i>0.064 [0.035]</i>	<i>-1.36 [1.53]</i>	<i>1.51 [0.97]</i>	
<b>Malades PFDEC</b>				
23 mai 2006	0.060 [0.009]	-0.77 [0.24]	1.48 [0.76]	1337
30 mai 2006	0.111 [0.035]	-1.96 [1.13]	1.61 [1.02]	1341
18 juillet 2006	0.048 [0.010]	-0.60 [0.28]	0.99 [0.28]	1460
22 août 2006	0.029 [0.014]	0.75 [0.55]	1.53 [1.07]	1351
24 août 2006	0.044 [0.007]	-0.53 [0.23]	1.12 [0.33]	1362
10 octobre 2006	0.024 [0.005]	1.10 [0.18]	0.87 [0.33]	1682
<i>Moyenne :</i>	<i>0.053 [0.013]</i>	<i>-0.77 [0.24]</i>	<i>1.26 [0.63]</i>	

## 4.2 Circuit fluide

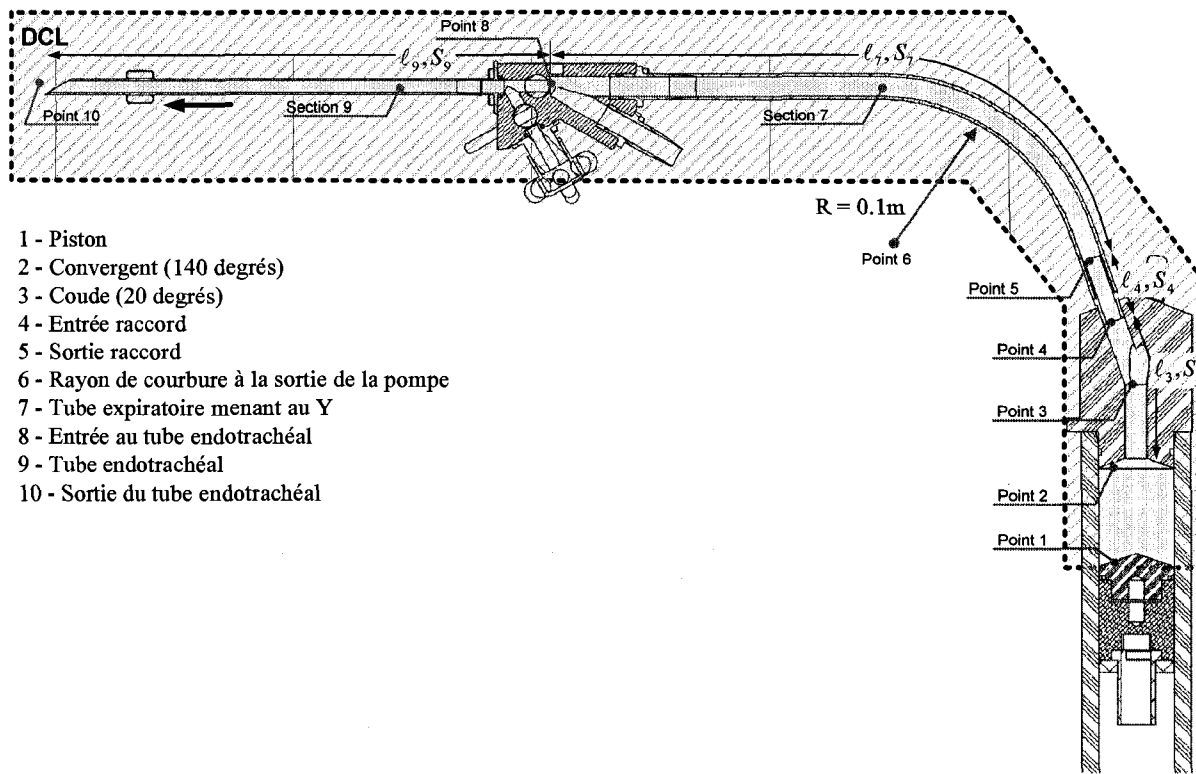
Avant de définir les équations pour la mécanique des fluides, la figure 4.17 présente le chemin parcouru par le PFC dans le circuit du respirateur. Les hypothèses suivantes ont été formulées pour débiter les calculs :

1. Le liquide utilisé est supposé incompressible ;
2. L'écoulement dans les tubes est supposé turbulent;
3. La rugosité  $\varepsilon$  des sections circulaires est égale à zéro;
4. On néglige les effets instationnaires qui ont lieu au niveau des changements de sections;
5. L'écoulement est considéré stationnaire;
6. La hauteur entre le piston et la sortie du tube endotrachéal est considérée constante;
7. La paroi des tubes est rigide.

Pour déterminer la différence de pression entre les points 1 et 10, l'équation de Bernoulli (relation 4.6) a été employée. Cette relation permet de calculer la pression  $P_f$  exercée par le liquide sur le piston. Pour plus de détails sur l'ensemble des calculs effectués, consultez l'annexe B.

$$P_f = P_1 - P_{10} = \frac{1}{2} \rho (U_{10}^2 - U_1^2) + \rho g (h_{10} - h_1) + \sum_{n=1}^{10} \Delta P_n \quad (4.6)$$

Dans l'équation de Bernoulli,  $P_n$  est la pression au point  $n$ ,  $U_n$  est la vitesse de l'écoulement dans le conduit  $n$ ,  $h_n$  est la hauteur au point  $n$ ,  $g$  est l'accélération gravitationnelle,  $\rho$  est la densité du fluide utilisé et  $\Delta P_n$  sont les pertes de charge singulières et régulières.



- 1 - Piston
- 2 - Convergent (140 degrés)
- 3 - Coude (20 degrés)
- 4 - Entrée raccord
- 5 - Sortie raccord
- 6 - Rayon de courbure à la sortie de la pompe
- 7 - Tube expiratoire menant au Y
- 8 - Entrée au tube endotrachéal
- 9 - Tube endotrachéal
- 10 - Sortie du tube endotrachéal

Fig. 4.17 – Description du parcours du PFC à travers les composantes du respirateur

#### 4.2.1 Pertes de charge

La relation 4.7 permet de calculer les pertes de charge dans les différentes sections du circuit fluide présenté à la figure 4.17.

$$\Delta P_n = \frac{1}{2} K_L \rho U_n^2 \quad (4.7)$$

Pour calculer les pertes de charge régulières dans les tubes (sections 2, 3, 6 et 8), le coefficient  $K_L$ , est exprimé en fonction de la longueur du tube  $\ell_i$ , du diamètre  $D_i$  et du coefficient de friction  $f$  (équation 4.8).

$$K_L = \frac{f \ell_n}{D_n} \quad (4.8)$$

Le coefficient de friction  $f$  est calculé à partir de l'équation de Blasius (relation 4.9), pour un nombre de Reynolds  $Re < 1 \times 10^5$ . Ce nombre de Reynolds n'est jamais atteint dans la plus petite section du circuit fluide.

$$f = \frac{0.316}{Re_D^{1/4}} \quad (4.9)$$

Quant aux changements de section qui génèrent des pertes de charge singulières (points 2-5, 8 et 10), le coefficient des pertes de charge  $K_L$  dépend du rapport des sections. La vitesse de l'écoulement pour chaque section  $U_n$  est calculée en utilisant la formule :

$$U_n = \dot{V} / A_n \quad (4.10)$$

#### 4.2.2 Résultats

En effectuant la somme des pertes de charges (régulières et singulières), la relation 4.11 a été déterminée (pour plus de détails, voir en annexe B). Cette équation permet de calculer les pertes de charge dans le circuit fluide uniquement. La valeur des résistances  $R_{c1}$  et  $R_{c2}$  est indiquée dans le tableau 4.4 pour le PFOB et le PFDEC.

$$P_f = R_{c1} \dot{V}_e^{1.75} + R_{c2} \dot{V}_e^2 + \rho g \Delta h = R_{C\_NL} \dot{V}_e + \rho g \Delta h \quad (4.11)$$

Tableau 4.4 - Coefficients  $R_{c1}$  et  $R_{c2}$  pour le PFOB, le PFDEC et l'eau (tube endotrachéal de 5.5 mm)

	PFOB	PFDEC	Eau	Unité
$R_{c1}$	$1.43 \times 10^{10}$	$1.42 \times 10^{10}$	$7.46 \times 10^9$	$\text{cmH}_2\text{O s}^2/\text{m}^6$
$R_{c2}$	$2.61 \times 10^9$	$3.23 \times 10^9$	$1.29 \times 10^9$	$\text{cmH}_2\text{O s}^{1.75}/\text{m}^{5.25}$

La pression exercée sur le piston en fonction du débit dans le circuit du respirateur est présentée à la figure 4.18 pour différents diamètres de tube endotrachéal. Ces pertes sont non-linéaires et le diamètre du tube endotrachéal a une influence marquée sur les pertes de charge au niveau du circuit du respirateur. Ces pertes de charge n'influencent pas la mesure de la pression au niveau de la trachée, mais augmente le travail que doit fournir la pompe pour pousser le liquide à l'intérieur des poumons. Lors des expérimentations animales, un tube de 5.5 mm a été utilisé sur les agneaux de 4 kg. Pour des agneaux prématurés, il est possible que le tube utilisé soit un 4.5 mm.

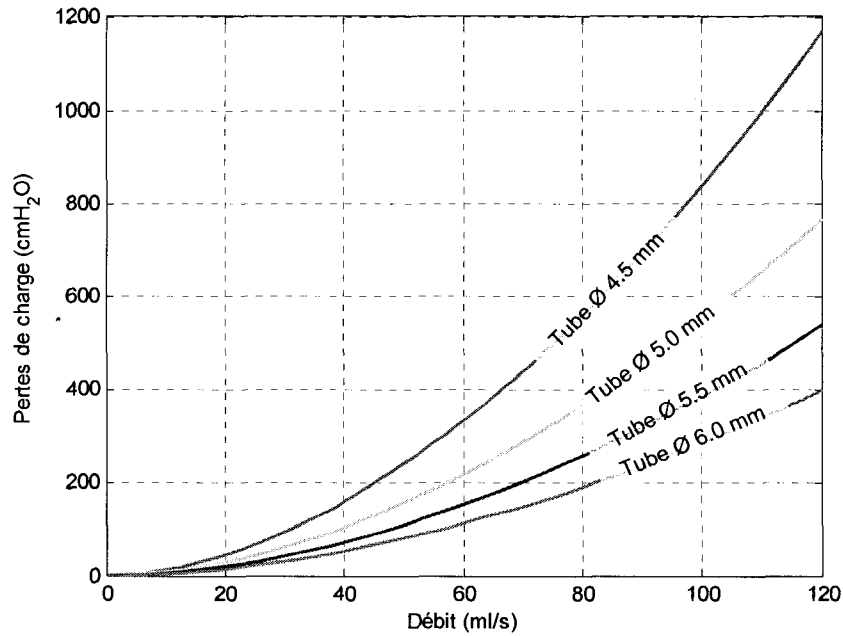


Fig. 4.18 – Résultats du calcul des pertes de charge, pour différents diamètres de tube endotrachéal et en fonction du débit expiratoire volumique (PFOB).

### 4.3 Système moteur

#### 4.3.1 Couples appliqués au moteur

Pour calculer la somme des couples au moteur  $C_{mot}$ , la somme des forces appliquées sur la crémaillère  $F_c$  se résume à la relation 4.12. Des détails supplémentaires sont disponibles en annexe B.

$$\sum F_c = (M_p + M_{PFC})\ddot{y}_e + (R_{C\_NL} + R_{NL})A_p^2\dot{y}_e + EA_p^2y_e + \underbrace{0.5\rho gA_p + F_j}_{\text{Forces statiques}} \quad (4.12)$$

Le premier terme tient compte de l'inertie de la masse de liquide  $M_{PFC}$  et des pièces en mouvement  $M_p$  en lien avec l'accélération du liquide  $\ddot{y}_e$ . Le second terme fait intervenir les pertes de charge dans le circuit du respirateur ( $R_{C\_NL}$ ) ainsi que dans les poumons ( $R_{NL}$ ) en fonction de la vitesse de déplacement du piston  $\dot{y}_e$ . Le troisième terme tient compte de l'élastance  $E$  des poumons. Finalement, la différence de hauteur et la friction du joint du piston

contre la paroi du cylindre, sont 2 forces statiques ajoutées à cette relation. Si on reporte cette force en couple mécanique sur le moteur  $C_{mec}$ , on obtient la relation 4.13 (pour plus de détails, voir en annexe B).

$$\sum C_{mec} = a_1 \ddot{\theta} + a_2 \dot{\theta} + a_3 \theta + C_s \quad (4.13)$$

Avec,  $a_1 = \frac{(M_p + M_{PFC})r_p K_\theta}{\chi \eta_1 \eta_2}$ ,  $a_2 = \frac{(R_{C\_NL} + R_{NL})A_p^2 r_p K_\theta}{\chi \eta_1 \eta_2}$ ,  $a_3 = \frac{EA_p^2 r_p K_\theta}{\chi \eta_1 \eta_2}$ . Dans cette

relation,  $\ddot{\theta}$  est l'accélération angulaire du moteur,  $\dot{\theta}$  est la vitesse angulaire du moteur,  $\theta$  est la position angulaire du moteur,  $\eta_1$  est le rendement du groupe pignon-crémaillère,  $\eta_2$  est le rendement de la boîte d'engrenage et  $\chi$  est le ratio de la boîte d'engrenage.

### 4.3.2 Modèle du moteur électrique

La pompe utilise un moteur DC pour mouvoir la crémaillère. La figure 4.19 présente le schéma électrique du moteur DC avec le diagramme de corps libre des efforts sur le rotor.

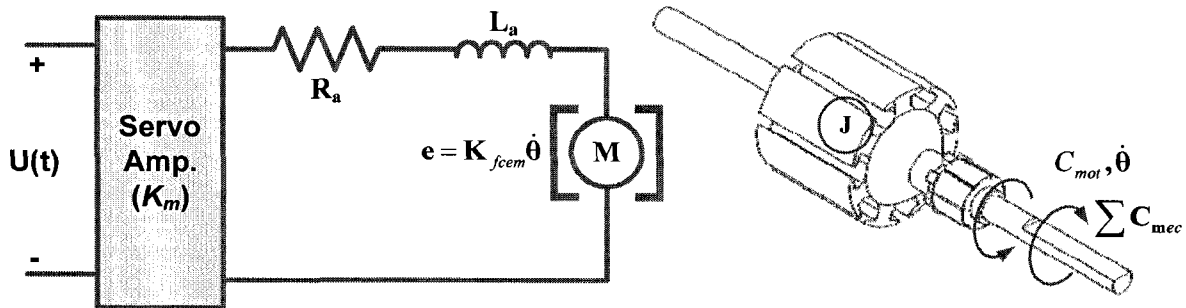


Fig. 4.19 – Schéma électrique du moteur DC, avec le diagramme de corps libre des efforts sur le rotor

Ce moteur DC est décrit par les équations 4.14 et 4.15.

$$L \dot{I}_a = K_m U - K_t \dot{\theta} - R_a I_a \quad (4.14)$$

$$J \ddot{\theta} = K_t I_a - \sum C_{mec} \quad (4.15)$$

Où,

- $L_a$  est l'inductance du moteur;
- $I_a$  est la courant au moteur et  $\dot{I}_a$  est la variation du courant en fonction du temps;
- $K_m$  est le gain du servo-amplificateur;
- $U$  est la consigne provenant de l'automate;
- $K_{f_{cem}}$  est la constante de la force contre électromotrice;
- $R_a$  est la résistance électrique du rotor;
- $K_t$  est la constante de couple (égale à  $K_{f_{cem}}$ );
- $J$  est l'inertie de rotation du rotor;
- $\dot{\theta}$  est la vitesse angulaire et  $\ddot{\theta}$  est l'accélération angulaire;
- $\sum C_{mec}$  est la somme des couples mécaniques appliquée sur le moteur.

#### 4.4 Modèle linéaire

Dans la section 4.1 et 4.2, les résistances des voies respiratoires et du circuit fluide sont non-linéaires. Pour obtenir la fonction de transfert linéaire du système à commander, les pertes de pression associées aux résistances seront bornées dans la plage d'utilisation normale de la pompe. Ainsi, lors d'une expiration, le débit expiratoire maximal moyen est de 30 ml/s.

##### 4.4.1 Bornage des pertes de charge pulmonaires

La figure 4.20 présente la pression résistive des voies respiratoires  $P_{va}$  calculée en fonction des paramètres  $R_1$  et  $R_2$  identifiés dans la section 4.1.4. Malgré le fait que le PFDEC soit plus visqueux que le PFOB, la  $P_{aw}$  pour le même débit est inférieure avec le PFDEC. Il est cependant difficile de cibler la raison de cette différence. De plus, la variabilité de la résistance est plus importante avec le PFOB. Donc, en tenant compte des écarts types sur les paramètres  $R_1$  et  $R_2$ , la variation de la  $P_{aw}$  avec le PFDEC est incluse dans la variabilité du PFOB.

La droite sur ces figures (équation 4.16) fournit la valeur des pertes de charge dans les poumons en fonction des résistances moyennes. Le tableau 4.5 fournit la liste complète des valeurs pour les résistances linéaires expérimentales  $R_{lineaire}$ , pour le PFOB et le PFDEC.

$$P_{aw} \leq R_{lineaire} \dot{V}_e \text{ pour } \dot{V}_e \leq 30 \text{ ml/s} \quad (4.16)$$

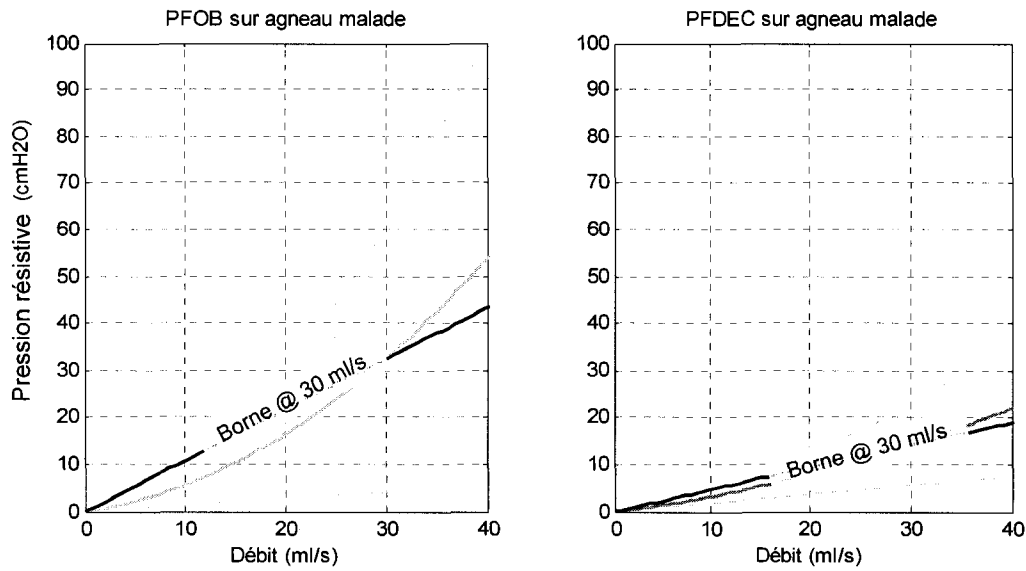


Fig. 4.20 – Pression résistive des voies respiratoires calculée en fonction des paramètres  $R_1$  et  $R_2$  identifiés dans la section précédente. La ligne en pointillés indique l'écart type possible et la droite fournit la valeur bornée de la résistance.

Tableau 4.5 - Coefficient  $R_{linéaire}$  de la résistance linéaire identifiée expérimentale, pour le PFOB et le PFDEC, pour un agneau typique de 4 kg.

$R_{linéaire}$	PFOB	PFDEC	Unité
Minimum	$1.36 \times 10^5$	$1.85 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
Moyenne	$1.08 \times 10^6$	$4.74 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
Maximum	$2.03 \times 10^6$	$7.62 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>

#### 4.4.2 Bornage des pertes de charge dans le circuit du respirateur

Comme il est illustré à la figure 4.21, les pertes de pression dans le circuit fluide ne sont pas linéaires. En bornant les pertes de charges au débit expiratoire maximal moyen est de 30 ml/s, on peut écrire l'équation 4.17. La valeur de  $R_{C\_Max}$  pour le PFOB et le PFDEC est indiquée dans le tableau 4.6. De nouveau, pour obtenir la force exercée sur le piston, il suffit de multiplier la pression  $P_f$  par la section du piston.

$$P_f \leq R_{C\_Max} \dot{V}_e \text{ pour } \dot{V}_e \leq 30 \text{ ml/s} \tag{4.17}$$



Tableau 4.6 - Coefficients  $R_{C\_Max}$  pour le PFOB, le PFDEC et l'eau (tube endotrachéal de 5.5 mm)

	PFOB	PFDEC	Eau	Unité
$R_{C\_Max}$	$1.44 \times 10^6$	$1.69 \times 10^6$	$7.48 \times 10^5$	cmH <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>

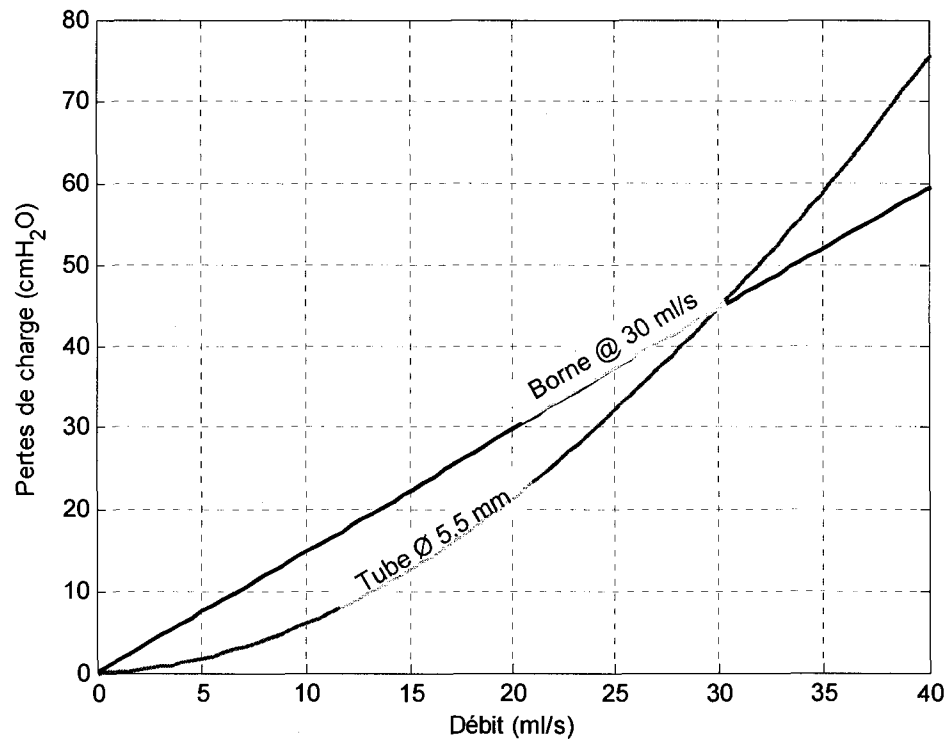


Fig. 4.21 – Pertes de charge dans le circuit fluide en fonction du débit et borne fixée à un débit expiratoire de 30 ml/s (PFOB).

Cette approximation sous-estime les pertes de pression à débit important et surestime légèrement les pertes à bas débit. Donc, elle est valable uniquement autour du point d'opération choisi.

#### 4.4.3 Réduction du modèle

Une fois toutes les relations établies pour chaque partie de la figure 4.1, il est possible de les regrouper pour obtenir la fonction de transfert du système entre la position du piston  $V_e$  et la commande au moteur  $U$ . Pour se faire, les équations 4.13 à 4.15 sont transposées dans le domaine de Laplace en utilisant les relations linéaires pour les résistances du circuit fluide et

pulmonaire. La fonction de transfert résultante est présentée en 4.18 (voir en annexe B pour plus de détails). Le tableau 4.7 dresse la liste de tous les paramètres dans cette relation avec leur valeur respective.

$$\frac{V_e(s)}{U(s)} = \frac{K_3}{D_1 s^3 + D_2 s^2 + D_3 s + D_4} \quad (4.18)$$

Où,

$$\begin{aligned} K_3 &= (\eta_1 \eta_2 K_t K_m r_p A_p) \\ D_1 &= [\chi \eta_1 \eta_2 J + (M_p + M_{PFC}) r_p K_\theta] L_a \\ D_2 &= [\chi \eta_1 \eta_2 J + (M_p + M_{PFC}) r_p K_\theta] R_a + (R_{C\_Max} + R_{lineaire}) A_p^2 r_p K_\theta L_a \\ D_3 &= E A_p^2 r_p K_\theta L_a + (R_{C\_Max} + R_{lineaire}) A_p^2 r_p K_\theta R_a + \chi \eta_1 \eta_2 K_t^2 \\ D_4 &= E A_p^2 r_p K_\theta R_a \end{aligned}$$

La fonction de transfert entre le volume de liquide dans la pompe et la commande à la pompe (présentée à l'équation 4.18) peut être réécrite pour faire apparaître les constantes de temps 1 à 3. Ces constantes de temps font référence directement à la rapidité du système à réagir, suite à l'imposition d'une commande. La partie électrique tient compte du moteur, tandis que la partie mécanique inclut toutes les pièces mobiles. La constante de temps pulmonaire, quant à elle, tient compte de la résistance et de l'élastance pulmonaire.

$$\frac{V_e(s)}{U(s)} = K \frac{1}{(\tau_1 s + 1)(\tau_2 s + 1)(\tau_3 s + 1)} \quad (4.19)$$

Pour le PFOB,  $R_{C\_Max} = 1.44 \times 10^6$  cm H<sub>2</sub>O s/m<sup>3</sup> et  $R_{lineaire} = 1.08 \times 10^6$  cm H<sub>2</sub>O s/m<sup>3</sup>. Grâce à ces valeurs et en utilisant la fonction *pole* de Matlab, la constante  $\tau_1 = 1.5 \times 10^{-4}$  sec ( $\approx R_a/L$ , soit la constante de temps électrique du moteur  $\tau_e$ ),  $\tau_2 = 1.9 \times 10^{-2}$  sec ( $\approx J R_a / K_t^2$ , soit la constante de temps électromécanique du système  $\tau_{em}$ ) et  $\tau_3 = 155$  sec (associé au système fluide et pulmonaire). La dynamique du moteur électrique est très rapide, donc elle est négligeable par rapport à la dynamique du système électromécanique. Exprimé différemment, le moteur réagit presque d'instantanément à une commande, tandis que le système électromécanique et pulmonaire demande une période plus longue. Les poumons, quant à eux, peuvent être considérés comme un intégrateur, car la constante de temps est très lente. Donc, pour simplifier

la fonction de transfert, il est possible de faire abstraction des constantes de temps électrique et pulmonaire pour obtenir la fonction de transfert à la relation 4.20.

$$\frac{V_e(s)}{U(s)} = K \frac{1}{(\tau_{em}s + 1)s} \quad (4.20)$$

Tableau 4.7 – Valeurs des paramètres utilisés

	Description	Valeur	Unité
$A_p$	Section du piston	$1.14 \times 10^{-3}$	$m^2$
$E$	Élastance	$1/6 \times 10^{-6}$	$cm \text{ H}_2\text{O} / m^3$
$J$	Inertie de rotation du moteur	$3 \times 10^{-6}$	$kg \text{ m}^2$
$K_\theta$	Facteur de conversion entre la vitesse de déplacement et la vitesse angulaire du moteur	$1.7 \times 10^{-4}$	$m/rad$
$R_{C\_Max}$	Coefficient de pertes de pression	Selon le liquide	$cm \text{ H}_2\text{O} \text{ s}/m^3$
$K_m$	Gain du servo amplificateur	2.4	Adim.
$K_t$	Coefficient du couple moteur	0.0221	$Nm/A$
$L_a$	Inductance	500	$\mu H$
$W_p$	Masse des pièces mobiles de la pompe	0.600	$Kg$
$W_{PFC}$	Masse du liquide (PFC)	0.403	$Kg$
$\eta_1$	Rendement du réducteur de vitesse	0.66	Adim.
$\eta_2$	Rendement du groupe pignon/crémaillère	0.90	Adim.
$R_{lineaire}$	Résistance des voies respiratoires	Selon le liquide	$cm \text{ H}_2\text{O} \text{ s}/m^3$
$R_a$	Résistance électrique du rotor	3.5	$\Omega$
$r_p$	Rayon du pignon	0.012	$m$
$K$	Gain statique	Selon le liquide	adim

## 4.5 Validation in-vitro

### 4.5.1 Modèle Simulink non-linéaire

La première validation in vitro a été exécutée pour valider l'expression des pertes de pression dans le circuit du respirateur et le modèle du moteur électrique. Ainsi, pour l'instant, les poumons ne sont pas couplés au système ( $R_{lineaire}$  et  $E$  sont mise à zéro). Du point de vue théorique, le modèle Simulink de la figure 4.22 présente l'ensemble des équations pour les pertes de pression non-linéaires ainsi que pour le moteur.

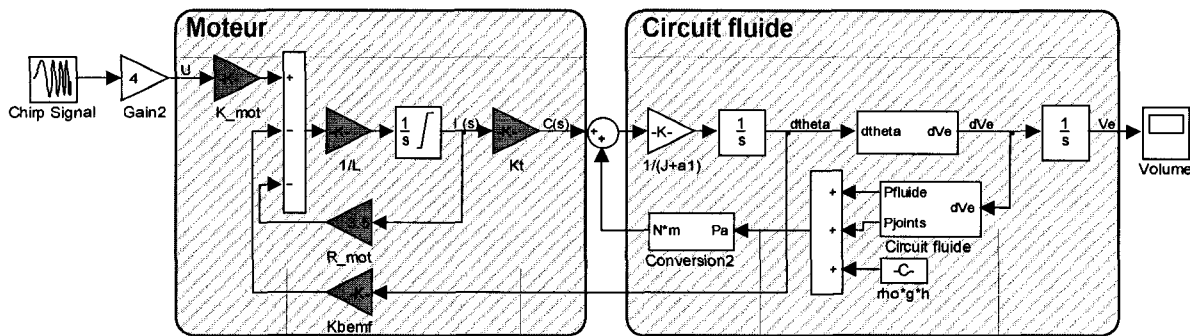


Fig. 4.22– Modèle simulink pour valider la modélisation du circuit fluide ainsi que du moteur.

Pour une commande utilisant un sinus glissant de 0.1 Hz à 100 Hz sur 15 secondes (*Chirp Signal* dans Simulink), la réponse théorique du système non-linéaire est illustrée à la figure 4.23.

