



HAL
open science

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

Jean-Claude Jeulin, Christian Fausser, Dominique Pelca, Benjamin Mauroy

► To cite this version:

Jean-Claude Jeulin, Christian Fausser, Dominique Pelca, Benjamin Mauroy. Modélisation de l'interaction air/mucus dans l'arbre bronchique. Volume pulmonaire vs débit d'air : contraintes de cisaillement dans l'arbre bronchique. *Kinésithérapie, la Revue*, 2020, 20 (228), pp.21-27. 10.1016/j.kine.2020.06.008 . hal-03065945

HAL Id: hal-03065945

<https://hal.science/hal-03065945>

Submitted on 18 Oct 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

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

Jeulin Jean-Claude^{1,*}, Fausser Christian^{2,*}, Pelca Dominique^{3,*}, Mauroy Benjamin^{4,*},

¹PHD, MKDE, 17 Ter chemin des chapelaines, 74940 Annecy

²M2 SDE, MKDE

³M2SDE, MKDE, Pierrefitte (93)

⁴Université Côte d'Azur, CNRS, LJAD, Vader center, Nice, France.

*Project VirtualChest, ANR n° 16-ce19-0014, 2017-2022.

Publié dans

Résumé :

Nous détaillons dans cet article 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.

We detail in this article the different mechanisms of air mucus interaction in the bronchial tree. The rheology of mucus varies depending on the pathology and the situation in the bronchial tree. The numerical modeling of the bronchial tree and of the air-mucus interface shed light on air-mucus interactions in the context of crowded pulmonary pathologies and on the possibilities of using expiratory flow modulation techniques in chest physiotherapy.

Mots-clés : arbre bronchique ; contrainte de cisaillement ; kinésithérapie ; mécanique des fluides ; mucus ; poumon numérique ; seuil de cisaillement.

Keywords: air-mucus ; interface ; bronchial tree ; chest physiotherapy ; numerical simulations; virtual chest.

1 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.

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

Dans le cadre de nos recherches, nos travaux de modélisation avaient étudié les conditions nécessaires pour mobiliser le mucus dans les voies respiratoires, et montré que la diminution des résistances hydrodynamiques était en partie liée à l'étalement du mucus, notamment dans les bronches compressibles [1].

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

2 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. Pour les générations d'environ 7 à 17 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 au collapsus des petites bronches [3].

Lorsque le rythme respiratoire s'accélère, les vitesses de l'air dans les grosses bronches deviennent très importantes, accroissant les effets inertiels, et créant 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.

3 Le mucus

Un film de mucus tapisse l'arbre respiratoire. Ce film est un gel hétérogène, principalement composé d'eau et de bio-polymères, 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 μm [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 séreuses sur tout l'arbre bronchique, mais les cellules muqueuses produisant le mucus deviennent de plus en plus rares dans les dernières générations bronchiques. De même, la présence des glandes à mucus est plus importante dans les premières divisions 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 est appliquée cette contrainte. 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 oro-pharyngé 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 muco-ciliaire. 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 génèrent des débits d'air importants dans les bronches, entraînant les sécrétions.

3.1 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 entrant dans une bronche résulte du mucus provenant 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 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 $2 \cdot 2\pi r_f \tau v_f$ (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 $v_m = 2 v_f r_f / r_m$ comme expliqué dans le texte.

Dans le cadre du modèle de poumon symétrique de Weibel, le rapport r_f / r_m est approximativement de 0,8, soit $r_m/r_f \approx 0,8$, 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 une augmentation d'un facteur $1.6^{15} \approx 1000$ 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... Ce que nous approfondissons dans le chapitre suivant.

3.2 Mucus : échanges thermiques dans le poumon

L'air inspiré chez un adulte, dans les conditions habituelles de respiration, n'atteint la température du corps qu'à la 10^{ème} génération au repos. 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 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 ayant 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 températures [6] [10] [14].

4 Interaction air-mucus: dynamique d'un bouchon muqueux soumis à un flux d'air

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

4.1 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.

