



Rôle du cisaillement de l'air sur l'écoulement du mucus : propositions en kinésithérapie pour la surveillance des nourrissons atteints d'affections respiratoires

Role of air shear in mucus flow: Recommendations for physiotherapy in the monitoring of infants with respiratory conditions

Christian Fausser^a
Jean-Claude Jeulin^b
Benjamin Mauroy^c
Jonathan Stéphano^d

^aMK, 56000 Vannes, France

^bMK, 74000 Annecy, France

^cLaboratoire J.A.-Dieudonné (UMR 7351) CNRS, Campus Sciences, Parc Valrose, Université Côte d'Azur, 28, avenue Valrose, 06108 Nice Cedex 02, France

^dExpert en calculs scientifiques, Campus Sciences, Parc Valrose, Université Côte d'Azur, 28, avenue Valrose, 06108 Nice Cedex 02, France

Reçu le 04 novembre 2024 ; reçu sous la forme révisée le 03 juin 2025 ; accepté le 04 juin 2025

MOTS CLÉS

Diagnostic
Encombrement
Kinésithérapie
Modélisation
Mucus
Seuil

KEYWORDS

Diagnosis
Encumbrance
Physiotherapy
Modelling
Mucus
Threshold

RÉSUMÉ

L'obstruction des voies aériennes inférieures chez le nourrisson est multifactorielle. Son auscultation donne moins d'informations que chez l'adulte car elle ne peut requérir la participation du nourrisson. Cet article est centré sur l'encombrement et son diagnostic chez le nourrisson. À partir de recherches effectuées dans le cadre de modélisations du poumon, les auteurs proposent une approche kinésithérapique de surveillance dans le cadre des pathologies respiratoires obstructives du nourrisson.

Niveau de preuve : NA.

© 2025 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés, y compris ceux relatifs à la fouille de textes et de données, à l'entraînement de l'intelligence artificielle et aux technologies similaires.

SUMMARY

Lower airway obstruction in infants is multifactorial. Auscultation provides less information than in adults, since it cannot require the infant's participation. This article focuses on airway congestion and its diagnosis in infants. Based on research conducted within the framework of lung modelling. The authors propose a physiotherapeutic approach for monitoring respiratory pathologies in infants.

Level of evidence: NA.

© 2025 Elsevier Masson SAS. All rights reserved, including those for text and data mining, AI training, and similar technologies.

Auteur correspondant :

J.-C. Jeulin
MK, 74000 Annecy, France.
Adresse e-mail :
jeulinjc0@gmail.com

<http://dx.doi.org/10.1016/j.kine.2025.06.008>

© 2025 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés, y compris ceux relatifs à la fouille de textes et de données, à l'entraînement de l'intelligence artificielle et aux technologies similaires.

INTRODUCTION

Dans les pathologies respiratoires obstructives du nourrisson, l'obstruction bronchique est multifactorielle (inflammation, encombrement, hyperréactivité bronchique) et, pour une même pathologie, l'encombrement bronchique peut être variable selon les patients [1]. Les techniques kinésithérapiques de drainage reposent sur l'hypothèse que les contraintes mécaniques générées par le flux d'air sur les sécrétions permettent de les mobiliser. Cependant les conditions expiratoires qui permettent de mettre le mucus en mouvement ne sont pas clairement établies [2].

Physiologiquement, trois éléments interviennent dans l'interaction air/mucus :

- Les propriétés mécaniques du mucus ;
- La géométrie de l'arbre bronchique ;
- Le flux d'air et la contrainte qu'il impose au mucus au sein de l'arbre bronchique.

La recherche d'un encombrement des voies aériennes inférieures doit tenir compte de ces trois éléments.

En 1962, Weibel propose le premier modèle mathématique de l'arbre trachéobronchique [3]. Les modèles (Fig. 1) se sont progressivement affinés et traduits en progrès cliniques dans le diagnostic et le traitement des maladies pulmonaires [4].

Le projet « *VirtualChest* » a pour but de modéliser l'ensemble de la mécanique ventilatoire, en conditions physiologiques et pathologiques. Il a notamment permis le développement de modèles mathématiques [5] afin d'analyser la répartition des contraintes de cisaillement

