

# Modélisation à double porosité d'une microstructure à trois phases pour la perfusion pulmonaire

Haotian Xiao, Martin Genet

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

**Résumé** — Dans cette étude, nous analysons comment la déformation et les caractéristiques microstructurales d'un milieu tri-phasique à double porosité influencent la perméabilité macroscopique, dans la perspective d'applications à la perfusion pulmonaire et à la modélisation des pathologies vasculaires. Pour cela, nous construisons un volume élémentaire représentatif (VER) tri-phasique en grandes déformations, associant une formulation poro-mécanique du squelette et un écoulement de Darcy pour la phase liquide. Les simulations permettent de calculer des perméabilités homogénéisées sensibles à la pression gazeuse et à la déformation, et mettent en évidence une anisotropie marquée induite par la mécanique tissulaire.

**Mots clés** — Micro-mécanique ; Poro-mécanique ; Perfusion pulmonaire ; Méthode des éléments finis.

## 1 Contexte et objectifs

Le poumon est un matériau poreux composé du tissu parenchymateux, de l'air contenu dans les alvéoles et du sang circulant dans le réseau capillaire. Sa microstructure présente naturellement deux systèmes de porosité distincts : une macroporosité remplie d'air et une micro-porosité capillaire, qui réagissent différemment à la déformation et gouvernent ensemble la perméabilité sanguine. Or, cette organisation tri-phasique et bi-porosité n'est que partiellement prise en compte dans les modèles existants.

Au niveau macroscopique, les effets de la déformation du parenchyme ont été décrits par des modèles poromécaniques air-solide, permettant de capturer l'élasticité tissulaire (Patte et al., 2022) ainsi que l'influence de la gravité et d'une pression pleurale hétérogène (Peyraut and Genet, 2024). Des travaux ont également montré qu'un modèle poroélastique couplé à un arbre bronchique permet de capturer le couplage ventilation-déformation dans le parenchyme (Berger et al., 2016). À l'échelle microscopique, des approches de micro-poromécanique en grandes déformations ont été proposées (Álvarez-Barrientos et al., 2021; Manoochehrtayebi et al., 2025). Elles permettent d'identifier des paramètres morphologiques et constitutifs (Manoochehrtayebi et al., 2026). Cependant, qu'ils soient macroscopiques ou microscopiques, ces modèles décrivent uniquement la mécanique du tissu et la pression gazeuse, sans intégrer la perfusion sanguine.

En parallèle, la perfusion a été modélisée à l'aide d'approches de type Darcy dans une microstructure alvéolaire supposée rigide (Zurita and Hurtado, 2022; Herrera and Hurtado, 2025), sans interaction avec la déformation locale. Cette séparation entre modèles mécaniques et modèles de perfusion met en évidence l'absence d'un cadre capable de décrire la perfusion au sein d'une microstructure alvéolaire déformable.

Dans ce contexte, notre objectif est d'introduire la perfusion sanguine au sein d'un VER tri-phasique à double porosité, afin d'évaluer de manière cohérente l'influence de la déformation, de la pression gazeuse et de l'architecture locale sur la perméabilité effective. Les grandeurs homogénéisées issues du VER sont destinées à alimenter un modèle macroscopique de perfusion, ouvrant la voie à une représentation plus physiologique du poumon perfusé. Cette approche constitue un premier pas vers une modélisation multi-échelle des maladies vasculaires pulmonaire, notamment pour l'étude de l'hypertension pulmonaire, une pathologie étroitement dépendante des propriétés hémodynamiques capillaires (Parent et al., 2011).

## 2 Méthode

### 2.1 Microstructure & Micromécanique

Nous considérons un VER tri-phasique illustré à la Figure 1. Pour être plus proche des observations biologiques (Grothausmann et al., 2017), la microstructure alvéolaire est modélisée comme un milieu poroélastique constitué du tissu solide et du réseau capillaire saturé de sang, tandis que l'air alvéolaire occupe l'espace environnant. La cellule représentative est initialement construite à partir d'une géométrie hexagonale idéale, mais peut également être générée par une tessellation de Voronoï, permettant d'introduire une variabilité morphologique.

