

Modélisation de l'interaction air/mucus dans l'arbre bronchique. Volume pulmonaire vs débit d'air : contraintes de cisaillement dans l'arbre bronchique

Modeling air/mucus interaction in the bronchial tree. Lung volume vs. airflow: shear stress in the bronchial tree

Jean-Claude Jeulin^a
Christian Fausser^b
Dominique Pelca^c
Benjamin Mauroy^c

^a17 ter, Chemin des Chapelaines, 74940 Annecy, France

^b20, rue de Karantalec, 56640 Arzon, France

^c32, rue Charles-Perrin, 93380 Pierrefitte sur Seine, France

^cUniversité Côte d'Azur, CNRS, LJAD, Vader center, Nice, France

Reçu le 07 février 2020 ; reçu sous la forme révisée le 01 juin 2020 ; accepté le 10 juin 2020

RÉSUMÉ

Cet article détaille les différents mécanismes de l'interaction air-mucus dans l'arbre bronchique. La rhéologie du mucus varie en fonction de la pathologie et de sa situation dans l'arbre bronchique. Les modélisations de l'arbre bronchique et du mucus apportent des éclairages sur les interactions air-mucus dans le cadre des pathologies pulmonaires avec encombrement, et sur les possibilités d'utilisation des techniques de modulation du flux expiratoire en kinésithérapie respiratoire de désencombrement.

Niveau de preuve : NA.

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

SUMMARY

We detail in this article the different mechanisms of air mucus interaction in the bronchial tree. The rheology of mucus varies according to the pathology and its location in the bronchial tree. Models of the bronchial tree and mucus shed light on the air-mucus interactions in the context of pulmonary pathologies with congestion, and on the possibilities of using expiratory flow modulation techniques in chest physiotherapy treatment to relieve congestion.

Level of evidence: NA.

© 2020 Elsevier Masson SAS. All rights reserved

INTRODUCTION

Les pathologies respiratoires sont le plus souvent étudiées d'un point de vue clinique ou biologique, alors que les phénomènes physiques sont susceptibles de jouer un rôle fondamental dans la compréhension des conséquences de ces maladies. Les recherches concernant la circulation d'air dans les poumons et les interactions air-mucus sont très récentes.

MOTS CLÉS

Arbre bronchique
Contrainte de cisaillement
Kinésithérapie
Mécanique des fluides
Mucus
Poumon numérique
Seuil de cisaillement

KEYWORDS

Bronchial tree
Shear stress
Physiotherapy
Fluid ecology
Mucus
Digital lung
Shear threshold

Auteur correspondant :

J.-C. Jeulin
ANR Project VirtualChest,
17 ter, Chemin des Chapelaines,
74940 Annecy, France
Adresse e-mail :
jeulinjc0@gmail.com

En kinésithérapie respiratoire de désencombrement, différentes approches ont été décrites autour de la notion d'augmentation contrôlée des flux bronchiques.

Des travaux de modélisation antérieurs ont étudié les conditions nécessaires pour mobiliser le mucus dans les voies respiratoires. Ils ont montré que la diminution des résistances hydrodynamiques était en partie liée à l'étalement du mucus, notamment dans les bronches compressibles [1].

Cet article présente une synthèse pour la kinésithérapie respiratoire de recherches récentes en modélisation des interactions air-mucus au sein de l'arbre bronchique.

GÉOMÉTRIE DE L'ARBRE BRONCHIQUE

Le poumon est habituellement décrit comme un objet quasi-fractal [2]. En fait, dans ses premières divisions, il est irrégulier (orientation des bronches souches et segmentation) pour s'adapter à la géométrie du volume (présence du cœur) ainsi qu'à l'inertie de l'air. Au niveau des générations 7 à 17 (environ), les diamètres diminuent moins vite d'une génération bronchique à la suivante. Au-delà de la 18ème génération (environ), le diamètre ne diminue presque plus. Cette géométrie, ainsi que le caractère asymétrique du poumon, permettent un fonctionnement optimal des poumons lors des variations de volumes et une meilleure résistance des petites bronches au collapsus [3].

Lorsque le rythme respiratoire s'accélère, la vitesse de l'air dans les grosses bronches devient très importante, ce qui accroît les effets inertiels, et crée de la turbulence. La répartition des flux est donc différente de celle de la respiration de repos. La géométrie de l'arbre bronchique et sa variation au cours des cycles respiratoires influencent de manière importante la dynamique des fluides et, par conséquent, les interactions air-mucus.

LE MUCUS

Un film de mucus tapisse l'arbre respiratoire. Ce film est un gel hétérogène, principalement composé d'eau et de biopolymères, produit par les cellules caliciformes de l'épithélium respiratoire et les glandes muqueuses bronchiques. Chez une personne saine, l'épaisseur de mucus est de 5 à 10 μ [4,5]. Il protège l'épithélium et jouerait un rôle dans la réponse immunitaire.