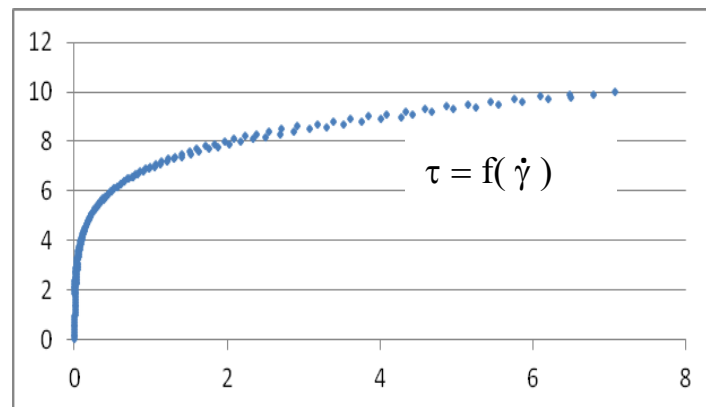


Figure 1 : Comportement non newtonien avec fort seuil de contrainte [12]. Dans une conduite remplie d'un fluide non-Newtonien à seuil de type Bingham (courbe caractéristique en bleu), il faut que le champ de contrainte (shear stress) atteigne une certaine intensité, (yield stress ou seuil de cisaillement), avant que la mobilisation du mucus augmente en proportion de l'accroissement du champ de contrainte.

4.1.1 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 : $g \sim F/r^3$ (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).

4.1.2 Bronche partiellement obstruée compressible

En premier lieu, nous rappelons ici que 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 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.

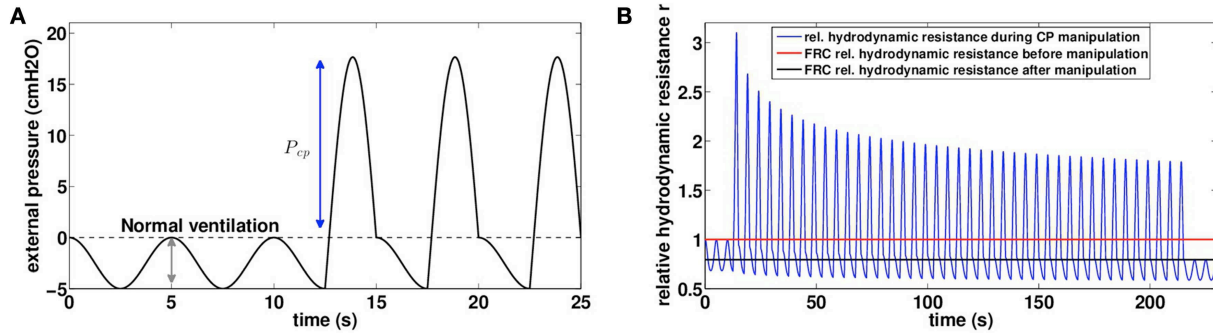


Figure 2 : Résultats des modélisations Air/mucus : étalement des sécrétions, diminution de la résistance hydrodynamique [13]. **A :** augmentation de la pression externe lors de l'expiration. **B :** La ligne bleue correspond à la résistance hydrodynamique en fin d'expiration spontanée (FRC) durant la manipulation. La ligne rouge correspond à la résistance hydrodynamique en fin d'expiration spontanée (FRC) avant la manipulation. La ligne noire correspond à la résistance hydrodynamique en fin d'expiration spontanée (FRC) après la manipulation.

4.2 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 sont de deux catégories [14] :

- 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.

