

Un modèle micro-poro-mécanique du parenchyme pulmonaire

M. Genet^{1,2}, M. Manoochehr Tayebi^{1,2}, A. Bel-Brunon³

¹Laboratoire de Mécanique des Solides (LMS), École Polytechnique/IPP/CNRS, France

²Équipe MEDISIM, INRIA, France

³Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Structures (LaMCoS), INSA-Lyon/CNRS, France

Résumé — Pour mieux comprendre le lien entre le comportement macroscopique du parenchyme pulmonaire et ses caractéristiques géométriques et mécaniques microscopiques, nous avons développé un modèle micromécanique (à l'échelle alvéolaire) et étudié sa réponse globale (en termes de contrainte/déformation moyenne ainsi que de pression/porosité) à diverses sollicitations (contrainte moyenne, déformation ou pression). Nous avons également comparé sa réponse globale à celle d'un modèle poromécanique macroscopique (à l'échelle tissulaire) que nous avons récemment proposé pour le parenchyme pulmonaire.

Mots clefs — Micro-mécanique ; Poro-mécanique ; Mécanique pulmonaire ; Méthode des éléments finis.

1. Introduction

Pour mieux comprendre le lien entre le comportement macroscopique du parenchyme pulmonaire et ses caractéristiques géométriques et mécaniques microscopiques, nous avons développé un modèle micromécanique (à l'échelle alvéolaire) et étudié sa réponse globale (en termes de contrainte/déformation moyenne ainsi que de pression/porosité) à diverses sollicitations (contrainte moyenne, déformation ou pression). Nous avons également comparé sa réponse globale à celle d'un modèle poromécanique macroscopique (à l'échelle tissulaire) que nous avons récemment proposé pour le parenchyme pulmonaire [Patte et al., 2022b]. In fine, le modèle microscopique nous aidera à dériver un meilleur modèle macroscopique, permettant ainsi de réaliser des simulations de respiration à l'échelle de l'organe plus physiologiques pour des applications cliniques [Patte et al., 2022a; Laville et al., 2023], tout en maintenant un lien avec l'état du tissu à l'échelle alvéolaire, ouvrant la porte à une modélisation explicite des phénomènes à l'échelle alvéolaire tels que les tensions superficielles, les mécanismes de remodelage, etc.

2. Méthodes

2.1 Microstructure & Micromécanique

Nous avons considéré une microstructure périodique hexagonale 2D, comme le montre la Figure 1, dont les parois obéissent à une loi de comportement hyperélastique générique avec des potentiels néohookien et Ogden-Ciarlet-Geymonat.

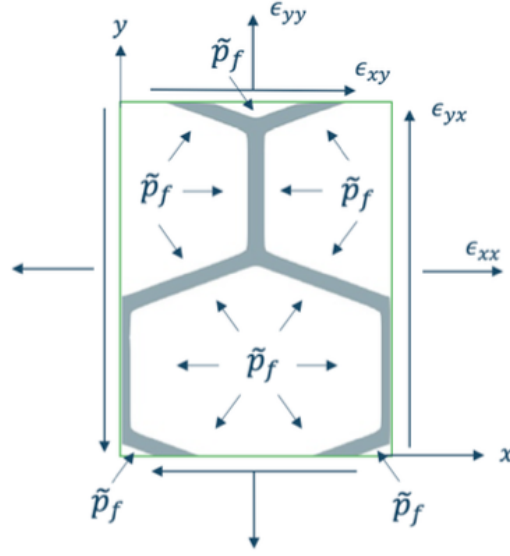


Figure 1. Generic porous microstructure.

2.1 Formulation du problème micro-poro-mécanique

Pour formuler le problème, on commence par décomposer le déplacement total en une partie affine et une perturbation périodique :

$$\underline{U}(\underline{X}) := \underline{\underline{\tilde{\epsilon}}} \cdot (\underline{X} - \underline{X}_0) + \widehat{U}(\underline{X}),$$

où $\underline{\underline{\tilde{\epsilon}}}$ est un tenseur symétrique du second ordre, c'est-à-dire la déformation macroscopique, \underline{X}_0 un point de référence arbitraire et \widehat{U} un champ de déplacement périodique. On introduit une autre variable, à savoir la contrainte macroscopique :

$$\underline{\underline{\tilde{\sigma}}} := \frac{1}{|\omega|} \left(\int \underline{\underline{\sigma}} d\omega_s - |\omega_f| p_f \underline{\underline{1}} \right),$$

où $\omega = \omega_s \cup \omega_f$ est le domaine déformé, composé de parties solides et fluides, $\underline{\underline{\sigma}}$ est le tenseur des contraintes de Cauchy, p_f est la pression du fluide. La forme forte du problème général de micro-poro-mécanique est donc:

$$\text{Trouver } (\underline{\underline{\tilde{\epsilon}}}, \widehat{U}) \text{ tel que } \left\{ \begin{array}{l} \widehat{U} \text{ est périodique} \\ \text{div}(\underline{\underline{\sigma}}) = 0 \text{ dans } \omega_s \\ {}^t \underline{\underline{\sigma}} = \underline{\underline{\sigma}} \text{ dans } \omega_s \\ \underline{\underline{\sigma}} \cdot \underline{n} = -p_f \underline{n} \text{ sur } \partial\omega_s \setminus \partial\omega \\ \llbracket \underline{\underline{\sigma}} \cdot \underline{n} \rrbracket = 0 \text{ sur } \partial\omega_s \cap \partial\omega \\ \underline{\underline{\Sigma}} = \underline{\underline{\Sigma}}(\underline{U}) \text{ dans } \Omega_s \\ \tilde{\epsilon}_{ij} = \tilde{\epsilon}'_{ij} \\ \tilde{\sigma}_{kl} = \tilde{\sigma}'_{kl} \end{array} \right.$$

où $\underline{\underline{\Sigma}}$ est le second tenseur de contraintes de Piola-Kirchhoff. Ce système décrit l'équilibre du moment linéaire, l'équilibre du moment cinétique, la pression appliquée sur la surface interne, la périodicité du champ de contrainte, le comportement, la contrainte d'une composante de la déformation macroscopique

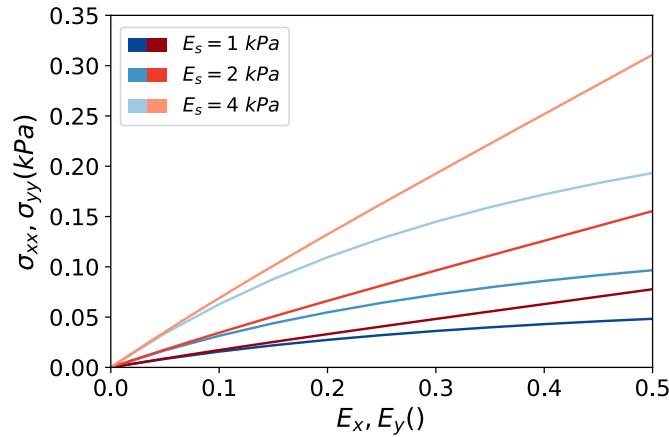
à une valeur donnée $\tilde{\epsilon}'_{ij}$, et la contrainte d'une composante de la contrainte macroscopique à une valeur donnée $\tilde{\sigma}'_{kl}$. En pratique, nous ramenons toutes les équations à la configuration de référence et formulons le problème sous forme faible. D'autres formulations ont été proposées dans la littérature [Wiechert et al., 2009]. Par rapport à [Álvarez-Barrientos et al., 2021], nous exprimons explicitement la contrainte macroscopique. Cette formulation générale permet d'imposer différents types de chargements à la microstructure: pression fluide et/ou déformation macroscopique et/ou contrainte macroscopique.

3. Résultats et discussion

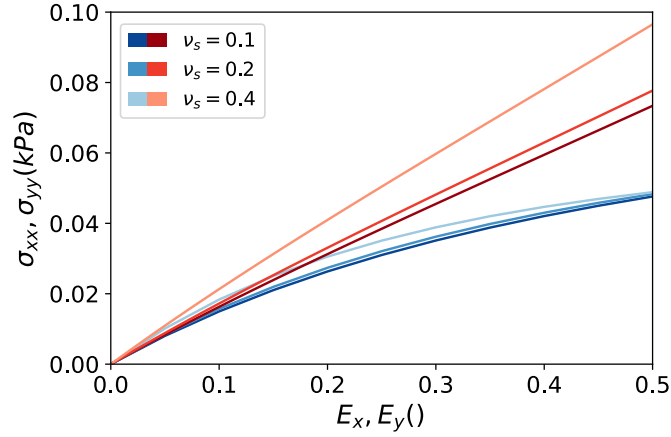
Nous avons systématiquement comparé la réponse globale du modèle microscopique à celle de notre modèle poromécanique. Certains résultats sont présentés Figure 2. Les figures 2a et 2b montrent la réponse contrainte-déformation à une déformation équi-biaxiale imposée pour différentes valeurs du module de Young solide et du coefficient de Poisson solide. Les paramètres matériaux des deux modèles sont choisis de telle sorte que la réponse linéarisée corresponde, ce qui est apparent sur les tracés. Pour des niveaux de déformation plus importants, les réponses des micro- et macro-modèles diffèrent. De plus, comme prévu, la réponse est beaucoup plus sensible au module d'Young qu'au coefficient de Poisson. La figure 2c montre la contrainte de Terzaghi en fonction de la déformation, pour différents niveaux de pression de fluide. Dans le contexte de notre micro-modèle, nous définissons la contrainte de Terzaghi comme:

$$\underline{\underline{\sigma}}_T := \underline{\underline{\tilde{\sigma}}} + \frac{|\omega_f|}{|\omega|} p_f \underline{\underline{1}}.$$