La production du mucus change en fonction des générations bronchiques. L'épithélium contient des cellules sereuses sur tout l'arbre bronchique, mais les cellules muqueuses qui produisent le mucus deviennent de plus en plus rares dans les dernières générations bronchiques. Dans l'arbre bronchique, le mucus a un comportement de fluide non-newtonien. Un fluide est dit non-newtonien lorsque sa viscosité peut varier en fonction de la contrainte mécanique qu'on lui applique ou du temps pendant lequel cette contrainte est appliquée. Par exemple, le ketchup est un fluide non-newtonien : de consistance épaisse dans sa bouteille en plastique, il sort de plus en plus liquide au fur et à mesure de l'augmentation de pression sur la bouteille.

Physiologiquement, les sécrétions progressent vers le carrefour oropharyngé grâce à deux mécanismes naturels. En

l'absence de pathologie, les sécrétions remontent l'arbre bronchique grâce aux mouvements cycliques des cils apicaux situés sur les cellules ciliées de l'épithélium respiratoire. Ce phénomène est connu sous le terme de clairance mucociliaire. Pour maintenir une clairance efficace, la quantité de mucus qui tapisse l'arbre bronchique doit être régulée pour conserver l'épaisseur de 5 à 10 μ au risque de bouchons muqueux. Lors d'un encombrement, le mécanisme physiologique d'épuration bronchique complémentaire est la toux, qui génère des débits d'air importants dans les bronches qui entraînent les sécrétions.

Contrôle de la quantité de mucus au sein de l'arbre bronchique

La quantité de mucus qui entre en un temps donné dans une bronche est égale à celle qui provient de ses bronches filles et à celle qui est produite par les cellules caliciformes et les glandes à mucus. Afin que la quantité de mucus dans la bronche soit conservée, il faut que la quantité de mucus qui sort en un temps donné soit égale à celle qui entre. Comme les voies respiratoires se ramifient de manière dichotomique, le mucus qui entre dans une bronche résulte du mucus qui provient de deux bronches filles.

Si la production intra-bronchique du mucus n'est pas prise en compte, le produit de l'épaisseur de la couche de mucus et par sa vitesse de déplacement due aux battements des cils doit être multiplié par 1,6 à chaque génération pour assurer l'équilibre du mucus à chaque génération. En effet, le flux d'une couche de mucus d'épaisseur τ dans la bronche-mère d'une bifurcation est égal $2\pi R_m \tau V_m$ (rayon de la bronche R_m , vitesse du mucus dans la bronche V_m) et celui qui sort des deux bronches filles est égal à $2 (2\pi R_f \tau V_f)$ (R_f rayon des bronches, V_f vitesse du mucus dans les bronches). Pour conserver l'épaisseur du mucus, il faut alors que les deux flux soient égaux, et ainsi

$$V_m = V_f \times R_f / R_m.$$

Dans le cadre du modèle de poumon symétrique de Weibel, $R_f / R_m \approx 0,8$, la vitesse devrait être augmentée de $2 \times 0,8 = 1,6$. Compte tenu des 16 générations couvertes par la couche de mucus, de leur ramification dichotomique et des modifications de diamètre des différentes générations bronchiques, on estime ainsi à un facteur $1,6^{16} \approx 1000$ l'augmentation de la vitesse de transport du mucus dans l'arbre bronchique, entre les bronches distales et les bronches proximales [6]. Or, il a été montré expérimentalement que ce rapport de vitesse est plutôt de l'ordre de 10 [7,8]. Ce résultat laisse penser que l'escalator mucociliaire, bien que mécanisme principal de déplacement du mucus bronchique, ne peut pas être le seul mécanisme capable de contrôler l'équilibre du mucus...

Mucus : échanges thermiques dans le poumon

Chez un adulte au repos, l'air inspiré dans les conditions habituelles de respiration, n'atteint la température du corps qu'à la 10ème génération. À l'inspiration, l'air se réchauffe et s'humidifie pendant qu'il progresse vers les bronches distales, jusqu'à atteindre une température proche de la température corporelle [9]. Au cours de l'inspiration, dans les premières générations, le flux sanguin dans le tissu conjonctif n'est en

Modélisation de l'interaction air/mucus dans l'arbre bronchique.
Volume pulmonaire vs débit d'air: contraintes de cisaillement dans l'arbre bronchique

Pratique

général pas en mesure de compenser de manière significative les pertes d'énergie dues à la température de l'air. Il en résulte une diminution significative de la température des tissus. À l'expiration, la température de l'air diminue à mesure qu'il progresse vers les voies respiratoires proximales le long d'un tissu conjonctif plus froid. L'air saturé en eau se refroidit et l'eau, en se condensant, libère de l'énergie vers les tissus conjonctifs qui se réchauffent et se réhydratent.