Dans ce travail, nous adoptons une description bidimensionnelle permettant de capturer les mécanismes fondamentaux avant d'étendre la démarche à des microstructures tridimensionnelles plus complètes. L'écoulement sanguin est modélisé en régime permanent, hypothèse compatible avec la faible inertie du flux capillaire et soutenue par les mesures *in vivo* de perfusion pulmonaire (West et al., 1964; Keener et al., 2009).

Enfin, la microstructure pourra être enrichie par l'ouverture contrôlée des parois alvéolaires, comme proposé dans les modèles polyédriques d'acinus (Koshiyama and Wada, 2015), afin de représenter l'architecture alvéolaire le long des voies aériennes.

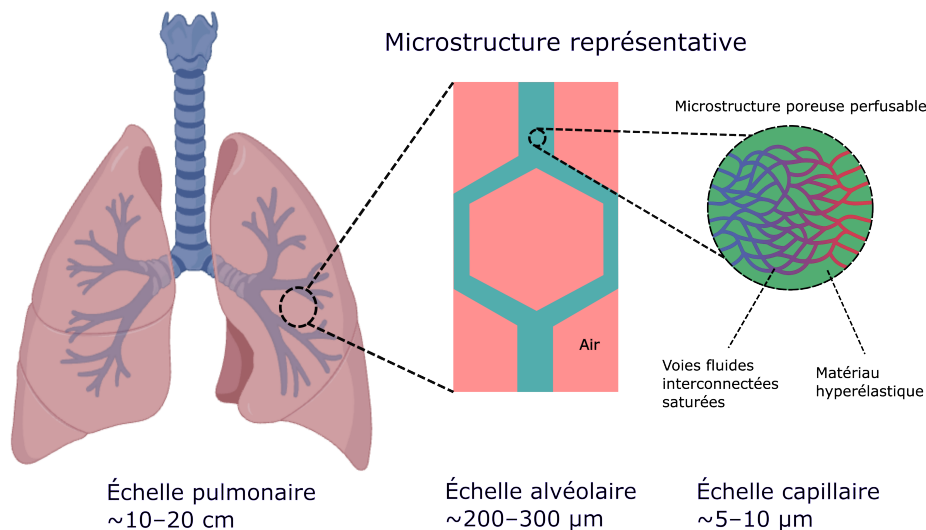


FIGURE 1 – Microstructure alvéolaire tri-phasique (solide, capillaires sanguins, air alvéolaire) utilisée comme VER du modèle poro-mécanique.

### 2.2 Formulation du problème

**Domaines et partitions.** Nous utiliserons systématiquement :

- des lettres majuscules pour les grandeurs définies en configuration de référence, minuscules pour celles définies en configuration courante ;
- l'indice 0 pour les grandeurs caractérisant la configuration de référence, pas d'indice pour celles caractérisant la configuration courante ;
- les indices  $s$ ,  $l$  et  $g$  pour les phases solide, liquide et gazeuse ;
- un tilde pour les grandeurs homogénéisées ;

— un chapeau pour les fluctuations microscopiques périodiques.  
À l'échelle alvéolaire, nous considérons le domaine total du VER

$$\Omega_0 = \Omega_{s\ell 0} \cup \Omega_{g0},$$

où  $\Omega_{s\ell 0}$  désigne le domaine de référence du squelette solide–liquide et  $\Omega_{g0}$  le domaine occupé par le gaz. Les fractions volumiques globales sont

$$\tilde{\Phi}_{s\ell 0} := \frac{|\Omega_{s\ell 0}|}{|\Omega_0|}, \quad \tilde{\Phi}_{g0} := \frac{|\Omega_{g0}|}{|\Omega_0|}.$$

À chaque point du squelette  $\Omega_{s\ell 0}$ , on introduit une échelle microscopique décrivant la décomposition locale du squelette en phases solide et liquide. Les fractions volumiques locales déformées, ramenées dans la configuration de référence sont définies par

$$\Phi_s := \frac{|d\omega_s|}{|d\Omega_{s\ell 0}|}, \quad \Phi_\ell := \frac{|d\omega_\ell|}{|d\Omega_{s\ell 0}|}.$$