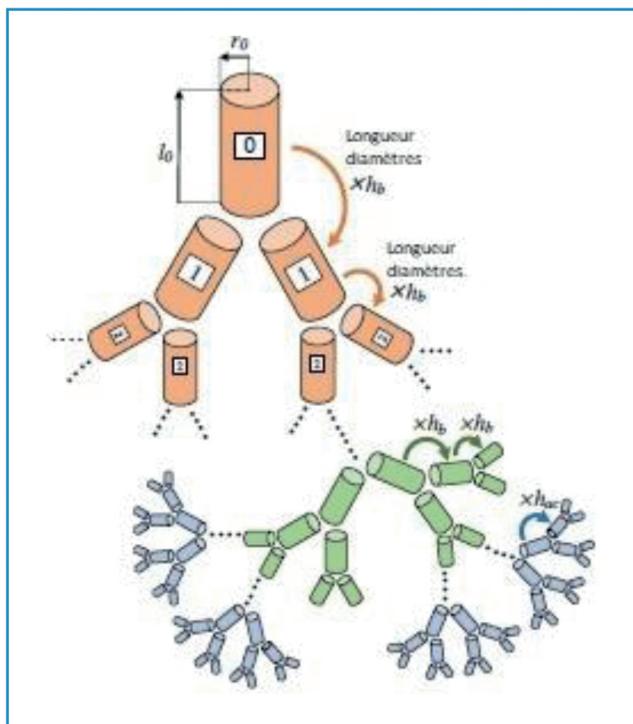


Figure 1. Modèle mathématique de l'arbre trachéobronchique.

induites par l'écoulement d'air dans un modèle d'arbre bronchique. Ce modèle intègre des processus physiques clés qui influencent les contraintes de cisaillement : l'arborescence du réseau bronchique, l'asymétrie des bifurcations et de la structure de l'arbre, la compliance des bronches, certains effets d'inertie de l'air et d'éventuelles obstructions bronchiques.

PRINCIPES PHYSIQUES ET RÉPONSES DES MODÈLES MATHÉMATIQUES

Premier principe : Le champ de contrainte doit toujours être supérieur au seuil de cisaillement, ce qui implique, pour le mobiliser, d'agir soit sur le flux, soit sur le diamètre bronchique, ou les deux.

La rhéologie du mucus varie en fonction des pathologies. Elle varie aussi en fonction de sa position dans l'arbre bronchique, en particulier en raison de différences en termes d'hydratation et de températures [6]. Le mucus a un comportement de fluide non-newtonien. Il reste statique si les contraintes subites sont inférieures à un seuil critique (SC). Il s'écoule comme un liquide si ces contraintes sont supérieures au SC. Dans nos modèles, conformément à la littérature, le SC varie d'environ 1 Pa pour le mucus sain, à 15 Pa dans le cas de la mucoviscidose [2]. Physiologiquement, l'épaisseur de mucus est de 5 à 10 μ [7,8]. Au-delà, la surépaisseur de la couche de mucus augmente la résistance au passage de l'air dans la bronche (résistance hydrodynamique) et les forces de tension superficielles à l'interface air/mucus peuvent perturber la *clearance* mucociliaire[9].

Dans une conduite remplie d'un fluide non-newtonien, il faut que les contraintes de cisaillement atteignent une certaine intensité (seuil de cisaillement) avant que la mobilisation du mucus ne débute (Fig. 2)

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 de cisaillement (force par unité de surface) supérieure à la contrainte-seuil de cisaillement du mucus (Fig. 3). Cette contrainte

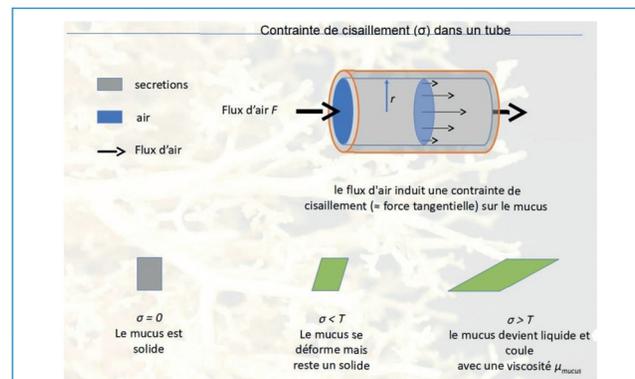


Figure 2. Contrainte-seuil de cisaillement du mucus.

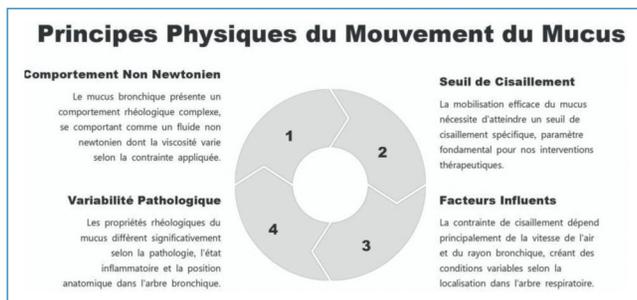


Figure 3. Principes physiques du mouvement du mucus.

est proportionnelle à la vitesse de l'air et inversement proportionnelle au rayon de la bronche [10] (Pour un même débit, la contrainte de cisaillement est plus forte dans une petite bronche que dans une grosse). Lors de la respiration de repos, les frottements induits sur le mucus par l'air sont insuffisants pour mobiliser le mucus.