Ces transferts sont réalisés au niveau de la couche la plus externe de l'épithélium, c'est à dire la couche de mucus [10]. En modifiant l'hydratation du mucus, ces mécanismes pourraient intervenir dans le contrôle du volume du mucus le long des générations de l'arbre bronchique. Ces échanges avec l'air dans les bronches complètent les échanges qui ont lieu avec le tissu environnant des bronches [11].

Il semble que pour un même individu, la rhéologie du mucus change en fonction de sa position dans l'arbre bronchique, en particulier en raison de différences en termes d'hydratation et de température [6,10,14].

INTERACTION AIR-MUCUS : DYNAMIQUE D'UN BOUCHON MUQUEUX SOUMIS À UN FLUX D'AIR

Ce paragraphe détaille les différents mécanismes de l'interaction air-mucus dans l'arbre bronchique en fonction de différents modèles d'encombrement.

Cadre général : bronche partiellement obstruée, contrainte et seuil de cisaillement

Le mucus peut être considéré dans une vision simplifiée comme un fluide de Bingham (fluide non-newtonien). Pour mobiliser un tel fluide dans l'arbre bronchique, les frottements induits sur le mucus par l'air, dont l'écoulement résulte de la différence de pression entre l'atmosphère et l'alvéole, doivent induire une contrainte (force par unité de surface = stress) de cisaillement supérieure à la contrainte-seuil de cisaillement du mucus [1].

Dans une conduite remplie d'un fluide non-newtonien à seuil de type Bingham (courbe caractéristique en bleu), il faut que le champ de contrainte (*shear stress*) atteigne une certaine intensité, (*yield stress* ou seuil de cisaillement), avant que la mobilisation du mucus augmente en proportion de l'accroissement du champ de contrainte (Fig. 1).

Bronche partiellement obstruée incompressible

Dans ces bronches, à parois rigides, la différence de pression à atteindre pour mobiliser du mucus en excès est fonction des propriétés non-newtoniennes du mucus, et plus précisément, dans le cas d'une vision simplifiée de type Bingham, de la valeur de sa contrainte-seuil de cisaillement. Pour les écoulements laminaires, le taux de cisaillement g à l'interface air-mucus (variation de la vitesse perpendiculairement à l'interface), est proportionnel au rapport entre le flux et le cube du rayon de la bronche : $g \approx F/R^3$ (g = taux de cisaillement dans une bronche de rayon R traversée par un flux d'air F) [13]. En cas d'écoulement turbulent ou mixte, le calcul est plus complexe, la turbulence générant des courants secondaires.

Pour les bronches incompressibles, que l'écoulement soit turbulent ou laminaire, il suffit d'augmenter le débit expiratoire jusqu'à générer une contrainte suffisante pour mobiliser le mucus (contrainte de cisaillement).

Bronche partiellement obstruée compressible

Le diamètre bronchique varie en fonction du volume de remplissage du poumon, par la mise en tension du tissu élastique pulmonaire. Dans les petites bronches compressibles, l'écoulement est laminaire et l'augmentation de débit est limitée par l'augmentation des résistances à l'écoulement de l'air. Pour mobiliser le mucus lors de l'expiration, il est donc nécessaire de créer une augmentation du débit (Fig. 2) associé à une diminution du diamètre bronchique qui permette de dépasser la contrainte de cisaillement du mucus pour le déplacer sans créer de collapsus bronchique [13].

Cadre général d'une bronche totalement obstruée : Pression critique

Une occlusion bronchique est une obstruction complète de la bronche. Les occlusions pulmonaires sont le résultat d'une réaction, entre les parois des bronches et le mucus. Ces occlusions peuvent être de deux types [14] :

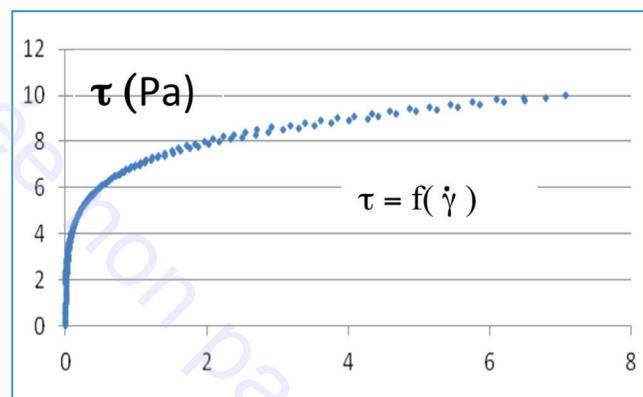


Figure 1. Comportement non-newtonien avec fort seuil de contrainte [8].