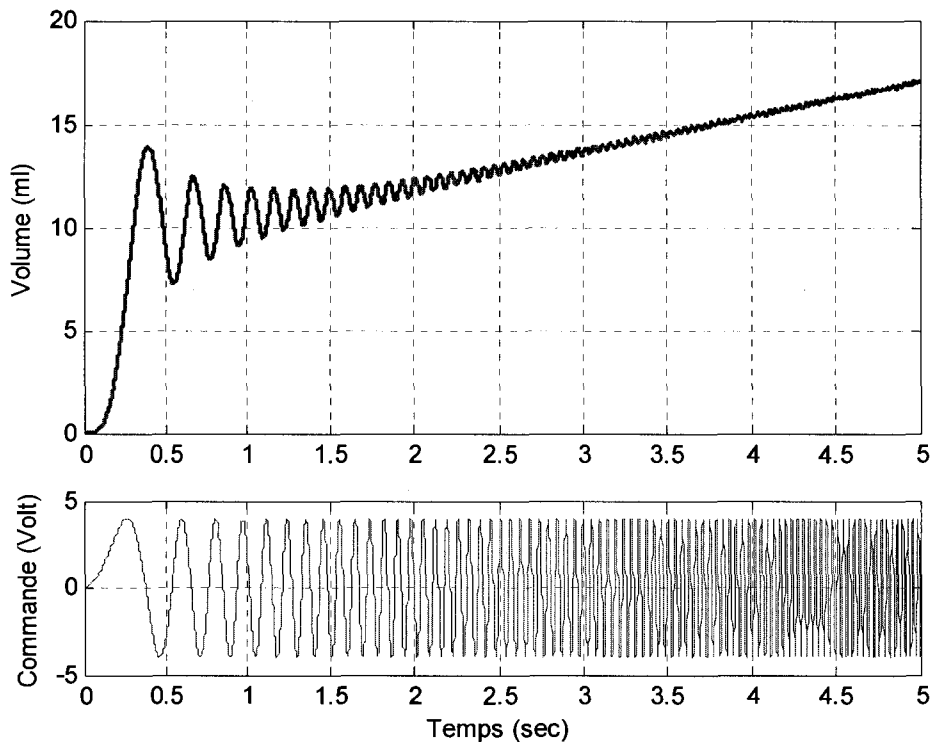


Fig. 4.23– Réponse simulée du modèle non-linéaire avec Simulink

La dérive du volume s’explique par la présence des termes statiques au niveau du couple moteur (voir la section 4.3.1) où le terme  $\rho gh$  favorise la descente du piston, mais s’oppose à la remontée de ce dernier. Comme en témoigne la figure 4.24, si on retire ce terme le volume cesse de dériver. De plus, en retirant la force de fiction au niveau du joint, l’amplitude du mouvement du

piston augmente. Donc, en négligeant ces termes lors de l'écriture de la fonction de transfert globale, le gain statique  $K$  (voir équation 4.20) sera supérieur à celui de la fonction expérimentale.

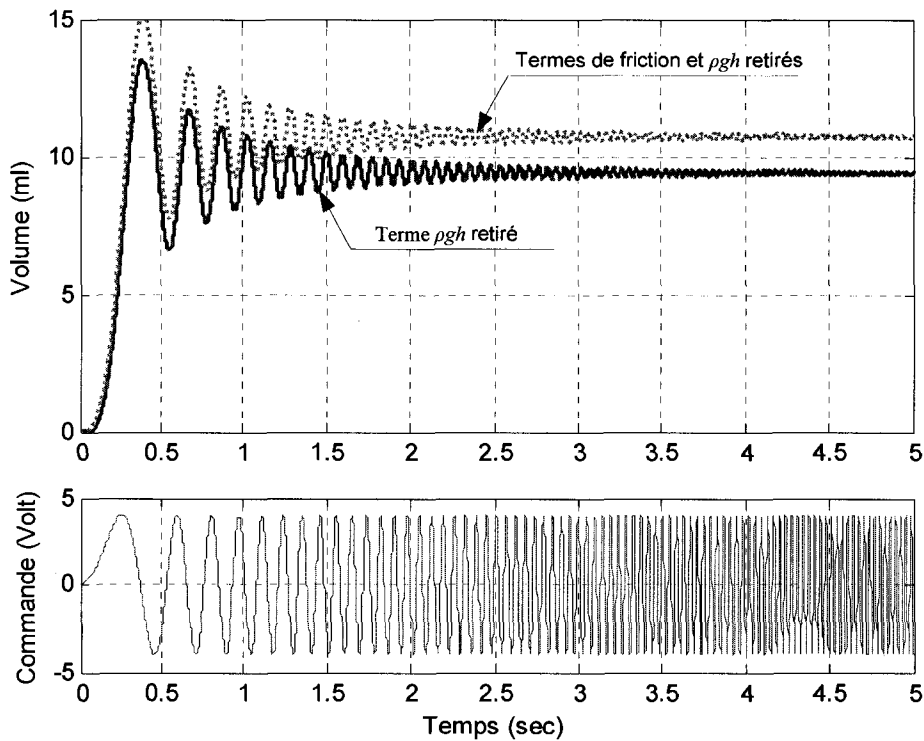


Fig. 4.24– Réponse du modèle non-linéaire dans Simulink lorsque les termes  $\rho gh$  et de friction au niveau du joint du piston sont retirés

#### 4.5.2 Validation théorique du modèle réduit

Pour valider le modèle global réduit, le modèle Simulink non-linéaire sera mis à profit. Les signaux générés à la figure 4.23 par la modèle Simulink seront utilisés par les outils d'identification de Matlab pour déterminer une fonction de transfert qui représentera le modèle non-linéaire. La fonction de transfert identifiée sera comparée à l'équation 4.20. Dans le cas où des différences majeures surviennent, elle sera revue et corrigée.

Afin d'effectuer cette comparaison, la fonction de transfert 4.20 (exprimée en temps continu) doit être discrétisée, car les signaux analogiques sont toujours échantillonnés à une fréquence

donnée. Dans notre cas, les signaux de la figure 4.23 ont été échantillonnés à la fréquence de 1000 Hz, donc la fonction de transfert analytique doit être transposée en temps discret à cette fréquence. Pour se faire, la fonction *c2d.m* de Matlab a été utilisée et le résultat de cette transformation est présenté à l'équation 4.21.

$$\frac{V_e(z)}{U(z)} = \frac{b_1 z + b_2}{z^2 + a_1 z + a_2} \quad (4.21)$$

Où  $b_1 = -0.00049$ ,  $b_2 = -0.00050$ ,  $a_1 = -2.049$  et  $a_2 = 1.049$ . Les pôles (les racines du dénominateur) de cette fonction de transfert sont situés à 1.0 et 0.953. Un pôle à zéro en temps discret indique la présence d'un intégrateur et le second pôle (entre -1 et 1) correspond à la constante de temps mécanique du système. En décomposant de nouveau la relation 4.21, l'équation 4.22 peut être déterminée.

$$V_e(t) + V_e(t)a_1 q^{-1} + V_e(t)a_2 q^{-2} = u(t)b_1 q^{-1} + u(t)b_2 q^{-2} + e(t) \quad (4.22)$$

Cette dernière relation prend la forme d'un modèle paramétrique de type ARX d'ordre 2-2-1. L'ordre du modèle ARX fait intervenir le nombre de paramètres  $a$  et  $b$ . La forme générale associée à ce modèle paramétrique est représentée mathématiquement par la relation 4.23.

$$\begin{aligned} A(q)y(t) &= B(q)u(t - nk) + e(t) \\ A(q) &= 1 + a_1 q^{-1} + a_2 q^{-2} + \dots + a_{na} q^{-na} \\ B(q) &= b_1 + b_2 q^{-1} + b_3 q^{-2} + \dots + b_{nb} q^{-nb+1} \end{aligned} \quad (4.23)$$

Où  $y(t)$  est la sortie,  $u(t)$  est l'entrée,  $e(t)$  est l'erreur entre le modèle estimé et la sortie mesurée du système,  $a$  et  $b$  sont les paramètres à identifier. Dans le cas de notre système à commander, l'entrée est la tension de commande  $U$  au servo-amplificateur et la sortie est le volume mesuré dans la pompe  $V_e$ . La comparaison entre les 2 fonctions de transfert (théorique versus identifiée) sera faite en comparant les pôles (qui consiste à calculer les racines du dénominateur de la fonction de transfert ou les racines du polynôme  $A(q)$ ).

Pour débiter l'identification, la dérive du volume de la pompe a été retirée. De plus, l'amplitude du mouvement du piston de la pompe est négligeable après 5 secondes. Par conséquent, l'intervalle de temps 0-5 secondes sera employé. En utilisant la fonction *arx.m* de Matlab, les pôles identifiés pour le modèle ARX d'ordre 221 sont 1 et 0.961. En réduisant l'ordre du modèle

ARX à 211, les pôles identifiés sont 1 et 0.954. Le gain statique, quant à lui est de 16.7. La figure 4.25 présente la sortie des modèles ARX et Simulink (utilisant la même commande au moteur).

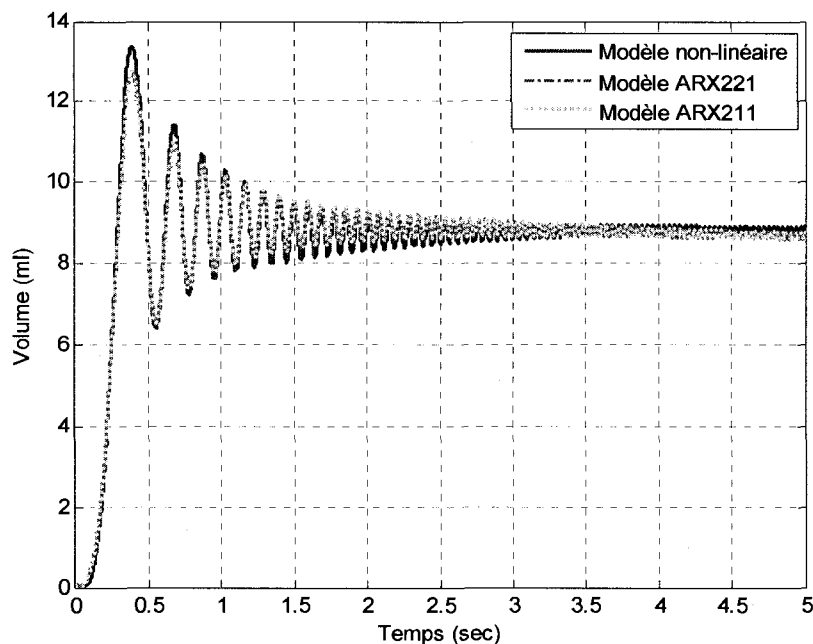


Fig. 4.25 – Sortie des modèles ARX et non-linéaire sous Simulink. Les traces sont pratiquement identiques.

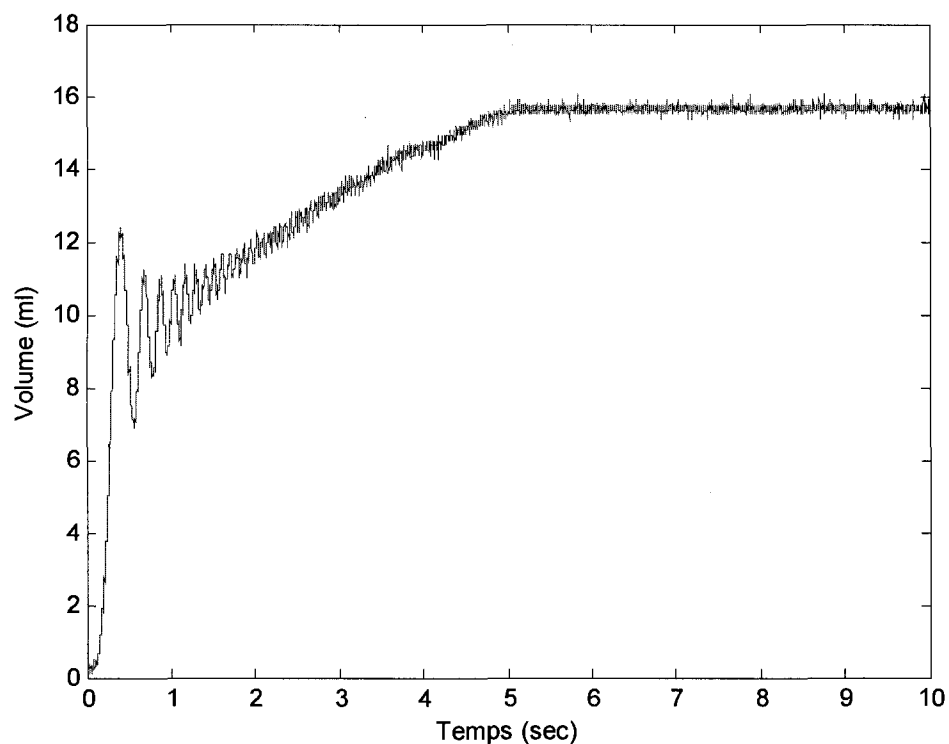
Visuellement, il est difficile de faire la distinction entre les deux modèles ARX. Par contre, l'analyse de la position des pôles indique une meilleure approximation du modèle ARX d'ordre 211. Quand à l'amplitude du mouvement, les 2 modèles sous-estiment légèrement le gain statique. Cette constatation est reflétée dans la figure 4.25. Néanmoins, on peut conclure que le modèle linéaire peut être réduit à une expression plus simple et identifiable. Reste maintenant à valider le modèle réduit avec des essais expérimentaux.

#### 4.5.3 Validation expérimentale du modèle réduit

Pour valider expérimentalement le modèle réduit, le tube endotrachéal a été inséré dans un ballon de caoutchouc de bonne dimension (0.5 litre) qui n'exerce pas de pression sur le liquide durant les tests. Cette approche permet de caractériser uniquement le circuit fluide du respirateur en faisant abstraction des poumons. L'entrée du servo-amplificateur de la pompe expiratoire a été

reliée au système d'acquisition DSpace. Le signal de commande  $U$  utilisé est un sinus glissant de 0.1 Hz à 100 Hz sur une échelle linéaire d'une durée de 15 secondes. La position de la pompe a été mesurée à l'aide du potentiomètre linéaire, installé sur la pompe.

La figure 4.26 présente la réponse expérimentale en volume de la pompe. De façon similaire au modèle théorique, on remarque que la pompe n'a plus de mouvement visible après 5 secondes. On observe aussi une dérive de la position du piston de la pompe, semblable au modèle théorique, qui est causée par la force hydrostatique ( $\rho g \Delta h$ ) exercée sur le piston.



**Fig. 4.26 – Réponse expérimentale de la pompe en utilisant un sinus glissant comme consigne à la pompe.**

Pour identifier la fonction de transfert expérimentale, on doit retrancher la dérive de la position. La figure 4.27 nous donne le signal à traiter une fois la dérive retranchée. L'identification est alors exécutée de la même façon que lors de la validation théorique avec le modèle Simulink. On pose l'hypothèse que le modèle recherché est de type ARX d'ordre 2-2-1 ou 2-1-1.

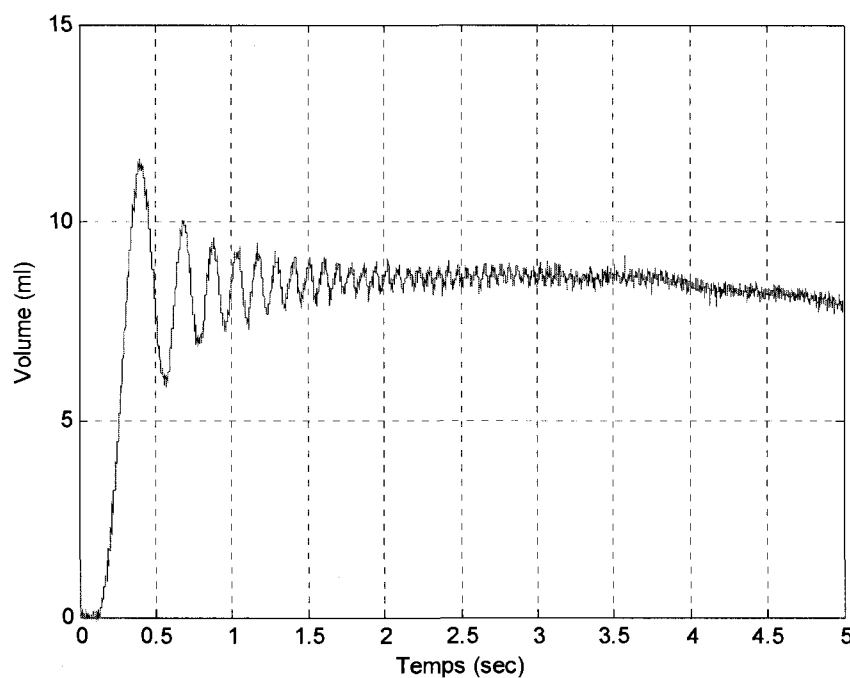
La fonction *arx.m* de Matlab permet d'identifier la présence de 2 pôles égaux à 1 et 0.949 pour modèle ARX d'ordre 221. Quant au modèle ARX d'ordre 211, les pôles sont à 1 et 0.957.



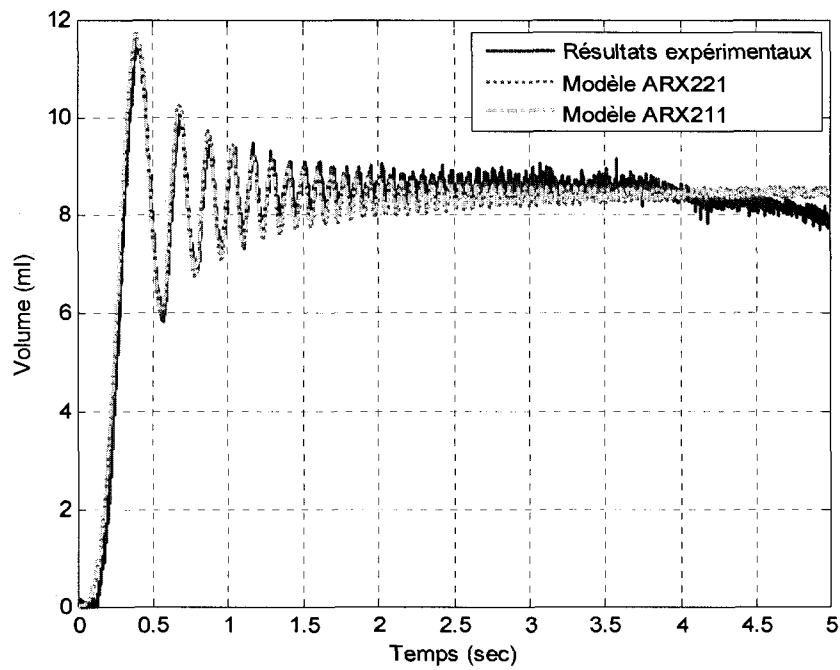
Indépendamment du modèle, le gain statique est de 15.2. La figure 4.28 présente la sortie des modèles ARX et la trace expérimentale.

Des modèles ARX identifiés, celui d'ordre 2-2-1 est plus précis. Cependant, tous deux indiquent la présence d'un intégrateur, ce qui concorde avec le modèle théorique. Quand au second pôle, la valeur analytique de 0.953 est à mi-chemin entre les deux modèles, mais l'intervalle d'erreur ( $\pm 0.007$ ) inclut la position du pôle analytique. On remarque aussi une bonne corrélation entre les signaux.

En conclusion, le modèle théorique réduit représente bien le système expérimental. Cette fonction de transfert sera donc utilisée pour développer et valider théoriquement le système de commande afin de mettre en place les nouveaux modes ventilatoires.



**Fig. 4.27 – Signal expérimental dont la tendance (la dérive) a été retranchée.**



**Fig. 4.28 – Sortie du modèle ARX et des résultats expérimentaux. Les traces sont de nouveau pratiquement identiques.**

## Références

1. Munson BR, Young DF, Okiishi TH. Fundamentals of Fluid Mechanics. 3rd ed. John Wiley & Sons; 1998.

## **5 Système de commande**

Dans ce chapitre, le nouveau système de commande du respirateur liquidien sera présenté. Avant de débiter la description du contrôle en pression, les modes ventilatoires commandés en volume seront décrits. Dans la seconde section, la structure de commande sera exposée. Dans la dernière section, le contrôleur en pression sera défini et une analyse s'en suivra.

### **5.1 Algorithmes de contrôle sur le respirateur liquidien**

Dans cette section, un rappel du mode ventilatoire existant sur le respirateur liquidien de l'équipe Inolivent sera présenté. Par la suite, deux modes ventilatoires utilisés sur les respirateurs mécaniques gazeux seront transposés en VLT. Le premier est le mode en pression contrôlée (PC) pour l'expiration. Ainsi, la pression au niveau des voies respiratoires lors de l'expiration ne pourra pas dépasser une pression de référence. Le seconde mode expiratoire sera en volume contrôlé à régulation de pression, (VCRP). Pour les modes ventilatoires en VLT, les indices *i* et *e* indiquent l'inspiration et l'expiration.

#### **5.1.1 Mode ventilatoire existant V<sub>Ci</sub>/V<sub>Ce</sub>**

Le premier mode ventilatoire qui a été implanté sur le respirateur liquidien est un contrôle en volume sur l'inspiration et sur l'expiration. Pour chaque phase, le clinicien doit entrer sur l'interface les paramètres suivants :

- Le temps d'inspiration ( $T_i$ )
- Le temps d'expiration ( $T_e$ )
- Le profil inspiratoire et expiratoire. Dans la majorité des VLT effectuées par l'équipe Inolivent, le profil inspiratoire est une rampe et le profil expiratoire est une exponentielle. Pour chaque profil, les paramètres secondaires suivants sont à indiquer sur l'interface :
  - o Le temps de montée et de descente pour la rampe inspiratoire
  - o La constante de temps pour l'exponentielle expiratoire
  - o Le temps de montée pour l'exponentielle
- Le volume courant ( $V_t$ );
- Le temps de pause inspiratoire ( $T_{PFI}$ )
- Le temps de pause expiratoire ( $T_{PFE}$ )
- Les limites en pression haute (en cas de surpression) et basse (en cas de collapsus)

La figure 5.1 présente un exemple des respirations que l'on peut avoir durant une VLT en  $V_{Ci}/V_{Ce}$ . Sur cette figure, la variation du volume dans les pompes est illustrée : la partie ombragée indique l'endroit où le volume de liquide déplacé par les pompes participe à la variation du volume pulmonaire. La partie claire présente le remplissage (avant l'inspiration) ou la vidange (avant l'expiration) pour chaque pompe et ce changement de volume ne modifie pas le volume pulmonaire.

Le profil volumique inspiratoire détermine la référence que devra suivre la pompe. Donc, dès le départ de l'inspiration, le contrôleur poursuit la référence calculée. Comme il est illustré pour les cas A et B, la pression trachéale varie selon la résistance des voies respiratoires et la compliance du système respiratoire. Il est donc important de bien fixer les limites en pression dans les voies respiratoires pour éviter des surpressions.

L'expiration est aussi commandée en volume et le profil généré conditionne la pression mesurée dans la trachée. Si les paramètres du profil ne sont pas bien déterminés en fonction de l'intervalle de pression à laquelle la VLT s'exécute, des collapsus expiratoires peuvent survenir (cas C). Dans ce cas précis, la pompe expiratoire s'arrête avant l'atteinte de son objectif en volume courant et la différence est soustraite du volume à inspirer. De cette façon, le volume pulmonaire reste constant. Pour gérer ces variations de volume (inspiré et expiré) et l'occurrence des collapsus, un superviseur a été développé. Il est présenté en détail dans la section Superviseur.

Pour corriger la situation, le clinicien peut décider d'augmenter le *Peep* (cas D). La pompe inspiratoire insère alors un volume courant complet, mais la pompe expiratoire retire moins de liquide, ce qui augmente le volume pulmonaire et la *Peep*. Ceci n'est qu'un exemple pour gérer le collapsus, mais le clinicien aurait pu revoir :

- Le volume courant demandé : la diminution du  $V_t$  permet de réduire le débit expiratoire et d'éviter le développement de collapsus (voir chapitre 3).
- Le temps d'expiration  $T_e$  : augmenter le temps d'expiration diminue proportionnellement le débit (voir chapitre 3)

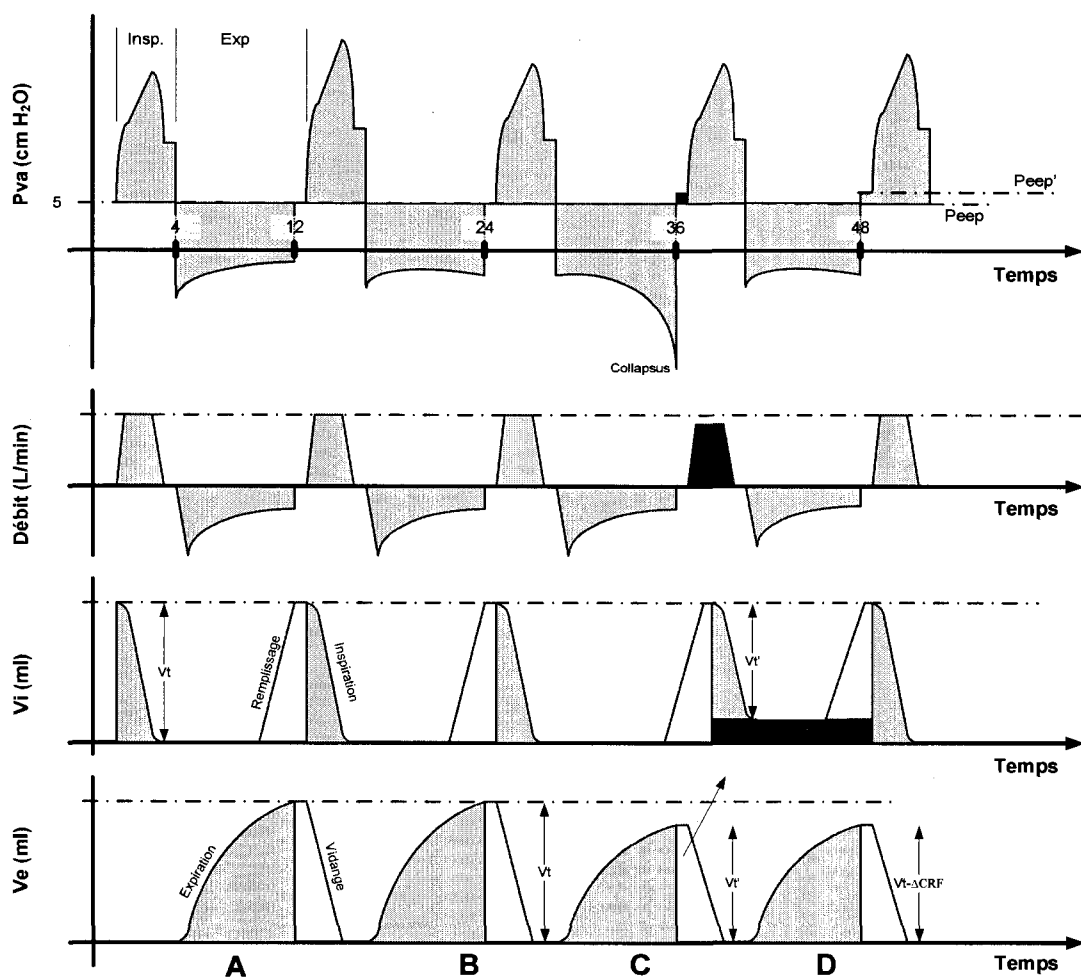


Fig. 5.1 - Exemple de respirations en mode V<sub>Ci</sub>/V<sub>Ce</sub> lors d'une ventilation liquidienne totale

### 5.1.1.1 Considérations importantes

Ce mode ventilatoire présente l'avantage d'assurer une ventilation minute  $V_{min}$  constante. Par contre, la définition du profil expiratoire a une influence importante sur les pressions mesurées dans la trachée. Si les débits expiratoires sont trop importants, des collapsus peuvent survenir et compromettre l'efficacité de la ventilation. Il est alors essentiel d'ajuster manuellement les niveaux de pression et/ou le profil expiratoire pour éviter ce problème.

### 5.1.2 Nouveau mode ventilatoire VCI/PCe

Le premier mode ventilatoire est repris pour contrôler en volume l'inspiration. L'expiration est maintenant contrôlée en pression. Pour l'inspiration et l'expiration, le clinicien doit maintenant fournir sur l'interface les paramètres suivants :

- La fréquence respiratoire ( $F_r$ );
- Le temps d'inspiration ( $T_i$ );
- Le temps de pause inspiratoire (0-50% du temps d'inspiration);
- Le temps de montée (0-50% du temps d'inspiration);
- Le temps de descente (0-50% du temps d'inspiration);
- Le volume courant  $V_t$ ;
- Le niveau de la *Peep*.
- Les limites en pression haute (en cas de surpression) et basse (en cas de collapsus)

La figure 5.2 présente un exemple des respirations que l'on peut avoir durant une ventilation liquidienne totale en VCI/PCe. Sur cette figure, la variation du volume dans chaque pompe est illustrée : la partie ombragée indique l'endroit où le volume de liquide déplacé par les pompes participe à la variation du volume pulmonaire. La partie claire présente le remplissage (avant l'inspiration) ou la vidange (avant l'expiration) pour chaque pompe. Ce changement de volume ne modifie pas le volume pulmonaire. La figure 5.3 présente l'algorithme de décision pour ce nouveau mode ventilatoire.

Les phases inspiratoires et expiratoires sont limitées en temps. La démarche est identique à ce qui a été décrit précédemment. Le profil volumique inspiratoire détermine la référence que devra suivre la pompe inspiratoire. Dès le départ de l'inspiration, le contrôleur poursuit la référence calculée. Comme il est illustré pour les cas A et B, la pression à la trachée varie selon la

résistance des voies respiratoires et la compliance du système respiratoire. Il est donc important de bien fixer les limites en pression dans les voies respiratoires pour éviter des surpressions.

À l'expiration et contrairement à la ventilation gazeuse, la régulation de la pression ne se fait pas au niveau de *Peep*. Ce choix est nécessaire pour réduire le temps d'expiration et maximiser la fréquence respiratoire tout en évitant le collapsus. Ainsi, la pression dans la trachée est régulée à un niveau de  $-2 \text{ cm H}_2\text{O}$  pour toute la durée de l'expiration.

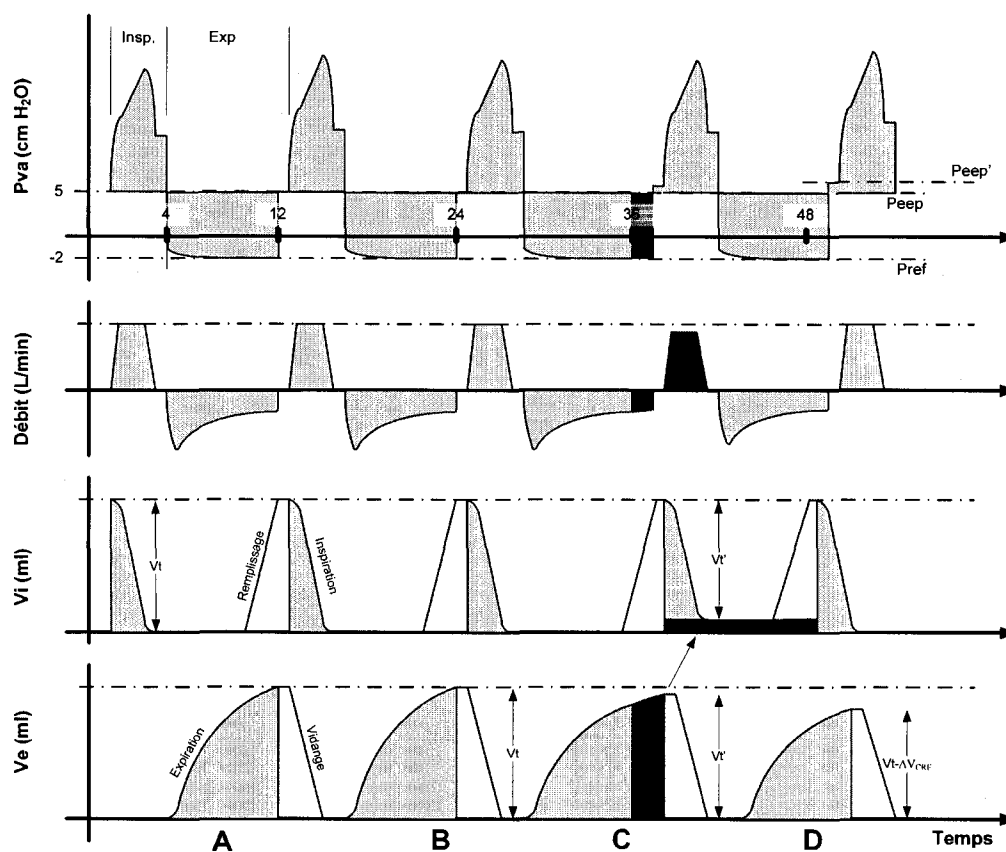


Fig. 5.2 - Exemple de respirations en mode VCI/PCe lors d'une ventilation liquidienne totale

Au cours d'une expiration en pression, différentes situations peuvent survenir. Le cas C sur la figure 5.2 illustre la situation où temps d'expiration est insuffisant pour extraire tout le volume inspiré. Dans ce cas, l'algorithme prolonge le temps d'expiration de 20%, pour permettre de retirer les millilitres restants. Si une différence persiste entre le volume inspiré et expiré, le superviseur viendra modifier le volume à inspirer pour conserver un volume pulmonaire constant. Cette situation correspond en ventilation gazeuse au phénomène d'auto-*Peep*.