Dans le modèle proposé, on choisit la fraction volumique solide  $\Phi_s$  comme variable d'état à l'échelle de la mixture  $\Omega_{s\ell 0}$ . Il est donc nécessaire d'introduire une décomposition micro–macro de  $\Phi_s$  sous la forme

$$\Phi_s(\underline{X}) = \bar{\Phi}_s + \underline{\nabla} \bar{\Phi}_s \cdot (\underline{X} - \underline{X}_0) + \hat{\Phi}_s(\underline{X}), \quad \langle \hat{\Phi}_s \rangle = 0,$$

où  $\bar{\Phi}_s$  et  $\underline{\nabla} \bar{\Phi}_s$  sont des constantes à l'échelle macroscopique et  $\hat{\Phi}_s$  représente la fluctuation microscopique.

**Cinématique.** La cinématique est formulée dans le domaine du squelette  $\Omega_{s\ell 0}$ . Le déplacement total  $\underline{U}$  est décomposé en une part macroscopique affine  $\underline{\tilde{\varepsilon}}$  et une fluctuation périodique  $\underline{\hat{U}}$  :

$$\underline{U}(\underline{X}) = \underline{\tilde{\varepsilon}} \cdot (\underline{X} - \underline{X}_0) + \underline{\hat{U}}(\underline{X}), \quad \underline{F} := \underline{I} + \underline{\nabla} \underline{U}, \quad J := \text{Det}(\underline{F}).$$

Le tenseur de Green–Lagrange est défini par

$$\underline{\underline{E}} := \frac{1}{2} \left( \underline{\underline{F}}^\top \underline{\underline{F}} - \underline{\underline{I}} \right).$$

**Lois de comportement.** Classiquement, une condition conjointement suffisante pour respecter le second principe de la thermodynamique est que la contrainte dérive d'une énergie libre convexe, supposée ici de la forme suivante (Coussy et al., 2004; Chapelle and Moireau, 2014) :

$$\bar{\psi}(\underline{\underline{E}}, \Phi_s) = W_{\text{skel}}(\underline{\underline{E}}) + W_{\text{bulk}}(\Phi_s),$$

les lois spécifiques retenues pour  $W_{\text{skel}}$  et  $W_{\text{bulk}}$  étant précisées dans (Manoochehrtayebi et al., 2024). Ainsi, le second tenseur de Piola–Kirchhoff associé au squelette est donné par

$$\underline{\underline{\Sigma}}_s = \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \underline{\underline{E}}} = \frac{\partial W_{\text{skel}}(\underline{\underline{E}})}{\partial \underline{\underline{E}}} - p_\ell J \underline{\underline{C}}^{-1},$$

où  $p_\ell$  est la pression du liquide dans la microporosité, qui doit vérifier l'équilibre interne du mélange (Coussy et al., 2004; Chapelle and Moireau, 2014) :

$$p_\ell = - \frac{\partial W_{\text{bulk}}(\Phi_s)}{\partial \Phi_s}.$$

Dans la perspective multi-échelle, la pression liquide est décomposée en une partie macroscopique homogénéisée  $\tilde{p}_\ell$ , son gradient uniforme  $\underline{\nabla} \tilde{p}_\ell$  et une fluctuation périodique de moyenne nulle  $\hat{p}_\ell$  :

$$p_\ell(\underline{X}) = \tilde{p}_\ell + \underline{\nabla} \tilde{p}_\ell \cdot (\underline{X} - \underline{X}_0) + \hat{p}_\ell(\underline{X}).$$

**Lois d'écoulement.** Une autre condition conjointement suffisante pour vérifier le second principe est que le flux fluide dérive d'un potentiel de dissipation convexe, supposé ici simplement quadratique (Coussy et al., 2004; Chapelle and Moireau, 2014) :

$$\mathcal{D}_\ell := \frac{1}{2} \underline{\nabla} p_\ell^\top \cdot \underline{k}_\ell \cdot \underline{\nabla} p_\ell,$$

où  $\underline{k}_\ell$  est la perméabilité actuelle, reliée à la perméabilité matérielle  $\underline{K}_{\ell 0}$  par la transformation

$$\underline{k}_\ell = \frac{1}{J} \underline{F} \cdot \underline{K}_{\ell 0} \cdot \underline{F}^\top.$$