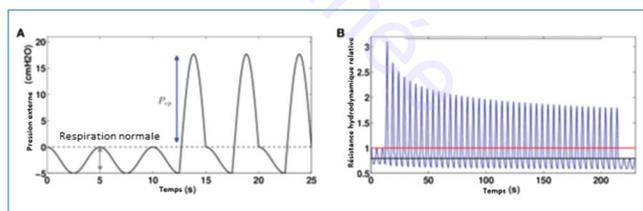


Figure 2. Résultats des modélisations Air/mucus : étalement des sécrétions, diminution de la résistance hydrodynamique [10]. A. Augmentation de la pression externe lors de l'expiration. B. La ligne bleue correspond à la résistance hydrodynamique relative en fin d'expiration spontanée (FRC) durant la manipulation. La ligne rouge correspond à la résistance hydrodynamique relative en fin d'expiration spontanée (FRC) avant la manipulation. La ligne noire correspond à la résistance hydrodynamique relative en fin d'expiration spontanée (FRC) après la manipulation.

- Occlusions créées par la présence de ponts liquides dans le cas de bronches incompressibles ;
- Occlusions par effondrement de la bronche sur elle-même dans le cas de bronches compressibles.

Bronches incompressibles : occlusions créées par la présence de ponts liquides

Dans les bronches incompressibles, l'accumulation du mucus en cas de pathologies pulmonaires avec hypersécrétion peut créer un pont liquide qui obstrue totalement la lumière bronchique.

Lors de la formation de ponts liquides, la réouverture de la voie bronchique ne peut être obtenue que grâce à de fortes différences de pression entre l'amont et l'aval du pont liquide (comme celles issues de la toux) afin de détruire ces ponts liquides. La pression doit générer un champ de contrainte supérieur à la contrainte de cisaillement du mucus pour le mobiliser. Selon la différence de pression entre l'amont et l'aval du pont liquide (mucus), le pont peut se mettre en mouvement, accélérer et diminuer de volume, ou ralentir et augmenter de volume (Fig. 3). On appelle pression critique la pression qui marque la différence entre l'accélération progressive du mucus jusqu'à sa destruction ou la décélération progressive du mucus avec accroissement de la dimension du bouchon muqueux. Si, en se déplaçant, le bouchon muqueux perd plus de matière qu'il n'en récolte, la dimension du bouchon diminue jusqu'à ce qu'il se rompe, réouvrant ainsi les voies respiratoires pour l'échange de gaz [14].

Bronches compressibles : occlusions par effondrement de la bronche sur elle-même, instabilité capillo-élastique et tension visqueuse

Un tube capillaire est un tube très fin dans lequel les forces de tension superficielles des fluides sont importantes. Chez le sujet sain, des phénomènes de capillarité apparaissent au-delà de la 10^e génération [15]. Les forces de tensions superficielles exercées par le mucus sur les parois créent une instabilité qui peut amener à la fermeture de la bronchiole en fin d'expiration lorsque la pression interne de la bronche est faible (Fig. 4). La différence entre la pression interne de la bronche et la pression tissulaire intra-pulmonaire, ajoutée aux forces de tension superficielles du mucus, favorisent un effondrement de la bronche sur elle-même (Fig. 5) [14]. Chez le sujet sain, pour une épaisseur de mucus entre 5 et 10 μ , les bronchioles se ré-ouvrent lors du cycle respiratoire.

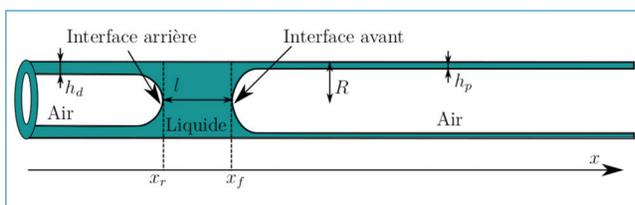


Figure 3. Schéma d'un pont liquide de taille L , dans un tube rigide de rayon R . Le tube est ici pré-mouillé avec un film de liquide d'épaisseur h_p . Le pont liquide se déplace selon un axe x . On note alors les positions des interfaces x_r pour l'interface arrière et x_f pour l'interface avant. Le pont liquide laisse derrière lui un film de liquide d'épaisseur h_d [11].

Chez le sujet pathologique, une perturbation harmonique (oscillation sinusoïdale de la paroi) peut faire varier l'épaisseur de liquide sur les parois, jusqu'à ce que les liquides qui tapissent le tube se rejoignent et créent un pont liquide. L'instabilité de formation de ponts liquides est appelée l'instabilité de Rayleigh-Plateau (Fig. 6A et B) [14].

Chez le sujet pathologique, l'épaisseur du film de mucus peut dépasser 25 % du rayon intérieur des voies respiratoires, ce qui facilite les phénomènes d'instabilité et de fermeture des

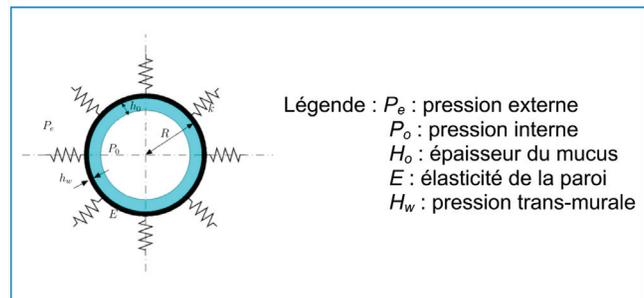


Figure 4. Pression trans-murale bronchique [11].