Deuxième principe : l'augmentation du flux est limitée et lors du mouvement expiratoire dirigé, la stabilité de la lumière bronchique dépend de la pression trans-bronchique (différence entre la pression du parenchyme et la pression intrabronchique).

Les résistances au passage de l'air varient selon le diamètre bronchique. Pendant l'expiration, le parenchyme comprime les bronches et s'oppose donc à la pression de l'écoulement d'air, plus forte dans les bronches distales [11]. Le diamètre bronchique dépend donc de la compliance [12] et des contraintes mécaniques.

Dans la région médiane de l'arbre bronchique, les bronches tendent à se comprimer (Fig. 4) [11]. Lors d'une obstruction partielle, la pression d'air augmente en zone distale comparativement à une situation non obstruée, ce qui dilate davantage les bronches à débit égal [11]. L'obstruction génère ainsi une pression expiratoire positive (PEP) qui réduit l'instabilité bronchique au niveau distal.

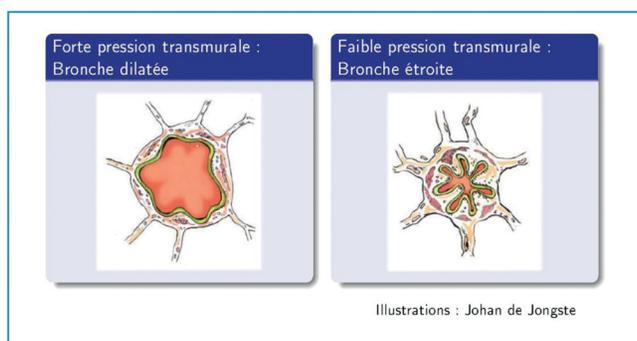


Figure 4. Bronche comprimée.

Troisième principe : La localisation du pic de contrainte de cisaillement dans l'arbre bronchique est modulée par la variation du flux et du volume pulmonaire.

L'arbre bronchique adopte une configuration géométrique irrégulière dans ses ramifications primaires. Il s'ajuste aux contraintes anatomiques de la cage thoracique et aux propriétés physiques de l'air (Fig. 5) [13]. Cette asymétrie structurelle se manifeste par deux phénomènes distincts : premièrement, par des bronches filles qui présentent des diamètres non uniformes à chaque bifurcation et, deuxièmement, par une variation topologique où les *acini* établissent une connexion avec la trachée via un nombre différent de bifurcations [11]. Cette architecture asymétrique contribue à l'optimisation fonctionnelle pulmonaire lors des modifications volumétriques et augmente la résistance des bronchioles au phénomène de collapsus [11].

Les modélisations mathématiques [11] incorporent ces données. Elles montrent que, dans un système pulmonaire physiologique, les débits variables associés aux différents volumes pulmonaires participent activement à la mobilisation du mucus, en complément de l'activité de l'appareil mucociliaire. Le volume pulmonaire et le débit aérien déterminent conjointement la localisation de la contrainte de cisaillement efficace. Néanmoins, l'architecture asymétrique engendre une distribution non homogène des forces de cisaillement et des courants aériens dans les régions distales de l'arbre bronchique.

Quatrième principe : En pratique, pour tester et mobiliser l'encombrement dans les bronches distales, il est probablement nécessaire d'agir en premier lieu sur les bronches proximales.

Lors de pathologies 'sécrétantes', les encombrements ne sont pas localisés seulement dans les bronches d'une même génération, mais répartis sur plusieurs générations, dans les différents sous-arbres. Tout encombrement bronchique modifie les propriétés de l'écoulement d'air, notamment

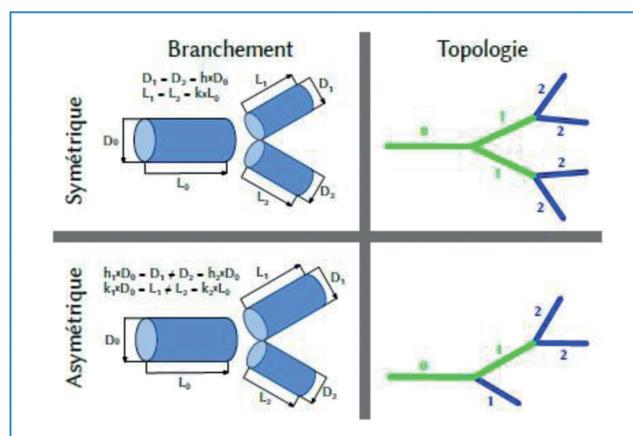


Figure 5. Contraintes anatomiques de la cage thoracique.

dans les bronches distales. Les modèles mathématiques prédisent qu'un encombrement à un niveau donné provoque une baisse des forces de cisaillement dans les bronches distales. Il est donc probable qu'un encombrement en cache d'autres au niveau distal où la contrainte de cisaillement est affaiblie (Fig. 6) [11].