Dans le cas contraire, si le volume à expirer est retiré sur une période de temps inférieure à ce qui a été prescrit par le clinicien, ce dernier devra modifier manuellement ses paramètres ventilatoires (*Peep* et/ou temps). Dans ce cas, le respirateur passe directement à la phase suivante du cycle respiratoire, ce qui augmente la fréquence respiratoire.

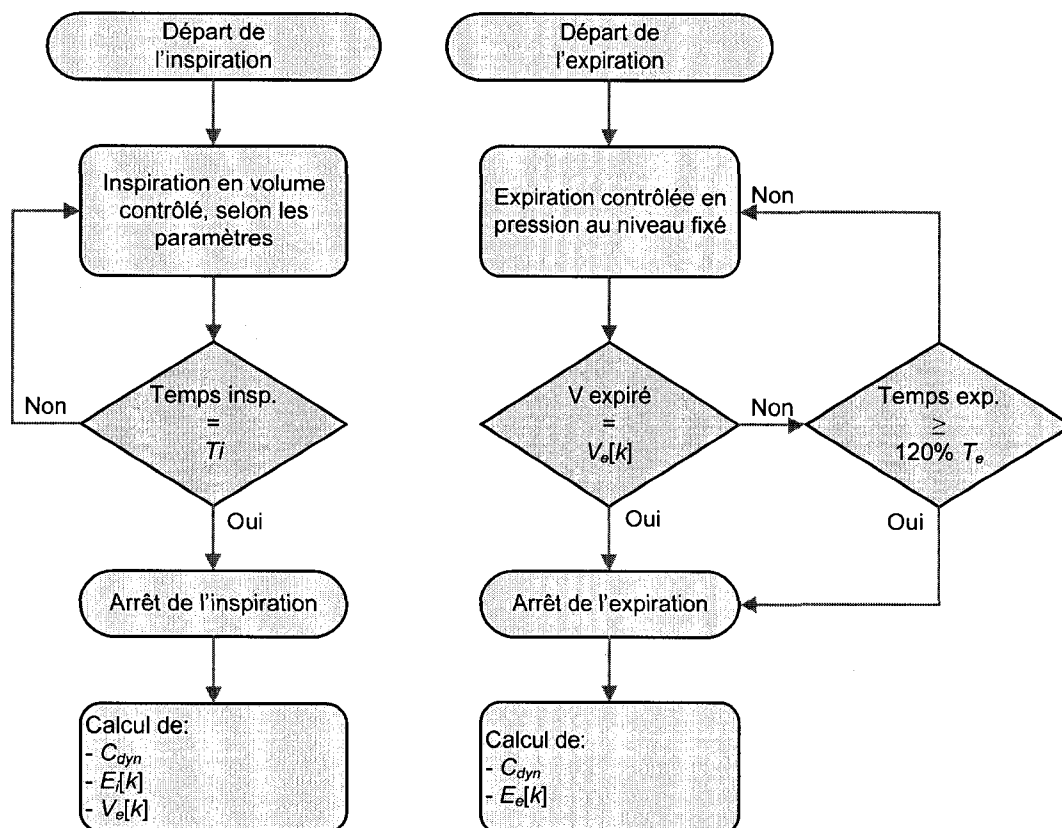


Fig. 5.3 – Algorithme de décision pour le mode VCi/PCe

### 5.1.2.1 Considérations importantes

Puisque la régulation de la pression expiratoire ne se fait pas au niveau de la *Peep* demandée, le débit à la fin de l'expiration ne sera pas nul. Ainsi, le clinicien ne pourra pas utiliser ce critère pour valider le temps prescrit pour retirer tout le liquide inspiré. Par contre, dans le cas précis où le volume expiré est inférieur au volume inspiré, un phénomène d'auto-*Peep* s'installe. L'interprétation de ce phénomène peut être approchée de la même façon qu'en ventilation gazeuse : le temps d'expiration est trop court et/ou le volume à expirer est trop grand. Donc, une modification des paramètres s'impose pour rencontrer les objectifs.



Inversement, si le temps nécessaire pour retirer le liquide inspiré est inférieur au temps d'expiration fixé par le clinicien, ce dernier doit revoir ses paramètres ventilatoires. À ce moment, plusieurs options s'offrent à lui, dont :

- La diminution de la *Peep*. Ceci aura une influence directe sur le débit expiratoire maximal admissible dans les voies respiratoires.
- L'augmentation du  $V_t$ . Une augmentation du volume à expirer sur une échelle de temps fixe augmente inévitablement le débit expiratoire.
- La diminution du temps expiratoire  $T_e$  : automatiquement, le respirateur diminue le temps d'expiration et poursuit son cycle respiratoire.

À l'expiration, la régulation de la pression se fait à un niveau de pression inférieur à la *Peep* (toujours à -2 cm H<sub>2</sub>O) pour toute la durée de la phase expiratoire. Ce paramètre ne sera pas accessible par le clinicien.

### 5.1.3 Nouveau mode ventilatoire V<sub>Ci</sub>/V<sub>CRPe</sub>

Le premier mode ventilatoire est de nouveau repris pour contrôler en volume l'inspiration. L'expiration est de nouveau régulée en pression et le niveau de *Peep* est modifié automatiquement pour expirer le volume demandé. Pour l'inspiration et l'expiration, le clinicien doit maintenant fournir sur l'interface les paramètres suivants :

- La fréquence respiratoire ( $Fr$ );
- Le temps d'inspiration ( $T_i$ );
- Le temps de pause inspiratoire (0-50% du temps d'inspiration);
- Le temps de montée (0-50% du temps d'inspiration);
- Le temps de descente (0-50% du temps d'inspiration);
- Le volume courant  $V_t$ ;
- L'intervalle de la *Peep*.
- Les limites en pression haute (en cas de surpression) et basse (en cas de collapsus)

L'exemple de la figure 5.4 présente le fonctionnement de ce nouveau mode ventilatoire et son algorithme de décision est illustré à la figure 5.5. Comme pour le mode V<sub>Ci</sub>/P<sub>Ce</sub>, les phases inspiratoires et expiratoires sont limitées en temps.

La démarche est presque identique à ce qui a été décrit précédemment : le profil volumique détermine la référence que devra suivre la pompe inspiratoire. Dès le départ de l'inspiration, le contrôleur poursuit la référence calculée. Comme il est illustré pour les cas A et B, la pression à la trachée varie selon la résistance des voies respiratoires et la compliance du système respiratoire.

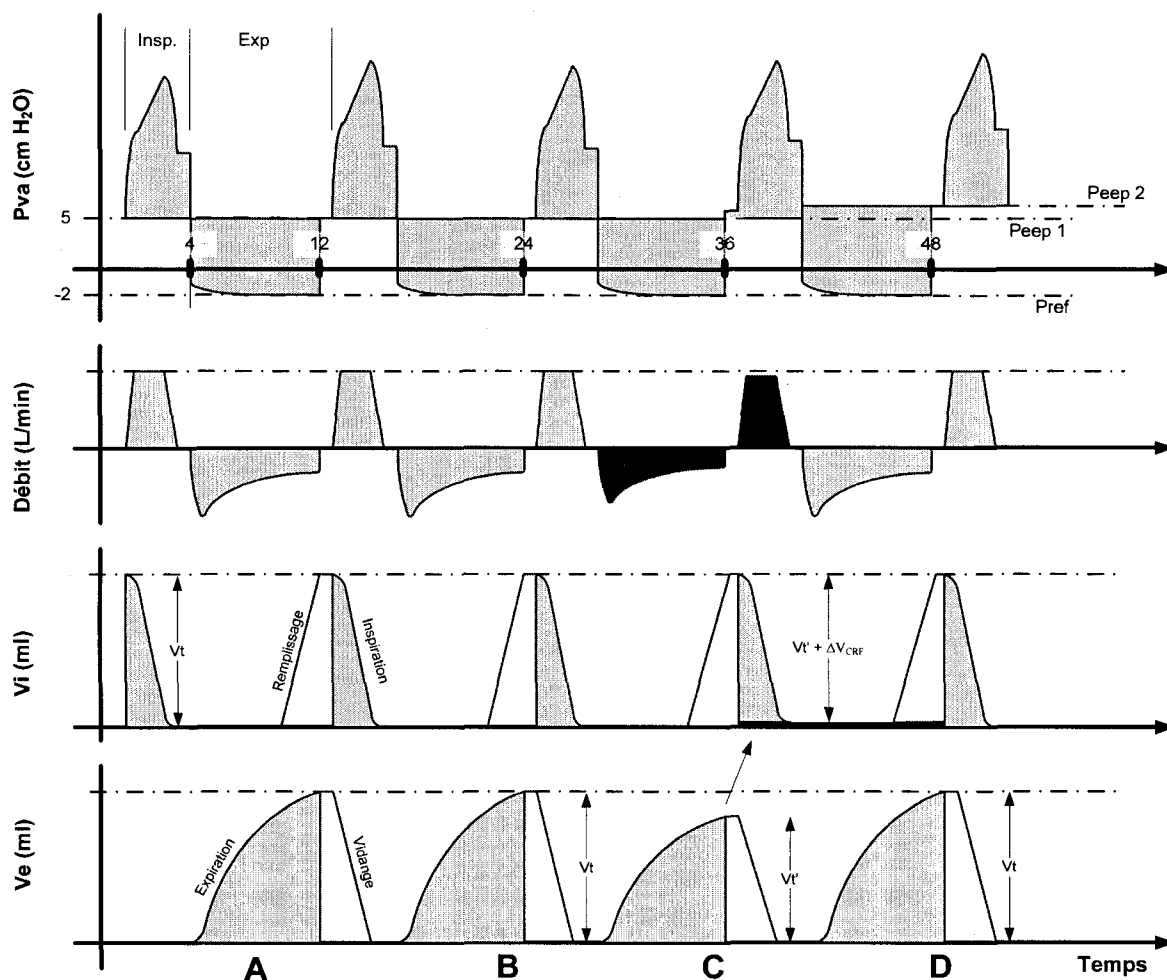


Fig. 5.4 - Exemple de respirations en mode VCI/VCRPe lors d'une ventilation liquidienne totale

La différence entre les modes P<sub>CE</sub> et VCRPe survient à l'expiration (cas C) : si dans le temps prescrit, le volume expiré est inférieur au volume demandé  $V_e[k]$ , le temps d'expiration  $T_e$  n'est pas prolongé. L'erreur  $E_e$  et la compliance dynamique  $C_{dyn}$  sont alors calculées et le volume à inspirer au cycle suivant sera modifié par le Superviseur pour augmenter la *Peep*.

Dans le cas contraire, si le volume expiré est supérieur à ce qui a été demandé par le clinicien dans le temps d'expiration alloué, la *Peep* sera diminuée proportionnellement. Le Superviseur est responsable de la gestion de la *Peep* à l'intérieur des limites permises.

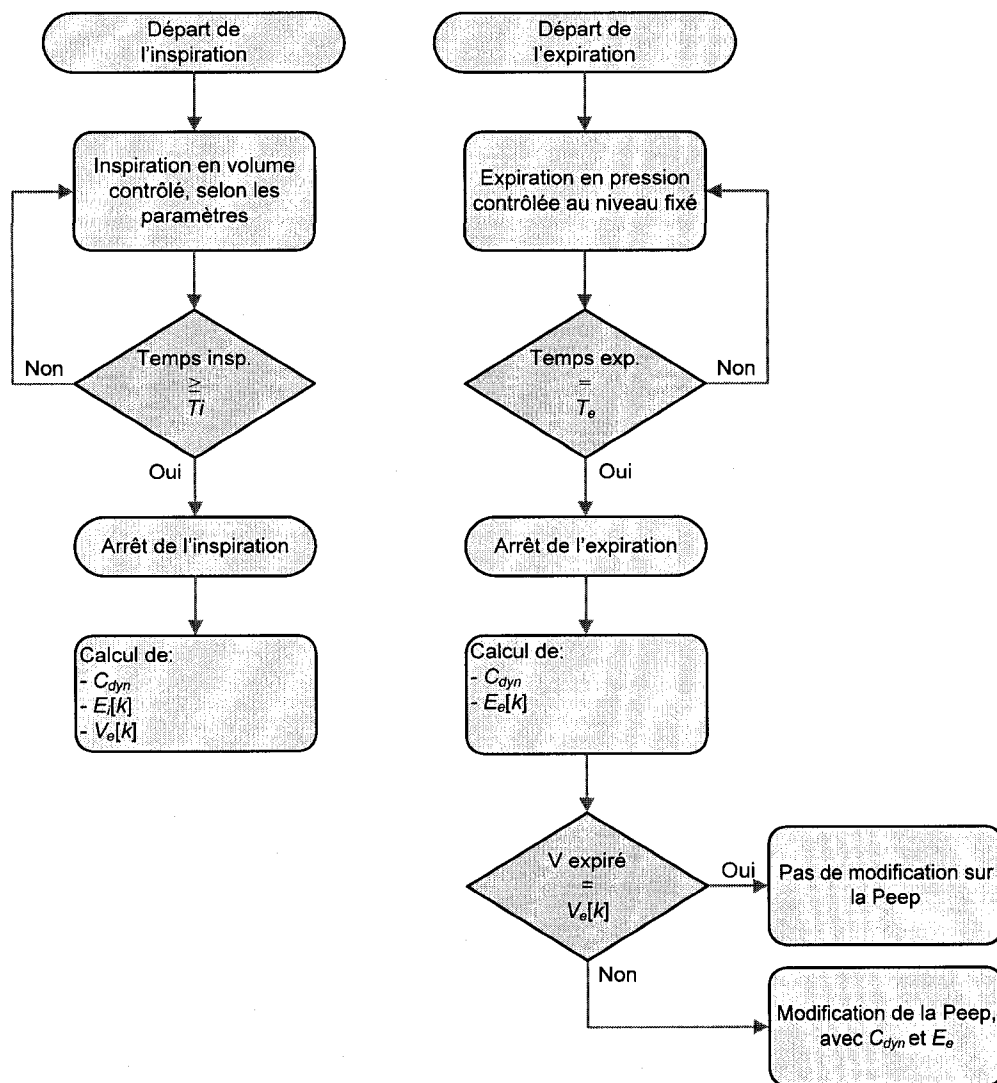


Fig. 5.5 - Algorithme de décision pour le mode VCI/VCRPe

### 5.1.3.1 Considérations importantes

La régulation de la pression expiratoire ne se fait pas au niveau de la *Peep* demandée. Par conséquent, le débit à la fin de l'expiration ne sera pas nul. Le clinicien ne pourra pas utiliser ce critère pour vérifier la durée du temps expiratoire afin de retirer le liquide inspiré.

Contrairement au mode précédent (PCe), si le temps nécessaire pour retirer le liquide inspiré est inférieur au temps d'expiration fixé par le clinicien, la *Peep* est ajustée pour rencontrer les objectifs en volume.

L'augmentation constante de la *Peep* peut être associée au phénomène d'auto-*Peep*, car le temps d'expiration est insuffisant pour retirer le liquide inspiré. Il est donc important que le clinicien fixe dans un intervalle raisonnable, la variation permise de la *Peep*. Si le clinicien constate que l'algorithme maintient constamment des *Peep* élevées, il doit revoir l'état général du patient pour ajuster les paramètres en volume et/ou en temps.

L'avantage de ce mode est son autorégulation. Si le clinicien recherche la *Peep* minimale pour rencontrer son critère en volume et en temps, ce mode permet de rechercher cette valeur. De plus, si l'état du patient s'améliore (i.e. la compliance augmente et/ou la résistance diminue) la *Peep* de cycle en cycle devrait diminuer, indiquant une amélioration possible de l'état du patient.

## 5.2 Structure de commande sur le respirateur liquidien

Pour implanter ces nouveaux modes ventilatoires au niveau de l'expiration, de nouvelles structures de commande s'imposent. Ainsi, l'expiration est maintenant régulée en pression et le Superviseur sera bonifié pour gérer les différents cas rencontrés.

### 5.2.1 Régulation en volume

La figure 5.6 présente le schéma bloc du système pour contrôler l'inspiration et l'expiration en volume. Le chemin ombragé décrit le parcours à suivre. La référence en volume est générée et transmise au contrôleur proportionnel (P) qui compare cette référence avec la position mesurée du piston dans la pompe. Il transmet alors une consigne (proportionnel à la différence entre la mesure et la référence) en vitesse au servo-amplificateur. Ainsi, on contrôle indirectement la

vitesse de rotation du moteur (et par conséquent le débit de la pompe) en fonction d'une référence en position.

Le moteur est commandé en tension sur un intervalle de 0 à 24V, tandis que la consigne du contrôleur P est sur un intervalle de tension de 0-10 V. Par conséquent, la consigne est mise à l'échelle par un gain d'entrée (2.4), reliant la commande du contrôleur P à la tension aux bornes du moteur. L'électronique interne du servo-amplificateur inclut une seconde boucle de contrôle qui compare la consigne, à la tension interne mesurée aux bornes du moteur.

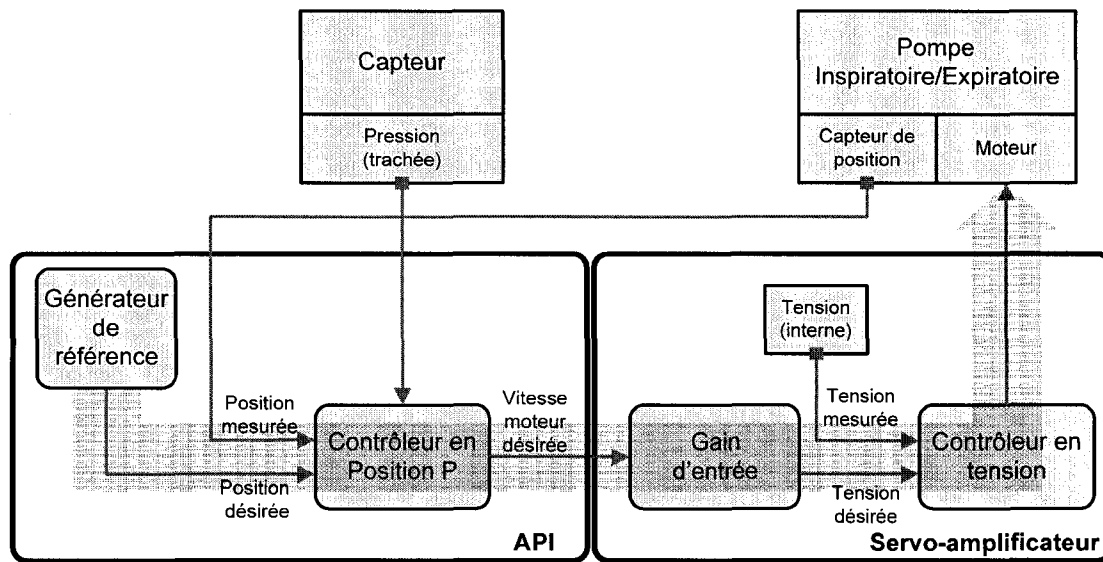


Fig. 5.6 - Schéma bloc du contrôle en débit lors de l'expiration et de l'inspiration sur le respirateur liquidien.

### 5.2.1.1 Les profils inspiratoire et expiratoire

Dans la littérature, le profil volumique inspiratoire couramment utilisé est la rampe. Au départ et à la fin de l'inspiration, une phase d'accélération et de décélération de 20% et de 40% respectivement sont utilisées pour limiter les variations de vitesse importantes <sup>1</sup>. Une seconde équipe a proposé une accélération et une décélération de type sinusoïdale <sup>2</sup>. La référence volumique inspiratoire  $V_{ref_i}(t)$  utilisée par l'équipe Inolivent, est définie par la fonction en morceaux 5.1. La figure 5.7 présente le profil typique en volume et la variation de débit associée. L'aire sous la courbe en débit est égale au volume à inspirer demandé.

$$Vref_i(t) = \begin{cases} \frac{A}{2t_m} t^2 & \text{si } t \leq t_m \\ At + C_1 & \text{si } t_m < t \leq t - t_d \\ \frac{A}{2t_d} t^2 - \frac{AT_i}{t_d} t + C_2 & \text{si } t - t_d < T_i \end{cases} \quad (5.1)$$

Où,

- $t_m$ , le temps de montée;
- $t_d$ , le temps de descente;
- $A = -V_i/T_i - (t_m + t_d)/2$ , l'amplitude de la rampe
- $T_i$ , le temps d'inspiration;
- $V_i$ , le volume à inspirer (équivalent au  $Vt$  demandé);
- $C_1$  et  $C_2$ , constantes d'intégration, fonction des conditions initiales.

Comme il a été présenté dans le chapitre 3, le profil exponentiel permet de retirer plus efficacement le volume inspiré, tout en diminuant le risque de développer un collapsus. Par conséquent, l'équipe Inolivent utilise ce profil pour effectuer les expérimentations animales. Pour générer cette référence volumique exponentielle  $Vref_e(t)$  la fonction en morceaux 5.2 est employée. La figure 5.8 présente le profil en volume et son profil en débit associé.

$$Vref_e(t) = \begin{cases} \frac{A_e}{2t_m} t^2 + C_3 & \text{si } t \leq t_{me} \\ -A_e \tau e^{-(t-t_m)/\tau} + C_4 & \text{si } t - t_{me} < T_e \end{cases} \quad (5.2)$$

Où,

- $t_{me}$ , le temps de montée de l'exponentielle;
- $A_e = -V_e / (t_m / 2 + \tau (1 - e^{-(T_e - t_m)/\tau}))$ , l'amplitude de l'exponentielle;
- $\tau$ , est la constante de temps;
- $T_e$ , le temps d'expiration;
- $V_e$ , le volume à expirer (équivalent au  $V_i$  inspiré);
- $C_3$  et  $C_4$  sont des constantes d'intégration, fonction des conditions initiales.

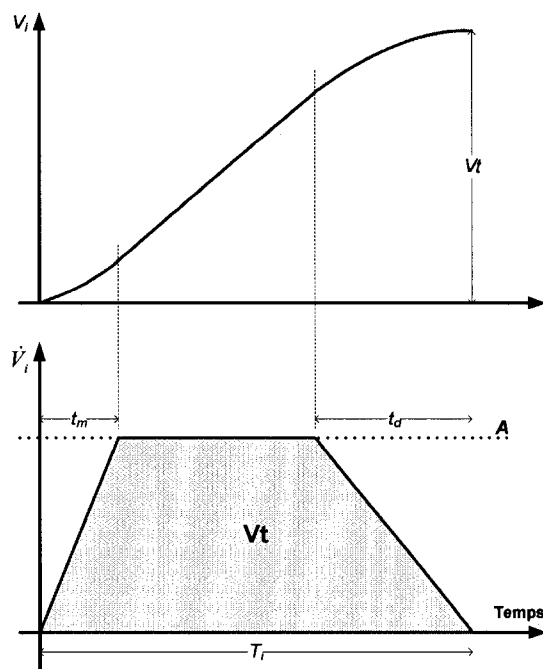


Fig. 5.7 – Profils en volume et en débit, utilisés pour l'inspiration durant une VLT

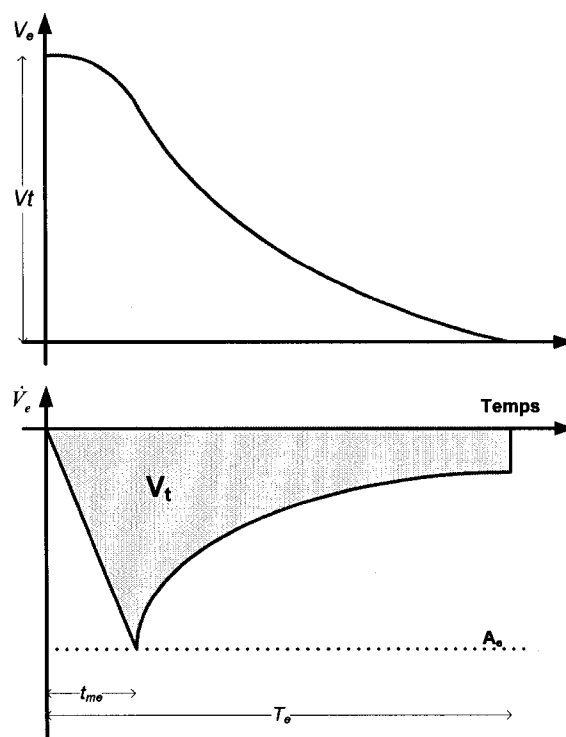


Fig. 5.8 - Profil exponentielle, utilisé pour l'expiration durant une VLT

### 5.2.2 Régulation en pression : expiration

La figure 5.9 présente le schéma bloc du système pour contrôler l'expiration en pression. Le chemin ombragé décrit le parcours à suivre. La référence en pression (dans notre cas c'est une constante) est générée et transmise au contrôleur en pression. Ce dernier compare la référence avec la mesure de la pression trachéale et transmet une consigne (proportionnelle à l'erreur entre la mesure et la référence) en tension au servo-amplificateur. Cette consigne est traitée de la même façon par le servo-amplificateur que lors d'une régulation en volume.

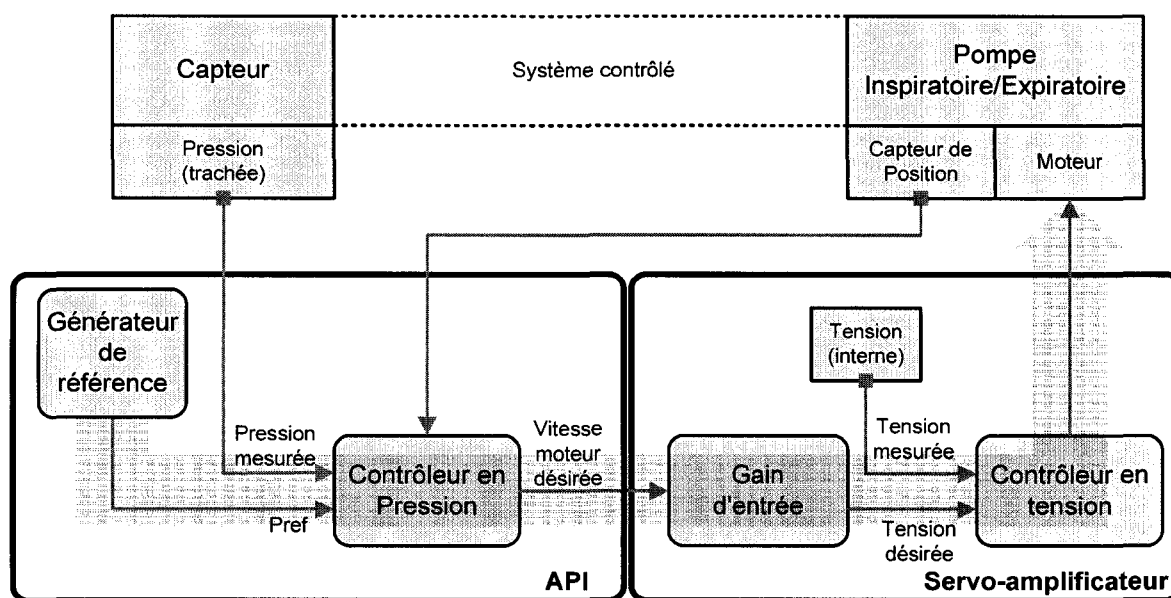


Fig. 5.9 - Schéma bloc du contrôle en pression lors de l'expiration

#### 5.2.2.1 Remarque

Sur le respirateur mécanique gazeux, la mesure de la pression se fait au niveau du respirateur (voir le chapitre 2 sur l'état des connaissances, figure 2.21), car les pertes de pression dans la tubulure sont presque négligeables et facilement compensables. De plus, la présence d'expectorations au niveau de la trachée peut venir fausser la mesure de pression. Cependant, sur le respirateur liquidien, les pertes de pression sont importantes dans le circuit du respirateur, ce qui ne permet pas (pour l'instant) de déplacer le capteur de pression de la trachée à la pompe. En contre partie, l'insertion et le retrait de liquide lave convenablement les voies respiratoires permettant ainsi d'obtenir une mesure de pression trachéale fiable.



### 5.2.3 Superviseur

Sur le respirateur liquidien de l'équipe Inolivent décrit précédemment, une pompe est dédiée à l'inspiration et la seconde à l'expiration. Sachant qu'il peut y avoir des erreurs mesurables entre les volumes inspiré et expiré, un superviseur a été développé pour gérer ces erreurs. De plus, le clinicien peut varier le volume pulmonaire ( $\pm\Delta V$ ), demandant alors aux pompes de modifier le volume à insérer ou à retirer, pour influencer sur le volume pulmonaire.

#### 5.2.3.1 Modes VCI/VCE et PCE

La figure 5.10 présente le schéma de contrôle global pour le respirateur liquidien. Les indices  $k$  indiquent le cycle respiratoire et les indices  $t$  le temps. Par exemple,  $V_e[k]$  signifie que le volume à expirer est fixe pour le cycle respiratoire  $k$ , tandis que la commande  $U_e(t)$  change au cours du temps durant la phase expiratoire du cycle  $k$ . Sur l'interface, le clinicien indique :

- le volume courant  $V_t$  souhaité;
- les limites en pression haute et basse ( $P_{min}, P_{max}$ );
- la forme du profil inspiratoire ( $f_i[k]$ );
- la forme du profil expiratoire ( $f_e[k], T_e[k]$ );
- la variation du volume pulmonaire  $\Delta V$  (en cas de besoin).

Pour la phase inspiratoire le superviseur impose le volume courant demandé  $V_i[k]$  comme volume à inspirer  $V_i[k]$ . Si le clinicien demande une diminution de la CRF ( $-\Delta V$ ), le  $V_i[k]$  sera diminué proportionnellement. Le groupe d'équations 5.3 résume ces actions.

$$V_i[k] = \begin{cases} V_i[k] & \text{si } \Delta V \geq 0 \\ V_i[k] + \Delta V & \text{si } \Delta V < 0 \end{cases} \quad (5.3)$$

À la fin de la phase inspiratoire, le superviseur mesure le volume inspiré  $y_i(T_i)$  et calcule l'erreur inspiratoire pour le cycle  $k$ ,  $e_i[k]$ , avec l'équation 5.4.

$$e_i[k] = V_i[k] - y_i(T_i) \quad (5.4)$$

Quand vient la phase expiratoire, le superviseur ajuste le volume à expirer  $V_e[k]$  en tenant compte de l'erreur sur le volume inspiré  $e_i[k]$  et de l'erreur au cycle précédent lors de

l'expiration  $e_e[k-1]$  (au premier cycle l'erreur expiratoire  $e_e[k]$  est zéro). De nouveau, si le clinicien demande une augmentation du volume de la CRF ( $+\Delta V$ ), le volume à expirer sera diminué en conséquence. Le groupe d'équation 5.5 résume le calcul du volume à expirer  $V_e[k]$  au cycle  $k$ .

$$V_e[k] = \begin{cases} V_i[k] - e_i[k] + e_e[k-1] & \text{si } \Delta V \leq 0 \\ V_i[k] - e_i[k] + e_e[k-1] - \Delta V & \text{si } \Delta V > 0 \end{cases} \quad (5.5)$$

À la fin de l'expiration, le superviseur mesure le volume expiré  $y_e(T_e)$  et calcule l'erreur expiratoire pour le cycle  $k$ ,  $e_e[k]$ , avec l'équation 5.6.

$$e_e[k] = V_e[k] - y_e(T_e) \quad (5.6)$$

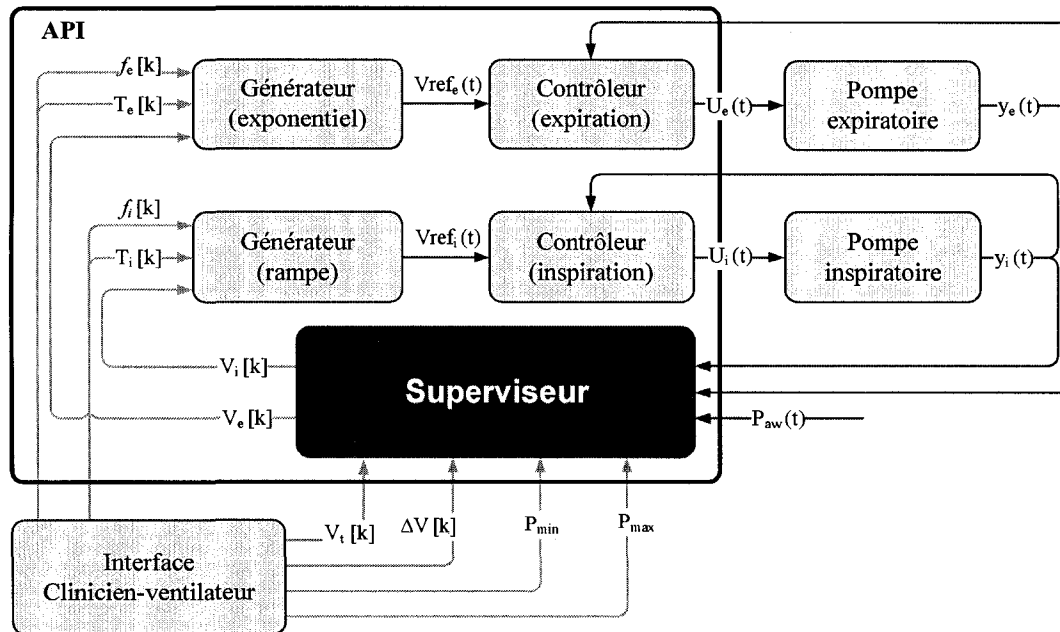


Fig. 5.10 – Schéma de contrôle global, incluant le Superviseur et les deux contrôleurs en volume pour les pompes inspiratoire et expiratoire.