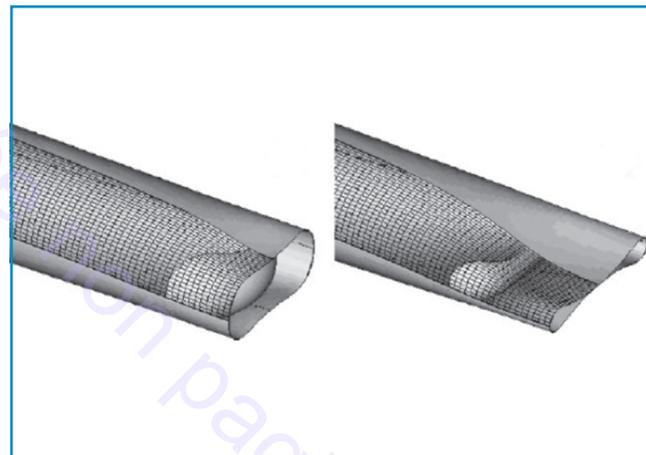


Figure 5. Effondrement de la bronche [11].

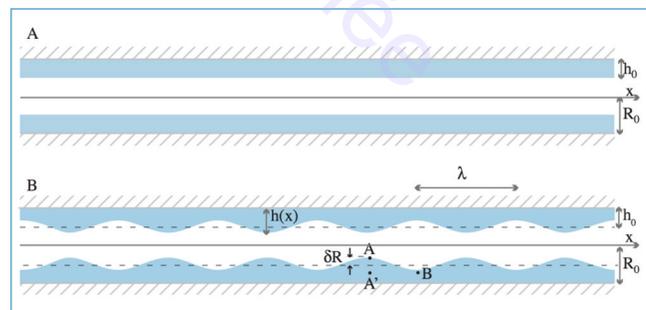


Figure 6. Schéma de l'instabilité capillaire. A. Situation initiale pour un tube de rayon R_0 dont les parois sont recouvertes d'une couche de liquide d'épaisseur h_0 . B. Situation perturbée de façon harmonique (sinusoïdale).

Modélisation de l'interaction air/mucus dans l'arbre bronchique.
Volume pulmonaire vs débit d'air: contraintes de cisaillement
dans l'arbre bronchique

Pratique

parois bronchiques. À cela s'ajoutent les forces de tension visqueuse liées au mucus pathologique.

Pour rouvrir les voies respiratoires, le transport du bouchon muqueux ne peut se faire que par un flux d'air auquel s'ajoute, à l'inspiration, pour les bronches compressibles, une traction radiale par le tissu élastique pulmonaire qui augmente le diamètre bronchique.

« L'importance relative des forces de tension visqueuses et superficielles dépend du nombre capillaire ($Ca = \mu U/\gamma$), où μ est la viscosité du mucus, U la vitesse et γ la tension de surface. Ainsi, lorsque le nombre capillaire (Ca) est petit, la pression d'ouverture agit comme une « pression d'écoulement » apparente qui doit être dépassée avant que l'ouverture des voies respiratoires ne puisse débuter (Figs. 7 et 8). Lorsque Ca est important (Ca supérieur à 0,5), les forces visqueuses s'ajoutent sensiblement aux pressions d'ouverture totales. En conséquence, les prévisions concernant les conditions d'ouverture des voies respiratoires suggèrent que la fermeture des voies respiratoires peut persister pendant une grande partie de l'inspiration lorsque la viscosité du mucus ou la tension superficielle sont élevées. » [16].

CONTRIBUTION DE LA MODÉLISATION À LA KINÉSITHÉRAPIE

Les modélisations sont construites à partir de la sélection et de l'étude d'un nombre minimal de phénomènes biophysiques qui expliquent le comportement du système. Ensuite, d'autres phénomènes physiques sont ajoutés progressivement afin d'affiner les prédictions du modèle [1,17–19]. La modélisation permet de comprendre les phénomènes impliqués dans les techniques de désencombrement. Elle aide ainsi à mieux appréhender les stratégies de soin et, éventuellement, à proposer des solutions pour les optimiser.

Dans le cadre des pathologies hypersécrétantes, le mucus se comporte comme un fluide non-newtonien sur l'ensemble de l'arbre bronchique [1,14]. L'emplacement du maximum du stress de cisaillement dans l'arbre bronchique dépend alors du débit, du diamètre bronchique et de la compressibilité de la bronche.