PROPOSITION : APPROCHE ITÉRATIVE BASÉE SUR UN CYCLE DIAGNOSTIC – TRAITEMENT

La complexité de la bronchiolite, caractérisée par l'œdème, l'encombrement et l'hyperréactivité bronchique, pourrait expliquer les résultats contradictoires observés dans les études concernant la prise en soins kinésithérapiques [14]. Pour surmonter ces défis, il est crucial d'identifier les enfants susceptibles de répondre favorablement à ces techniques et de clarifier les manœuvres spécifiques [15,16].

Pour optimiser la prise en soins kinésithérapiques de la bronchiolite, il est essentiel de développer des approches diagnostiques précises qui permettent d'identifier les enfants susceptibles de bénéficier de ces techniques.

Approche diagnostique de l'encombrement

L'approche diagnostique de l'encombrement repose principalement sur l'observation clinique, complétée par l'auscultation. L'auscultation du nourrisson est réalisée sur des petits volumes (volume courant) et est donc

peu contributive par rapport à l'auscultation d'un adulte, qui peut participer à la demande (premier et troisième principes). L'observation clinique inclut la présence d'une toux grasse, qui indique généralement un encombrement au niveau de l'arbre bronchique proximal, bien qu'elle ne fournisse pas d'informations sur un éventuel encombrement distal [17]. L'écoute des *ronchi*, crépitants et des sibilants au stéthoscope est également essentielle pour évaluer l'encombrement [18]. Cependant, chez le nourrisson, ces sibilants ne permettent pas de déterminer la cause exacte de l'obstruction, ce qui rend nécessaire l'utilisation de l'augmentation du flux expiratoire (AFE) pour clarifier la signification des sibilants [19].

Volume pulmonaire vs débit d'air : contraintes de cisaillement dans l'arbre bronchique

Travailler à différents volumes pulmonaires peut optimiser l'efficacité de la manœuvre, notamment dans les zones à risque de collapsus bronchique chez les nourrissons. Deux techniques de référence illustrent cette approche :

1. Drainage autogène (Chevaillier et Gauchez) : Le patient ventile sur toute sa capacité vitale : il commence à la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF), avec une expiration lente jusqu'au volume résiduel (VR), puis effectue une ventilation spontanée dans le volume de réserve expiratoire (VRE) et va progressivement vers le volume de réserve inspiratoire (VRI) (Fig. 7). Cette technique se décompose en trois phases : décollement à bas volume, rassemblement à moyen volume, et