4.2.1 Bronches incompressibles : Occlusions créées par la présence de ponts liquides :

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

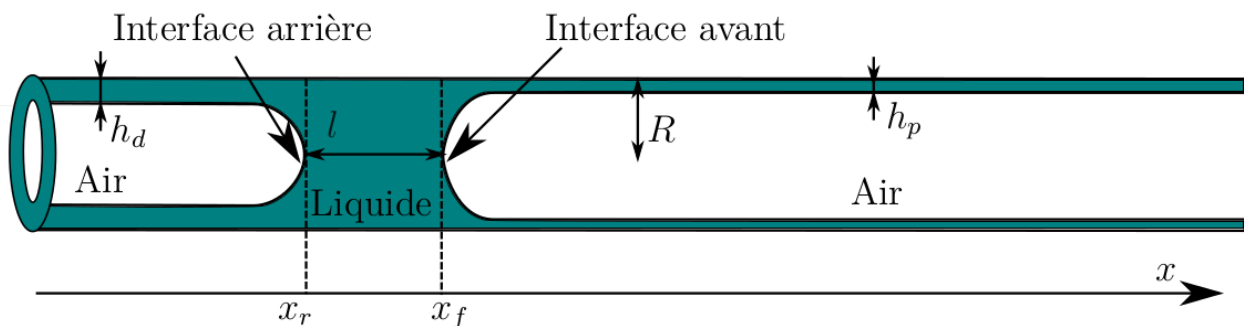


Figure 3 : Schéma d'un pont liquide de taille L , dans un tube rigide de rayon R . Le tube est ici pré-mouillé avec un film de liquide d'épaisseur h_p . Le pont liquide se déplace selon un axe x . On note alors les positions des interfaces x_r pour l'interface arrière et x_f pour l'interface avant. Le pont liquide laisse derrière lui un film de liquide d'épaisseur h_d [14].

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. 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 le bouchon muqueux en se déplaçant, perd plus de matière qu'il n'en récolte, la dimension du bouchon diminue jusqu'à ce qu'il se rompe, ré-ouvrant ainsi les voies respiratoires pour l'échange de gaz.

4.2.2 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, au-delà de la 10ème génération [15], apparaissent des phénomènes de capillarité. 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. 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. Chez le sujet sain, pour une épaisseur de mucus entre 5 et 10 μ , les bronchioles se réouvrent lors du cycle respiratoire.

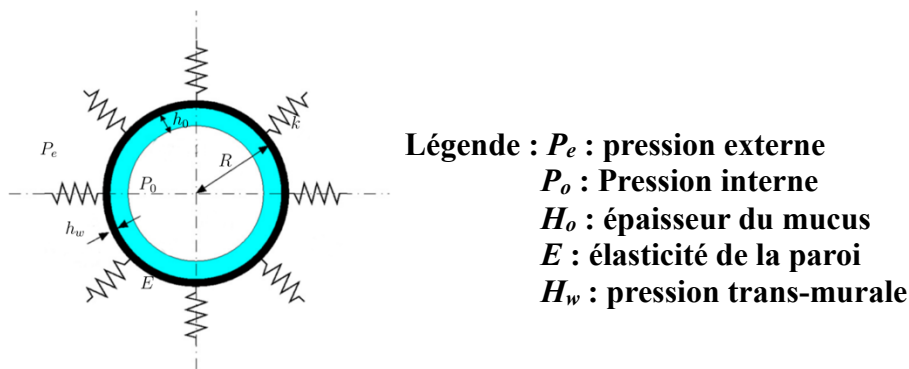


Figure 4 : Pression trans-murale bronchique [14]

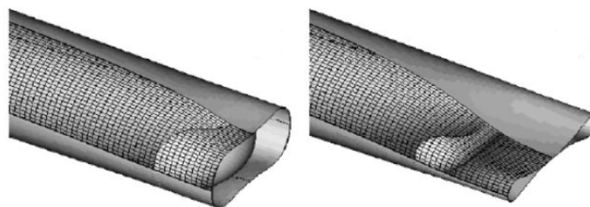


Figure 5 : Effondrement de la bronche [14]

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 tapissant le tube se rejoignent et créent un pont liquide. L'instabilité de formation de ponts liquides est appelée l'instabilité de Rayleigh-Plateau (figure 6 A et B) [14].