### Considérations importantes

Le superviseur corrige uniquement les erreurs mesurables : si une différence existe entre les dimensions des cylindres des pompes, le volume éjecté par les valves et autres, le volume pulmonaire peut varier, posant de nouveau un risque de collapsus des voies respiratoires ou de surdistension pulmonaire. Ainsi, le clinicien responsable doit s'assurer que le niveau de *Peep* et

de  $Peip$  est dans l'intervalle de pression souhaitée et qu'il corrige la situation dans le cas contraire.

### **Convergence théorique**

À la fin d'un cycle  $k$  inspiratoire, le volume inspiré  $v_i[k]$  n'est pas égal au volume à inspirer  $V_i[k]$ , d'où  $v_i[k] \neq V_i[k]$ . Pour la suite, il sera assumé que le volume inspiré est une fonction croissante monotone et qu'elle dépend du volume à inspirer  $V_i[k]$  et du temps inspiratoire  $T_i$ ,

$$v_i = g_i(V_i, T_i) \quad (5.7)$$

De plus, à la fin de l'expiration du cycle  $k$ , le volume expiré  $v_e[k]$  est considéré croissante monotone et il est fonction du volume à expirer  $V_e[k]$  et du temps expiratoire  $T_e$ ,

$$v_e = g_e(V_e, T_e) \quad (5.8)$$

Les erreurs  $e$  sur le volume inspiratoire et expiratoire sont mesurables. Donc, les variables stochastiques  $b_i[k]$  et  $b_e[k]$  sont ajoutées pour représenter le bruit ou les biais sur la mesure des erreurs inspiratoire et expiratoire.

$$e_i[k] = g_i(V_i[k], T_i[k]) - V_i + b_i[k] \quad (5.9)$$

$$e_e[k] = g_e(V_e[k], T_e[k]) - V_e + b_e[k] \quad (5.10)$$

Pour démontrer la convergence du superviseur, le cas suivant est considéré : un volume courant constant  $V_i[k] = V_i$ , aucune compensation de la CRF ( $\Delta V = 0$ ), ainsi qu'un temps inspiratoire et expiratoire constant. Parce que  $\Delta V = 0$ , le volume à inspirer (donné par la relation 5.3) est  $V_i[k] = V_i$  et le volume à expirer (donné par la relation 5.5) est égal à  $V_e[k] = V_i - e_i[k] - e_e[k-1]$ . En utilisant les relations 5.9 et 5.10, l'équation stochastique non-linéaire suivante est obtenue :

$$V_e[k] = V_i - g_i + g_e(V_e[k-1]) + b[k] \quad (5.11)$$

avec  $b[k] = b_e[k-1] - b_i[k]$ .

Si le bruit de mesure est blanc,  $E\{b[k]\}=0$ , l'espérance mathématique de la valeur moyenne de  $V_e[k]$  ( $V_e^* = E\{V_e[k]\}$ ) est la solution à l'équation suivante :

$$E\{V_e^*\} = g_e(E\{V_e^*\}) + V_i - g_i \quad (5.12)$$

Près du point d'équilibre, la dynamique peut être approximée par :

$$\delta V_e[k] = \frac{dg_e}{dV_e}(V_e^*)\delta V_e[k-1] + b[k] \quad 5.13$$

Où,  $\delta V_e[k] = V_e[k] - V_e^*$  est une petite perturbation, près du point d'équilibre. Le point d'équilibre  $V_e^*$  est attractif, si et seulement si, la pente de la courbe respecte la condition  $-1 < \frac{dg_e}{dV_e}(V_e^*) < 1$ .

Par définition,  $g_e(V_e)$  est une fonction croissante monotone,  $\frac{dg_e}{dV_e} > 0$ . Donc, la condition de

stabilité implique la vérification que  $\frac{dg_e}{dV_e}(V_e^*) < 1$ . En régime établi, la correction du volume assure un volume inspiré et expiré égal, permettant de maintenir un volume pulmonaire (CRF) constant.

### ***Validation expérimentale***

Le superviseur a été testé in vitro pour déterminer si l'algorithme converge et corrige les erreurs mesurables. Le système d'acquisition DSpace (DS1003 processor board, DS2201 I/O board) a été utilisé pour enregistrer précisément les signaux des potentiomètres des pompes expiratoire et inspiratoire. Quatre volumes courants ont été choisis pour refléter les conditions d'utilisation expérimentales, soit de 75 à 150 ml. Sur une période de 2 heures, la différence entre le volume inspiré et expiré ( $\Delta$ CRF) a été additionnée. Les résultats sont présentés dans le tableau 5.1. Fait à remarquer, l'écart type sur le signal inspiratoire est très représentatif de l'erreur de quantification (conversion analogique/numérique) de l'automate qui est de 0.14 ml. Donc, le superviseur présenté en équation dans cette section démontre son efficacité à corriger les erreurs mesurables.

**Tableau 5.1 – Résultats du test de validation du superviseur. Les valeurs mesurées sont exprimées en ml, accompagnées de leur écart type. La variable  $\Delta CRF$  est la différence entre le volume inspiré et expiré, additionnée sur une période de deux heures.**

Vt	V <sub>t</sub> inspiré	V <sub>t</sub> expiré	$\Delta CRF$
75	75.06 ± 0.16	75.09 ± 0.16	-14.3
100	100.16 ± 0.15	100.19 ± 0.43	-15.8
125	125.19 ± 0.17	125.19 ± 0.34	1.0
150	150.22 ± 0.15	150.31 ± 0.28	-31.1

### 5.2.3.2 Mode VCI/VCRPe

Pour le mode VCRPe, ce qui est modifié par le Superviseur est en réalité le volume inspiré ou expiré en ajustant le paramètre  $\Delta V$ . La conséquence sera une variation observable du niveau de la *Peep*. Par mesure de sécurité, cette variation sera limitée à 1 cm H<sub>2</sub>O par cycle (Manuel de service du Servo 300). En VLT (sur des agneaux) ceci représente une variation du volume inspiré ou expiré d'environ 5 à 10% du volume courant. Donc, l'équation 5.14 permet de déterminer la variation de la *Peep* ( $\Delta Peep$ ) en rapport avec l'erreur expiratoire calculée  $e_e[k]$  et la compliance dynamique mesurée  $C_{dyn}$ .

$$\Delta Peep[k+1] = \frac{e_e[k]}{C_{dyn}[k]} \quad (5.14)$$

Si  $\Delta Peep$  est supérieure à 1 cm H<sub>2</sub>O, la variation est fixée à 1 cm H<sub>2</sub>O et l'erreur est ajustée en conséquence (voir les équations 5.15 et 5.16). Dans le cas contraire, la variation du volume pulmonaire  $\Delta V$  est proportionnelle à l'erreur  $e_e[k]$  et cette dernière est mise à zéro.

$$\Delta V[k+1] = \begin{cases} C_{dyn}[k] & \text{si } \Delta Peep > 1 \text{ cmH}_2\text{O} \\ e_e[k] & \text{si } \Delta Peep \leq 1 \text{ cmH}_2\text{O} \end{cases} \quad (5.15)$$

$$e_e[k] = \begin{cases} e_e[k] - \Delta V[k+1] & \text{si } \Delta Peep > 1 \text{ cmH}_2\text{O} \\ 0 & \text{si } \Delta Peep \leq 1 \text{ cmH}_2\text{O} \end{cases} \quad (5.16)$$

### 5.3 Régulateur en pression (mode expiratoire PCe et VCRPe)

#### 5.3.1 Structure détaillée

La structure générale présentée à la figure 5.9 est détaillée à la figure 5.11 pour présenter l'interaction entre les différents systèmes. Dans le chapitre précédent, les systèmes à commander (incluant les poumons, le circuit du respirateur et le moteur) ont été décrits. Ce travail a permis de déterminer la relation entre la commande  $U_e$  et le déplacement du piston dans la pompe.

Dans l'optique de réguler la pression dans la trachée, le contrôleur ajustera la commande  $U_e$  en fonction de la pression mesurée à la trachée  $P_{va}$  et de la référence demandée  $P_{ref}$ . Les perturbations indiquées sur cette figure viendront reproduire les bruits de mesure et les différents phénomènes que l'on pourra rencontrer expérimentalement. Un filtre passe-bas est présent pour filtrer les bruits de mesure.

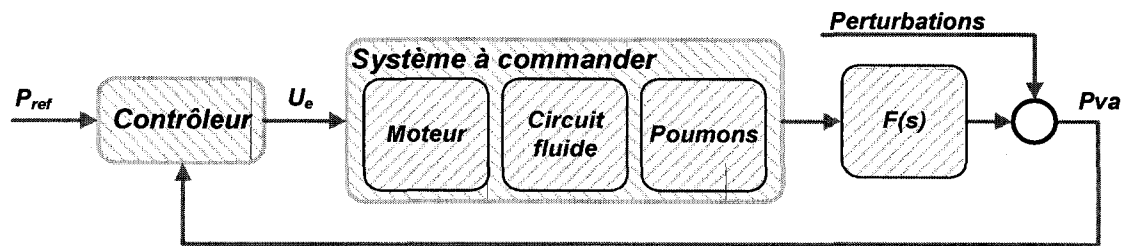


Fig. 5.11 – Structure détaillée de la régulation en pression.

#### 5.3.2 Description du système à commander

Pour le contrôle en volume des pompes à piston sur le respirateur liquidien, la fonction de transfert décrite dans le chapitre précédent, a été reprise dans ce chapitre à l'équation 5.17.

$$\frac{V_e(s)}{U(s)} = K \frac{1}{(\tau_{mec}s + 1)s} \quad (5.17)$$

Pour effectuer un contrôle en pression, l'équation 5.17 doit être réécrite pour faire apparaître en sortie le terme de pression dans la trachée  $P_{va}$ . Pour se faire, il faut multiplier la fonction de transfert 5.17 par l'expression analytique du système pulmonaire pour obtenir la relation 5.18. Le tableau 5.2 donne la valeur et la signification des différents paramètres de cette relation.

$$\frac{Pva(s)}{U_e(s)} = K \frac{R_{lineaire}s + E}{s(\tau_{mec}s + 1)} F(s) \quad (5.18)$$

Avec le système présenté à l'équation 5.18, on remarque la présence d'un zéro à  $E/R_L$  (typiquement au environ de 0.1 Hz) d'un pôle à zéro (intégrateur) et d'un pôle qui dépend de la constante de temps électromécanique du système (au environ de 8 Hz).

Tableau 5.2 – Valeur des différents paramètres

Paramètre	Description	Valeur	Unité
$K$	Gain	$-1.0 \times 10^{-5}$	--
$\tau_{mec}$	Constante mécanique du moteur	$1.81 \times 10^{-2}$	Secondes
$R_{lineaire}$	Résistance pulmonaire bornée	$1.08 \times 10^6$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
$E$	Élastance dynamique	$1.67 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O/m <sup>3</sup>

Le terme  $F(s)$  implique la présence de dynamiques supplémentaires, dont :

- *La dynamique du moteur.* Dans le chapitre précédent, le pôle du moteur électrique a été retiré du modèle, car ce dernier est dans les hautes fréquences (>1 kHz)
- *Les dynamiques non-modélisées au niveau pulmonaire.* Le débit instationnaire dans les voies respiratoires est un des aspects qui n'a pas été considéré.
- *Les retards purs causés par l'électronique de commande.* La fréquence d'échantillonnage  $f_e$  ajoute un déphase progressif qui mène inévitablement à -180 degrés à la fréquence  $f_e/2$ .
- *Les résonances dans le circuit fluide du respirateur.* Il a été observé que les propriétés des tubes flexibles peuvent ajouter des résonances dans le circuit fluide. Pour le circuit fluide, une dynamique de tube a été observée en basse fréquence. La figure 5.12 présente l'oscillation suite à un arrêt rapide de la consigne à la pompe.

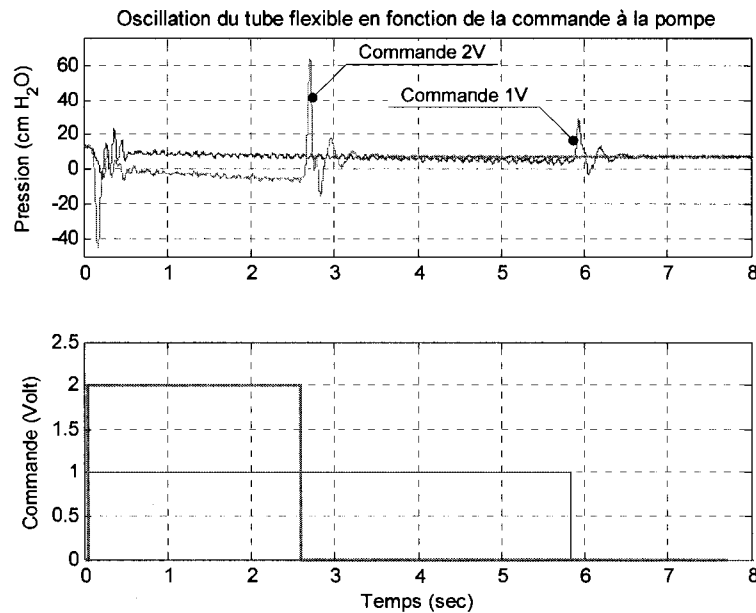


Fig. 5.12 Oscillation de la mesure de pression suite à l'arrêt de la pompe à piston

Cette oscillation est caractéristique d'un système de 2<sup>ème</sup> ordre, dont la fréquence de pulsation  $\omega_{pul} = 3.5$  Hz, avec un amortissement  $\zeta_{pul}$  d'environ 0.2. La fonction de transfert de cette dynamique est présentée à la relation 5.19. Cette perturbation est additive, donc  $F(s) = 1 + F_{pul}(s)$ .

$$F_{pul}(s) = \frac{K_{pul}s}{s^2 + 2\zeta_{pul}\omega_{pul}s + \omega_{pul}^2} \quad (5.19)$$

### 5.3.3 Analyse du système en boucle ouverte

#### 5.3.3.1 Lieu de Bode

Le lieu de Bode permet de tracer la réponse fréquentielle d'une fonction de transfert (en amplitude et en phase) en boucle ouverte. L'analyse du lieu de Bode permet de déterminer la marge de gain et la marge de phase. La marge de gain est le gain nécessaire pour avoir un retour en boucle fermée unitaire, lorsque la phase est égale à -180 degrés. Si le gain de boucle est supérieur à cette marge, le système sera instable en boucle fermée. La marge de phase, quant à elle, est la différence entre la phase et -180 degrés quand l'amplitude est 0 dB. Ces marges sont



des indicateurs de la robustesse du système. Pour assurer une bonne robustesse, une marge de phase entre 30-60 degrés est suggérée et la marge de gain doit être supérieure à 6 dB<sup>3</sup>.

La figure 5.13 présente le tracé du lieu de Bode de la fonction de transfert du système en 5.18 (sans tenir compte de la dynamique du tube). On note 4 domaines distincts :

1. De 0 à 0.1 Hz (présence du zéro) comportement intégrateur. En basse fréquence, l'intégrateur (1/s) introduit un déphase de -90 degrés et une pente sur le module de -20 dB/décade.
2. Du zéro au pôle mécanique, soit de 0.1 Hz à 8 Hz, gain constant. Le système mécanique vient moduler cette phase jusqu'à la fréquence associée à la constante de temps du système électromécanique, soit ~8 Hz.
3. 8 Hz et plus, comportement d'un système de 1<sup>er</sup> ordre. La phase est constante à -90 degrés et la pente sur le module est de -20 dB/décade.
4. 100 Hz et plus, toutes les dynamiques non-modélisées. À cause des différentes dynamiques hautes fréquences qui n'ont pas été modélisées ou qui ont été simplifiées, la phase devrait être en dessus des -90 degrés. Ces dernières réduisent la marge de phase et donc la robustesse du contrôle.

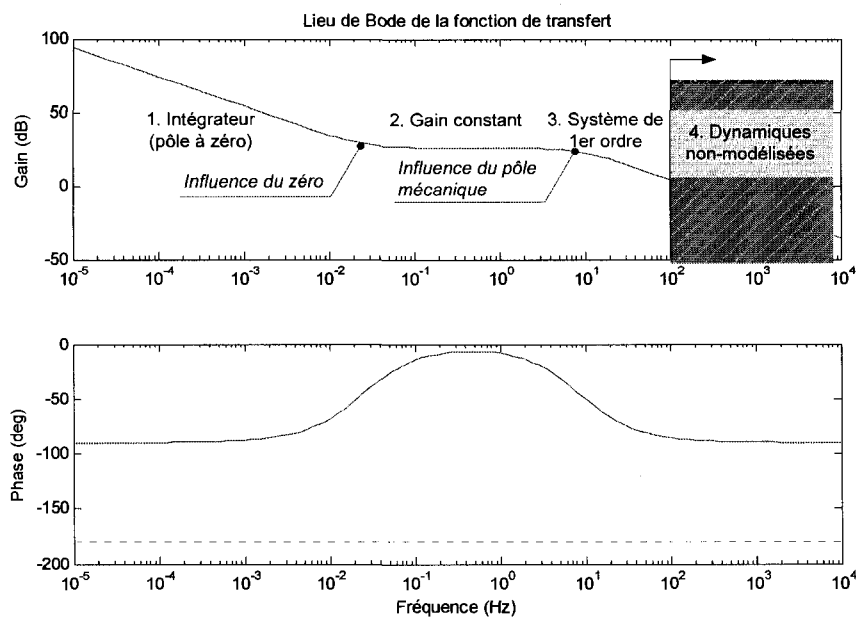


Fig. 5.13 – Lieu de Bode de la fonction de transfert du système incluant les poumons

Le lieu de Bode à la figure 5.14 présente différents cas selon le type de dynamique non-modélisée.

1. L'ajout d'un filtre passe-bas (Butterworth d'ordre 1, fréquence de coupure à 10 Hz) introduit un déphasage de -180 degrés en haute fréquence. Si le filtre est d'un ordre supérieur, la phase sera inférieure à  $-n \cdot 90$  degrés, où  $n$  est l'ordre du filtre.
2. L'ajout du pôle moteur a un léger impact sur le gain du système en boucle ouverte et il diminue la phase en haute fréquence.
3. Finalement, l'électronique de commande et d'acquisition numérique ajoute inévitablement des retards purs. Selon la fréquence d'acquisition sélectionnée ( $f_e = 2$  kHz, dans le cas de la figure 5.14) un déphase de -180 degrés est atteint à  $f_e/2$ .

Donc, la combinaison de ces différents cas peut amener rapidement la phase à -180 degrés et provoquer l'instabilité.

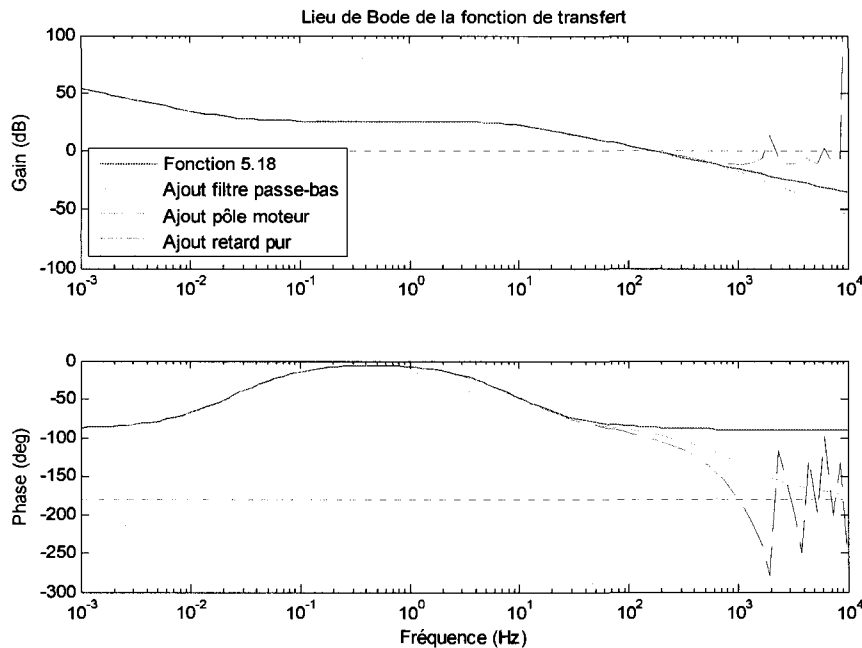


Fig. 5.14 – Réponse en fréquence du système en fonction de différentes dynamiques non-modélisées.

**Modification de la résistance des voies respiratoires**

Comme il a été décrit dans les chapitres précédents, l'expiration forcée en VLT peut entraîner des limitations du débit expiratoire. Ces limitations se traduisent par une augmentation marquée de la résistance des voies respiratoires menant dans le pire des cas, à un collapsus des voies respiratoires. Dans le chapitre 4, la résistance des voies respiratoires minimale, moyenne et maximale a été identifiée en VLT avec du PFOB et du PFDEC et le tableau 5.3 en présente les valeurs, pour des agneaux de 2-9 kg.

**Tableau 5.3 – Valeur des résistances minimale, moyenne et maximale pour le PFOB et le PFDEC, identifiées dans le chapitre 4 pour des agneaux de 2 à 9 kg. Les champs ombragés indiquent les valeurs de résistance minimale et maximale.**

Résistance	Poids	PFOB	PFDEC	Unité
$R_{\text{lineaire}}$ (min)	2.0 kg	$2.16 \times 10^5$	$2.94 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
	4.0 kg	$1.36 \times 10^5$	$1.85 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
	9.0 kg	$7.92 \times 10^4$	$1.08 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
$R_{\text{lineaire}}$ (moy)	2.0 kg	$1.71 \times 10^6$	$2.76 \times 10^6$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
	4.0 kg	$1.08 \times 10^6$	$4.74 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
	9.0 kg	$6.29 \times 10^5$	$7.52 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
$R_{\text{lineaire}}$ (max)	2.0 kg	$3.22 \times 10^6$	$1.21 \times 10^6$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
	4.0 kg	$2.03 \times 10^6$	$7.62 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>
	9.0 kg	$1.18 \times 10^6$	$4.44 \times 10^5$	cm H <sub>2</sub> O s/m <sup>3</sup>

Si l'on compare la valeur minimale et moyenne de la résistance avec le PFOB pour un agneau de 4 kg, on remarque que cette dernière varie d'un facteur 10. En contrepartie, les valeurs de résistance pour le PFDEC varient au maximum d'un facteur 3. Cette différence provient d'un écart type important au niveau de l'identification des paramètres de la résistance des voies respiratoires sur les données expérimentales pour le PFOB.

La figure 5.15 présente la conséquence d'une variation de la résistance sur la réponse en fréquence du système. On observe une augmentation du gain lorsqu'il y a une augmentation de la résistance. En référence à la fonction de transfert 5.18, ceci se traduit par une pression trachéale  $P_{va}$  plus importante pour une même consigne à la pompe  $U_e$ . Donc, une augmentation de la résistance des voies respiratoires agit comme une augmentation du gain de boucle. La littérature sur le sujet présente la même conclusion <sup>4</sup>.

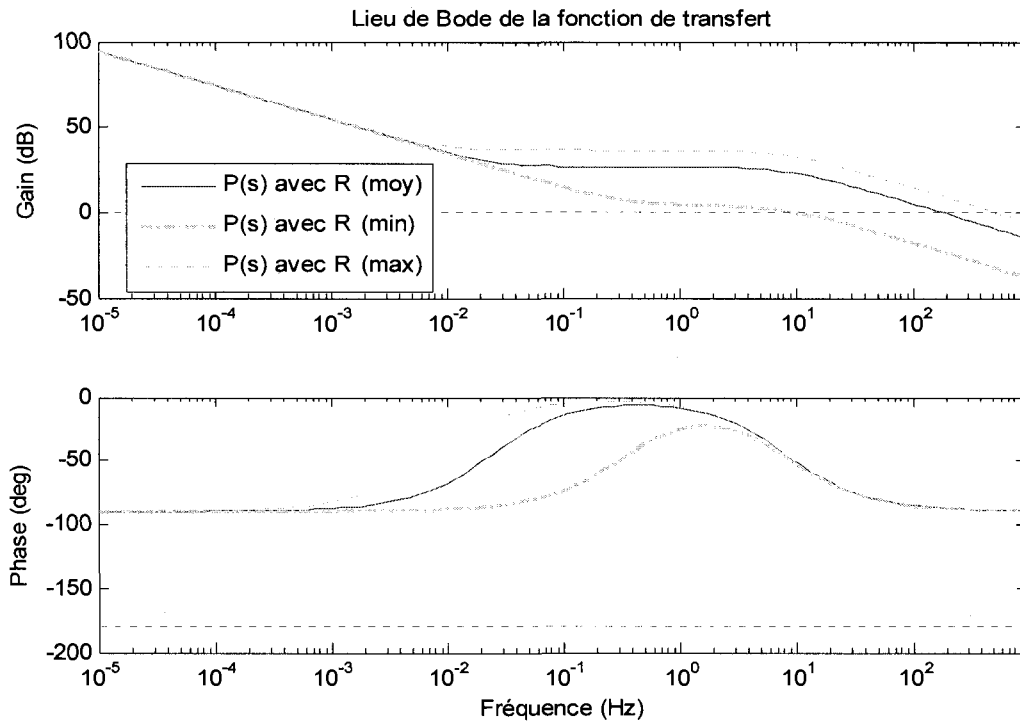
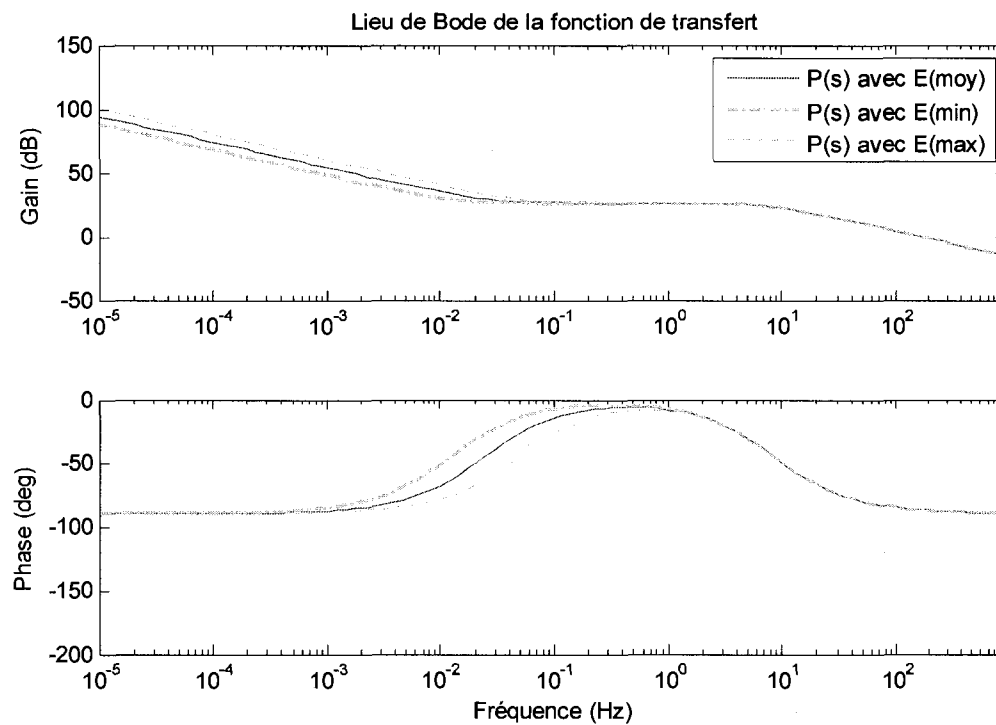


Fig. 5.15 – Lieu de Bode du système pour 3 valeurs de résistance (PFOB).  $R_{linéaire}(moy) = 1.08 \times 10^6 \text{ cm H}_2\text{O s/m}^3$ ,  $R_{linéaire}(min) = 7.92 \times 10^4 \text{ cm H}_2\text{O s/m}^3$ ,  $R_{linéaire}(max) = 3.22 \times 10^6 \text{ cm H}_2\text{O s/m}^3$ .

### Modification de l'élastance du système respiratoire

Le lieu de Bode présenté à la figure 5.16 présente l'effet d'une modification de l'élastance du système respiratoire. Dans le chapitre 4, le tableau 4.3 présente les valeurs de la compli-  
 ance dynamique calculée à partir des résultats expérimentaux. Ces valeurs sont de  $6.0 \pm 3.9 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{cm H}_2\text{O}$  (PFOB) et  $5.1 \pm 2.5 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{cm H}_2\text{O}$  (PFDEC) pour un agneau de 4 kg. Donc, pour tester l'impact d'un changement de la valeur moyenne de l'élastance pour le PFOB, elle a été divisée et multipliée par 2.

La phase et l'amplitude sont légèrement modifiées en basse fréquence, mais sans conséquence directe sur le gain et la phase en haute fréquence. Par conséquent, l'élastance aura peu d'impact sur la stabilité du système.



**Fig. 5.16 – Lieu de Bode du système pour 3 valeurs d'élastance (PFOB).  $E(\text{moy}) = 1.67 \times 10^5 \text{ cm H}_2\text{O/ m}^3$ ,  $E(\text{min}) = 0.83 \times 10^5 \text{ cm H}_2\text{O/ m}^3$ ,  $E(\text{max}) = 3.33 \times 10^5 \text{ cm H}_2\text{O/ m}^3$ ,**

### 5.3.4 Contrôleur proposé

#### 5.3.4.1 Critères de performances

Avant de définir le contrôleur, les critères de performances souhaités seront énumérés. Ces critères permettent de définir un cadre de fonctionnement acceptable pour le mode ventilatoire régulé en pression.

- Temps de stabilisation  $t_s < 1.0$  secondes à  $\pm 1$  cm H<sub>2</sub>O de la pression de référence.
- Dépassement maximal, -1 cm H<sub>2</sub>O. Au départ de l'expiration, le modèle nous indique une marge importante avant de rencontrer des problèmes au niveau de l'expiration. Expérimentalement, des pressions négatives relativement importantes dans la trachée ( $P_{va} < -5$  cm H<sub>2</sub>O) ont été rencontrées au début de l'expiration.
- Erreur en régime permanent  $\pm 1$  cm H<sub>2</sub>O.
- Consigne positive à l'expiration. Ce critère est une sécurité pour éviter de remplir les poumons.

La figure 5.17 présente la zone de commande pour le contrôleur à mettre en place. La réponse du système en boucle fermée devra être à l'intérieur des limites prescrites par les critères de performance.

