

THESE

PRESENTEE

DEVANT L'UNIVERSITE PAUL SABATIER DE TOULOUSE III

EN VUE DE L'OBTENTION

DU DOCTORAT DE L'UNIVERSITE

Spécialité : Génie Biologique et Médical

PAR

Abdelkader MEZIANE

**ETUDE ET REALISATION D'UN APPAREILLAGE
DE MESURE DE LA COMPLIANCE
THORACO-PULMONAIRE
EN REANIMATION RESPIRATOIRE**

Soutenue le 7 Juillet 1988 devant la commission d'examen :

07/5/88 $\frac{1}{1}$

- | | |
|---|------------|
| Mr. L. LARENG, Professeur à l'Université Paul Sabatier, Toulouse, | Président |
| Mr. J.P. CARDINAUX, Professeur à l'Université Bordeaux II, Bordeaux, | |
| Mr. M. GARRIGUES, Professeur à l'Université Paul Sabatier, Toulouse, | |
| Mr. F. LIOUSSE, Ingénieur de Recherche ONERA-CERT, Toulouse, | Examineurs |
| Mme M.F. JORDA, Maître de Conférence à l'Université Paul Sabatier, Toulouse | |
| Mr. B.RENUN, Chargé de Cours à l'Université Paul Sabatier, Toulouse. | |

Recherches effectuées au Laboratoire d'Etude et de Recherches en Anesthésie-Réanimation,
Hôpital Purpan Toulouse

SOMMAIRE

INTRODUCTION	1
CHAPITRE I. LA COMPLIANCE PULMONAIRE EN REANIMATION RESPIRATOIRE	2
I.1. INTRODUCTION A LA NOTION DE COMPLIANCE	3
I.2. ORIGINE DE L'ELASTICITE DE LA PAROI THORACIQUE ET DES POUMONS	4
I.2.1. Elasticité de la paroi thoracique	4
I.2.2. Origine des propriétés élastique pulmonaires	5
I.2.2.1. <i>Facteurs histologique</i>	5
I.2.2.2. <i>Facteurs physico-chimiques</i>	6
I.2.3. Elasticité de l'ensemble thoraco-pulmonaire	8
I.3. FACTEURS SUSCEPTIBLES DE MODIFIER LES FORCES ELASTIQUES ET LEUR REPARTITION ENTRE LA PAROI ET LES POUMONS	9
I.3.1. La pesanteur	9
I.3.2. L'âge	9
I.3.3. La pathologie	9
I.4. LES TROIS PRINCIPAUX TYPES DE COMPLIANCE	12
I.4.1 La compliance pulmonaire	12
I.4.2. La compliance thoracique	13
I.4.3. La compliance thoraco-pulmonaire	13
I.5. LES DIFFERENTES METHODES DE MESURE DE LA COMPLIANCE THORACO-PULMONAIRE	14
I.5.1. Méthode statique	14
I.5.2. Méthode effective	15
I.5.3. Méthode quasi-statique	16
I.6. MORPHOLOGIE DE LA COURBE PRESSION-VOLUME THORACO-PULMONAIRE	16
I.6.1. Morphologie de la courbe d'inflation	16

I.6.1.1. <i>Détermination de la PEEP à partir de la pression de cassure</i>	17
I.6.1.2. <i>Intérêt thérapeutique</i>	19
I.6.1.3. <i>Relation entre pression de cassure et la PEEP</i>	19
I.6.2. Morphologie de la courbe de déflation	19
CHAPITRE II. REALISATION DU SYSTEME DE MESURE DE LA COMPLIANCE THORACO-PULMONAIRE QUASI-STATIQUE	21
II.1. SYSTEME PNEUMATIQUE	22
II.1.1. Choix de la source de gaz	22
II.1.2. Dispositif de stabilité du débit d'insufflation à 2 l/mn	22
II.2. SYSTEME DE VALVES AVEC ELECTROVANNES	23
II.2.1. Description et fonctionnement du bloc de valves	23
II.2.1.2. <i>Valve "Mise à l'air libre" (EV1)</i>	24
II.2.1.1. <i>Valve "Selection inflation/déflation" (EV2)</i>	24
II.2.1.3. <i>Valve "Limiteur de pression" (EV3)</i>	24
II.2.2. Dispositif de gonflage des ballonnets	25
II.2.3. Etanchéité du bloc de valves	25
II.2.4. Système de commande des valves par les électrovannes	26
II.2.4.1. Description des électrovannes	26
II.2.4.2. <i>Description du système de commande des électrovannes</i>	27
II.2.4.3. <i>Description de l'interface parallèle temporisateur</i>	27
II.2.4.3.1. Le coupleur d'entrée-sortie	27
II.2.4.3.2. Utilisation de l'interface parallèle	28
II.3. SYSTEME DE MESURE DES DEBITS GAZEUX	30
II.3.1. Choix de la tête de Fleisch	30
II.3.1.1. <i>Régulation thermique de la tête de Fleisch</i>	33
II.3.2. Capteur depression différentielle	34
II.3.2.1. <i>Principe de fonctionnement</i>	34
II.3.2.2. <i>conditionnement du capteur de pression différentielle</i>	36
II.3.2.3. Etalonnage du capteur de débit	36
II.4. MESURE DE LA PRESSION ALVEOLAIRE	38
II.4.1. Etalonnage du capteur de pression	38
II.5. Description de l'interface analogique numérique	41