Nos modèles prédisent que la contrainte de cisaillement devrait atteindre un maximum dans les parties distales de l'arbre bronchique. Le cisaillement augmente entre la bronche-mère et les bronches-filles d'une bifurcation bronchique quand le diamètre des bronches-filles est plus petit que le diamètre de la bronche-mère. Le tissu environnant appuie sur les bronches et s'oppose à la pression induite par l'écoulement de l'air qui est d'autant plus forte que la bronche est distale. Ainsi, le diamètre des bronches dépend de leur compliance et de ces contraintes mécaniques. Dans la partie proximale, les bronches ont tendance à être comprimées, ce qui augmente le cisaillement avec la profondeur de l'arbre bronchique. Cependant, à partir d'une certaine profondeur, la pression de l'air devient suffisante pour s'opposer à la pression du tissu environnant et les bronches ne sont plus comprimées, voire se dilatent [20]. Elles ne peuvent donc pas être complètement fermées [20]. Dans le cas où une zone est obstruée, la pression de l'air dans la partie distale à l'obstruction est augmentée par rapport au cas non obstrué à même débit

d'air, ce qui dilate encore plus les bronches. En fait, l'obstruction génère une pression expiratoire positive, (P.E.P.) qui empêche le collapsus bronchique au niveau distal.

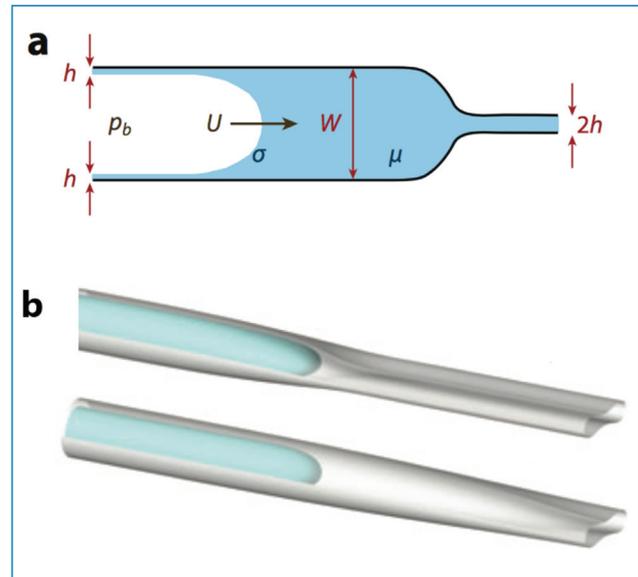


Figure 7. Modèle de réouverture pulmonaire, parois très compressibles [11]. a : Un doigt d'air se propageant à vitesse constante dans un tube élastique effondré (ou un canal 2D) rempli de fluide visqueux. Le doigt d'air ouvre la voie aérienne et redistribue le fluide dans une fine doubleur liquide. b : Formes représentatives de la paroi du tube et de l'interface air-liquide dans différents régimes en 3D.

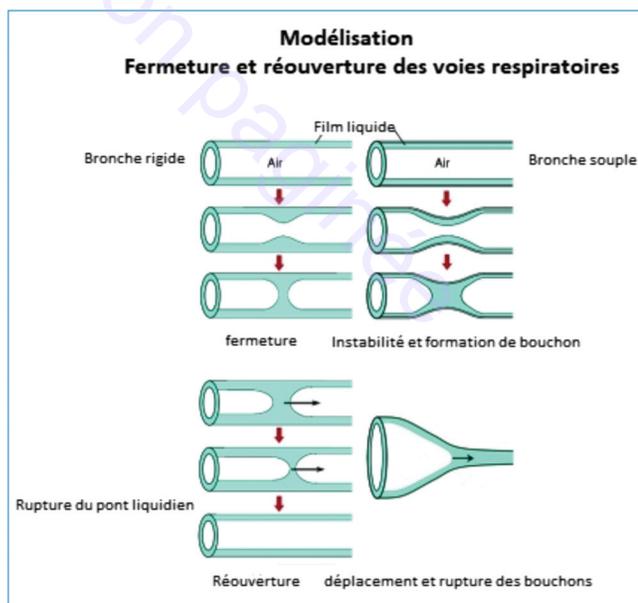


Figure 8. Schéma récapitulatif : Modélisation de la fermeture et réouverture des bronches incompressibles et compressibles [11].

Pour commencer à mobiliser le mucus, la contrainte de cisaillement g sur le mucus, doit être supérieure au seuil de cisaillement du mucus (Fig. 9). La mobilisation du mucus commence dans les parties les plus profondes du poumon, du fait de l'étranglement des bronches distales ($g \approx F/R^3$), ou du moins dans celles où la lumière est la plus faible (petit diamètre ou obstruction).

Comme les modèles l'indiquent, le maximum de contrainte de cisaillement se déplace vers le haut de l'arbre (proximal) lorsque le débit d'air est augmenté [20]. Ces modèles suggèrent que le choix du volume pulmonaire et du débit permettent de localiser l'interaction air-mucus. Les phénomènes précédents se produisent quelle que soit la cause de l'obstruction.

Dans une bronche, à un débit expiratoire donné, la pression augmente dans la partie distale de la bronche et les bronches de génération suivante sont dilatées. Dans le cas d'une bronche comprimée, le taux de cisaillement maximal est situé exactement au niveau de cette bronche. Si la constriction est due à une accumulation de mucus, le stress de cisaillement élevé aide à déplacer le mucus supplémentaire vers la partie proximale du poumon [20].