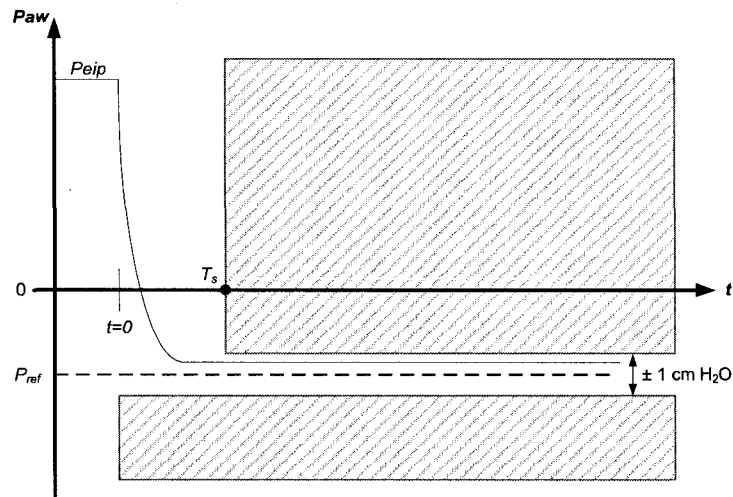


Fig. 5.17 – Zone de commande pour le contrôleur à mettre en place

### 5.3.4.2 Contrôleur

Le système à commander pour effectuer un contrôle en pression, est un système stable (pôle et zéro à gauche de l'axe imaginaire) dont le pôle du système mécanique est rapide, mais avec un zéro très lent.

$$P(s) = \frac{Pva(s)}{U_e(s)} = K \frac{R_{\text{lineaire}}s + E}{s(s + p_m)} F(s) \quad (5.20)$$

Par la suite, on considère le cas où  $F(s) = 1$  (sans les dynamiques non-modélisées). Pour effectuer un placement de pôle, le contrôleur suivant doit être mis en place <sup>5</sup>.

$$C(s) = \frac{s_0s + s_1}{s + r} \quad (5.21)$$

La multiplication de la fonction de transfert du contrôleur par le système à commander nous donne la fonction de transfert du système en boucle ouverte  $L(s)$ .

$$L(s) = C(s)P(s) \quad (5.22)$$

Pour ce système à minimum de phase, un pôle en boucle fermée doit être ajouté et ce dernier doit être légèrement plus rapide que le zéro. Le système à commander avec son contrôleur en boucle fermée donne la fonction de sensibilité complémentaire suivante;

$$T(s) = \frac{L(s)}{1 + L(s)} = \frac{(R_{\text{lineaire}}s + E)(s_0s + s_1)}{s(s + p_m)(s + r) + (R_{\text{lineaire}}s + E)(s_0s + s_1)} \quad (5.23)$$

Les 3 pôles en boucle fermée peuvent être placés selon les paramètres  $s_0$ ,  $s_1$  et  $r$ . Sans perte de généralité, ces 3 pôles seront un pôle simple sur l'axe réel à  $-1/\alpha\omega_0$ , et deux pôles qui peuvent être réels ou complexes conjugués, d'amortissement  $\zeta$  et de pulsation naturelle  $\omega_0$ . Pour spécifier l'emplacement de ces 3 pôles en boucle fermée afin de rencontrer les critères de performances établis, la forme du dénominateur de la fonction de sensibilité complémentaire  $T(s)$  est fixée par le polynôme représenté par l'équation 5.24.

$$(s + \alpha\omega_0)(s^2 + 2\zeta\omega_0s + \omega_0^2) \quad (5.24)$$

Dans la relation 5.24,  $\omega_0$  est la bande passante souhaitée du système en boucle fermée et  $\zeta$  est l'amortissement du système. Afin de déterminer la valeur du pôle et du zéro du contrôleur, l'égalité suivante doit être résolue;

$$s(s + p_m)(s + r) + K(R_{\text{lineaire}}s + E)(s_0s + s_1) = (s + \alpha\omega_0)(s^2 + 2\zeta\omega_0s + \omega_0^2) \quad (5.25)$$

En isolant les termes  $r$ ,  $s_0$  et  $s_1$ , on trouve les relations 5.26 à 5.28 (plus de détails sont fournis en annexe C).

$$r = \frac{R_{\text{lineaire}}^2 \alpha \omega_0^3 - R_{\text{lineaire}} E (2\zeta\alpha + 1) \omega_0^2 + E^2 (2\zeta + \alpha) \omega_0 - E^2 p_m}{E(E - p_m R_{\text{lineaire}})} \quad (5.26)$$

$$s_0 = \frac{-R_{\text{lineaire}} \alpha \omega_0^3 + E(2\zeta\alpha + 1) \omega_0^2 - p_m E(2\zeta + \alpha) \omega_0 + p_m^2 E}{E(E - p_m R_{\text{lineaire}})} \quad (5.27)$$

$$s_1 = \frac{\alpha \omega_0^3}{E} \quad (5.28)$$

Les paramètres  $R_{\text{lineaire}}$ ,  $E$  et le pôle moteur  $p_m$  sont connus et le seul paramètre à déterminer est la variable  $\alpha$ . Cette valeur est critique pour assurer un contrôleur stable. Si on réarrange les équations 5.26 et 5.27, les relations suivantes sont obtenues.

$$\alpha_r = \frac{R_{\text{lineaire}} E \omega_0^2 - 2E^2 \zeta \omega_0 + E^2 p_m}{R_{\text{lineaire}}^2 \omega_0^3 - 2R_{\text{lineaire}} E \zeta \omega_0^2 + E^2 \omega_0} \quad (5.29)$$

$$\alpha_{s_0} = \frac{-E \omega_0^2 + 2E \zeta p_m \omega_0 - p_m^2 E}{2E \zeta \omega_0^2 - E p_m \omega_0 - R_{\text{lineaire}} \omega_0^3} \quad (5.30)$$

Pour avoir un contrôleur stable (pôle dans le demi-plan gauche), le  $\alpha$  sélectionné doit être inférieur au  $\alpha_r$  ( $\alpha < \alpha_r$ ). De plus, pour éviter d'avoir un zéro dans le demi-plan droit, le  $\alpha$  doit être supérieur à  $\alpha_{s_0}$  ( $\alpha > \alpha_{s_0}$ ). Donc, le paramètre  $\alpha$  doit être dans l'intervalle  $\alpha_{s_0} < \alpha < \alpha_r$  pour obtenir un contrôleur stable.

Dans la relation 5.25,  $\omega_0$  est la bande passante du système souhaitée en boucle fermée et  $\zeta$  est l'amortissement du système. Sachant que les dépassements ne sont pas permis, la variable d'amortissement  $\zeta$  est fixée à 1. Ainsi, tous les pôles de la fonction de transfert en boucle fermée sont réels. La bande passante du système à commander (la pompe à piston) est aux environs de 8 Hz. Par conséquent, la bande passante du système en boucle fermée devrait être inférieure à



cette valeur pour éviter de solliciter inutilement l'actionneur. De plus, la pompe ne doit pas réagir inutilement au bruit de mesure. Donc, la bande passante souhaitée du système en boucle fermée a été fixée à 5 Hz ( $\omega_0 = 31.42$  rad/s).

Pour le PFOB, la résistance des voies respiratoires moyenne chez un agneau de 4 kg,  $R_{lineaire} = 1.08 \times 10^6$  cm H<sub>2</sub>O s/m<sup>3</sup> (voir le tableau 5.3) et  $E = 1.67 \times 10^5$  cm H<sub>2</sub>O/m<sup>3</sup> (voir le tableau 4.3). Le terme  $\alpha$  doit être dans l'intervalle  $0.00232 < \alpha < 0.00495$  pour obtenir un contrôleur stable et la valeur choisie pour  $\alpha = 0.0049$ . Prendre cette valeur permet de positionner un pôle près du zéro très lent, ce qui annule l'effet du zéro.

Pour le PFDEC, la résistance moyenne des voies respiratoire  $R_{lineaire} = 4.75 \times 10^5$  cm H<sub>2</sub>O s/m<sup>3</sup> (voir le tableau 5.3) et  $E = 1.98 \times 10^5$  cm H<sub>2</sub>O/m<sup>3</sup> (voir le tableau 4.3). Pour une bande passante  $\omega_0$  à 5 Hz, le terme  $\alpha$  doit être dans l'intervalle  $0.00636 < \alpha < 0.0137$  pour obtenir un contrôleur stable et la valeur choisie est 0.0137.

### 5.3.4.3 Analyse de la stabilité

La figure 5.18 présente le lieu de Bode du système à commander  $P(s)$  et du système  $L(s)$  (équation 5.22) en boucle ouverte. L'ajout du contrôleur modifie le gain de boucle du système, qui est maintenant inférieur à 0 dB autour de 5 Hz (la bande passant du système). Cette modification permet la présence d'un gain suffisant au niveau du contrôleur pour obtenir de bonne performance en boucle fermée. La phase est abaissée entre 0.1 Hz et 8 Hz (soit dans la zone où elle était initialement autour de 0 degré), mais elle reste supérieure à -180 degrés, ce qui ne modifie pas la robustesse du système.

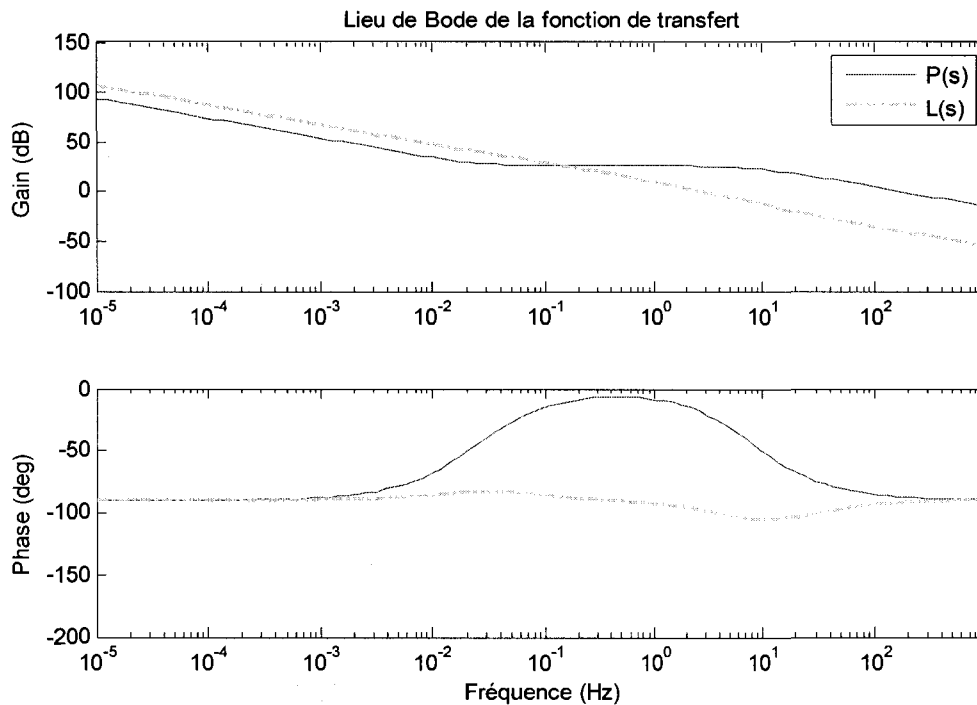


Fig. 5.18 – Lieu de Bode de  $P(s)$  et de  $L(s)$

Lors d'une modification importante de la résistance des voies respiratoires, la figure 5.15 indiquait une modification du gain de boucle. La figure 5.19 présente l'impact de la modification du gain de boucle sur le système. Une augmentation ou une diminution importante de la résistance ne modifie pas beaucoup le gain de boucle du système. Par contre, lors d'une diminution importante de la résistance le déphasage se rapproche de -180 degrés, mais en basse fréquence seulement et la marge de phase n'est pas modifiée. Cette constatation est importante, car le collapsus expiratoire se traduit par une augmentation marquée de la résistance, et ce phénomène ne semble pas affecter la marge de phase du système. Cependant, l'augmentation de la résistance augmente le gain du système, ce qui peut venir affecter la marge de gain, lorsque les dynamiques en haute fréquence entrent en jeu.

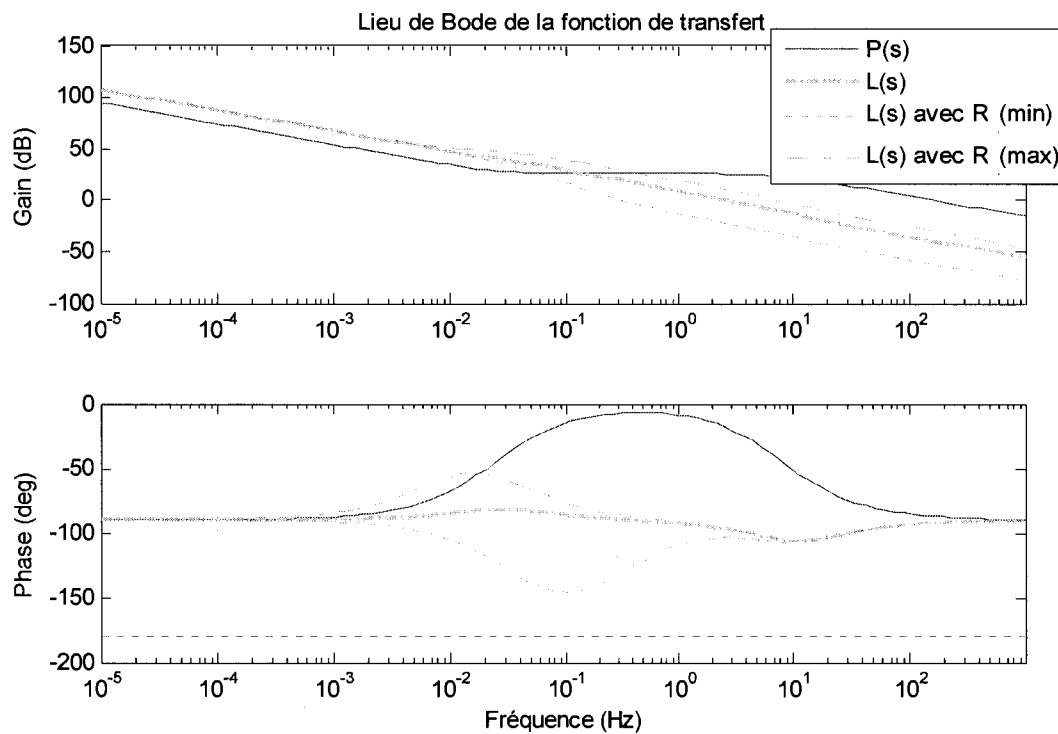


Fig. 5.19 – Lieu de Bode du système en boucle ouverte, suite à un changement de résistance des voies respiratoires.

Dans le cas où l'élastance du système respiratoire est modifiée, l'impact sur le gain de boucle pour le système à commander n'est pas significatif (voir la figure 5.16). La figure 5.20 présente l'influence d'un changement de l'élastance sur le système en boucle ouverte. De nouveau, le gain de boucle n'est pas affecté par ce changement. Par contre, le déphasage est modifié en basse fréquence, mais cela n'affecte pas la marge de phase disponible.

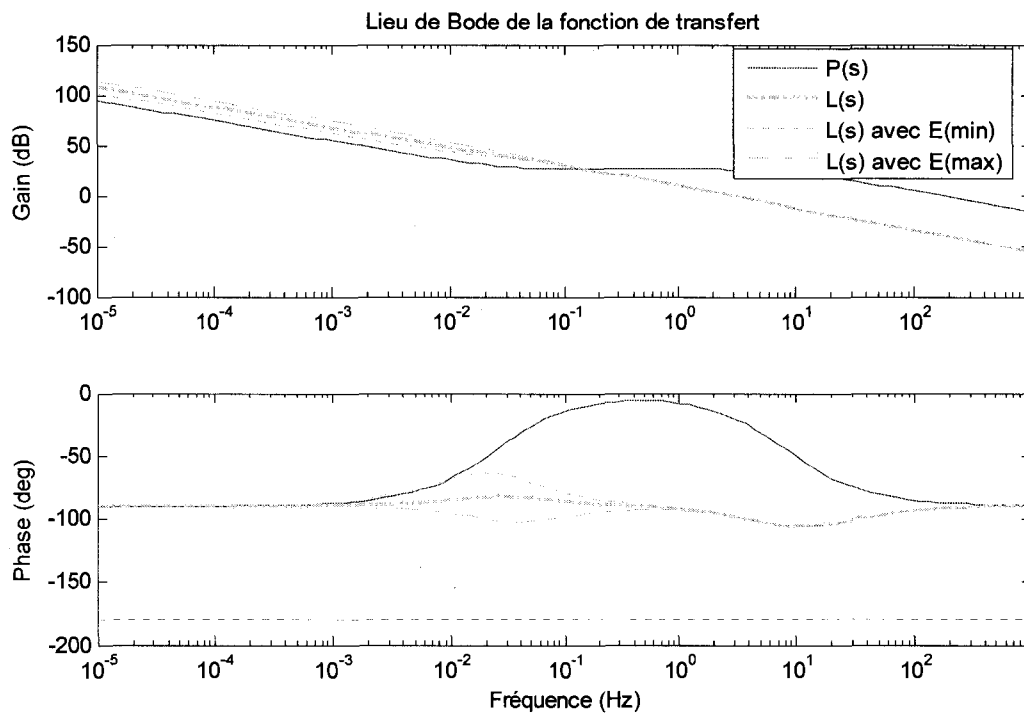
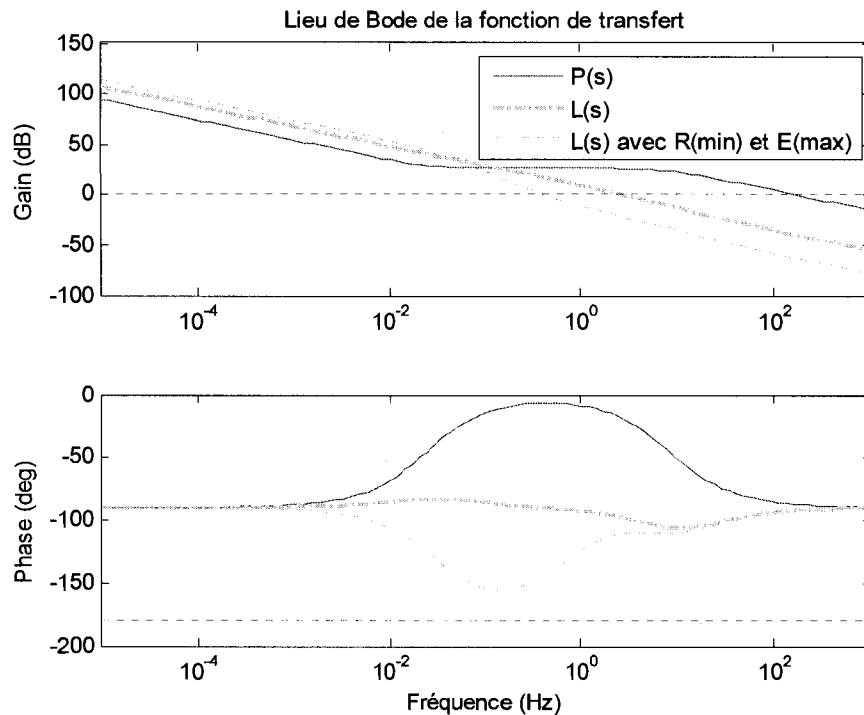


Fig. 5.20 - Lieu de Bode du système en boucle ouverte, suite à un changement de l'élastance pulmonaire.

La figure 5.21 présente les effets cumulés d'une diminution de la résistance et d'une augmentation de l'élastance. Cette fois, la marge de phase est modifiée et s'approche de -180 degrés, mais elle reste néanmoins aux environs de 30 degrés. Par conséquent, le système en boucle ouverte conserve sa robustesse.



**Fig. 5.21 – Lieu de Bode du système en boucle ouverte, suite à une augmentation de l'élastance et d'une diminution de la résistance pulmonaire.**

La figure 5.22 présente l'ajout d'un mode flexible (tubes flexibles sur le respirateur), avec un  $K_{pul} = 800$  (voir relation 5.19). En premier lieu, on remarque une forte modification de la phase à la fréquence de résonance du tube flexible (dans notre cas, 3.5 Hz). De plus, le gain de la fonction de transfert a été modifié, en comparaison de la fonction  $L(s)$  ( $\sim 10$ dB). Sachant que la bande passante du contrôleur a été fixée autour de 5 Hz, il est à anticiper que le gain statique du contrôleur soit trop important (d'un facteur minimum de 3).

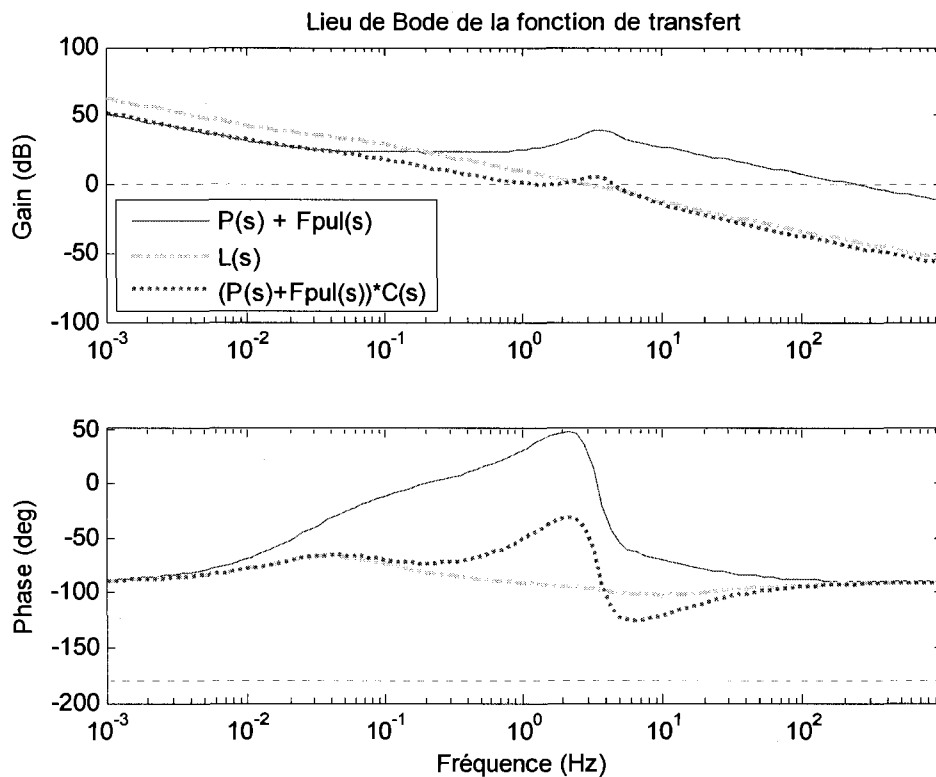


Fig. 5.22 – Ajout de perturbations qui prend en considération le dynamique des tubes flexibles, pour un gain  $K_{pul} = 800$ .

#### 5.3.4.4 Fonction de sensibilité et sensibilité complémentaire

La figure 5.23 présente la sensibilité  $S(s)$  et la sensibilité complémentaire  $T(s)$  du système en boucle fermée.

- La fonction de sensibilité en sortie  $S(s)$  indique la sensibilité de la sortie  $Pva$  aux perturbations sur cette sortie (bruit de mesure ou autre).
- La sensibilité complémentaire  $T(s)$  détermine la relation entre la sortie du système  $Pva$  et la consigne  $P_{ref}$  ainsi que l'effet du bruit de mesure sur la sortie  $Pva$ .

Si on regarde de près la fonction de sensibilité  $S(s)$ , les perturbations en haute fréquence sur la sortie  $Pva$  ( $> 3$  Hz) affectent la sortie du système  $Pva$  (gain de 0 dB). Par contre, les perturbations en basse fréquence au niveau des entrées ( $< 1$  Hz) seront atténuées car le gain dans

cette région est très faible. La présence de l'intégrateur au niveau de la fonction de transfert du système à commander, favorise ce gain très faible.

La courbe de sensibilité complémentaire, quant à elle, diminue rapidement en deçà de 5 Hz. Pour des perturbations basses fréquences sur la sortie, le système sera en mesure de compenser, car la bande passante du système en boucle fermée est inférieure à la bande passante de l'actionneur (8 Hz). De plus, les perturbations en haute fréquence seront filtrées par la boucle d'asservissement. Il n'est donc pas nécessaire d'ajouter un filtre supplémentaire pour retirer les bruits de mesure. Finalement, la valeur de  $T(s=0)$  est égal à 0 dB, permettant l'obtention d'une erreur nulle en position lorsque le temps  $t \rightarrow \infty$ .

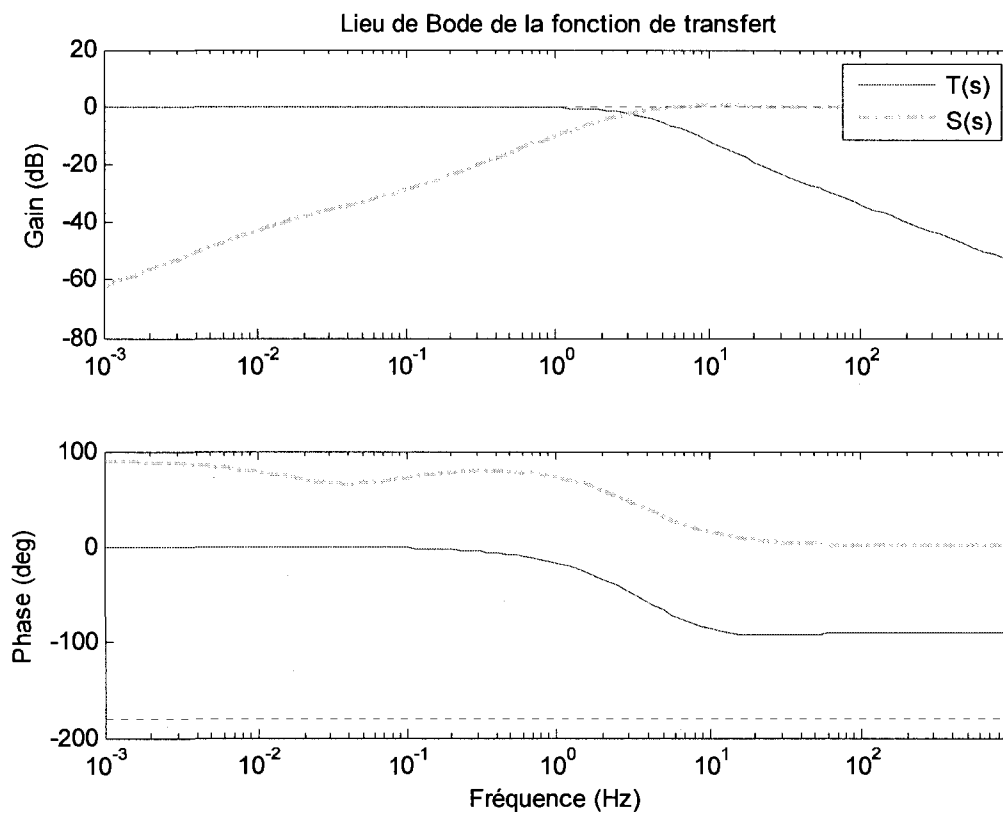


Fig. 5.23 – Sensibilité  $S(s)$  et sensibilité complémentaire  $T(s)$  du système en boucle fermée

### 5.3.4.5 Simulations numériques

Les simulations numériques ont été effectuées avec le modèle linéaire. La figure 5.24 illustre la réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne pour différentes valeurs de résistance des voies respiratoires.

- **Résistance moyenne ( $R_{\text{linéaire moy}}$ )** : Puisque les paramètres du contrôleur sont calculés à partir de cette valeur, la réponse du système est à l'intérieur des bornes définies par les différents critères établis.
- **Résistance maximale ( $R_{\text{linéaire max}}$ )** : Pour une augmentation significative de la résistance, la réponse du système reste à l'intérieur des critères de performance fixés. On remarque au départ de l'expiration un petit dépassement de la pression de référence, mais le comportement du système répond aux critères établis.
- **Résistance minimale ( $R_{\text{linéaire min}}$ )** : Le contrôleur mis en place permet une diminution de la résistance  $R_{\text{linéaire}}$  d'un facteur 4 avant de rencontrer des dépassements de la consigne et présenter des oscillations. Pour le PFOB, les résistances des voies respiratoires minimale et moyenne identifiées présentent un écart de 13. De plus, pour la valeur de la résistance minimale le débit expiratoire est supérieur à 60 ml/s, ce qui n'a jamais été rencontré en expérimentation animale. Si on regarde de près la variation de la résistance pour le PFDEC, cette dernière varie d'un facteur 4 (entre la résistance minimale et moyenne). Alors, il est plus réaliste d'utiliser cet écart pour le PFOB.

L'écart type important sur la valeur de la résistance est associé à la présence de collapsus expiratoire, qui font grimper la valeur de la résistance initiale. Puisque tous les cycles n'ont pas été analysés individuellement, les collapsus gonflent artificiellement la valeur de l'écart type.

La figure 5.25 présente la réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne pour différentes valeurs d'élastance. Une variation de l'élastance ne présente pas de problème d'oscillation, rencontrée avec une modification importante de la résistance.



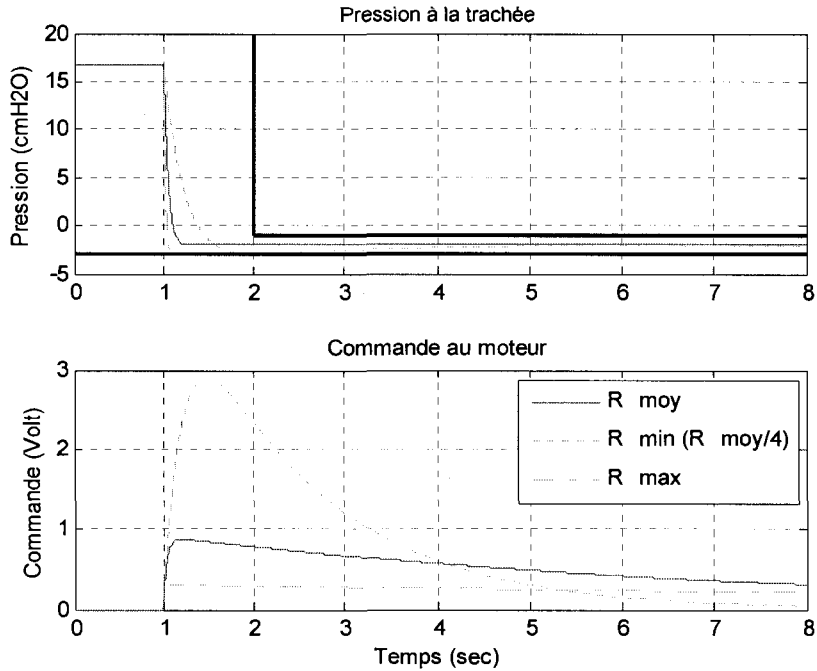


Fig. 5.24 - Réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne pour différentes valeurs de résistance des voies respiratoires.

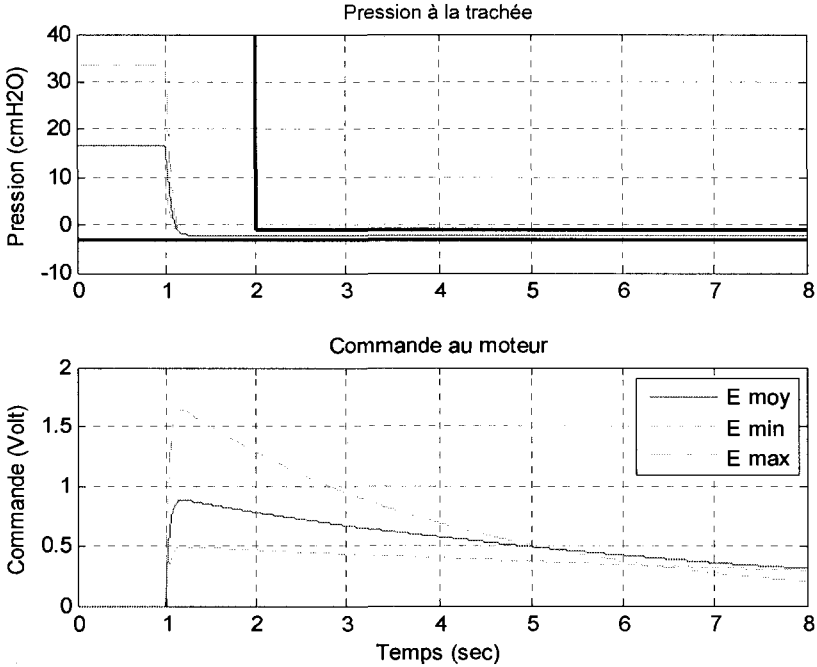


Fig. 5.25 - Réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne pour différentes valeurs d'élastance.

