

Modèle patient dans le cadre de la respiration mécanique

Tandis que le Covid-19 continue de se propager, celui-ci a mis en évidence le clair manque de matériel respiratoire au sein des hôpitaux. C'est dans l'optique de comprendre le fonctionnement et les limites de tels appareils que je me suis intéressé aux respirateurs artificiels.

Ce sujet s'ancre particulièrement bien dans le thème annuel. Effectivement, son impact sur la vie de nombreux patients assure la contrainte de santé. Aussi, le caractère préventif de l'appareil est mis en évidence lorsqu'il détecte une anomalie respiratoire, faisant alors office d'alarme pour l'équipe médicale.

Ce TIPE fait l'objet d'un travail de groupe.

Liste des membres du groupe :

- CHANSAT Maxime

Positionnement thématique (ETAPE 1)

PHYSIQUE (Mécanique), SCIENCES INDUSTRIELLES (Génie Electrique), PHYSIQUE (Physique Interdisciplinaire).

Mots-clés (ETAPE 1)

Mots-Clés (en français)	Mots-Clés (en anglais)
<i>Respirateur artificiel</i>	<i>Artificial respirator</i>
<i>Résistance hydraulique</i>	<i>Hydraulic resistance</i>
<i>Arbre bronchique</i>	<i>Bronchial tree</i>
<i>Torsion d'un tuyau</i>	<i>Pipe torsion</i>
<i>Compliance pulmonaire</i>	<i>Lung compliance</i>

Bibliographie commentée

Usuellement, les respirateurs artificiels sont utilisés lors d'anesthésies générales avec intubation. Le patient n'étant plus capable de respirer de manière autonome, la machine seconde les poumons. Son histoire reste malgré tout liée aux pandémies. En effet, un des ancêtres du respirateur artificiel, le poumon d'acier de Drinker-Shaw, fut développé durant les épidémies de poliomyélite [1]. Ces premiers modèles étaient encombrants. C'est cette contrainte, entre autres, qui a façonné son évolution, allant des respirateurs à pression négative, comme le poumon d'acier, aux respirateurs à pression positive comme Makair. Il s'agit d'un nouveau respirateur accessible et open-source, développé par une équipe française qui cherche à l'implanter dans les pays en voie de développement où les hôpitaux sont moins bien équipés.

Expliquons maintenant le fonctionnement d'un respirateur artificiel. L'interaction entre le patient et la machine est assurée par un tube qui peut être inséré dans la trachée du patient (ventilation

invasive) ou connecté à un masque (ventilation non invasive). Ce tube est parfois dédoublé (en dehors du patient) pour les deux phases de la respiration, soit l'inspiration et l'expiration. On parle de respirateur double branches. Pour garantir l'existence d'un cycle respiratoire normal chez le patient, un ventilateur assure l'oxygénation et la ventilation à l'aide d'un piston, d'un vérin, d'un soufflet ou bien de l'air mural dans les hôpitaux. Dans le cas de Makair, une turbine remplace le piston. Elle allège le système et le transforme en une source d'air portative [2]. L'enjeu est alors de maintenir le débit et la pression voulus dans les poumons. Traditionnellement, deux asservissements sont donc possibles [3], un en pression, évitant les risques de surpression au sein du poumon, et un en débit, garantissant un volume courant normal. Le Makair contrôle ces deux données à l'aide d'un capteur de débit et d'une valve de pression chargée de comprimer plus ou moins le tuyau transportant l'air. Ce respirateur peut ainsi réguler la pression et le volume d'air injecté dans les poumons [4].

Pour connaître la réaction du patient à cet asservissement, c'est-à-dire le volume d'air stocké dans ses poumons ainsi que la pression en son sein, une modélisation du tube et du système respiratoire du patient est nécessaire (nommée ici modèle patient). La modélisation électrique est alors proposée [5].

Celle-ci est notamment basée sur l'analogie entre :

- le débit d'air et l'intensité électrique
- la pression et la tension
- la résistance des voies respiratoires et des tissus et la résistance électrique
- la compliance pulmonaire du patient (capacité du poumon à modifier son volume suite à une variation de pression) et la capacité d'un condensateur

La modélisation retenue est donc celle d'un circuit RRCC tenant compte de la compliance du tube, des poumons, et de leurs résistances respectives. En se basant sur l'analogie hydroélectrique et les propriétés du corps humain, cette modélisation a su faire ses preuves en fournissant des résultats théoriques conformes aux attentes pratiques, et ce pour tout type de patient. Elle est alors devenue la référence pour toute schématisation du système respiratoire. À deux reprises, M. Borello a tenté de la simplifier. En [6] et [7], différentes modélisations sont proposées. Le modèle linéaire du circuit est alors dépassé avec des composantes non linéaires permettant de rendre au mieux la complexité du corps. En conclusion, une modélisation du patient par un circuit RRCC est une bonne approximation pour connaître sa réponse au respirateur artificiel grâce à deux grandeurs, la résistance et la compliance. Mais pour avoir une approximation encore plus fine et prendre en compte au mieux les particularités physiques du corps et du tube, le passage dans un domaine non linéaire est nécessaire.