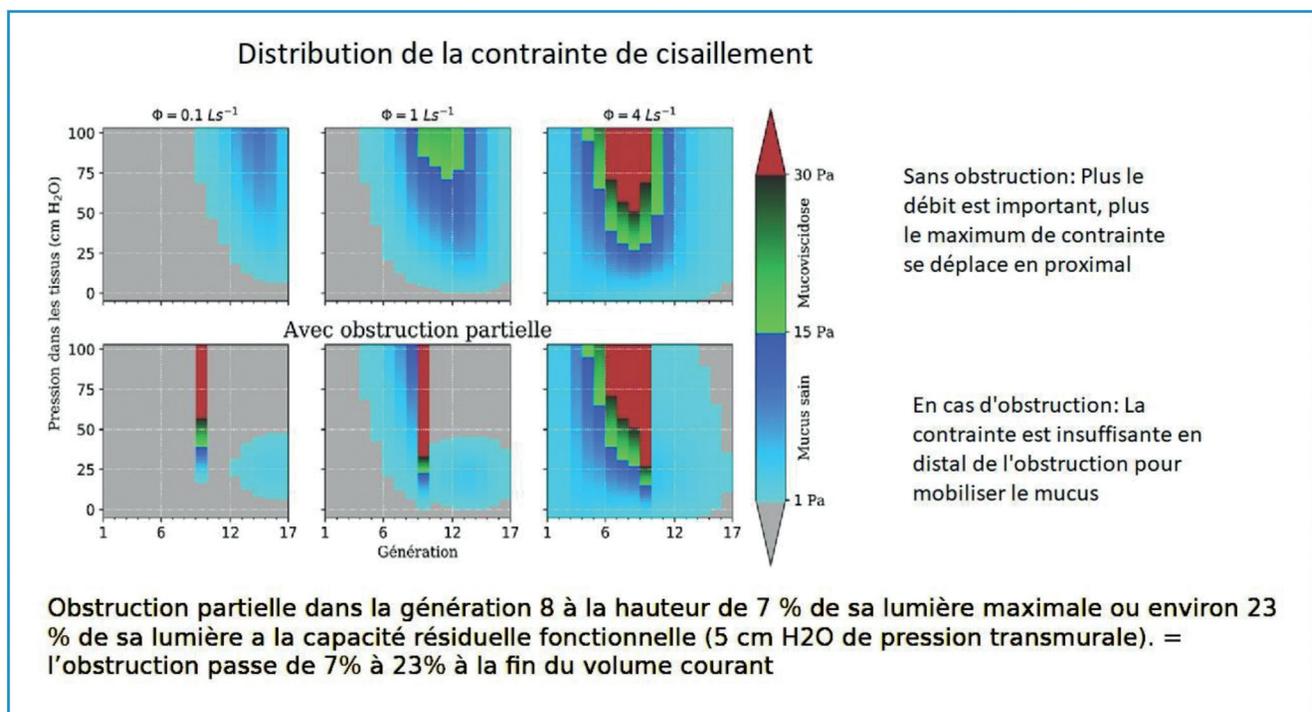


Figure 6. Distribution de la contrainte de cisaillement.

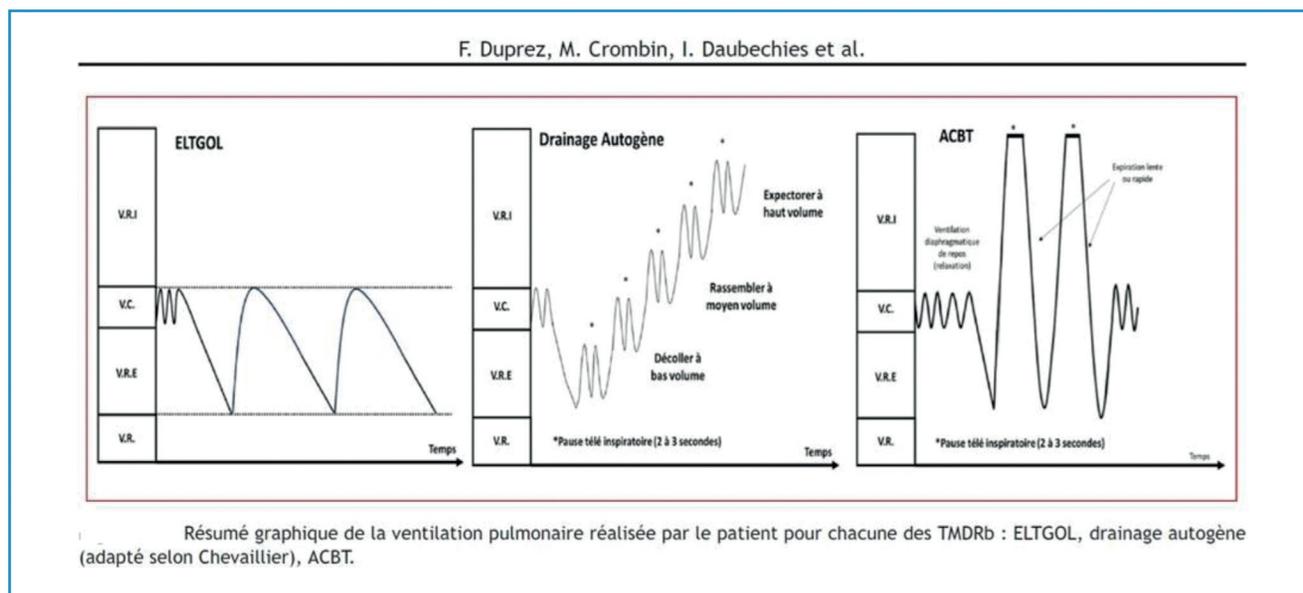


Figure 7. Résumé graphique de la ventilation pulmonaire.

expectoration à haut volume, ce qui évite le collapsus bronchique [16]. Le drainage autogène assisté (DAA) est basé sur les principes du drainage autogène. Il est utilisé chez les enfants et les patients incapables de participer activement au traitement. En modulant manuellement le niveau de respiration fonctionnelle dans la capacité vitale, un flux d'air optimal est obtenu au niveau des générations de voies aériennes ciblées, où les sécrétions ont été identifiées [20] ;

2. Expiration lente prolongée (Postiaux) : Cette technique passive d'aide expiratoire commence à la fin d'une expiration spontanée et se poursuit jusqu'au volume résiduel (VR) [19].