Dans le cas plus critique présenté à la figure 5.21 ( $R_{\text{lineaire}} = R_{\text{lineaire}}(\text{moy})/4$  et  $E = 3.33 \times 10^5$  cm H<sub>2</sub>O/m<sup>3</sup>), la réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne est tracée à la figure 5.26. Dans ce cas, on observe un dépassement de la consigne de  $\sim 4$  cm H<sub>2</sub>O (au environ de 2 secondes). Ce dépassement n'est pas souhaité, mais en début d'expiration il n'est pas critique parce que la pression au niveau pulmonaire est suffisante pour conserver les voies respiratoires ouvertes. De plus, il a été démontré dans le chapitre 3, qu'une pression négative plus importante peut être tolérée dans la trachée au début de l'expiration lorsque la pression alvéolaire est plus élevée (voir figure 3.9).

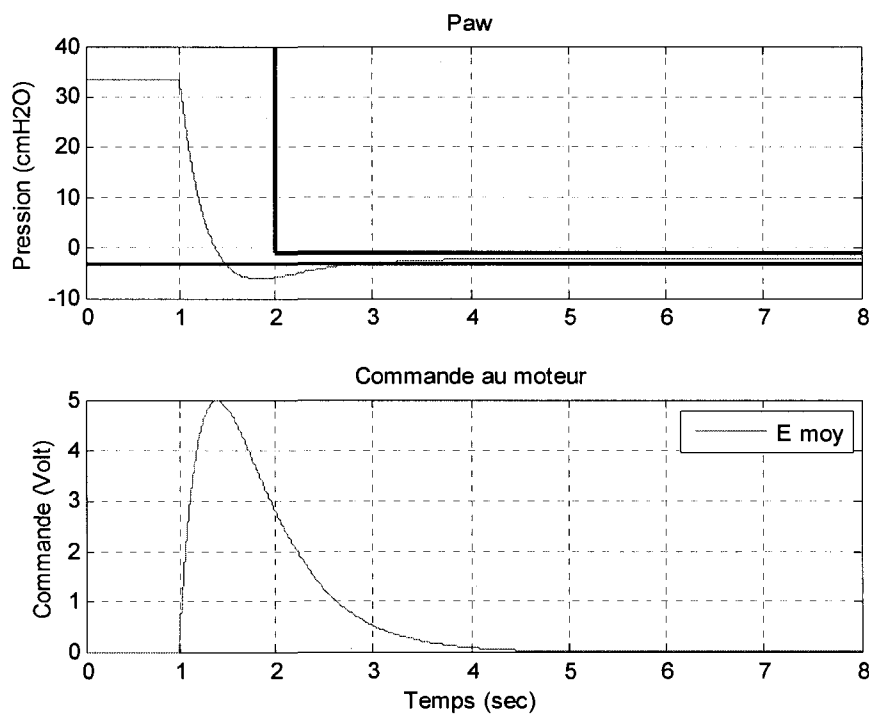


Fig. 5.26 - Réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne pour le cas présenté à la figure 5.21

Pour valider la réduction du bruit de mesure, un bruit blanc a été ajouté sur la mesure de la pression dans les voies respiratoires (bruit blanc, variance = 0.5,  $T_s = 0.001$  seconde). Le résultat numérique de ce test est présenté à la figure 5.27. Malgré la présence de ce bruit, la commande fournie par le contrôleur  $C(s)$  est presque exempte de bruit. Donc, le système en boucle fermée

filtre bien les bruits de mesure. Ce résultat est conforme à la réponse de  $T(s)$  et des spécifications  $\omega_0$  et  $\zeta$ .

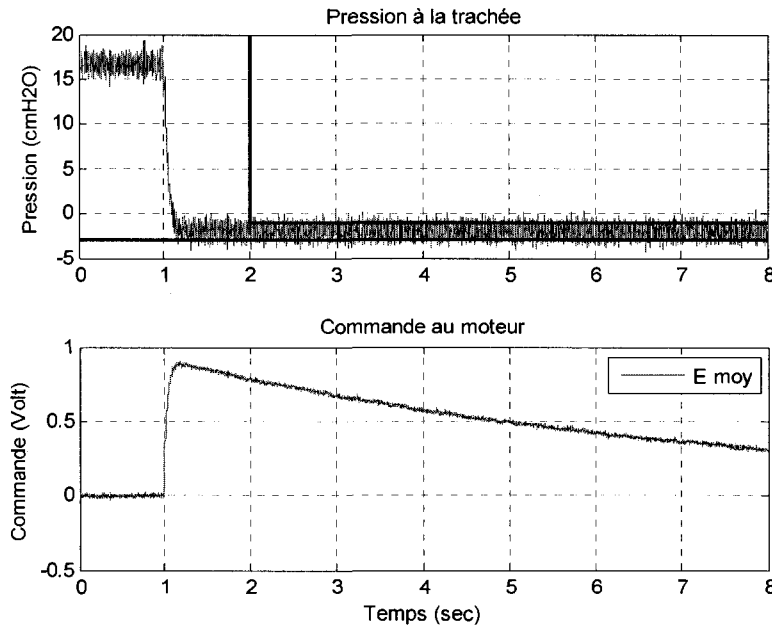


Fig. 5.27 – Réponse du système en boucle fermée, en ajoutant un bruit sur la mesure de la pression trachéale.

### 5.3.4.6 Simulation numérique du système non-linéaire

Les simulations ont été effectuées avec le modèle non-linéaire, reproduisant le collapsus expiratoire. Avant de présenter la réponse du système, la figure 5.28 présente le volume expiré en fonction du temps pour les différentes pressions de référence. La variation du volume expiré tend à suivre une décroissance exponentielle. Donc, la régulation en pression permet de générer en temps réel le profil expiratoire, comme il a été démontré dans le chapitre 3, sans avoir besoin au préalable de définir un profil (comme c'est le cas pour le contrôle en volume).

Pour une pression de référence entre 0 et -10 cm H<sub>2</sub>O, il n'y a pas de différence majeure au niveau du volume expiré pour un temps d'expiratoire de 8 secondes. Cependant, si le volume à expirer demandé est de 90 ml, il est possible de retrancher 1 seconde sur le temps expiratoire si on fixe la pression de référence à -10 cm H<sub>2</sub>O en comparaison d'un consigne à 0 cm H<sub>2</sub>O. Si la pression de référence est à 5 cm H<sub>2</sub>O, il sera alors impossible de retirer le volume courant demandé. Donc, la pression de référence a une incidence sur la durée de l'expiration pour un

volume courant choisi, mais ce choix se fait au compromis du risque de rencontrer un collapsus expiratoire.

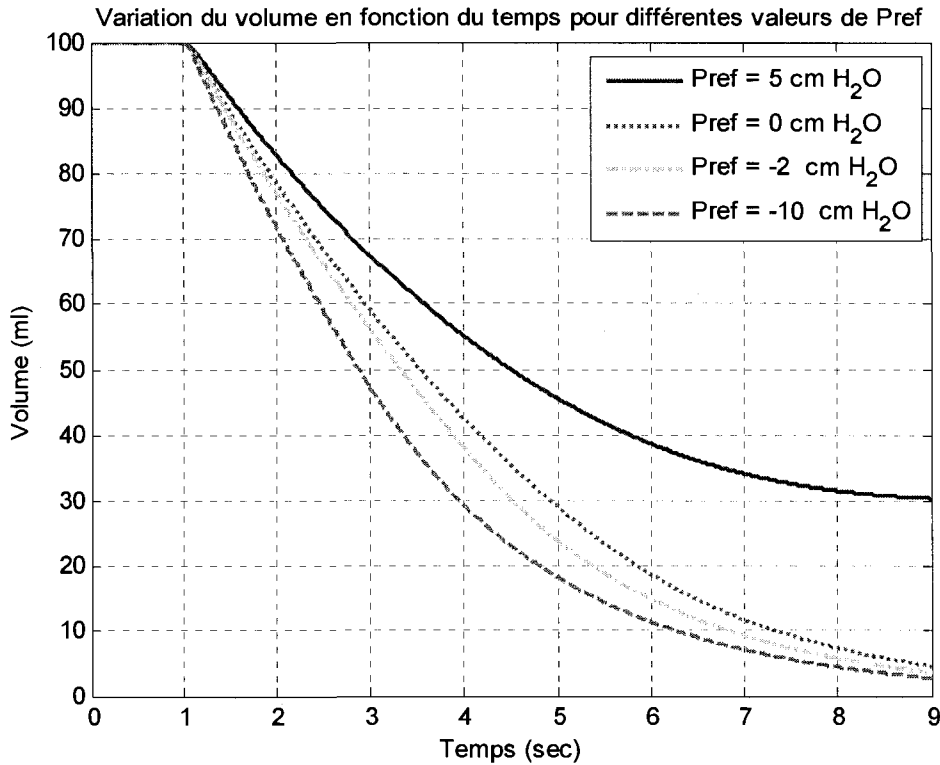


Fig. 5.28 – Variation du volume expiré en fonction du temps pour différentes pressions de référence.

La figure 5.29-A, présente la réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne, pour une pression de référence à 5 cm H<sub>2</sub>O. La réponse est conforme aux spécifications de départ. Le plan de phase (figure 5.29-B) est le tracé du débit expiratoire imposé  $\dot{V}_e$  dans les voies respiratoires en fonction du volume expiré  $V_e$ . Le tracé commence (T = 1 seconde) ( $\dot{V}_e, V_e$ ) = (0 ml/s, 100 ml) et se termine à T = 9 secondes. De plus, le débit limite expiratoire  $\dot{V}_{e_{LM}}$  (voir la relation 4.4) calculé à partir du modèle théorique est tracé sur cette figure. On remarque que le débit expiratoire est largement supérieur au débit limite. Par conséquent, il y a peu de risque de rencontrer ou de provoquer un collapsus expiratoire.

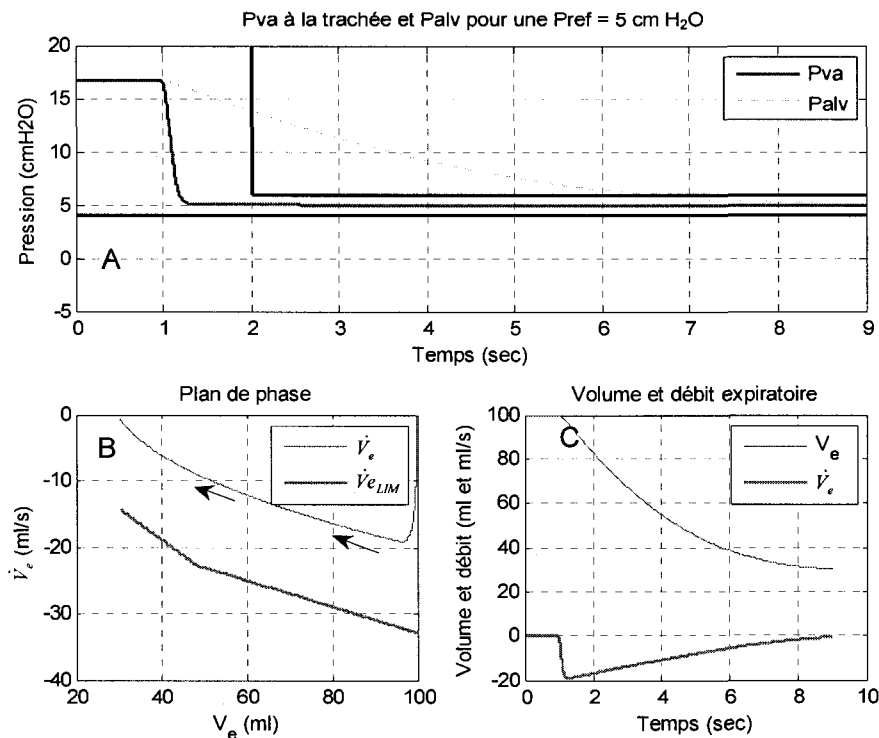


Fig. 5.29 - Réponse du système en boucle fermée en utilisant le modèle pulmonaire non-linéaire de type collapsus. La pression de référence est à 5 cm H<sub>2</sub>O.

La figure 5.30-A présente la réponse du système en boucle fermée suite à un échelon de consigne, pour une pression de référence à 0 cm H<sub>2</sub>O. De nouveau, la réponse du système est conforme aux exigences définies. Le changement important se situe au niveau du plan de phase. Dans la figure précédente, le débit expiratoire était à une bonne distance du débit limite. Sur la figure 5.30-B, on remarque pour les 20 derniers millilitres de volume à expirer, que le débit expiratoire est confondu avec la courbe du débit limite. En termes de pression alvéolaire, à une  $P_{alv}$  de 2.5 cm H<sub>2</sub>O, le risque de provoquer un collapsus est plus important. Cependant, en simulation la régulation en pression ne montre pas de signe apparent de collapsus. Un autre changement notable se situe au niveau du volume expiré : pour une pression de référence à 0 cm H<sub>2</sub>O, il est possible de retirer plus de liquide dans le même laps de temps, comme le démontre la figure 5.30-C.

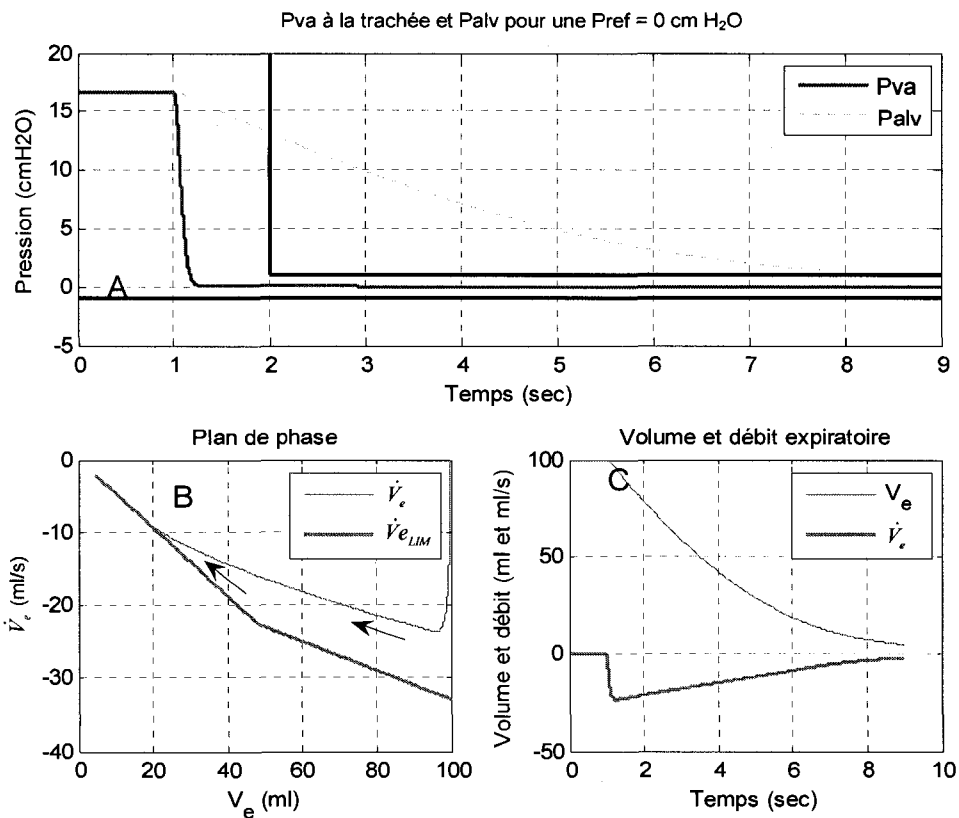


Fig. 5.30 - Réponse du système en boucle fermée en utilisant le modèle pulmonaire non-linéaire de type collapsus. La pression de référence  $P_{ref} = 0 \text{ cm H}_2\text{O}$ .

Si on impose une pression de référence  $P_{ref} = -10 \text{ cm H}_2\text{O}$ , la figure 5.31 présente la réponse du système. L'élément important à regarder est le plan de phase : lorsque la pression de référence est basse, le débit expiratoire est constamment à la limite de ce que les voies respiratoires peuvent supporter. Donc, à l'expiration cette pression pose beaucoup de risque pour le développement d'un collapsus. De plus, le volume expiré des poumons (figure 5.31-C) n'est pas plus important, en comparaison d'une pression de référence à  $0 \text{ cm H}_2\text{O}$ .

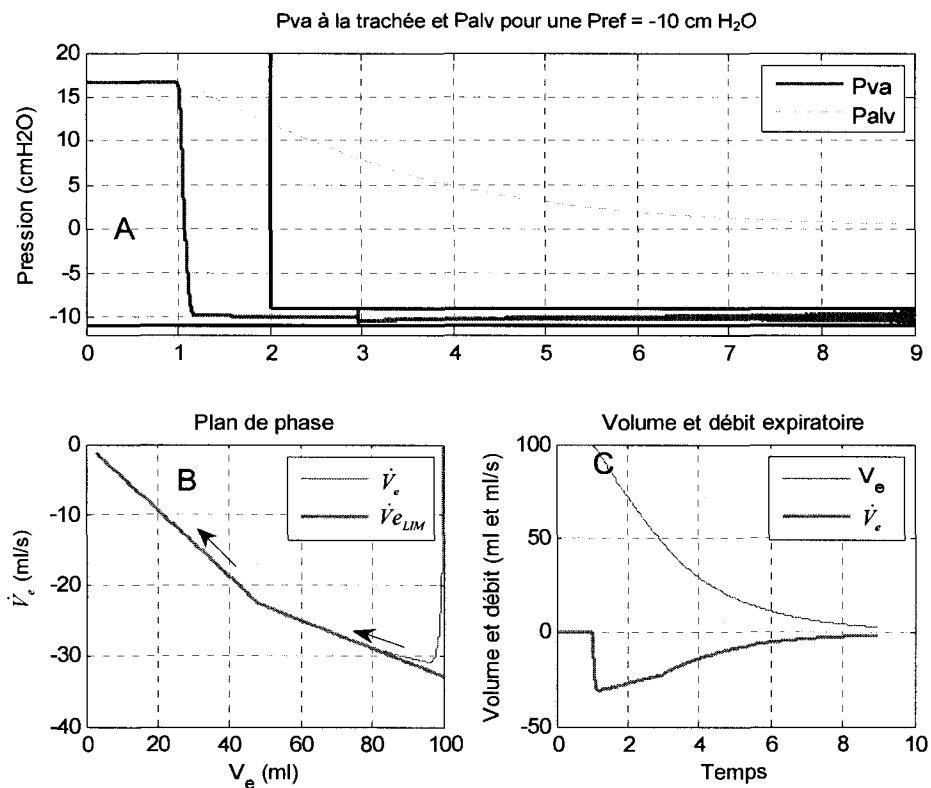


Fig. 5.31 - Réponse du système en boucle fermée en utilisant le modèle pulmonaire non-linéaire de type collapsus. La pression de référence  $P_{ref} = -10$  cm H<sub>2</sub>O.

Si on fixe la pression de référence à -2 cm H<sub>2</sub>O, la figure 5.32 présente la réponse du système. Sur la figure 5.32-B, le débit expiratoire atteint le débit limite à un volume de 30 ml. Ce volume correspond à une *Palv* de 5 cm H<sub>2</sub>O. En deçà de cette valeur, le débit expiratoire est supérieur au débit limite. En ventilation mécanique, une *Palv* aux environs de 5 cm H<sub>2</sub>O est couramment maintenue dans les poumons pour maintenir les alvéoles ouvertes. Par conséquent, une  $P_{ref}$  autour de -2 cm H<sub>2</sub>O semble un bon choix.

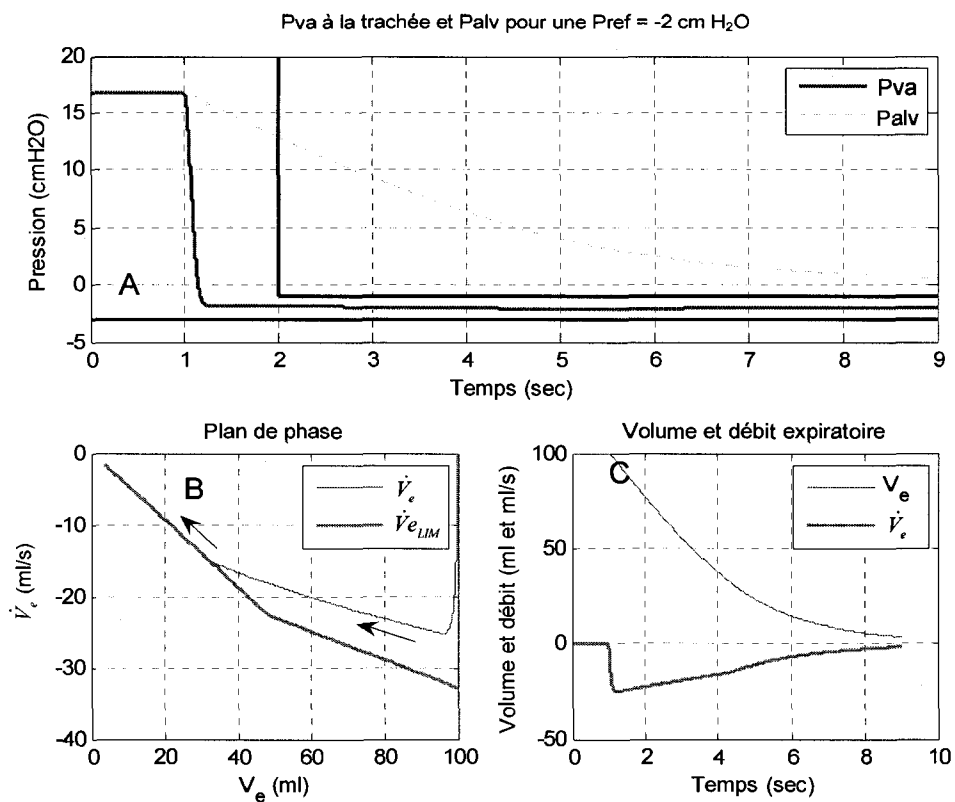


Fig. 5.32 - Réponse du système en boucle fermée en utilisant le modèle pulmonaire non-linéaire de type collapsus. La pression de référence  $P_{ref} = -2 \text{ cm H}_2\text{O}$ .

La figure 5.33 présente l'influence du gain statique du contrôleur sur la réponse du système. Une diminution du gain statique du tiers modifie le temps de stabilisation de la réponse. Sur le plan de phase, ceci se traduit par une atteinte plus progressive du débit expiratoire. Donc, le gain statique peut être ajusté pour limiter les variations rapides de la commande au départ de l'expiration et ainsi éviter l'excitation du mode flexible du tube.



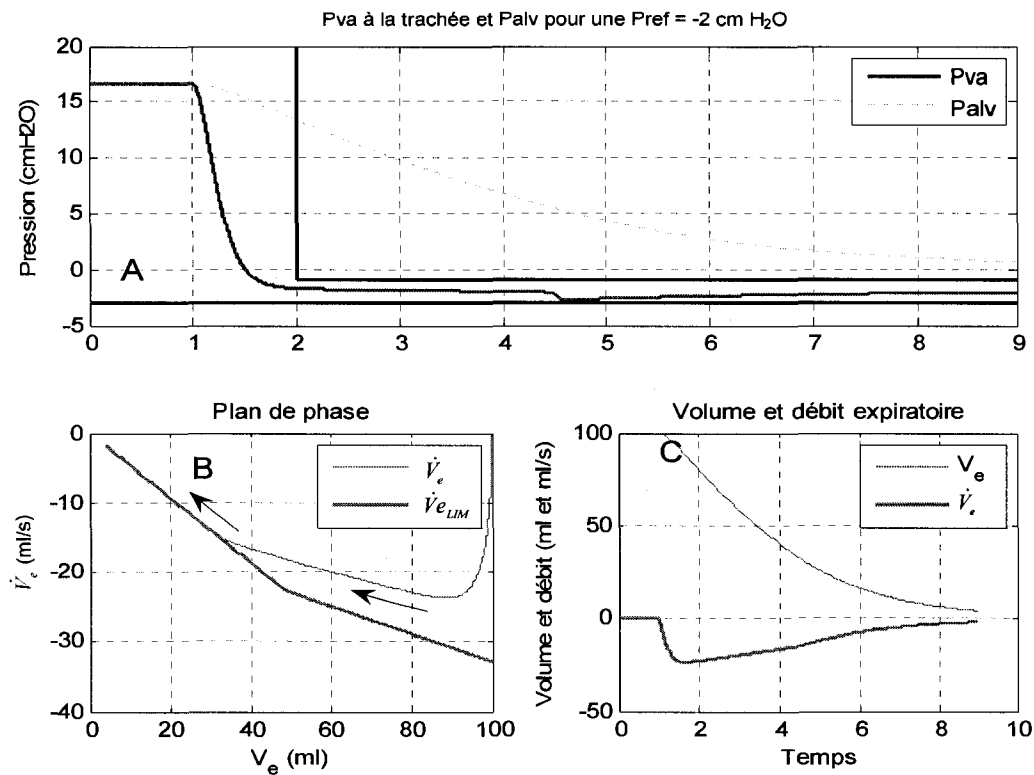


Fig. 5.33 - Réponse du système en boucle fermée en utilisant le modèle pulmonaire non-linéaire de type collapsus. La pression de référence  $P_{ref} = -2$  cm H<sub>2</sub>O et le gain statique du contrôleur a été multiplié par 0.3.

Dans tous les cas présentés, la régulation en pression permet d'éviter le développement d'un collapsus. Lorsque la pression commence à diminuer, le contrôleur compense immédiatement en diminuant le débit. Par contre, le clinicien aura la responsabilité de s'assurer que le temps expiratoire est suffisant pour retirer le volume demandé.

#### 5.3.4.7 Validation in vitro

Pour valider le contrôleur in vitro, le montage de la figure 5.34 a été assemblé pour représenter les poumons. Le tube de latex fait office de voie respiratoire et le réservoir offre une compliance constante, qui est égale à la section de ce dernier.

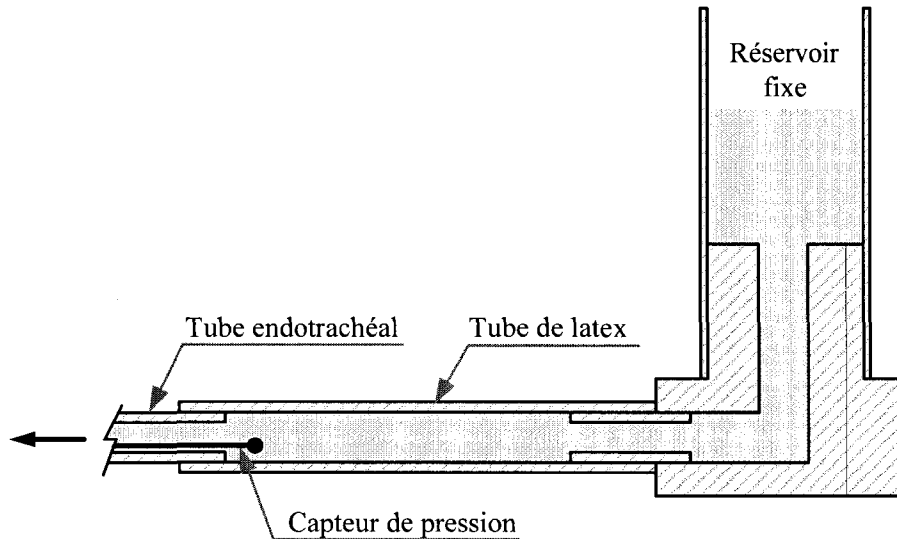


Fig. 5.34 – Montage in vitro pour tester le contrôleur proposé

Pour l'eau, la résistance du circuit du respirateur sont  $R_{C\_Max} = 7.48 \times 10^5 \text{ cm H}_2\text{O}\cdot\text{s/m}^3$ . L'élastance du montage (la section du réservoir fixe) est  $E = 8.55 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{cm H}_2\text{O}$  et la résistance du circuit de la figure 5.34 est  $R_{lineaire} = 7.50 \times 10^5 \text{ cm H}_2\text{O}\cdot\text{s/m}^3$  (voir en annexe C pour plus de détails). Avec ces valeurs, le terme  $\alpha$  doit être dans l'intervalle  $0.00178 < \alpha < 0.00500$  et la valeur choisie pour  $\alpha = 0.00499$ . Le contrôleur  $C(s)$  suivant a donc été mis en place;

$$C(s) = K_c \frac{0.018s + 1.34}{s + 0.050} \quad (5.31)$$

La pression de référence choisie est  $-2 \text{ cm H}_2\text{O}$ . Pour effectuer les tests in vitro, la plateforme de prototypage rapide DSpace a été utilisée (DS1003 processor board, DS2201 I/O board). Les entrées utilisées sont le signal de pression trachéale  $Pva$  et le volume dans la pompe  $V_e$ . La sortie est la commande  $U$  au servo-amplificateur du moteur de la pompe à piston. Un programme Simulink a ensuite été développé pour mettre en place le contrôleur et ce dernier contient la fonction de transfert présentée en 5.31.

Le premier résultat du test in vitro est présenté à la figure 5.35. Dans un premier temps, le gain statique du contrôleur a été réduit d'un gain  $K_c = 0.2$ . Cet ajustement est nécessaire pour assurer la stabilité du système en boucle fermée. En référence à la figure 5.22, il avait été démontré que

la dynamique de tube modifie le gain du système  $L(s)$  d'environ 10 dB (ou d'un facteur 3). Par conséquent, la nécessité de diminuer le gain statique du contrôleur peut s'expliquer par cette dynamique non considérée dans le calcul des paramètres du contrôleur. Si cet ajustement n'est pas fait, des oscillations sont présentes et ne permettent pas de faire un contrôle adéquat.

Pour une résistance du circuit importante (ajustement de la résistance variable sur le tube en latex), le temps de stabilisation pour atteindre la consigne est très court, soit en deçà de 1 seconde. Parce que la consigne varie rapidement au départ de l'expiration, la dynamique du tube flexible est présente et on observe au départ une oscillation de la pression trachéale et de la consigne à la pompe. Par la suite, la pression et la consigne se stabilisent. Malgré la présence d'un bruit de mesure important, la consigne est presque exempte de bruit et le système réussit à poursuivre la pression de référence.