Ainsi, la loi d'écoulement est de type Darcy :

$$\underline{q}_\ell = - \frac{\partial \mathcal{D}_\ell}{\partial \underline{\nabla} p_\ell} = - \underline{k}_\ell \cdot \underline{\nabla} p_\ell.$$

En substituant la décomposition de  $p_\ell$ , la fonctionnelle dissipative totale s'écrit :

$$\mathcal{R}(\hat{p}_\ell) = \frac{1}{2} \int_{\Omega_{s\ell 0}} (\underline{\nabla}_0 \tilde{p}_\ell + \underline{\nabla}_0 \hat{p}_\ell)^T \cdot \underline{K}_{\ell 0}^T \cdot (\underline{\nabla}_0 \tilde{p}_\ell + \underline{\nabla}_0 \hat{p}_\ell) d\Omega_{s\ell 0} + \int_{\Omega_{s\ell 0}} \theta_0 \hat{p}_\ell d\Omega_{s\ell 0}.$$

Le terme  $\theta_0$  désigne une source volumique éventuelle de masse liquide (entrée ou sortie locale du réseau capillaire). Un flux surfacique peut également être ajouté si nécessaire.

**Énergie de pression du gaz.** Nous suivons l'approche proposée dans (Álvarez-Barrientos et al., 2021; Manoochehrtayebi et al., 2025). Le potentiel de pression du gaz est défini par

$$\Pi_g := - p_g |\omega_g|,$$

où  $|\omega_g|$  désigne le volume du domaine gazeux dans la configuration actuelle. Ce volume est relié au volume total déformé  $|\omega|$  et au volume du squelette déformé  $|\omega_{s\ell}|$  par

$$|\omega_g| = |\omega| - |\omega_{s\ell}|.$$

avec

$$\begin{cases} |\omega| = \tilde{J} |\Omega_0| \\ |\omega_{s\ell}| = \int_{\Omega_{s\ell 0}} J d\Omega_{s\ell 0} \end{cases}.$$

**Potentiel total généralisé et formulation faible.** La fonctionnelle généralisée du VER rassemble la contribution énergétique du squelette, la dissipation associée à l'écoulement de Darcy et le travail de la pression gazeuse. Elle s'écrit :

$$\begin{aligned} \Pi(\hat{U}, \hat{p}_\ell, \hat{\Phi}_s) &= \int_{\Omega_{s\ell 0}} \left[ W_{\text{skel}}(\underline{E}) + W_{\text{bulk}}(\Phi_s) \right] d\Omega_{s\ell 0} \\ &+ \frac{1}{2} \int_{\Omega_{s\ell 0}} (\underline{\nabla}_0 \tilde{p}_\ell + \underline{\nabla}_0 \hat{p}_\ell)^T \cdot \underline{K}_{\ell 0}^T \cdot (\underline{\nabla}_0 \tilde{p}_\ell + \underline{\nabla}_0 \hat{p}_\ell) d\Omega_{s\ell 0} + \int_{\Omega_{s\ell 0}} \theta_0 \hat{p}_\ell d\Omega_{s\ell 0} \\ &- p_g |\omega_g|. \end{aligned}$$

La formulation faible s'écrit :

$$\begin{cases} \int_{\Omega_{s\ell 0}} \underline{\Sigma}_s : \delta_{\hat{U}} \underline{E} d\Omega_{s\ell 0} = \int_{\partial\Omega_{a0}} p_a \underline{N} \cdot \underline{F}^{-1} \cdot \hat{U}^* J dS, & \forall \hat{U}^* \text{ (périodique),} \\ \int_{\Omega_{s\ell 0}} \left( p_\ell + \frac{\partial W_{\text{bulk}}}{\partial \Phi_s} \right) \hat{\Phi}_s^* d\Omega_{s\ell 0} = 0, & \forall \hat{\Phi}_s^* \text{ (périodique),} \\ \int_{\Omega_{s\ell 0}} \underline{K}_{\ell 0}^T \cdot (\underline{\nabla}_0 \tilde{p}_\ell + \underline{\nabla}_0 \hat{p}_\ell) \cdot \underline{\nabla}_0 \hat{p}_\ell^* d\Omega_{s\ell 0} + \int_{\Omega_{s\ell 0}} \theta_0 \hat{p}_\ell^* d\Omega_{s\ell 0} = 0, & \forall \hat{p}_\ell^* \text{ (périodique).} \end{cases}$$