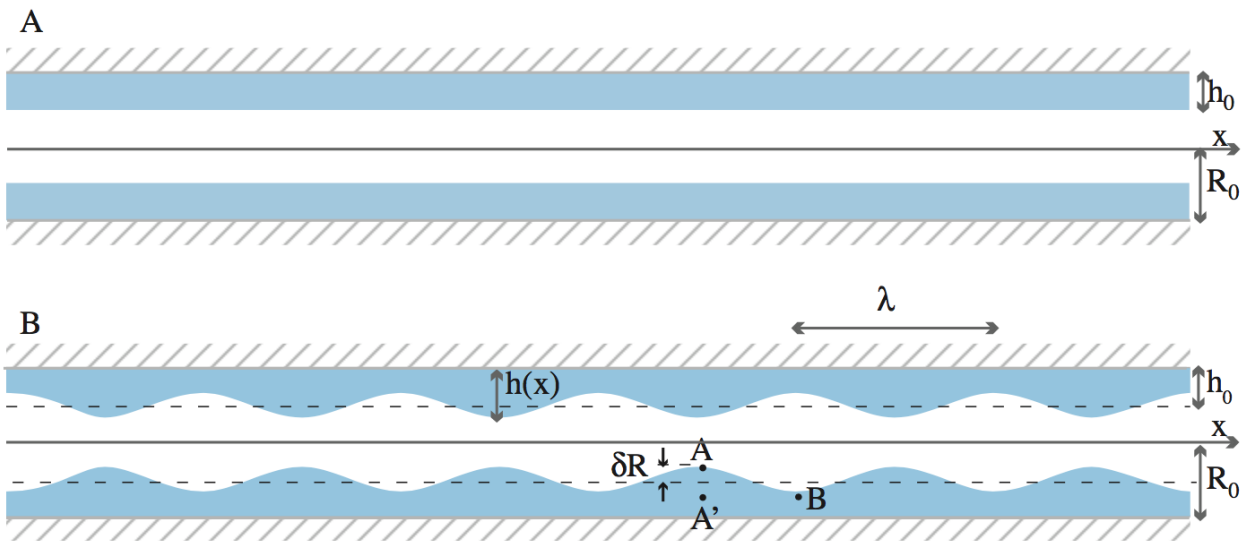


Figure 6. Schéma de l'instabilité capillaire. **A** : Situation initiale pour un tube de rayon R_0 dont les parois sont recouvertes d'une couche de liquide d'épaisseur h_0 . **B** : Situation perturbée de façon harmonique (sinusoïdale).

Chez le sujet pathologique, l'épaisseur du film de mucus peut dépasser, 25% du rayon intérieur des voies respiratoires, facilitant les phénomènes d'instabilité et de fermeture des parois bronchiques. A cela s'ajoute les forces de tension visqueuse liées au mucus pathologique.

Pour réouvrir 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. 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].

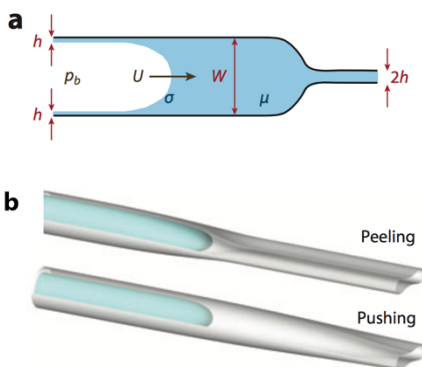


Figure 7 : Modèle de réouverture pulmonaire, parois très compressibles [14]. **a** : Un doigt d'air se propageant à vitesse constante dans un tube élastique effondré (ou un canal 2D) rempli de fluide visqueux. Le doigt d'air ouvre la voie aérienne et redistribue le fluide dans une fine doublure liquide.