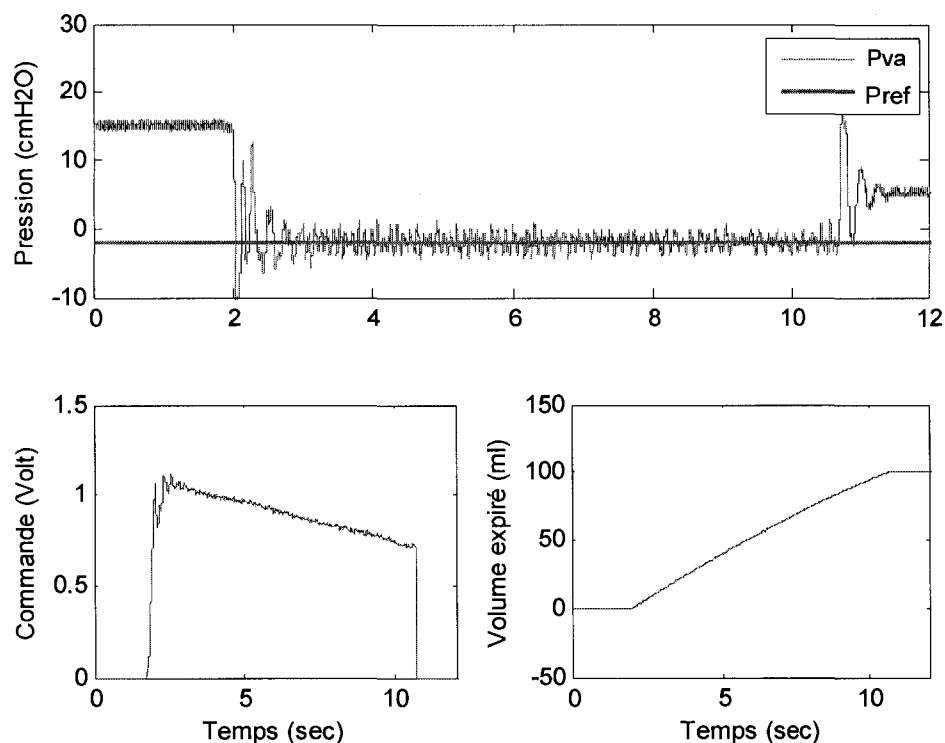


Fig. 5.35 – Résultat in vitro sur le montage expérimental pour une résistance  $R$  importante.

Si l'on diminue la résistance du tube en latex, la réponse de la figure 5.36 est obtenue. Le temps de stabilisation est de nouveau respecté, car il est en dessous de 1 seconde. Cependant, l'atteinte

de la pression de référence est plus progressive, comme l'a montré les résultats numériques (voir la figure 5.24). L'oscillation au départ de l'expiration est toujours présente, car la variation de la consigne à la pompe est rapide. Par contre, elle est fortement amortie et la commande ne présente pas d'oscillations et de dépassement. Dans tous les cas, le profil généré ressemble à une exponentielle.

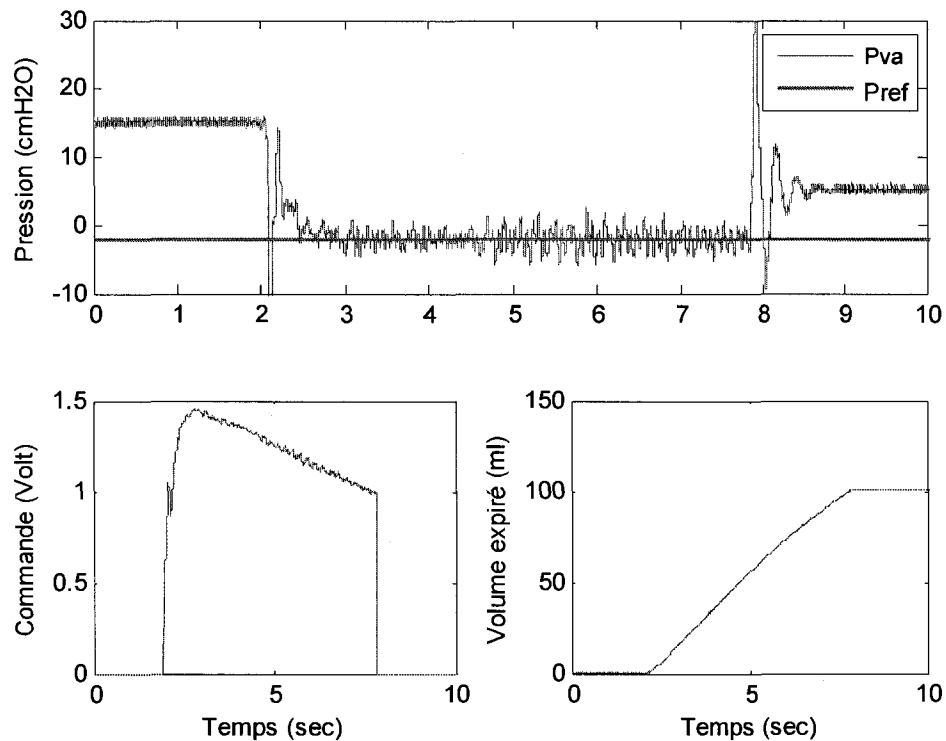


Fig. 5.36 - Résultat in-vitro sur le montage expérimental pour une résistance  $R_L$  faible.

Donc, le système de régulation en pression s'avère fonctionnel, même dans le cas d'une dynamique de tube flexible importante. De plus, malgré la présence de bruit de mesure, le contrôleur poursuit adéquatement la pression de référence demandée. Selon la résistance des voies respiratoires, la réponse du système varie de façon observable, mais elle répond aux critères de performances établis au départ. Pour l'instant, il n'y a pas de résultat in vivo pour valider le contrôleur proposé. Dans l'année 2007, ce contrôleur sera expérimenté in vivo.

## Références

1. Sekins KM, Nugent L, Mazzone M, Flanagan C, Neer L, Rozenberg A, et al. Recent innovations in total liquid ventilation system and component design. *Biomed Instrum Technol* 1999 May-Jun;33(3):277-84.
2. Costantino ML, Fiore GB. A model of neonatal tidal liquid ventilation mechanics. *Med Eng Phys* 2001 Sep;23(7):457-71.
3. Ogata K. *Modern Control Engineering*. 4th ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall; 2002.
4. [Reference to Simon] F, [Reference to Jenayeh] I, [Reference to Rake] H. Mechatronics in medical engineering: advanced control of a ventilation device. *Microprocessors and Microsystems* 2000/4/17;24(2):63-9.
5. Astrom KJ. Limitations on control system performance. *Eur J Control* 2000;6(1):2-20.

## 6 Conclusion

Depuis maintenant plusieurs années, la ventilation liquidienne totale (VLT) est à l'étude par quelques équipes à travers le monde. Mais l'un des freins à sa progression est l'absence d'un appareil (respirateur) permettant de ventiler efficacement les patients. Pour répondre à ce besoin, l'équipe Inolivent a conçu trois prototypes visant à permettre la recherche animale en VLT et à transférer celle-ci dans les soins intensifs. Cependant, lors de ces essais une problématique a été rencontrée : l'expiration forcée en VLT peut mener au collapsus des voies respiratoires ce qui compromet la ventilation minute et par le fait même, la rémission du patient. Ainsi, l'objectif de cette thèse est de développer un algorithme de contrôle qui minimise le risque de collapsus expiratoire tout en maximisant la ventilation minute.

Le modèle stationnaire présenté au chapitre 3 démontre que le collapsus expiratoire se produit dans la trachée. Cette information justifie la présence d'un capteur de pression à cet endroit pour en surveiller le développement. De plus, ce modèle indique que le profil volumique exponentiel est une solution adéquate pour réduire le risque de développer un collapsus. Il a aussi mis en évidence deux paramètres importants à considérer, dont le niveau de  $Peip$  et le volume courant  $Vt$ . Selon la  $Peip$  souhaitée, il y a un  $Vt$  idéal permettant l'obtention d'une ventilation minute optimale. Finalement, ce modèle nous a permis d'explorer les différentes avenues à prendre pour résoudre les collapsus lors des expérimentations. Mais malgré toutes ces informations, les paramètres ventilatoires doivent être ajustés manuellement selon le patient.

Suite au développement de ce modèle, la recherche de nouveaux modes ventilatoires pour la VLT a débuté, afin de simplifier l'ajustement des paramètres ventilatoires à l'expiration. En

ventilation mécanique gazeuse, il existe un nombre impressionnant de possibilités pour ventiler adéquatement les patients en support ventilatoire. En explorant les types de contrôle mis en place, nous avons remarqué que l'expiration est toujours régulée en pression et ce concept a été retenu pour la VLT.

Pour développer ce régulateur en pression, la pompe à piston et les poumons du patient ont été modélisés dans le chapitre 4. Pour les poumons, le modèle stationnaire du chapitre 3 a été réduit à une fonction de transfert simple du premier ordre. Puisqu'un nombre significatif d'expérimentations in vivo ont été effectuées, les paramètres du modèle pulmonaire ont été identifiés et utilisés pour l'implémentation du contrôleur. Quant à la pompe, une modélisation complète du système mécanique a été effectuée afin d'en trouver la fonction de transfert.

Une fois les systèmes modélisés, une analyse a été effectuée dans le chapitre 5 pour déterminer les paramètres affectant la robustesse du système à commander. La résistance des voies respiratoires ainsi que la dynamique des tubes flexibles viennent influencer ce système. Suite à cette analyse, un contrôleur a été proposé pour réguler la pression dans les voies respiratoires, à un niveau de pression défini. En ventilation gazeuse, cette pression correspond à la *Peep*. Cependant, pour optimiser le temps d'expiration et le volume expiré en VLT, cette limite a été modifiée entre 5 et  $-10$  cm H<sub>2</sub>O. Pour les cas simulés, les résultats numériques obtenus répondaient bien aux critères de performance établis. Cependant, lorsque la pression de référence est fortement négative ( $-10$  cm H<sub>2</sub>O), le débit expiratoire est à la limite de ce qui peut être toléré par les voies respiratoires. Cette information est disponible grâce au modèle non-linéaire de type collapsus.

Le profil expiratoire généré en temps réel par le suivi de la référence en pression, reproduit bien la décroissance exponentielle identifiée au préalable par le modèle stationnaire du chapitre 3. Lors de la validation in vitro, le contrôleur en pression a démontré son potentiel, mais on peut tout de même observer de légères oscillations dues à la dynamique des tubes.

Afin d'optimiser davantage le régulateur en pression, la dynamique des tubes flexibles devra être paramétrée avec plus de précision. Néanmoins, il est probable que le changement du matériel des tubes ou l'ajout d'éléments mécaniques sur le circuit fluide puissent corriger cette dynamique. De plus, le travail de modélisation qui a été effectué a mis en avant un nombre important de relations non-linéaires. Ces relations forment une base utile pour le développement futur d'un

algorithme de contrôle plus performant. Cependant, il faut prendre en compte les limitations imposées par les organismes de certifications (FDA, Santé Canada, etc.) quant au type de contrôleur que l'on peut mettre en place.

Il est clair que le contrôleur devra être validé in vivo en expérimentation animale. L'expérimentation est la seule voie possible pour déterminer la robustesse et la performance réelle du régulateur en pression. Différents mécanismes devront être à la disposition des opérateurs du respirateur, dont un ajustement manuel de la pression de référence et du gain statique du contrôleur. Lors des expérimentations in vitro, l'accessibilité à ces paramètres était nécessaire.

Finalement, le passage à l'humain devra être franchi. Si le régulateur en pression démontre son efficacité, l'étape suivante sera le développement de la plateforme logicielle conforme aux exigences des organismes de certifications et l'établissement d'un protocole de recherche clinique phase I.

La mise en place de ce contrôleur devrait éliminer les collapsus expiratoires. Dans l'optique d'offrir cette technologie à des cliniciens non-familiers avec la VLT, le régulateur en pression facilitera la transition entre la ventilation gazeuse et la ventilation liquidienne totale.

Maintenant, la tâche des ingénieurs et des cliniciens sur ce projet est de transformer la connaissance et l'expertise acquise au cours de ces années de recherche en moyen concret, par le développement d'un nouveau prototype, afin d'apporter plus d'espoir aux patients atteints de problèmes respiratoires sévères.



## Annexe A Modèle stationnaire

### A.1 Différentiation de l'équation de Bernoulli

Pour déterminer la relation de la pression transmurale  $P_{tm}$  en fonction de la distance  $dx$  pour la génération  $z$ , l'équation de Bernoulli doit être différenciée par  $dx$ .

$$P_{tm} = P_{el} - \frac{1}{2} \rho U^2 - \int \Delta P_v dx + \rho gh \quad \text{A.1}$$

Sachant que le terme hydrostatique  $\rho gh$  peut être négligé, on obtient l'équation suivante,

$$\frac{dP_{tm_z}}{dx} = \frac{P_{el}}{dx} - \rho U_z \frac{dU_z}{dx} - \Delta P_{v_z} \quad \text{A.2}$$

Si on remplace la vitesse de l'écoulement  $U$  à la génération  $z$  par son équivalent, soit le débit volumique  $\dot{V}_e$  divisé par la section  $A$  à la génération  $z$  ( $U_z = \dot{V}_e / A_z$ ), on obtient la relation,

$$\frac{dP_{tm_z}}{dx} = -\rho \frac{\dot{V}_e}{A_z} \frac{d\dot{V}_e}{dx} - \Delta P_{v_z} \quad \text{A.3}$$

La section  $A_z$  varie en fonction de la position  $dx$ , alors que le débit volumique reste constant. On peut donc réécrire,

$$\frac{dP_{tm_z}}{dx} = -\rho \frac{\dot{V}_e^2}{A_z} \frac{dA_z^{-1}}{dx} - \Delta P_{v_z} \quad \text{A.4}$$

Si on dérive cette relation, on obtient,

$$\frac{dPtm_z}{dx} = \rho \frac{\dot{V}_e^2}{A_z^3} \frac{dA_z}{dx} - \Delta Pv_z \quad \text{A.5}$$

On regroupe ensuite les termes en  $dx$  à gauche de l'égalité,

$$\frac{dPtm_z}{dx} \left[ 1 - \rho \frac{\dot{V}_e^2}{A_z^3} \frac{dA_z dx}{dx dPtm_z} \right] = -\Delta Pv_z \quad \text{A.6}$$

Pour finalement obtenir la relation,

$$\frac{dPtm_z}{dx} = - \frac{\Delta Pv_z}{1 - \rho \frac{\dot{V}_e^2}{A_z^3} \frac{dA_z}{dPtm_z}} \quad \text{A.7}$$

Sachant que l'équation de la vitesse de propagation d'une onde de pression dans un tube flexible est,  $c_z = \sqrt{A_z / \rho dA_z / dPtm_z}$  et en utilisant  $U_z = \dot{V}_e / A_z$ , l'équation finale est trouvée.

$$\frac{dPtm_z}{dx} = - \frac{\Delta Pv_z}{1 - U_z^2 / c_z^2} \quad \text{A.8}$$

## ***A.2 Équations du profil expiratoire optimal***

Dans ce modèle, la variable contrôlée est le débit volumique  $\dot{V}_e$ . Pour éviter le collapsus expiratoire, ce débit doit être supérieur ou égal à la courbe DEMV sélectionnée. Cette courbe, représentée ici par une fonction  $f(x_1, x_2, \dots, x_n)$ , dépend des conditions initiales des poumons, dont le volume pulmonaire  $V_e$  et la  $Peip$ . Mathématiquement,

$$\dot{V}_e \geq f(V_e, Peip) \quad \text{A.9}$$

Si l'objectif est de trouver le temps expiratoire minimal pour atteindre le volume expiratoire désiré au temps  $V_e(t = Te)$  à une  $Peip$  spécifique, la courbe DEMV doit être suivie et la relation à résoudre est la suivante :

$$\dot{V}_e = f(V_e) \quad \text{A.10}$$

Des courbes DEMV présentées dans le chapitre 3 et reportées à la figure A-1, la fonction  $f(V_e)$  peut être approximée par l'équation différentielle,

$$\dot{V}_e = m_e V_e + B_e \quad \text{A.11}$$

Où  $m_p = df/dV_e$ , donc le terme  $m_p$  est associé à la pente de la courbe DEMV.

$$m_e = \frac{-\dot{V}_e(0) - \dot{V}_e(Te)}{V_e(0) - V_e(Te)} = -\frac{\Delta \dot{V}_e}{V_t} \quad \text{A.12}$$

Le terme  $B_e$  peut être déterminé au temps  $t = 0$  :

$$B_e = -\dot{V}_e(0) - m_e V_e(0) \quad \text{A.13}$$

L'équation linéaire présentée en A.11 a la solution analytique suivante,

$$V_e(t) = C_e e^{m_e t} - \frac{B_e}{m_e} \quad \text{A.14}$$

Le paramètre  $C_e = V_e(0) + B_e/m_e$  est calculé en utilisant les termes  $m_e$ ,  $B_e$  et le volume pulmonaire initial juste avant le début de l'expiration (soit au niveau de la *Peip*). Le terme  $m_e$  dans cette dernière, est l'inverse de la constante de temps  $\tau_e$  d'où,

$$\tau_e = \frac{1}{m_e} = -\frac{V_t}{\Delta \dot{V}_e} \quad \text{A.15}$$

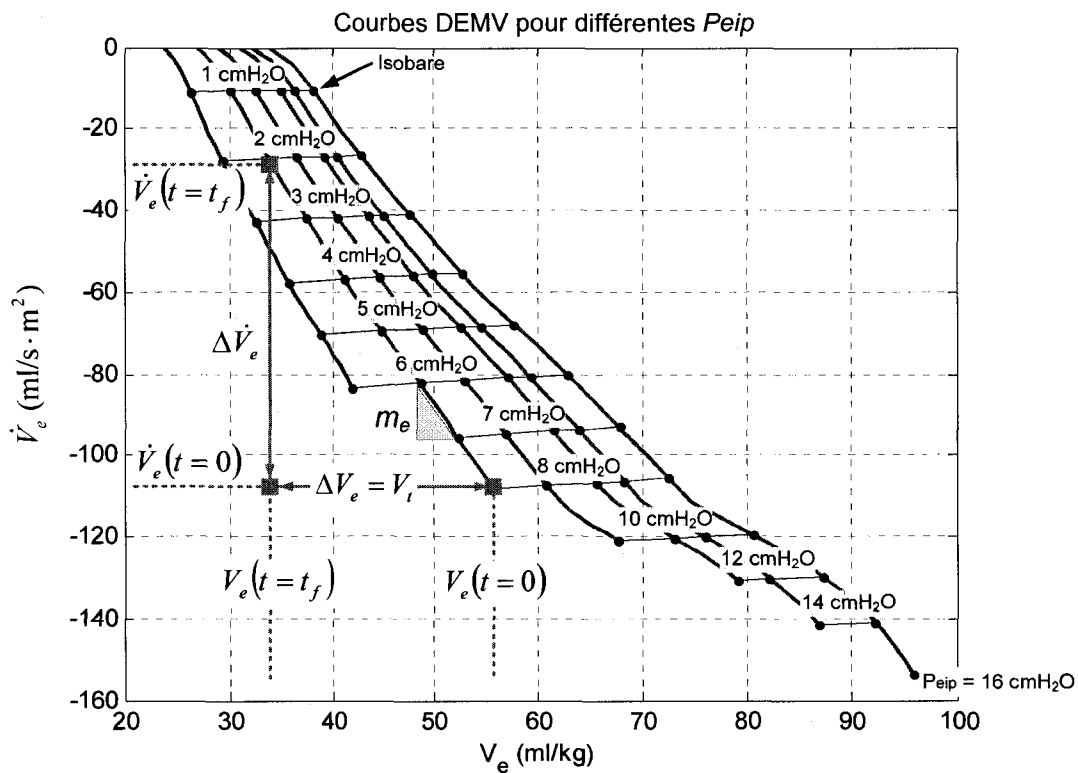


Fig. A-1 – Courbe DEMV ainsi que quelques indications pour trouver le profil optimal et le temps d'expiration minimum.

### A.3 Temps expiratoire minimum

Pour trouver le temps expiratoire minimum pour un volume courant  $V_t$  et une  $Peip$  spécifique, l'équation A.14 doit être résolue au temps  $Te$  recherché. Ainsi,

$$V_e(Te) = C_e e^{m_e Te} - \frac{B_e}{m_e} \tag{A.16}$$

Si on réarrange les termes,

$$\left[ V_e(Te) + \frac{B_e}{m_e} \right] \frac{1}{C_e} = e^{m_e Te} \tag{A.17}$$

On met tous les termes de gauche sur le même dénominateur commun. On obtient,

$$\left[ \frac{m_e V_e(Te) + B_e}{C_e m_e} \right] = e^{m_e T_e} \quad \text{A.18}$$

Si on remplace  $B_e$  dans cette dernière relation par l'équation A.13, on obtient,

$$\left[ \frac{V_t}{C_e} - \frac{\dot{V}_e(0)}{C_e m_e} \right] = e^{m_e T_e} \quad \text{A.19}$$

De nouveau, si l'on remplace en partie  $C_e$  par  $V_e(0) + B_e/m_e$  dans la relation précédente, on obtient,

$$\left[ \frac{V_t}{C_e} + 1 \right] = e^{m_e T_e} \quad \text{A.20}$$

La dernière simplification consiste à faire disparaître l'exponentielle, tout en isolant le temps expiratoire minimum  $T_e$ .

$$T_e = \frac{1}{m_e} \ln \left( \frac{V_t}{C_e} + 1 \right) \quad \text{A.21}$$

#### ***A.4 Résistance à débit nul***

La résistance d'un tube est définie comme étant la variation de pression à l'intérieur de ce dernier, divisé par le débit qui le travers. Appliquée au système pulmonaire, cette phrase est traduite par l'expression suivante :

$$R_z = \frac{P_{alv} - P_{va_z}}{\dot{V}_e} \quad \text{A.22}$$

Pour une génération  $z$ , plusieurs résistances  $R_z$  se trouvent en parallèle. Pour déterminer la résistance équivalente, il suffit de diviser la résistance d'une voie respiratoire, par le nombre de voies à la génération  $z$ . Donc,

$$R_{q_z} = \frac{R_z}{N_z} = \frac{R_z}{2^z} \quad \text{A.23}$$

Pour trouver la résistance totale du système pulmonaire, il faut faire la somme des résistances équivalentes  $Rq_z$  mises en série. Ainsi,

$$R_{tot} = \sum_{z=0}^{16} Rq_z = \sum_{z=0}^{16} \frac{R_z}{2^z} \quad \text{A.24}$$

Lorsque le débit expiratoire est nul  $\dot{V}_e = 0$  dans les voies respiratoires, il est possible de déterminer analytiquement la résistance initiale des voies respiratoires. En partant de l'équation de Bernoulli,

$$Pva_z = Palv - \frac{1}{2} \rho U_z^2 - \int_0^x \Delta P v_z dx \quad \text{A.25}$$

Réutilisons l'équation A.22 et réécrivons l'équation précédente en conséquence.

$$R_z = \frac{Palv - Pva_z}{\dot{V}_e / N_z} = \frac{\frac{\rho \dot{V}_e^2}{2 A_z^2} + \int_0^x \frac{8\pi\mu(\dot{V}_e / N_z)}{A_z^2 / N_z^2} \left( a + b \frac{2\rho(\dot{V}_e / N_z)}{\mu\sqrt{\pi A_z / N_z}} \right) dx}{\dot{V}_e / N_z} \quad \text{A.26}$$

On effectue l'intégrale sur x (qui correspond à la longueur de la voie respiratoire à la génération z,  $L_z$ ), et on effectue les simplifications pour obtenir,

$$R_z = \frac{Palv - Pva_z}{\dot{V}_e / N_z} = \frac{\rho N_z \dot{V}_e}{2 A_z^2} + \frac{8\pi\mu L_z}{A_z^2 / N_z^2} \left( a + b \frac{2\rho(\dot{V}_e / N_z)}{\mu\sqrt{\pi A_z / N_z}} \right) \quad \text{A.27}$$

En appliquant  $\dot{V}_e = 0$ , les termes suivants restent,

$$R_z = \frac{Palv - Pva_z}{\dot{V}_e / N_z} = \frac{8a\pi\mu N_z^2 L_z}{A_z^2} \quad \text{A.28}$$

Pour trouver la résistance équivalente, il faut reprendre l'équation A.23,

$$Rq_z = \frac{R_z}{N_z} = \frac{8a\pi\mu N_z L_z}{A_z^2} \quad \text{A.29}$$

Finalement, on reprend l'équation A.24 pour trouver la résistance totale à débit nul. Dans cette relation, la section  $A_z$  dépend directement de la pression alvéolaire.

$$R_{tot} = \sum_{z=0}^{16} \frac{2^{(3+z)} a \pi \mu L_z}{A_z^2} \quad \text{A.30}$$

## Annexe B Système à commander

### *B.1 Algorithme d'identification (résistance expérimentale)*

L'objectif recherché par les algorithmes d'identification est de déterminer à l'aide des entrées et des sorties, la valeur des paramètres recherchés pour avoir une erreur la plus petite possible entre les sorties mesurées et estimées. Les algorithmes LMS (de l'anglais, *Least-Mean-Square*) et RLS (de l'anglais, *Recursive Least-Square*), utilisent sensiblement la même approche. Les paramètres recherchés  $w(new)$  sont mis à jour en fonction des paramètres précédents  $w(old)$  et du gradient de la fonction coût ( $\partial J/\partial w$ ), pondéré par un facteur  $\mu$ . L'équation B.1 exprime cette relation. Selon l'algorithme d'identification utilisé, la fonction coût (donc la forme du gradient) sera différente.

$$w(new) = w(old) - \mu \frac{\partial J}{\partial w}(old) \quad (B.1)$$

Le RLS performe à chaque échantillonnage une minimisation exacte de la fonction coût ( $J$ ) qui est la somme des erreurs au carré, pondérée par une fonction d'oubli  $\lambda^{n-1}$ . Plus la valeur  $n$  est élevée, plus les valeurs antérieures de l'erreur seront considérées dans le calcul. Ainsi, l'algorithme prendra un certain temps pour réagir à une variation importante des paramètres, mais sera moins sensible au bruit de mesure. Inversement, l'algorithme régira plus rapidement aux variations paramétriques si  $\lambda$  est petit, mais sera sensible au bruit. La fonction coût pour le RLS est représentée mathématiquement par l'équation B.2. L'indice  $n$  est utilisé pour indiquer l'échantillon à laquelle l'algorithme est rendu, sur des données préenregistrées. Dans le cas où



l'algorithme calcule en temps réel (les données sont traitées au fur et à mesure de leur enregistrement), l'indice  $n$  peut être remplacé par  $t$ , pour signifier le temps.

$$J(n) = \sum_{i=0}^n \lambda^{n-i} e^2(i) \quad (\text{B.2})$$

L'erreur  $e(n)$  est calculée à l'aide de l'équation B.3.

$$e(n) = y(n) - w^T(n)x(n) \quad (\text{B.3})$$

Dans cette dernière relation,  $y(n)$  est la sortie mesurée et  $x(n)$  comprend toutes les variables explicatives du système. Ces variables contiennent les sorties antérieures  $y(n-1, n-2, \dots)$  et peuvent aussi contenir les entrées  $u(n, n-1, n-2, \dots)$  imposées au système. Par conséquent,

$$x(n) = [y(n-1), y(n-2), \dots, u(n), u(n-1), u(n-2), \dots] \quad (\text{B.4})$$

Lorsque la fonction coût est développée en tenant compte de l'équation de l'erreur, la relation pour la mise à jour des paramètres est la suivante :

$$w(n+1) = w(n) + \alpha(n)A^{-1}(n-1)x(n)e(n) \quad \text{où } A = x(n)x(n)^T \quad (\text{B.5})$$

Dans la relation B.5, la matrice d'auto-corrélation  $A$  doit être inversée ( $A^{-1}$ ). Pour éviter les problèmes d'inversion de matrice (e.g. singularité, ou explosion de matrice) et sauver du temps de calcul, l'équation B.6 est utilisée. Le terme de pondération  $\alpha(n)$  est calculé à partir de l'équation B.7.

$$A^{-1}(n) = \lambda^{-1}A^{-1}(n-1) - \frac{\lambda^{-2}A^{-1}(n-1)x(n)x^T(n)A^{-1}(n-1)}{1 + \lambda^{-1}x^T(n)A^{-1}(n-1)x(n)} \quad (\text{B.6})$$

$$\alpha(n) = \frac{1}{\lambda + x^T(n)A^{-1}(n-1)x(n)} \quad (\text{B.7})$$

Grâce à cet algorithme, il n'est pas nécessaire de conserver toutes les données précédentes pour identifier les paramètres recherchés. Il est donc simple à mettre en place et peu gourmand en puissance de calcul. Pour utiliser l'algorithme RLS, on doit appliquer les étapes préparatoires suivantes :

1. Définir l'entrée du système;

2. Définir la sortie du système;
3. Écrire le modèle du système;
4. Identifier les variables explicatives;
5. Cibler les paramètres à évaluer.

### B.2 Circuit fluide

La figure B.1 présente le parcours du liquide à l'intérieur du respirateur liquidien. Le diagramme de corps libre présente toutes les sections qui seront à l'étude pour déterminer les pertes de charge. Ces pertes de charge se traduisent par une pression exercée sur le piston, qui une fois multipliée par la section de ce dernier, donne la force exercée par le mouvement du liquide sur le piston.

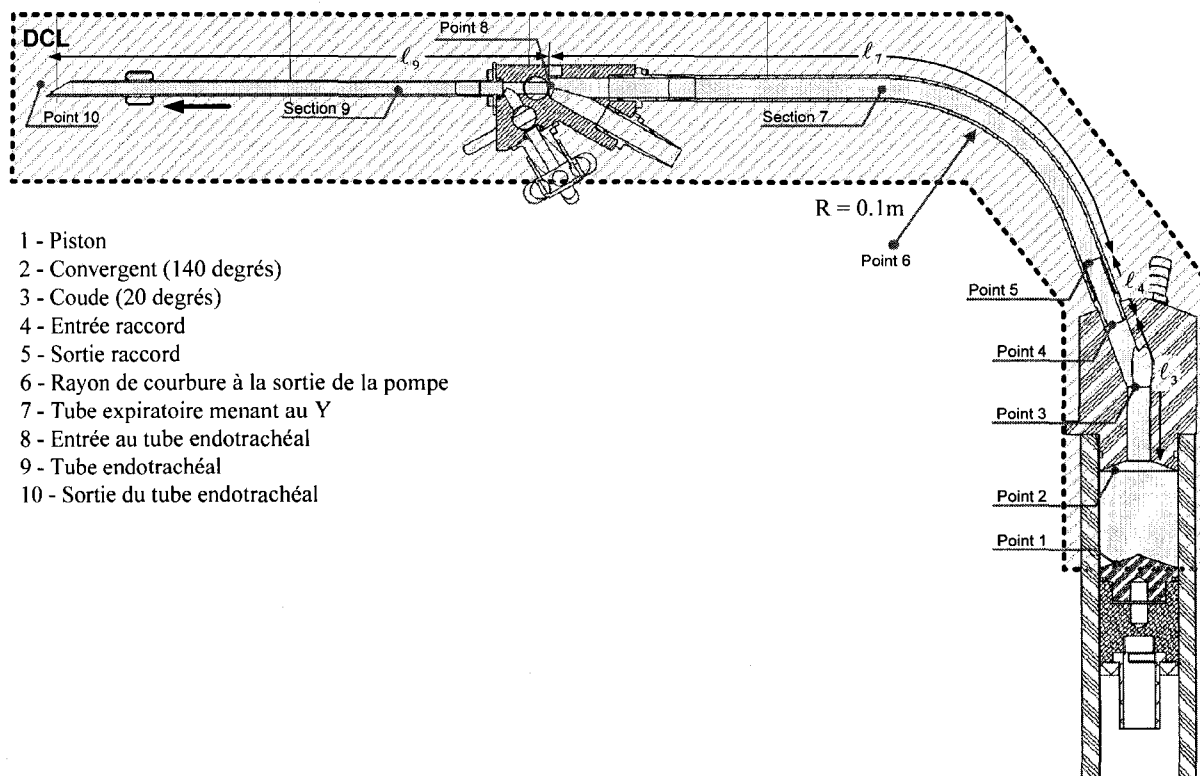


Fig. B.1 - Description du parcours du PFC à travers les composantes du respirateur lors d'une expiration

Les hypothèses suivantes ont été exposées dans le chapitre 4:

8. Le liquide utilisé est supposé incompressible ;

9. L'écoulement dans les tubes est supposé turbulent;
10. La rugosité  $\varepsilon$  des sections circulaires est égale à zéro;
11. On néglige les effets instationnaires qui ont lieu au niveau des changements de sections;
12. L'écoulement est considéré stationnaire;
13. La hauteur entre le piston et la sortie du tube endotrachéal est considérée constante;
14. La paroi des tubes est rigide.