**Perméabilité macroscopique.** Le flux moyen sur le domaine capillaire définit la réponse macroscopique, et permet d'introduire la perméabilité macroscopique  $\underline{\tilde{K}}$  :

$$\underline{\bar{q}}_\ell = \frac{1}{|\omega_\ell|} \int_{\omega_\ell} \underline{q}_\ell d\omega_\ell, \quad \Rightarrow \quad \underline{\bar{q}}_\ell = -\underline{\tilde{K}} \cdot \nabla \bar{p}_\ell.$$

### 2.3 Implémentation numérique

Le problème variationnel est implémenté à l'aide du cadre `dolfin_mech` (Genet et al., 2025), un ensemble d'outils basé sur `FEniCS` (version 2019.1.0) facilitant l'assemblage d'opérateurs de perfusion et de poromécanique en grandes déformations. Dans notre configuration numérique, la perméabilité homogénéisée est calculée en imposant un gradient macroscopique de pression dans les directions  $x$  et  $y$ , ce qui permet d'extraire le débit moyen dans chaque direction et d'en déduire les composantes de  $\underline{\tilde{K}}$ . Les Figures 2a et 2b illustrent les champs obtenus : la coloration représente la pression liquide  $p_\ell$  dans le réseau capillaire, tandis que les flèches correspondent au flux de Darcy.

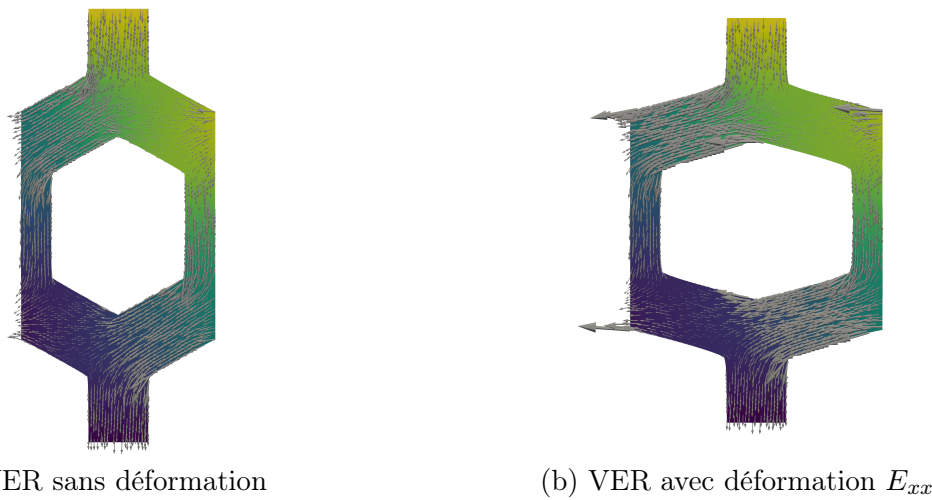


FIGURE 2 – Champs de pression liquide  $p_\ell$  et flux de Darcy. (a) Cas non déformé soumis à un gradient de pression unitaire en  $x$  et  $y$ . (b) Influence d'une déformation macroscopique  $E_{xx} > 0$  sur l'écoulement.

## 3 Résultats et discussion

**Choix des paramètres de simulation.** Les paramètres constitutifs du squelette solide sont repris de modèle poromécanique biphasique de poumon (Patte et al., 2022), et ont été montrés identifiables dans un contexte clinique (Peyraut and Genet, 2025).