Sur la base de nos travaux, nous proposons une autre approche pour la recherche d'un encombrement. Les hypothèses des modèles utilisés limitent l'analyse à une perspective qualitative. Nous proposons de réduire les résistances hydrodynamiques des bronches proximales avant de tester l'encombrement éventuel des bronches de plus petit calibre.

Augmentation du flux expiratoire : Approche itérative

L'augmentation du flux expiratoire (AFE) est une technique de kinésithérapie respiratoire qui repose sur une mobilisation physiologique de la cage thoracique durant la phase expiratoire. Le kinésithérapeute positionne une main entre la fourchette sternale et la ligne bi-mamelonnaire du thorax du nourrisson, en appliquant un mouvement crânio-caudal, selon un axe oblique de 45 degrés. Cette technique respecte la biomécanique naturelle des articulations costo-vertébrales et sollicite à minima la tension des arcs costaux. Aucune compression thoracique ou force excessive n'est effectuée. L'autre main, non active, contenant de la sangle abdominale, se positionne dans les plis inguinaux par l'intermédiaire de l'éminence hypothénar et de l'auriculaire pour contenir l'abdomen.

La logique thérapeutique s'articule autour d'un principe séquentiel fondamental : les modélisations montrent qu'un encombrement proximal constitue un obstacle à la mobilisation des sécrétions plus distales (principe 4). Cette compréhension physiologique guide le praticien dans une progression méthodique qui commence par dégager les bronches proximales avant de cibler progressivement les voies aériennes plus profondes.

L'approche thérapeutique suit une séquence itérative rigoureuse :

1. Face à l'obstruction, le praticien observe comment le nourrisson adapte sa respiration, souvent par une distension dynamique où le volume courant (VC) se décale vers les hauts volumes pulmonaires. Le repérage initial du volume courant permet au kinésithérapeute d'identifier le point de départ de la technique ;
2. Le kinésithérapeute utilise ensuite des débits progressivement croissants dans le volume courant (VC) jusqu'à atteindre le seuil de cisaillement nécessaire pour mobiliser efficacement le mucus (principe 1) ;
3. Une fois les résistances hydrodynamiques des bronches proximales réduites, le praticien explore le volume de réserve expiratoire (VRE) pour cibler les bronches de plus petit calibre, toujours guidé par les indicateurs comportementaux du diamètre bronchique (principe 2). L'expiration reste spontanée durant le volume courant (VC) et la manœuvre commence au départ du volume résiduel expiratoire (VRE) (principe 3) (Fig. 8) ;
4. La manœuvre se termine naturellement lorsque le bruit expiratoire cesse, ce qui signale la fin du volume mobilisable ;
5. Après mobilisation du mucus vers les zones tussigènes, le cycle diagnostique-thérapeutique recommence. Cela permet une réévaluation continue et adaptative de l'état respiratoire du nourrisson (principe 4).

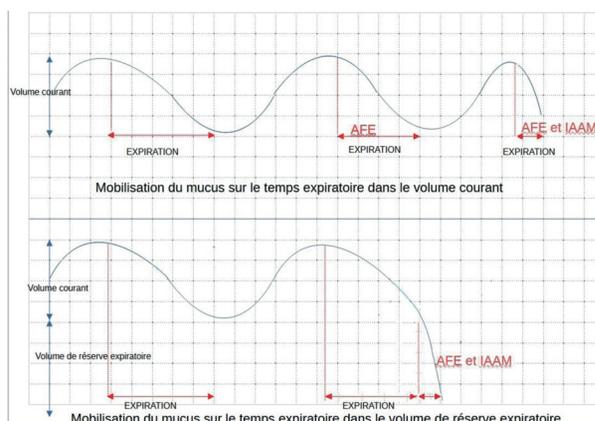


Figure 8. Mobilisation du mucus sur le temps expiratoire.

Cette méthode progressive garantit une prise en soins en accord avec les principes physiques qui régissent l'écoulement des fluides dans l'arbre bronchique et le comportement des sécrétions. Dans cette optique, il est crucial de surveiller les indicateurs d'efficacité de l'augmentation du flux expiratoire (AFE). Ils permettent d'évaluer en temps réel l'impact des techniques de flux sur le comportement bronchique et la mobilisation du mucus.