Pour trouver les pertes de charge, l'équation de Bernoulli sera employée. Elle est exprimée par la relation mathématique suivante,

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho U_1^2 + \rho g h_1 = P_{10} + \frac{1}{2} \rho U_{10}^2 + \rho g h_{10} + \sum_{n=1}^{10} \Delta P_n \quad (\text{B.8})$$

On regroupe les termes pour obtenir,

$$P_f = P_1 - P_{10} = \frac{1}{2} \rho (U_{10}^2 - U_1^2) + \sum_{n=1}^{10} \Delta P_n + \rho g (h_{10} - h_1) \quad (\text{B.9})$$

Les équations de base pour le calcul des pertes de charge sont <sup>1</sup>,

$$\Delta P_n = \left[ \frac{f \ell_n}{D_n} \right] \frac{\rho \dot{V}^2}{2 A_n^2} \quad (\text{B.10})$$

$$\Delta P_n = K_L \frac{\rho \dot{V}^2}{2 A_n^2} \quad (\text{B.11})$$

Le coefficient de friction  $f$  est calculé à partir de l'équation de Blasius (relation 4.9), pour un nombre de Reynolds  $Re < 1 \times 10^5$  <sup>1</sup>. Ce nombre de Reynolds n'est jamais atteint dans la plus petite section du circuit fluide.

$$f = \frac{0.316}{Re_n^{1/4}} \quad (\text{B.12})$$

Pour les sections identifiées à la figure B.1, les pertes de charge se calculent avec les équations B.13 à B.24. Le nombre entre crochet indique le coefficient de perte de charge pour l'inspiration et l'expiration [inspiration expiration]. Le tableau B.1 résume les paramètres importants.

$$\Delta P_2 = [0.5 \quad 1.0] \frac{\rho}{2A_3^2} \dot{V}_e^2 = K_{L2} \dot{V}^2 \quad (\text{B.13})$$

$$\Delta P_3 = [0.2 \quad 0.2] \frac{\rho}{2A_3^2} \dot{V}_e^2 = K_{L3} \dot{V}^2 \quad (\text{B.14})$$

$$\Delta P_{3a} = \frac{0.316 \ell_3}{\text{Re}_D^{1/4} D_3} \frac{\rho}{2A_3^2} \dot{V}^2 = \frac{0.316 \ell_3 \mu^{0.25} \rho^{0.75}}{2D_3^{1.25} A_3^{1.75}} \dot{V}^{1.75} = K_{L3a} \dot{V}^{1.75} \quad (\text{B.15})$$

$$\Delta P_4 = [0.24 \quad 0.24] \frac{\rho}{2A_4^2} \dot{V}^2 = K_{L4} \dot{V}^2 \quad (\text{B.16})$$

$$\Delta P_{4a} = \frac{0.316 \ell_4 \mu^{0.25} \rho^{0.75}}{2D_4^{1.25} A_4^{1.75}} \dot{V}^{1.75} = K_{L4a} \dot{V}^{1.75} \quad (\text{B.17})$$

$$\Delta P_5 = [0.093 \quad 0.1] \frac{\rho}{2A_4^2} \dot{V}^2 = K_{L5} \dot{V}^2 \quad (\text{B.18})$$

$$\Delta P_6 = [0.1 \quad 0.1] \frac{\rho}{2A_7^2} \dot{V}^2 = K_{L6} \dot{V}^2 \quad (\text{B.19})$$

$$\Delta P_7 = \frac{0.316 \ell_7 \mu^{0.25} \rho^{0.75}}{2D_7^{1.25} A_7^{1.75}} \dot{V}^{1.75} = K_{L7} \dot{V}^{1.75} \quad (\text{B.20})$$

$$\Delta P_8 = [0.37 \quad 0.444] \frac{\rho}{2A_9^2} \dot{V}^2 = K_{L8} \dot{V}^2 \quad (\text{B.21})$$

$$\Delta P_9 = \frac{0.316 \ell_9 \mu^{0.25} \rho^{0.75}}{2D_9^{1.25} A_9^{1.75}} \dot{V}^{1.75} = K_{L9} \dot{V}^{1.75} \quad (\text{B.22})$$

$$\frac{1}{2} \rho (U_{10}^2 - U_1^2) = \frac{\rho}{2A_p^2} (0 - \dot{V}^2) = -K_{dyn} \dot{V}^2 \quad (\text{B.23})$$

$$\Delta P_{10} = [0.214 \quad 0.221] \frac{\rho}{2A_9^2} \dot{V}^2 \quad (\text{B.24})$$

Tableau B.1 – Paramètres physiques du circuit fluide sur le respirateur liquidien

	Valeurs	Unité
$A_1$	$1.14 \times 10^{-3}$	$m^2$
$A_3$	$9.70 \times 10^{-5}$ (7/16")	$m^2$
$A_4$	$4.95 \times 10^{-5}$ (5/16")	$m^2$
$A_7$	$7.13 \times 10^{-5}$ (3/8")	$m^2$
$A_9$	$2.38 \times 10^{-5}$ (5.5 mm)	$m^2$
$l_3$	0.071	m
$l_4$	0.032	m
$l_7$	0.78	m
$l_9$	0.25	m
$D_3$	0.011	m
$D_4$	$7.94 \times 10^{-3}$	m
$D_7$	$9.525 \times 10^{-3}$	m
$D_9$	4.0 à 6.0 $\times 10^{-3}$	m

Si on fait la somme des variations de pression  $\Delta P$  qui tiennent compte du débit volumique expiratoire  $\dot{V}_e$  on obtient la relation B.25. La valeur des résistances associées aux pertes de charge singulières  $R_{c1}$  et aux régulières  $R_{c2}$  est indiquée dans le tableau B.2 pour le PFOB et le PFDEC, avec un tube endotrachéal de 5.5 mm de diamètre. Les résultats du calcul des pertes de charge sont présentés à la figure B.2 pour différents diamètres de tube endotrachéal, en fonction du débit volumique. Le tableau B.2 donne les valeurs des coefficients pour les relations.

$$P_f = (K_{L2-6} + K_{L8} + K_{L10} - K_{dyn}) \dot{V}_e^2 + (K_{L3a} + K_{L4a} + K_{L7} + K_{L9}) \dot{V}_e^{1.75} - \rho g \Delta h \quad (B.25)$$

$$P_f = R_{c1} \dot{V}_e^2 + R_{c2} \dot{V}_e^{1.75} - \rho g \Delta h = R_{C\_NL} \dot{V}_e - \rho g \Delta h \quad (B.26)$$

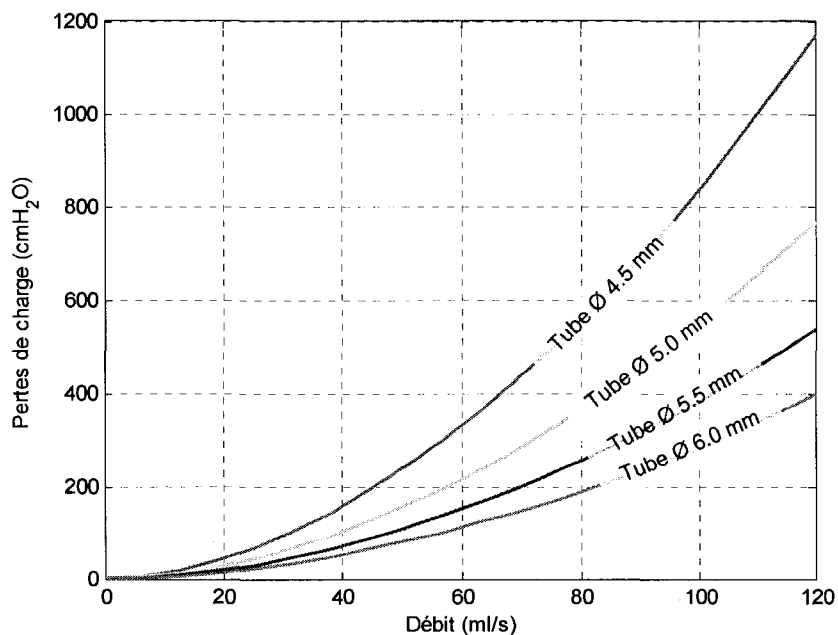


Fig. B.2 – Résultats du calcul des pertes de charge, pour différents diamètres de tube endotrachéal et en fonction du débit volumique expiratoire (PFOB).

Tableau B.2 - Coefficients pour le PFOB, le PFDEC et l'eau pour les équations des pertes de charge dans le circuit du respirateur (tube endotrachéal de 5.5 mm)

	PFOB	PFDEC	Eau	Unité
$R_{c1}$	$1.43 \times 10^{10}$	$1.42 \times 10^{10}$	$7.46 \times 10^9$	cmH <sub>2</sub> O s <sup>2</sup> /m <sup>6</sup>
$R_{c2}$	$2.61 \times 10^9$	$3.23 \times 10^9$	$1.29 \times 10^9$	cmH <sub>2</sub> O s <sup>1.75</sup> /m <sup>5.25</sup>

### B.3 Somme des couples au moteur

Pour calculer la somme des couples  $C_{mor}$ , la somme des forces appliquées sur la crémaillère se résume à la relation B.27.

$$\begin{aligned} \sum F_c &= m\ddot{y} \\ -(P_{va} + P_f)A_p - F_j &= m\ddot{y} \end{aligned} \quad (\text{B.27})$$

La pression  $P_f$  exercée par le liquide sur le piston est décrite par la relation B.26. Il suffit de multiplier les pertes de charge par la section du piston  $A_p$  pour obtenir la force équivalente. En ce qui a trait à la force exercée sur le piston par les poumons, la résistance des voies respiratoires  $R_{NL}$  et l'élastance du système respiratoire  $E$  permettent de déterminer cette force. L'équation détaillée pour la résistance  $R_{NL}$  est présentée dans le chapitre 4. Si on développe la relation B.27, on obtient,

$$-\left[(R_{C\_NL}\dot{V}_e + 0.5\rho g) + (R_{NL}\dot{V}_e + EV_e)\right]A_p - F_j = (M_p + M_{PFC})\ddot{y} \quad (\text{B.28})$$

Sachant que débit volumique  $\dot{V}_e = \dot{y}_e A_p$  (où  $\dot{y}_e$  est la vitesse de déplacement du piston), on peut réécrire la relation précédente pour obtenir,

$$-R_{C\_NL}\dot{y}_e A_p^2 - R_{NL}\dot{y}_e A_p^2 - E\dot{y}_e A_p^2 - 0.5\rho g A_p - F_j = (M_p + M_{PFC})\ddot{y} \quad (\text{B.29})$$

On peut ensuite regrouper les termes, pour obtenir la somme des forces suivante,

$$\sum F_c = (M_p + M_{PFC})\ddot{y}_e + (R_{C\_NL} + R_{NL})A_p^2\dot{y}_e + EA_p^2\dot{y}_e + \underbrace{\rho g \Delta h A_p + F_j}_{\text{Forces statiques}} \quad (\text{B.30})$$

Le premier terme tient compte de l'inertie de la masse de liquide et des pièces en mouvement en lien avec l'accélération du liquide. Le second terme fait intervenir les pertes de pression dans le circuit du respirateur ( $R_{C\_NL}$ ) ainsi que dans les voies respiratoires ( $R_{NL}$ ). Le troisième terme tient compte de l'élastance  $E$  du système respiratoire. Finalement, la différence de hauteur et la friction du joint du piston contre la paroi du cylindre, sont 2 forces statiques ajoutées à cette relation. Pour transformer cette somme des forces en couple sur le pignon  $C_p$ , il suffit de multiplier la force sur la crémaillère par le rayon du pignon  $r_p$ . On obtient alors,

$$\sum F_c r_p = \sum C_p = (M_p + M_{PFC})r_p\ddot{y}_e + (R_{C\_NL} + R_{NL})A_p^2 r_p \dot{y}_e + EA_p^2 r_p \dot{y}_e + F_s r_p \quad (\text{B.31})$$

Le lien entre la vitesse de déplacement de la crémaillère et la rotation du moteur est exprimé par l'équation B.32 ou  $r_p$  est le diamètre du piston et  $\chi$  est le facteur de réduction de la boîte d'engrenage.

$$K_\theta = \frac{r_p}{\chi} = \frac{0.472 \times 0.0254 / 2}{35.36} = 1.7 \times 10^{-4} (m \cdot rad^{-1}) \quad (B.32)$$

On obtient,

$$\sum C_p = (M_p + M_{PFC})r_p K_\theta \ddot{\theta} + (R_{C\_NL} + R_{NL})A_p^2 r_p K_\theta \dot{\theta} + EA_p^2 r_p K_\theta \theta + F_s r_p \quad (B.33)$$

Ensuite, il est nécessaire de ramener le couple sur le pignon  $C_p$  au niveau du moteur  $C_{mec}$ . Pour se faire, il faut diviser la relation précédente par le ratio  $\chi$  et le rendement mécanique du réducteur de vitesse. Mathématiquement,

$$\sum C_{mec} = \frac{(M_p + M_{PFC})r_p K_\theta \ddot{\theta} + (R_{C\_NL} + R_{NL})A_p^2 r_p K_\theta \dot{\theta} + EA_p^2 r_p K_\theta \theta + F_s r_p}{\chi \eta_1 \eta_2} \quad (B.34)$$

Où,

- $r_p$  est le diamètre du pignon (0.006 m);
- $\eta_1$  est le rendement du réducteur de vitesse (66 %);
- $\eta_2$  est le rendement du groupe pignon-crémaillère (90 %);
- $\chi$  est le ratio de réduction du réducteur de vitesse (35.36).

Ces valeurs ont été tirées directement de la documentation sur le réducteur de vitesse de la compagnie *Oriental Motor* (2LF25N-2).

En regroupant,

$$\sum C_{mec} = a_1 \ddot{\theta} + a_2 \dot{\theta} + a_3 \theta + C_s \quad (B.35)$$

$$\text{Avec, } a_1 = \frac{(M_p + M_{PFC})r_p K_\theta}{\chi \eta_1 \eta_2}, a_2 = \frac{(R_{C\_NL} + R_{NL})A_p^2 r_p K_\theta}{\chi \eta_1 \eta_2}, a_3 = \frac{EA_p^2 r_p K_\theta}{\chi \eta_1 \eta_2}.$$



### B.4 Fonction de transfert globale

Pour trouver la fonction de transfert globale, on transpose les équations dans le domaine de Laplace en utilisant les équations linéaires pour les résistances linéaires du circuit fluide  $R_{C\_Max}$  et pulmonaire  $R_{lineaire}$ .

$$\sum C_{mec} = a_1 \ddot{\theta} + a_2 \dot{\theta} + a_3 \theta + C_s \quad (\text{B.36})$$

$$L_a I_a(s) s = K_m U(s) - K_{fcm} \dot{\theta}(s) - R_a I_a(s) \quad (\text{B.37})$$

$$J \ddot{\theta}(s) = K_t I_a(s) - \sum C_{mec}(s) \quad (\text{B.38})$$

En combinant les équations B.36 et B.38,

$$J \ddot{\theta}(s) = K_t I_a(s) - a_1 \ddot{\theta} - a_2 \dot{\theta} - a_3 \theta - C_s \quad (\text{B.39})$$

On réécrit cette relation en fonction de  $\theta(s)$ ,

$$J \theta(s) s^2 = K_t I_a(s) - a_1 \theta(s) s^2 - a_2 \theta(s) s - a_3 \theta(s) - C_s \quad (\text{B.40})$$

On regroupe les termes  $\dot{\theta}(s)$ ,

$$\theta(s) \left( (J + a_1) s^2 + a_2 s + a_3 \right) = K_t I_a(s) - C_s \quad (\text{B.41})$$

Pour simplifier les équations, les couples statiques sont retirés de cette relation. La conséquence de ce retrait peut être explorée grâce à la relation B.41. Le couple disponible (exprimé par  $K_t I_a(s)$ ) sera supérieur permettant alors une plus grande accélération angulaire du moteur. Donc, l'amplitude du mouvement de la pompe sera plus importante en omettant ces couples statiques. On remplace l'expression de  $I_a(s)$  dans l'équation B.37,

$$\frac{\theta(s)}{K_t} \left[ (J + a_1) s^2 + a_2 s + a_3 \right] \left[ L_a s + R_a \right] = K_m U(s) - K_t \theta(s) s \quad (\text{B.42})$$

On isole de nouveau  $\theta(s)$ ,

$$\frac{\theta(s)}{K_t K_m} \left( \left[ (J + a_1) s^2 + a_2 s + a_3 \right] \left[ L_a s + R_a \right] + K_t^2 s \right) = U(s) \quad (\text{B.43})$$

Finalement on obtient,

$$\frac{\theta(s)}{U(s)} = \frac{K_i K_m}{[(J + a_1)s^2 + a_2s + a_3][L_a s + R_a] + K_i^2 s} \quad (\text{B.44})$$

Si on retravaille le tout, on obtient,

$$\frac{\theta(s)}{U(s)} = \frac{\chi \eta_1 \eta_2 K_i K_m}{D_1 s^3 + D_2 s^2 + D_3 s + D_4} \quad (\text{B.45})$$

Où,

$$\begin{aligned} D_1 &= (\chi \eta_1 \eta_2 J + (M_p + M_{PFC}) r_p K_\theta) L_a \\ D_2 &= (\chi \eta_1 \eta_2 J + (M_p + M_{PFC}) r_p K_\theta) R_a + (R_{C\_Max} + R_{lineaire}) A_p^2 r_p K_\theta L_a \\ D_3 &= EA_p^2 r_p K_\theta L_a + (R_{C\_Max} + R_{lineaire}) A_p^2 r_p K_\theta R_a + \chi \eta_1 \eta_2 K_i^2 \\ D_4 &= EA_p^2 r_p K_\theta R_a \end{aligned}$$

Si on mesure le volume (en ml) dans la pompe en fonction de la commande au moteur, la fonction de transfert précédente se réécrit sous la forme,

$$\frac{V_e(s)}{U(s)} = \frac{\eta_1 \eta_2 K_i K_m r_p A_p}{D_1 s^3 + D_2 s^2 + D_3 s + D_4} \quad (\text{B.46})$$

## Références

1. Munson BR, Young DF, Okiishi TH. Fundamentals of Fluid Mechanics. 3rd ed. John Wiley & Sons; 1998.

## Annexe C Système de commande

### C.1 Équations pour le placement des pôles

La fonction de transfert du système à commander  $P(s)$  est,

$$P(s) = K \frac{R_{\text{lineaire}}s + E}{s(s + p_m)} \quad (\text{C.1})$$

La fonction de transfert du contrôleur  $C(s)$  est :

$$C(s) = \frac{s_0s + s_1}{s + r} \quad (\text{C.2})$$

La multiplication de la fonction de transfert du contrôleur par le système à commander nous donne la fonction de transfert du système en boucle ouverte  $L(s)$ .

$$L(s) = C(s)P(s) \quad (\text{C.3})$$

Le système à commander avec son contrôleur en boucle fermée donne la relation suivante,

$$T(s) = \frac{L(s)}{1 + L(s)} = \frac{(R_{\text{lineaire}}s + E)(s_0s + s_1)}{s(s + p_m)(s + r) + (R_{\text{lineaire}}s + E)(s_0s + s_1)} \quad (\text{C.4})$$

Afin de déterminer la valeur du pôle et du zéro du contrôleur  $C(s)$ , l'égalité suivante doit être résolue,

$$s(s + p_m)(s + r) + K(R_{\text{lineaire}}s + E)(s_0s + s_1) = (s + \alpha\omega_0)(s^2 + 2\zeta\omega_0s + \omega_0^2) \quad (\text{C.5})$$

Si l'on distribue les termes dans cette relation, on obtient,

$$s^3 + (p_m + r + KR_{\text{lineaire}}s_0)s^2 + (KR_{\text{lineaire}}s_1 + KEs_0 + p_m r)s + KEs_1 = s^3 + (2\zeta\omega_0 + \alpha\omega_0)s^2 + (2\alpha\zeta\omega_0^2 + \omega_0^2)s + \alpha\omega_0^3 \quad (\text{C.6})$$

On peut faire ressortir les trois égalités suivantes,

$$s_1 = \frac{\alpha\omega_0^3}{KE} \quad (\text{C.7})$$

$$(p_m + r + KR_{\text{lineaire}}s_0) = (2\zeta + \alpha)\omega_0 \quad (\text{C.8})$$

$$(KR_{\text{lineaire}}s_1 + KEs_0 + p_m r) = (2\alpha\zeta + 1)\omega_0^2 \quad (\text{C.9})$$

Si on isole  $r$  dans la relation C.8,

$$r = (2\zeta + \alpha)\omega_0 - p_m - KR_{\text{lineaire}}s_0 \quad (\text{C.10})$$

Si on combine les équations C.7 et C.10 dans C.9,

$$KEs_0 = (2\alpha\zeta + 1)\omega_0^2 - KR_{\text{lineaire}} \frac{\alpha\omega_0^3}{KE} - p_m(2\zeta + \alpha)\omega_0 + p_m^2 + KR_{\text{lineaire}}s_0 p_m \quad (\text{C.11})$$

On isole finalement  $s_0$ ,

$$s_0 = \frac{-R_{\text{lineaire}}\alpha\omega_0^3 + E(2\alpha\zeta + 1)\omega_0^2 - Ep_m(2\zeta + \alpha)\omega_0 + Ep_m^2}{E(KE - KR_{\text{lineaire}}p_m)} \quad (\text{C.12})$$

On remplace  $s_0$  dans la relation C.10,

$$r = (2\zeta + \alpha)\omega_0 - p_m + KR_{\text{lineaire}} \left( \frac{R_{\text{lineaire}}\alpha\omega_0^3 - E(2\alpha\zeta + 1)\omega_0^2 + Ep_m(2\zeta + \alpha)\omega_0 - Ep_m^2}{E(KE - KR_{\text{lineaire}}p_m)} \right) \quad (\text{C.13})$$

En simplifiant, on obtient,

$$r = \frac{KR_{\text{lineaire}}^2\alpha\omega_0^3 - (2\alpha\zeta + 1)KR_{\text{lineaire}}E\omega_0^2 + (2\zeta + \alpha)KE^2\omega_0 - KE^2p_m}{E(KE - KR_{\text{lineaire}}p_m)} \quad (\text{C.14})$$

### C.2 Présentation du calcul des $\alpha$

Lorsque  $s_0 = 0$ , on peut faire ressortir le terme  $\alpha$  à partir de la relation C.12,

$$s_0 = \frac{-R_{\text{lineaire}} \alpha \omega_0^3 + E(2\alpha\zeta + 1)\omega_0^2 - Ep_m(2\zeta + \alpha)\omega_0 + Ep_m^2}{E(KE - KR_{\text{lineaire}} p_m)} = 0 \quad (\text{C.15})$$

En distribuant, on obtient,

$$-R_{\text{lineaire}} \alpha \omega_0^3 + E2\alpha\zeta\omega_0^2 + E\omega_0^2 - Ep_m 2\zeta\omega_0 - Ep_m \alpha \omega_0 + Ep_m^2 = 0 \quad (\text{C.16})$$

On isole  $\alpha$ ,

$$\alpha_{s_0} = \frac{E\omega_0^2 - 2E\zeta p_m \omega_0 + Ep_m^2}{R_{\text{lineaire}} \omega_0^3 - 2E\zeta\omega_0^2 + Ep_m \omega_0} \quad (\text{C.17})$$

Lorsque  $r = 0$ , on peut faire ressortir le terme  $\alpha$  à partir de la relation C.14,

$$\frac{KR_{\text{lineaire}}^2 \alpha \omega_0^3 - (2\alpha\zeta + 1)KR_{\text{lineaire}} E\omega_0^2 + (2\zeta + \alpha)KE^2 \omega_0 - KE^2 p_m}{E(KE - KR_{\text{lineaire}} p_m)} = 0 \quad (\text{C.18})$$

En distribuant, on obtient,

$$KR_{\text{lineaire}}^2 \alpha \omega_0^3 - 2KR_L E\omega_0^2 \alpha \zeta - KR_{\text{lineaire}} E\omega_0^2 + 2KE^2 \omega_0 \zeta + \alpha KE^2 \omega_0 - KE^2 p_m = 0 \quad (\text{C.19})$$

On isole  $\alpha$

$$\alpha_r = \frac{R_{\text{lineaire}} E\omega_0^2 - 2E^2 \zeta \omega_0 + E^2 p_m}{R_{\text{lineaire}}^2 \omega_0^3 - 2R_{\text{lineaire}} E\zeta \omega_0^2 + E^2 \omega_0} \quad (\text{C.20})$$

### C.3 Calculs de la résistance du montage *in vitro*

Pour les sections identifiées à la figure C.1, les pertes de charges se calculent avec les équations C.21 à C.27. Le tableau C.1 résume les paramètres importants. Les hypothèses suivants ont été posées;

15. Le liquide utilisé est supposé incompressible ;
16. L'écoulement dans les tubes est supposé turbulent;
17. La rugosité  $\varepsilon$  des sections circulaires est égale à zéro;
18. On néglige les effets instationnaires qui ont lieu au niveau des changements de sections;
19. L'écoulement est considéré stationnaire;
20. La paroi des tubes est rigide.

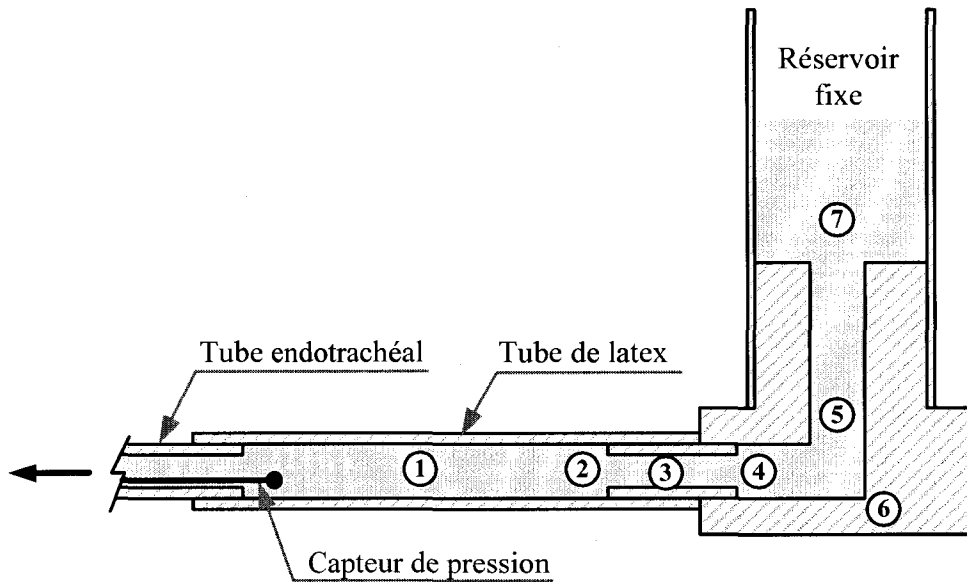


Fig. C.1- Description du parcours du PFC au travers du montage expérimental servant à reproduire les poumons.

$$\Delta P_1 = \frac{0.316 \ell_1}{\text{Re}_D^{1/4} D_1} \frac{\rho}{2A_1^2} \dot{V}_e^2 = \frac{0.316 \ell_1 \mu^{0.25} \rho^{0.75}}{2D_1^{1.25} A_1^{1.75}} \dot{V}_e^{1.75} = K_{L1} \dot{V}_e^{1.75} \quad (\text{C.21})$$

$$\Delta P_2 = 0.20 \frac{\rho}{2A_3^2} \dot{V}_e^2 = K_{L2} \dot{V}_e^2 \quad (\text{C.22})$$

$$\Delta P_3 = \frac{0.316 \ell_3 \mu^{0.25} \rho^{0.75}}{2D_3^{1.25} A_3^{1.75}} \dot{V}_e^{1.75} = K_{L3} \dot{V}_e^{1.75} \quad (\text{C.23})$$

$$\Delta P_4 = 0.371 \frac{\rho}{2A_3^2} \dot{V}_e^2 = K_{L4} \dot{V}_e^2 \quad (\text{C.24})$$

$$\Delta P_5 = \frac{0.316 \ell_5 \mu^{0.25} \rho^{0.75}}{2D_5^{1.25} A_5^{1.75}} \dot{V}_e^{1.75} = K_{L5} \dot{V}_e^{1.75} \quad (\text{C.25})$$

$$\Delta P_6 = 1.0 \frac{\rho}{2A_5^2} \dot{V}_e^2 = K_{L6} \dot{V}_e^2 \quad (\text{C.26})$$

$$\Delta P_7 = 1.0 \frac{\rho}{2A_5^2} \dot{V}_e^2 = K_{L7} \dot{V}_e^2 \quad (\text{C.27})$$

Tableau C.1 – Paramètres physiques du circuit fluide pour le montage in vitro.

	Valeurs	Unité
$A_1$	$3.17 \times 10^{-5}$	$\text{m}^2$
$A_3$	$1.78 \times 10^{-5}$ (3/16'')	$\text{m}^2$
$A_4$	$5.59 \times 10^{-5}$ (0.332'')	$\text{m}^2$
$A_5$	$7.13 \times 10^{-5}$ (3/8'')	$\text{m}^2$
$A_{tube}$	$2.38 \times 10^{-5}$ (5.5 mm)	$\text{m}^2$
$\ell_1$	0.315 (Eau)	m
$\ell_3$	0.0381	m
$\ell_5$	0.0762	m
$D_1$	$6.35 \times 10^{-3}$	m
$D_3$	$4.76 \times 10^{-3}$	m
$D_5$	$8.43 \times 10^{-3}$	m

$$\Delta P = \sum_{i=1}^7 \Delta P_i = (K_{L2} + K_{L4} + K_{L6-7}) \dot{V}_e^2 + (K_{L1} + K_{L3} + K_{L5}) \dot{V}_e^{1.75} = R_{s2} \dot{V}_e^2 + R_{visc2} \dot{V}_e^{1.75} \quad (\text{C.28})$$

Le résultat de cette modélisation est présenté à la figure C.2. On conserve le critère sur le point d'opération du respirateur en débit expiratoire maximal moyen pour borner les pertes de charge à 30 ml/s. Ainsi, on peut écrire l'équation C.29 et la valeur de  $R_{lineaire}$  pour l'eau est de  $7.50 \times 10^5 \text{ cm H}_2\text{O} \cdot \text{s}/\text{m}^3$ . La longueur du tube en latex sur le montage expérimental a été choisie pour reproduire la résistance des voies respiratoires lors d'une VLT avec du PFOB et du PFDEC. Cette valeur est la moyenne calculée entre le PFOB et le PFDEC

$$\Delta P = R_{lineaire} \dot{V}_e \quad (\text{C.29})$$

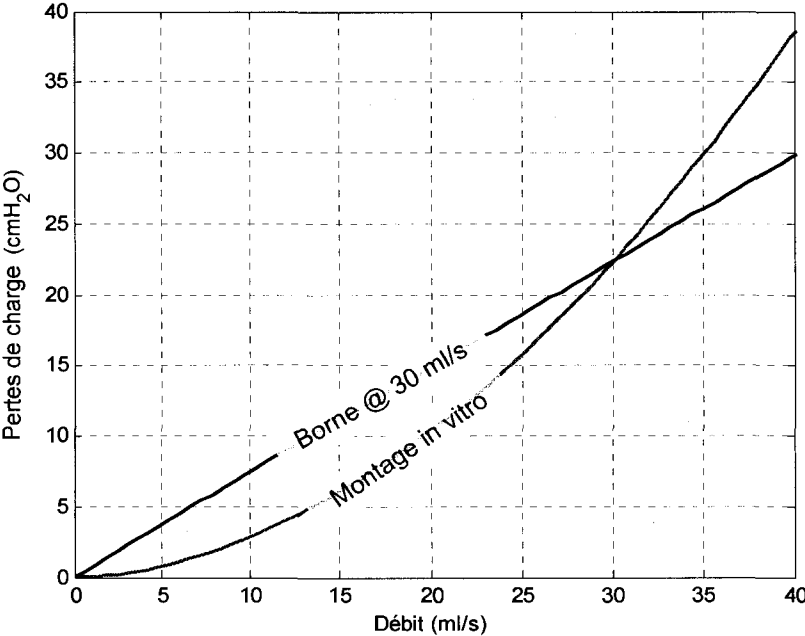


Fig. C.2 - Résultats du calcul des pertes de charge avec les équations théoriques pour le montage in vitro (figure C.1) avec de l'eau.