Problématique retenue

Il s'agit de construire un modèle patient tenant compte de la résistance et compliance du tube et du poumon, mais aussi d'étudier leurs impacts sur l'asservissement du système global.

Objectifs du TIPE

Je me propose :

- De modéliser le système respiratoire de différents patients et d'en calculer les résistances ;
- De comparer la résistance du tube liant le respirateur à la trachée aux résistances patients afin de valider ou non son caractère négligeable.
- De valider ces résultats théoriques à l'aide d'une étude expérimentale ayant pour but de déterminer la résistance du tube dans différentes situations types : tuyau allongé, en présence d'un coude, plié. Celle-ci sera menée à l'aide du MakAir, d'une sonde endotrachéale et du tube les reliant. Mon binôme, quant à lui, s'occupera de la compliance.

Références bibliographiques (ETAPE 1)

- [1] C. CHOPIN : L'histoire de la ventilation mécanique : des machines et des hommes. : *Réanimation* 2007 ; 16 : 4-12.
- [2] GITHUB : <https://github.com/makers-for-life/makair/blob/master/docs/Pneumatics/Pneumatic%20Circuit/Pneumatic%20Circuit.png>
- [3] SOCIÉTÉ FRANÇAISE DES INFIRMIER(E)S ANESTHÉSISTES : https://sofia.medicalistes.fr/spip/IMG/pdf/Ventilation_artificielle_les_fondamentaux.pdf
- [4] GITHUB : <https://github.com/makers-for-life/makair/blob/master/docs/Casing/Casing%20Layout/Casing%20Layout%20Pneumatics.png>
- [5] DONALD CAMPBELL, JAMES BROWN : THE ELECTRICAL ANALOGUE OF LUNG : *BJA: British Journal of Anaesthesia*, Volume 35, Issue 11, November 1963, Pages 684-692
- [6] M.BORRELLO : Biomedical Systems : Modeling and Simulation of Lung Mechanics and Ventilator Controls Design. : *A tutorial from Modeling and VisualSimulation in Industry*. [1999].
- [7] M. BORRELLO : Modeling and control of systems for critical care ventilation : *Proceedings of the 2005, American Control Conference, 2005.*, 2005, pp. 2166-2180 vol. 3, doi: 10.1109/ACC.2005.1470291.

DOT

- [1] Début Novembre 2021 : Changement de sujet de TIPE. Intérêt grandissant pour les respirateurs artificiels et prémices de recherches purement factuelles sur ceux-ci.
- [2] Fin Novembre 2021 : Entretien téléphonique avec notre contact au sein de l'équipe développant le MakAir. Cette discussion m'a permis de prendre connaissance des différentes pistes de recherches sur lesquelles il serait intéressant de travailler.
- [3] Début décembre 2021 : Suite à la lecture de [5] : modélisation du système respiratoire par un schéma électrique équivalent. Recherches en parallèle sur l'histoire de la ventilation mécanique et sur les différentes manières de modéliser le système respiratoire à l'aide de la mécanique des fluides.
- [4] Décision fin décembre 2021 : Mon travail visera à déterminer et comparer les résistances hydrauliques du système respiratoire et de celles inhérentes au MakAir. En découle une modélisation théorique de ce dernier qu'il reste à exploiter.

- [5] *Mi-janvier 2022 : En difficulté face au manque et à la variété des données concernant le dimensionnement des voies respiratoires, une extrapolation de celles-ci doit être effectuée pour poursuivre l'exploitation du modèle. Obtention des premières valeurs de résistances mais qui sous évaluent celles attendues avec l'approche pratique.*
- [6] *Décision fin-janvier 2022 : Basé sur des hypothèses simplificatrices, complexifier davantage le modèle théorique semble ardu. Bien que ne reflétant pas parfaitement le phénomène, il demeurera donc inchangé par la suite.*
- [7] *Mi-mars 2022 : Rencontre avec notre contact, découverte physique et prêt du MakAir sur lequel nous allons pouvoir réaliser nos expériences.*
- [8] *Fin Mai 2022 : Exploitation des résultats expérimentaux et confrontation avec ceux théoriques. Mise au point de la soutenance.*