Indicateurs d'efficacité de l'augmentation du flux expiratoire

Lors de l'utilisation des techniques de flux, il est essentiel de surveiller les signes, en particulier chez les nourrissons porteurs d'une pathologie sous-jacente qui pourrait modifier la compliance bronchique. Des indicateurs, haptiques et sonores [21], nous renseignent sur le comportement du diamètre bronchique et sur la recherche de l'obtention de l'interaction air/mucus au cours de l'expiration dirigée. La perception d'une sonorité qui évolue vers l'aigu, à la bouche du nourrisson, en comparaison au bruit de référence expiratoire de celui-ci traduit la réduction des diamètres bronchiques. Simultanément, une sensation de diminution de la compliance sous l'effet de la compression dynamique des voies aériennes se manifeste par une légère résistance au mouvement expiratoire. La mobilisation du mucus se

traduit par la perception à la bouche de bruits adventices de type *ronchus* au cours du flux expiratoire augmenté, souvent accompagnées de vibrations perçues sous la main thoracique [21] (*Tableau I*).

Pour optimiser l'efficacité des techniques de flux et garantir une prise en soins adaptée, il est crucial d'interpréter les indicateurs haptiques et sonores afin de réorienter, si nécessaire, la stratégie médicale en fonction des résultats obtenus par l'augmentation du flux expiratoire (AFE).

Apport de l'augmentation du flux expiratoire pour une réorientation médicale

Cette technique représente un élément déterminant dans l'orientation thérapeutique des pathologies respiratoires obstructives.

ANALYSE DE L'OBSTRUCTION PARTIELLE

L'interprétation des sibilants après augmentation du flux expiratoire (AFE) offre des informations diagnostiques précieuses sur la nature de l'obstruction bronchique.

La disparition complète des sibilants après augmentation du flux expiratoire (AFE) témoigne d'une libération totale de la lumière bronchique, ce qui confirme que l'encombrement constituait la cause principale de l'obstruction. Cette situation valide l'efficacité immédiate du soin.

Une simple diminution des sibilants indique, quant à elle, une libération partielle des voies respiratoires. Ce résultat suggère la coexistence d'autres facteurs pathologiques, notamment une inflammation persistante ou une hyperréactivité bronchique qui contribuent à l'obstruction résiduelle.

La persistance des sibilants sans changement notable après l'augmentation du flux expiratoire (AFE) révèle un problème différent. Elle témoigne d'une réduction du calibre bronchique principalement attribuable à l'inflammation et/ou à l'hyperactivité bronchique plutôt qu'à l'encombrement. Dans ce cas, il est impératif de réorienter le patient vers le médecin pour une réévaluation clinique. À noter que la contrainte de cisaillement perd son efficacité au-delà de l'obstruction, ce qui rend impossible l'évaluation d'un éventuel encombrement distal (*Fig. 6*). Un traitement médical qui vise à réduire l'obstruction permettrait ultérieurement au MK d'intervenir sur l'encombrement situé plus distalement dans l'arbre bronchique.

Tableau I. Indicateurs haptiques et sonores en fonction de l'événement lors de l'utilisation des techniques de flux.

Événements	Indicateurs haptiques	Indicateurs sonores
Augmentation du flux		Augmentation du souffle perçu à la bouche du nourrisson
Interaction air/mucus	Vibrations éventuelles sous la main thoracique (grosses bronches)	Bruits de type ronchus (ou grailonnement) perçus à la bouche du nourrisson
Réduction du calibre bronchique	Diminution de la compliance perçue par une augmentation de la résistance au cours de l'expiration	Bruits aigus perçus à la bouche du nourrisson
Fin d'expiration		Arrêt du souffle



Cette stratégie diagnostique permet d'orienter les techniques de kinésithérapie vers les nourrissons qui en bénéficieront réellement, tout en évitant les interventions inutiles chez ceux dont l'obstruction résulte principalement d'inflammation ou d'hyperréactivité bronchique.

CONCLUSION

Les modélisations mathématiques récentes appliquées au poumon intègrent l'asymétrie de l'arbre bronchique et le caractère non-newtonien du mucus. Elles ouvrent ainsi de nouvelles perspectives pour la kinésithérapie respiratoire. Cependant, les hypothèses des modèles utilisés limitent l'analyse à une perspective qualitative. Nous recommandons une approche itérative de drainage bronchique qui repose sur un cycle diagnostic-traitement. Cette méthode débute par des ventilations à haut volume, puis évolue progressivement vers des volumes plus faibles, afin d'évaluer l'encombrement bronchique et de déterminer sa présence. Cette méthode pourrait devenir un outil essentiel pour déterminer quels nourrissons sont susceptibles de bénéficier d'une kinésithérapie respiratoire.

Déclaration relative à l'utilisation de l'IA

Au cours de la préparation de cet article, les auteurs ont utilisé « <https://chat.mistral.ai/chat> » afin d'améliorer la lisibilité. Après avoir utilisé cet outil, les auteurs ont relu et modifié le contenu si nécessaire et assument l'entière responsabilité du contenu de la publication.