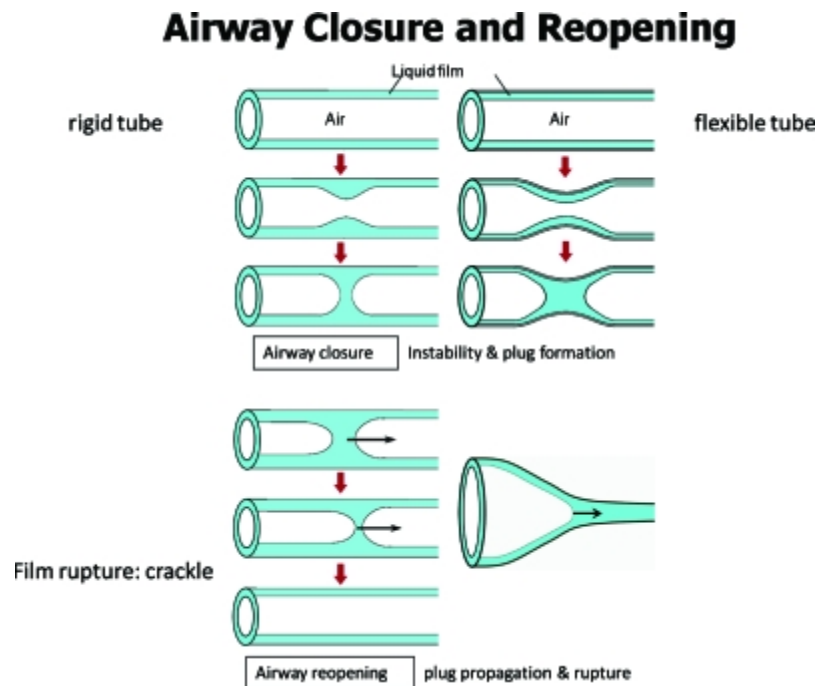


Figure 8 : Schéma récapitulatif : Modélisation de la fermeture et réouverture des bronches incompressibles et compressibles [14]

5 Contribution de la modélisation à la kinésithérapie :

Les modélisations sont construites à partir d'une sélection et étude d'un nombre minimal de phénomènes biophysiques qui expliquent le comportement du système. Ensuite, afin d'affiner les prédictions du modèle, sont ajoutés progressivement d'autres phénomènes physiques [1] [17] [18] [19]. La modélisation permet de comprendre les phénomènes impliqués dans les techniques de désencombrement. La modélisation permet ainsi de mieux appréhender les stratégies de soin et, éventuellement, de proposer des solutions pour les optimiser.

Dans le cadre des pathologies hyper-sécrétantes, le mucus se comporte comme un fluide non Newtonien sur l'ensemble de l'arbre bronchique [1][14].

L'emplacement dans l'arbre bronchique du maximum du stress de cisaillement 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 bronche-filles d'une bifurcation bronchique, quand le volume des bronches-filles est plus petit que le volume 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 volume 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]. Celles-ci 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, dilatant encore plus les bronches. En fait l'obstruction génère une PEP qui empêche le collapsus bronchique en distal.

Pour commencer à mobiliser le mucus, la contrainte de cisaillement g sur le mucus, doit être supérieure au seuil de cisaillement du mucus. La mobilisation du mucus commence dans les parties les plus profondes du poumon, du fait de l'étroitesse des bronches distales ($g \sim F/r^3$), ou du moins 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.

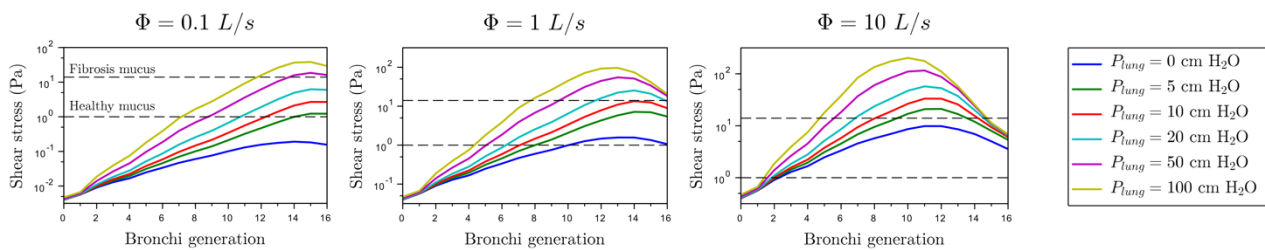


Figure 9: Modélisation de la distribution de la contrainte de cisaillement dans l'arbre bronchique. [20]

Ces modèles suggèrent que le choix du volume pulmonaire et du débit permettent de localiser l'interaction air-mucus. Les phénomènes précédents se produiront quelle que soit la cause de l'obstruction :

-Dans une bronche, à un débit expiratoire donné, la pression augmentera dans la partie distale de la bronche et les bronches de génération suivante seront dilatées. Dans le cas d'une bronche comprimée, le taux de cisaillement maximal sera alors situé exactement au niveau de cette bronche. Si la constriction est due à une accumulation de mucus, le stress de cisaillement élevé aidera 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]

6. 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 pourrait 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, optimal 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.