CHAPITRE III. PRESENTATION DU LOGICIEL DE MESURE DE LA COMPLIANCE THORACO-PULMONAIRE QUASI-STATIQUE	42
III.1. PRESENTATION DES PROGRAMMES ET SOUS-PROGRAMMES DU LOGICIEL	43
III.2. PRESENTATION DE L'ORGANIGRAMME DU LOGICIEL	44
III.3. CALCUL DE L'OFFSET	49
III.4. CALCUL DU VOLUME	49
III.4.1. Fonctionnement du temporisateur programmable 6840	50
III.4.1.1. <i>Fonctionnement du temporisateur en multivibrateur</i>	52
III.4.2. Programmation du temporisateur pour la mesure de la durée séparant l'acquisition de deux valeurs successive de débit	53
III.4.2.1. <i>Programmation du Timer #3</i>	53
III.4.2.2. <i>Programmation du Timer #2</i>	54
III.4.2.3. <i>Programmation du Timer #1</i>	55
III.4.3. Facteur de conversion ATPS/BTPS	55
III.5. CALCUL DES PARAMETRES SE RAPPORTANT A LA COURBE PRESSION-VOLUME	56
III.5.1. Calcul de PC, VC, P_{I1}, V_{I1}, CI₁, CI₂, PE₁, VE₁, CE	56
III.5.2. Calcul de l'hystérésis	57
CHAPITRE IV. MISE EN OEUVRE DE LA MESURE DE LA COMPLIANCE THORACO-PULMONAIRE QUASI-STATIQUE	58
IV.1. MATERIEL D'EXPLORATION	59
IV.2. PREPARATION DU MALADE	59
IV.3. PROTOCOLE D'EXPLORATION	59
IV.4. VALIDATION DE LA MESURE PAR LA METHODE DE LA SERINGUE	60
IV.5. RESULTATS	65
IV.5.1. Utilisation de la courbe pression-volume pour le diagnostique clinique	71
IV.5.1.1. <i>L'emphysème</i>	71
IV.5.1.2. <i>La fibrose</i>	73

IV.5.1.3. <i>L'aggravation de l'atteinte pulmonaire</i>	73
IV.6. DISCUSSION	76
IV.6.1. Choix de la méthode quasi-statique	76
IV.6.2. Choix de la courbe pression-volume thoraco-pulmonaire	76
IV.6.3. Le matériel utilisé	77
IV.6.4. Durée de la mesure	77
IV.6.5. Répercussion de la mesure sur le patient	77
IV.6.6. Etude multiparamétrique	77
CONCLUSION	79
BIBLIOGRAPHIE	81

Abdelkader MEZIANE

**ETUDE ET REALISATION D'UN APPAREIL DE MESURE DE LA
COMPLIANCE THORACO-PULMONAIRE
EN REANIMATION RESPIRATOIRE**

RESUME

En réanimation respiratoire la mesure de la compliance thoraco-pulmonaire permet d'apporter une aide au diagnostic et à la thérapeutique chez les malades soumis à une ventilation artificielle.

Nous décrivons dans notre travail l'appareillage développé permettant le tracé de la courbe pression-volume pendant l'inflation et la déflation pour des débits faibles (< 2 l/mn).

Cet appareillage se compose de trois parties: une partie pneumatique, une partie électrique et une partie informatique gérant l'ensemble.

La partie pneumatique se compose d'un ensemble de valves permettant l'inflation et la déflation du patient curarisé sous respirateur artificiel.

La partie électrique se compose d'un ensemble de circuits électriques comportant; capteurs, conditionneurs et deux interfaces: l'une permettant l'acquisition des signaux de débit et pression, l'autre permettant la commande des électrovannes associées aux valves.

La partie informatique est composée d'un micro-ordinateur assurant le dialogue avec le manipulateur, la visualisation de la courbe et le calcul des paramètres se rapportant à la courbe et en particulier le calcul de la compliance thoraco-pulmonaire.

Cet appareillage a été testé sur des patients du service de réanimation respiratoire du Pr L. LARENG à l'hôpital Purpan. La méthode de la seringue étant la méthode de référence, elle nous a permis de valider notre appareillage.

Les résultats obtenus montrent qu'il y a une très bonne corrélation entre les deux méthodes pour tout les paramètres mesurés.

**MOTS CLES : COMPLIANCE THORACO-PULMONAIRE - METHODE QUASI-STATIQUE -
METHODE DE SERINGUE - REANIMATION RESPIRATOIRE - VENTILATION ARTIFICIELLE.**