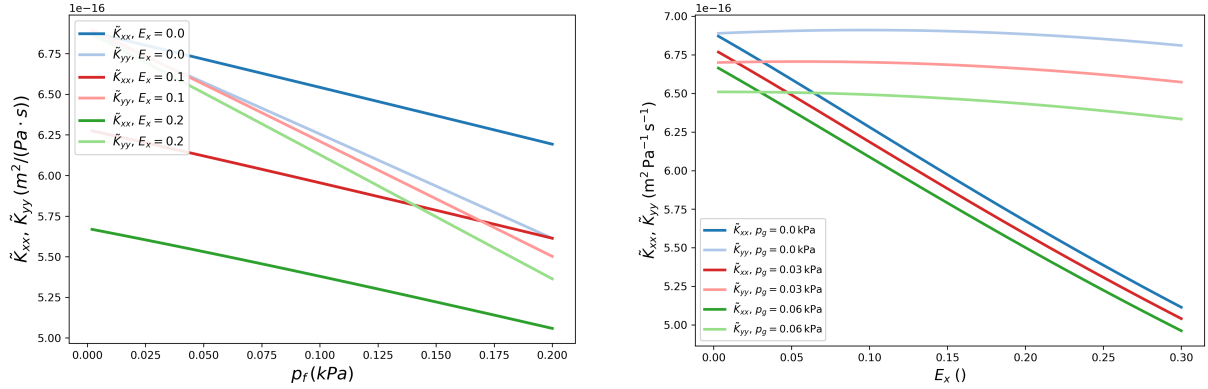
La perméabilité capillaire pulmonaire n'est pas directement rapportée dans la littérature. Conformément aux estimations physiologiques proposées dans (Grotberg and Romanò, 2023), nous adoptons une valeur de référence isotrope

$$\underline{\tilde{K}}_{\ell 0} = 10^{-15} \underline{I} (\text{m}^2 \cdot \text{Pa}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}).$$

**Variation de la perméabilité sous déformation et pression gazeuse.** Les résultats montrent que la perméabilité effective du VER est fortement modulée par l'état mécanique local et par la pression gazeuse. La Figure 3a montre que  $\tilde{K}_{xx}$  et  $\tilde{K}_{yy}$  diminuent lorsque  $p_g$  augmente. Cette augmentation de pression s'accompagne d'une anisotropie plus marquée lorsque la déformation longitudinale  $E_x$  augmente : l'écart entre  $\tilde{K}_{xx}$  et  $\tilde{K}_{yy}$  s'amplifie, traduisant une évolution de la géométrie des voies de perfusion.

La Figure 3b révèle que  $\tilde{K}_{xx}$  décroît fortement avec  $E_x$ , quelle que soit la valeur de  $p_g$ , tandis que  $\tilde{K}_{yy}$  varie plus faiblement avec l'extension et reste sensible à la pression gazeuse. La

déformation apparaît donc comme le facteur dominant pour la composante longitudinale de la perméabilité effective, alors que  $p_g$  module principalement la réponse transversale.



(a) Perméabilités  $\tilde{K}_{xx}$  et  $\tilde{K}_{yy}$  en fonction de  $p_a$  pour plusieurs déformations  $E_x$ .

(b) Évolution de  $\tilde{K}_{xx}$  et  $\tilde{K}_{yy}$  en fonction de  $E_x$  sous différents  $p_a$ .

FIGURE 3 – Perméabilité homogénéisée du VER tri-phasique : influence de la pression d’air et de la déformation.

## 4 Perspectives

**Raffinement physiologique et modélisation acinaire.** Un premier objectif est d’améliorer le caractère physiologique du modèle en rendant la perméabilité explicitement dépendante de la porosité déformée (Coussy et al., 2004) et en validant les résultats par comparaison avec des lois d’homogénéisation (Dormieux et al., 2006). Une attention particulière sera portée au niveau acinaire, c’est-à-dire l’unité fonctionnelle du poumon regroupant l’ensemble des alvéoles ventilées par la même bronchiole terminale (Haefeli-Bleuer and Weibel, 1988). La modélisation d’un acinus permettra d’explorer comment l’architecture acinaire (branches terminales, disposition des zones d’entrée et de sortie, connectivité capillaire) influence la distribution locale de la perfusion.