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, leur évolution par rapport à la pathologie, la compressibilité des petites bronches, la répartition de la pression dans le réseau pulmonaire contre-indiquent toutes manœuvres stéréotypées.

Les techniques de modulation du flux se caractérisent et consistent en une augmentation du champ de contrainte sur le mucus, à un niveau suffisant pour le mobiliser, en conservant la lumière bronchique, afin de diminuer la résistance hydrodynamique de la bronche.

Les modélisations récentes indiquent la possibilité de mobiliser le mucus en profondeur [20] [21] :

« Mimicking exercise, CP and cough regimes, our model predicts mucus motion down to lung's generations 4, 9 and 15 respectively. Mucus distribution pattern depends on the bronchi size. In small bronchi, mucus tends to form travelling plugs. In larger bronchi, mucus forms a non-flat layer on the wall and is moved in waves, with original behaviors and shapes».21].

Les conclusions d'une modélisation ne sont valables que dans le cadre du modèle. Ce modèle est néanmoins le plus récent, le plus performant pour fournir aux praticiens des pistes d'amélioration des techniques de flux. Dans le cadre du projet « virtual chest, poumon numérique » ces phénomènes biophysiques seront complétés, comparés aux données cliniques disponibles et intégrés dans une modélisation du poumon. A terme, cela permettra d'étudier les phénomènes liés au cycle respiratoire.

« This modeling approach might help physicians to better understand mucus transport's pathologies and CP practitioners to get better insights on their techniques» [21]

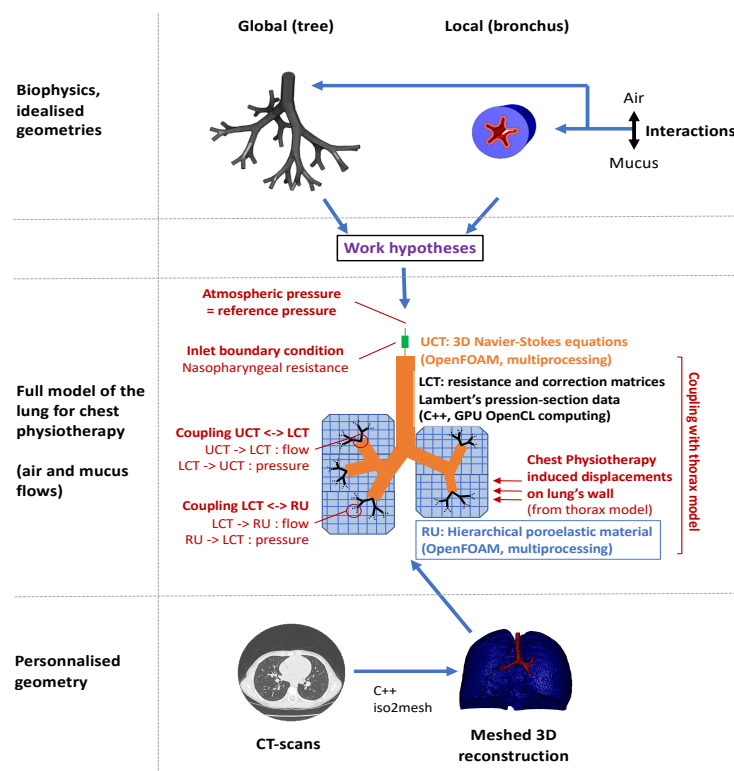


Figure 10 : Modèle du poumon

Bibliographie :