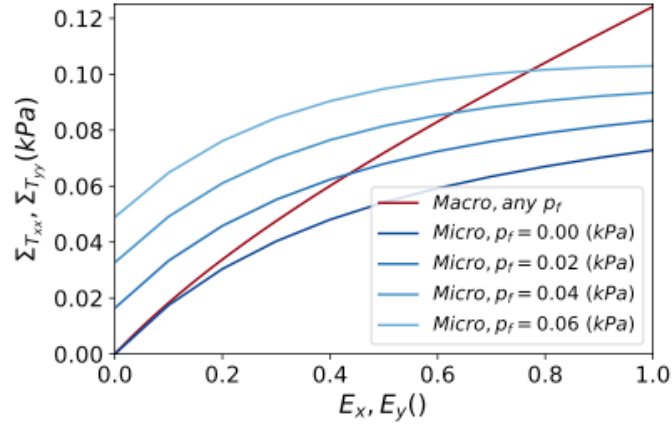
Dans la construction même de notre modèle poromécanique, la contrainte de Terzaghi est indépendante de la pression du fluide, ce qui n'est valable que pour un solide incompressible [Coussy, 2004; Dormieux et al., 2006; Chapelle & Moireau, 2014]. Au contraire, notre micromodèle montre un fort couplage entre la déformation appliquée et la pression du fluide lorsque le solide est compressible.



(a) Réponse contrainte de Cauchy-déformation à une déformation équi-biaxiale imposée, pour différentes valeurs du module de Young solide.



(b) Réponse contrainte de Cauchy-déformation à une déformation équi-biaxiale imposée, pour différentes valeurs du coefficient de Poisson solide.



(c) Réponse contrainte de Terzaghi-déformation à une déformation équi-biaxiale imposée, pour différentes valeurs de pression de fluide.

Figure 2. Réponse globale du modèle micro-poro-mécanique (bleu) vs. un modèle macro-poro-mécanique [Patte et al., 2022b] (rouge).

4. Conclusions

Nous avons développé un modèle micro-poro-mécanique du parenchyme pulmonaire, basé sur une formulation générale qui permet de calculer la réponse de la microstructure à la pression du fluide, à la déformation macroscopique et/ou à la contrainte macroscopique. Ce modèle permet d'étudier les hypothèses fondamentales qui sous-tendent les modèles poromécaniques macroscopiques. Nous prévoyons maintenant d'introduire des mécanismes supplémentaires (par exemple, tension superficielle, fibrose, etc.) au sein de notre micromodèle, ainsi que de développer une approche de réduction de modèle pour pouvoir effectuer des simulations à l'échelle de l'organe directement basées sur ce micro-modèle.

Remerciements

Cette étude a été financée par l'ANR-19-CE45-0007.

Références

- Álvarez-Barrientos, F., Hurtado, D. E. & Genet, M. (2021). Pressure-driven micro-poro-mechanics: A variational framework for modeling the response of porous materials. *International Journal of Engineering Science*. <https://doi.org/10.1016/j.ijengsci.2021.103586>
- Chapelle, D. & Moireau, P. (2014). General coupling of porous flows and hyperelastic formulations— From thermodynamics principles to energy balance and compatible time schemes. *European Journal of Mechanics Part B: Fluids*. <https://doi.org/10.1016/j.euromechflu.2014.02.009>
- Coussy, O. (2004). *Poromechanics* (2nd ed). Chichester, England ; Hoboken, NJ: Wiley. <http://doi.org/10.1002/0470092718>
- Dormieux, L., Kondo, D. & Ulm, F.-J. (2006). *Microporomechanics*. Chichester, West Sussex, England ; Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.
- Laville, C., Fetita, C., Gille, T., Brillet, P.-Y., Nunes, H., Bernaudin, J.-F. & Genet, M. (2023). Comparison of optimization parametrizations for regional lung compliance estimation using personalized pulmonary poromechanical modeling. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. <https://doi.org/10.1007/s10237-023-01691-9>
- Patte, C., Brillet, P.-Y., Fetita, C., Gille, T., Bernaudin, J.-F., Nunes, H., Chapelle, D. & Genet, M. (2022a). Estimation of regional pulmonary compliance in idiopathic pulmonary fibrosis based on personalized lung poromechanical modeling. *Journal of Biomechanical Engineering*. <https://doi.org/10.1115/1.4054106>
- Patte, C., Genet, M. & Chapelle, D. (2022b). A quasi-static poromechanical model of the lungs. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. <https://doi.org/10.1007/s10237-021-01547-0>
- Wiechert, L., Metzke, R. & Wall, W. A. (2009). Modeling the Mechanical Behavior of Lung Tissue at the Microlevel. *Journal of Engineering Mechanics*. [https://doi.org/10.1061/\(ASCE\)0733-9399\(2009\)135:5\(434\)](https://doi.org/10.1061/(ASCE)0733-9399(2009)135:5(434))