Lors d'un embranchement, si une seule voie est obstruée, la pression varie de façon continue entre l'entrée et une des sorties du pont liquide non encombré. En conséquence, la différence de pression entre l'entrée et la sortie du pont liquide dans la voie encombrée est plus petite. Elle n'est pas fonction de la pression alvéolaire, mais de la différence entre l'amont et l'aval du pont liquide et de la pression transmurale bronchique. Il faut donc développer des différences de pression plus importantes entre l'alvéole et l'atmosphère pour atteindre la pression critique de transition et obtenir la rupture du pont liquide [14].

CONCLUSION

Ces approches par modélisations donnent un aperçu de la complexité des relations air-mucus au sein du poumon. Il apparaît que, pour mobiliser le mucus lors de pathologies :

- Le choix du volume pulmonaire et du débit pourraient permettre de localiser l'interaction air-mucus ;
- Le champ de contrainte doit toujours être supérieur au seuil de cisaillement, ce qui implique un débit supérieur à celui de la respiration de repos pour être efficace sur le plus de bronches possibles, tout en évitant la fermeture bronchique. La force de cisaillement est maximale au niveau de l'obstruction ;
- Pour les bronches compressibles, la pression interne de la bronche, au-delà de la zone encombrée, a tendance à s'opposer à l'occlusion de la bronche lors de l'expiration.

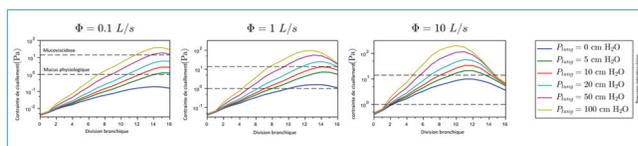


Figure 9. Modélisation de la distribution de la contrainte de cisaillement dans l'arbre bronchique [14].

L'effet principal de l'augmentation de la contrainte de cisaillement au niveau encombré est une diminution de la résistance hydrodynamique de la bronche, par déplacement du mucus vers les zones proximales et étalement du mucus sur la paroi [1].

Dans le cadre de la kinésithérapie respiratoire de désencombrement, les propriétés non-newtoniennes du mucus [1], leur évolution par rapport à la pathologie [14] et la compressibilité des petites bronches [21] impliquent que la contrainte de cisaillement nécessaire et suffisante pour mobiliser le mucus varie en fonction de la pathologie et de la position de l'encombrement au sein de l'arbre bronchique. Les variables pour adapter la contrainte de cisaillement à un niveau d'encombrement bronchique sont l'intensité du débit au sein de l'arbre bronchique et la pression tissulaire intra-pulmonaire. Les techniques de kinésithérapie qui utilisent le flux se caractérisent et consistent en une augmentation du champ de contrainte sur le mucus, à un niveau suffisant pour le mobiliser, afin de diminuer la résistance hydrodynamique de la bronche tout en préservant la lumière bronchique.

Les conclusions d'une modélisation ne sont valables que dans le cadre du modèle. Néanmoins, cette approche de modélisation pourrait aider les médecins à mieux comprendre les pathologies de la *clearance* mucociliaire et les kinésithérapeutes à mieux comprendre les techniques qu'ils utilisent [22]. Ces phénomènes biophysiques seront complétés, comparés aux données cliniques disponibles et intégrés dans une modélisation du poumon dans le cadre de ce projet (*virtual chest*, poumon numérique) (Fig. 10).

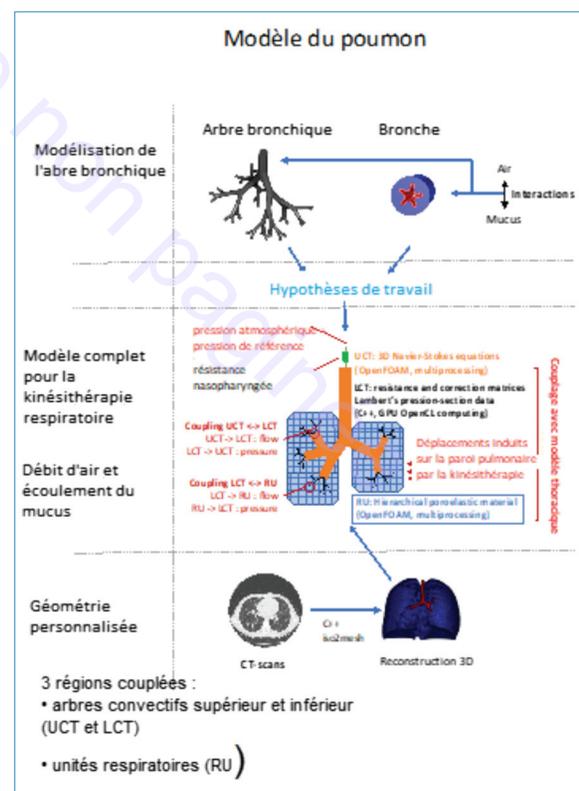


Figure 10. Modèle du poumon.