Contribution des auteurs

Jonathan Stephano et Benjamin Mauroy ont réalisé la modélisation numérique, Christian Fausser et Jean-Claude Jeulin ont transposé les résultats dans la pratique kinésithérapique, transposition validée par Jonathan Stephano et Benjamin Mauroy.

Déclaration de liens d'intérêts

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

RÉFÉRENCES

- [1] Brouard J, Tran L, Flammang A, Vabret A. Bronchiolite: une physiopathologie complexe mais qui permet d'orienter la prise en charge. *Rev Prat* 2016;66:968-70.
- [2] Stephano J, Conséquences de l'asymétrie et de la compliance des bronches sur les propriétés hydrodynamiques du poumon. Applications à la kinésithérapie respiratoire. 2021
- [3] Weibel ER, Gomez DM. Architecture of the human lung. *Science* 1962;137:577-85. doi: 10.1126/science.137.3530.577.
- [4] Pennati F, Aliboni L, Aliverti A. Modeling realistic geometries in human intrathoracic airways. <http://dx.doi.org/10.3390/diagnostics14171979>
- [5] <https://anr.fr/Project-ANR-16-CE19-0014>
- [6] 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/jappl.1985.58.2.564>
- [7] Grotberg J.B. Respiratory fluid mechanics and transport processes. *Ann Rev Biomed Engineer* 2001;3:421-57.
- [8] 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 CANCAM, May 27–30, Sherbrooke, Québec, Canada, 2019.
- [9] Stephano J. Conséquences de l'asymétrie et de la compliance des bronches sur les propriétés hydrodynamiques du poumon, applications à la kinésithérapie respiratoire. *Physique mathématique [math-ph]*. Université Côte d'Azur, 2021. Français. [NNT : 2021COAZ4035]. [tel-03239006v4]
- [10] Mauroy B, Flaud P, Pelca D, Fausser C, Merckx J, Mitchell B. Toward the modeling of mucus draining from human lung: role of airways deformation on air-mucus interaction. *Front Physiol* 2015;6:214.
- [11] Stephano J, Mauroy B. Wall shear stress distribution in a compliant airway tree. *Phys Fluids* 2012;33:031907. Doi: 10.1063/5.0038706
- [12] Lambert R. K, Wilson T.A, Hyatt R.E., Rodarte J.R. A computational model for expiratory flow. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1982;52:44-56. doi : 10.1152/jappl.1982.52.1.44.
- [13] Weibel E.R. Beau poumon – bon poumon ? Les bases morphométriques de la fonction pulmonaire. *Rev Mal Respir* 2004;21:665-71.
- [14] Gajdos V, Katsahian S, Beydon N, Abadie V, de Pontual L, Larrar S, *et al.* Effectiveness of chest physiotherapy in infants hospitalized with acute bronchiolitis: a multicenter, randomized, controlled trial. *PLoS Med* 2010;7:e.100345. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1000345>
- [15] Reyckler G, Beaumont M, Contal O, Pallot A. Kinésithérapie cardiorespiratoire, Eléments pour une pratique clinique raisonnée. Elsevier Masson 2023. ISBN: 9782294772665.
- [16] Duprez F, Crombin M, Daubechies I, Devries N, Durant V, El Khalil M, *et al.* Mise au point sur les techniques manuelles de désencombrement bronchique (adultes et adolescents). Update on manual bronchial clearance techniques (adults and adolescents). *Rev Mal Respir* 2024;41:43-50. Doi: 10.1016/j.rmr.2023.10.006.
- [17] Janssens J.P, Physiologie de la toux. *Articles: Pneumologie* 27 octobre 2004. Doi:10.53738/REVMED.2004.62.2502.2120.
- [18] Bohadana A, Racineux J.L, Auscultation pulmonaire, classification, mécanismes de production et valeur diagnostique des sons pulmonaires, référentiel sémiologie – Collège des Enseignants de Pneumologie 2009.
- [19] Postiaux G, Kinésithérapie respiratoire de l'enfant: Les techniques de soins guidées par l'auscultation pulmonaire – 3 juin 2003.
- [20] van Ginderdeuren F, Vandenplas Y, Deneyer M, Vanlaethem S, Buyl R, Kerckhofs E. Effectiveness of airway clearance techniques in children hospitalized with acute bronchiolitis. *Pediatr Pulmonol* 2017;52:225-31.
- [21] Jeulin JC, Approche anthropologique du développement des compétences chez les masseurs-kinésithérapeutes. Conception d'un environnement informatique pour l'apprentissage en masso-kinésithérapie. 2014, Thèse de Doctorat, Université de Provence.