1. Mauroy B, Flaud P, Pelca D , Fausser C , Merckx J and .Mitchell B, Toward the modeling of mucus draining from human lung: role of airways deformation on air-mucus interaction.
2. Weibel E.R. Beau poumon – bon poumon ?, Les bases morphométriques de la fonction pulmonaire, Rev Mal Respir 2004 ; 21 : 665-71
3. Mauroy, B., Filoche, M., Weibel, E. R., and Sapoval, B. (2004). An optimal bronchial tree may be dangerous. Nature 427, 633–636. doi: 10.1038/nature02287

4. Grotberg J. B., Respiratory fluid mechanics and transport processes, Annual review of biomedical engineering , vol. 3, no. 1, pp. 421-457, 2001.
5. D. Yager, T. Cloutier, H. Feldman, J. Bastacky, J. M. Drazen, and R. D. Kamm, Airway surface liquid thickness as a function of lung volume in small airways of the guinea pig, Journal of Applied Physiology , vol. 77, no. 5, pp. 2333-2340, 1994.
6. Karamaoun C. et al., 2019, New analysis of the mechanisms controlling the bronchial mucus balance. Proceedings of the 27 th CANCAM, Sherbrooke, Québec, Canada, May 27-30, 2019
7. Asmundsson T, Kilburn KH. Mucociliary clearance rates at various levels in dog lungs. Am Rev Respir Dis. 1970; 102(3):388-397.
<https://doi.org/10.1164/arrd.1970.102.3.388> PMID: 5450905
8. Irvani J, Melville GN. Mucociliary function in the respiratory tract as influenced by physicochemical factors. Pharmacol Ther B. 1976; 2(3):471-492. 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(2):564-570.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1985.58.2.564> PMID: 3980358
10. Karamaoun C. et al. 2018, "New insights into the mechanisms controlling the bronchial mucus balance", PloS One, 13(6): e0199319.)
11. Combes, A., Dekerle, J., Dumont, X., Twomey, R., Bernard, A., Daussin, F., Bougault, V., 2019. Continuous exercise induces airway epithelium damage while a matched-intensity and volume intermittent exercise does not. Respiratory Research 20.
<https://doi.org/10.1186/s12931-019-0978-1>
12. P. Flaud – V. Fleury, Rhéologie de mucus, modèles et écoulement bronchique, MSC Université Denis Diderot
13. Jeulin J.C. Fausser C. Pelca D. Les modèles en kinésithérapie respiratoire, Kinesither Rev 2018;18(196):30-35
14. MAGNIEZ JC. Écoulements de ponts liquides dans des tubes capillaires : application aux maladies d'encombrement pulmonaire, Thèse de Doctorat, 10 Juillet 2017
15. V. Duclaux, C. Clanet, and d. Quéré, "the effects of gravity on the capillary instability in tubes," Journal of Fluid Méchanics, vol 556, pp. 217-226, 2006
16. D. P. Gaver, R. W. Samsel, and J. Solway, Effects of surface tension and viscosity on airway reopening, Journal of Applied Physiology , vol. 69, no. 1, pp. 74-85, 1990.
17. Lai, S. K. & Al. (2009). Micro- and macrorheology of mucus. Adv. Drug Deliv. Rev. 61, 86-100.
18. Pedley & Al. (1970). The prediction of pressure drop and variation of resistance within the human bronchial airways. Resp. Physiol. 9(3). 387-405.
19. Lambert, R. K. & Al. (1982). A computational model for expiratory flow. J. Appl. Physiol. 52, 44-56.
20. Stephano J, Mauroy B, Modeling shear stress distribution in a deformable airway tree, Laboratoire JA Dieudonné, Centre VADER, Université Cote d'Azur - CNRS, Nice, France April 28, 2019
21. Mauroy B, Kumar H. Numerical model of air-mucus interactions in a bronchus. European Respiratory Journal [Internet]. 1 sept 2017 [cité 11 avr 2020];50(suppl 61). Disponible sur: https://erj.ersjournals.com/content/50/suppl_61/PA2543