Déclaration de liens d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

RÉFÉRENCES

- [1] Mauroy B, Flaud P, Pelca D, Fausser C, Merckx J, Mitchell BR. Toward the modeling of mucus draining from human lung: role of airways deformation on air-mucus interaction. *Frontiers in Physiology*. *Front Physiol* 2015; 6: 214. <http://dx.doi.org/10.3389/fphys.2015.00214>.
- [2] Weibel ER. Beau poumon – bon poumon ? Les bases morphométriques de la fonction pulmonaire. *Rev Mal Respir* 2004; 21: 665–71.
- [3] Mauroy B, Filoche M, Weibel ER, Sapoval B. An optimal bronchial tree may be dangerous. *Nature* 2004; 427: 633–6. <http://dx.doi.org/10.1038/nature02287>.
- [4] Grotberg JB. Respiratory fluid mechanics and transport processes. *Annu Rev Biomed Eng* 2001; 3: 421–57.
- [5] Yager D, Cloutier T, Feldman H, Bastacky J, Drazen JM, Kamm RD. Airway surface liquid thickness as a function of lung volume in small airways of the guinea pig. *J Appl Physiol* 1994; 77: 2333–40.
- [6] Karamaoun C, Sobac B, Mauroy B, van Muylem A, Haut B. New analysis of the mechanisms controlling the bronchial mucus balance. *Proceedings of the 27th CANCEM*, May 27–30, Sherbrooke, Québec, Canada, 2019.
- [7] Asmundsson T, Kilburn KH. Mucociliary clearance rates at various levels in dog lungs. *Am Rev Respir Dis* 1970; 102: 388–97. <https://doi.org/10.1164/arrd.1970.102.3.388> [PMID: 5450905].
- [8] Iravani J, Melville GN. Mucociliary function in the respiratory tract as influenced by physicochemical factors. *Pharmacol Ther B* 1976; 2: 471–92. [PMID: 10581].
- [9] Mc Fadden ER, Pichurko BM, Bowman HF, Ingenito E, Burns S, Dowling N, et al. Thermal mapping of the airways in humans. *J Appl Physiol* 1985; 58: 564–70. <https://doi.org/10.1152/jap.1985.58.2.564> [PMID: 3980358].
- [10] Karamaoun C, Sobac B, Mauroy B, van Muylem A, Haut B. New insights into the mechanisms controlling the bronchial mucus balance. *PLoS One* 2018; 13: e0199319.
- [11] Combes A, Dekerle J, Dumont X, Twomey R, Bernard A, Daussin F, Bougault V. Continuous exercise induces airway epithelium damage while a matched-intensity and volume intermittent exercise does not. *Respir Res* 2019; 20: 12. <https://doi.org/10.1186/s12931-019-0978-1>.
- [12] Flaud P, Fleury V. Rhéologie de mucus, modèles et écoulement bronchique, 2019, MSC Université Denis Diderot, Paris, France.
- [13] Jeulin J.C, Fausser C, Pelca D. Les modèles en kinésithérapie respiratoire. *Kinesither Rev* 2018; 18: 30–5.
- [14] Magniez JC. Écoulements de ponts liquides dans des tubes capillaires : application aux maladies d'encombrement pulmonaire, Thèse de Doctorat, Université Lille 1: France; 2017.
- [15] Duclaux V, Clanet C, Quéré D. The effects of gravity on the capillary instability in tubes. *J Fluid Mech* 2006; 556: 217–26.
- [16] Gaver DP, Samsel RW, Solway J. Effects of surface tension and viscosity on airway reopening. *J Applied Physiol* 1990; 69: 74–85.
- [17] Lai SK. Micro- and macrorheology of mucus. *Adv Drug Deliv Rev* 2009; 61: 86–100.
- [18] Pedley AI. The prediction of pressure drop and variation of resistance within the human bronchial airways. *Resp Physiol* 1970; 9: 387–405.
- [19] Lambert RK, Wilson TA, Hyatt RE, Rodarte JR. A computational model for expiratory flow. *J Appl Physiol* 1982; 52: 44–56.
- [20] Stephano J, Mauroy B. Modeling shear stress distribution in a deformable airway tree, Laboratoire JA Dieudonné, Centre VADER, Université Côte d'Azur - CNRS, Nice, France; 2019.
- [21] Mauroy B. Hydrodynamique dans le poumon, relations entre flux et géométries. Thèse de Doctorat, spécialité Mathématiques, École Normale Supérieure de Cachan, 2004.
- [22] Mauroy B, Kumar H. Numerical model of air-mucus interactions in a bronchus. *Eur Respir J* [Internet]. 2017;50(suppl 61). Disponible sur : https://erj.ersjournals.com/content/50/suppl_61/PA2543 [cité 11 avr 2020]