**Vers un jumeau numérique tri-phasique du poumon.** Le concept de jumeau numérique respiratoire émerge comme un outil puissant reliant imagerie, données cliniques, capteurs connectés et modèles biophysiques, afin de soutenir le diagnostic, le suivi et la planification thérapeutique (Gonsard et al., 2024). Parallèlement, la modélisation poromécanique biphasique personnalisée a été identifiée comme un levier essentiel pour mieux comprendre les maladies pulmonaires diffuses, notamment les fibroses pulmonaires (Brillet et al., 2025; Peyraut and Genet, 2025).

D’autres modèles pulmonaires personnalisés reposent sur des géométries issues de l’imagerie (Tawhai and Lin, 2010), tandis que des approches multi-échelles ont couplé la mécanique 3D du parenchyme avec des modèles 0D des voies aériennes (Wall et al., 2010; Roth et al., 2017). Cependant, aucun de ces cadres ne relie l’influence conjointe de la déformation et de la pression gazeuse sur la circulation capillaire.

Dans cette perspective, un objectif à long terme de ce travail est le développement d’un jumeau numérique tri-phasique du poumon, intégrant de manière cohérente la mécanique du parenchyme, la ventilation et la perfusion, et pouvant être personnalisé à partir de données des patients (Regan et al., 2025). Le modèle microstructural tri-phasique proposé ici représente une étape méthodologique essentielle vers cet objectif.

## 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* 169, 103586. doi :10.1016/j.ijengsci.2021.103586.
- Berger, L., Bordas, R., Burrowes, K., Grau, V., Tavener, S., Kay, D., 2016. A poroelastic model coupled to a fluid network with applications in lung modelling. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 32, cnm.2731. doi :10.1002/cnm.2731.
- Brillet, P.Y., Peyraut, A., Bernaudin, J.F., Fetita, C., Nunes, H., Genet, M., 2025. What is personalized lung poromechanical modeling and how can it improve the understanding and management of fibrotic interstitial lung diseases? *Expert Review of Respiratory Medicine* 19, 191–194. doi :10.1080/17476348.2025.2464886.
- 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 - B/Fluids* 46, 82–96. doi :10.1016/j.euromechflu.2014.02.009.
- Coussy, O., Coussy, O., Coussy, O., 2004. *Poromechanics*. Wiley. doi :10.1002/0470092718.
- Dormieux, L., Kondo, D., Ulm, F.J., 2006. *Microporomechanics*. Wiley. doi :10.1002/0470032006.
- Genet, M., Patte, C., Álvarez-Barrientos, F., Hurtado, D., Laville, C., Manoochehrtayebi, M., Peyraut, A., 2025. *Dolfin\_mech*. Zenodo. doi :10.5281/ZENODO.8010870.
- Gonsard, A., Genet, M., Drummond, D., 2024. Digital twins for chronic lung diseases. *European Respiratory Review* 33, 240159. doi :10.1183/16000617.0159-2024.
- Grotberg, J.B., Romanò, F., 2023. Computational pulmonary edema : A microvascular model of alveolar capillary and interstitial flow. *APL Bioengineering* 7, 036101. doi :10.1063/5.0158324.
- Grothausmann, R., Knudsen, L., Ochs, M., Mühlfeld, C., 2017. Digital 3D reconstructions using histological serial sections of lung tissue including the alveolar capillary network. *American Journal of Physiology-Lung Cellular and Molecular Physiology* 312, L243–L257. doi :10.1152/ajplung.00326.2016.
- Haefeli-Bleuer, B., Weibel, E.R., 1988. Morphometry of the human pulmonary acinus. *The Anatomical Record* 220, 401–414. doi :10.1002/ar.1092200410.
- Herrera, B., Hurtado, D.E., 2025. Modeling pulmonary perfusion and gas exchange in alveolar microstructures. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 433, 117499. doi :10.1016/j.cma.2024.117499.
- Keener, J., Sneyd, J., Antman, S., Marsden, J., Sirovich, L. (Eds.), 2009. *Mathematical Physiology*. volume 8/1 of *Interdisciplinary Applied Mathematics*. Springer New York. doi :10.1007/978-0-387-75847-3.
- Koshiyama, K., Wada, S., 2015. Mathematical model of a heterogeneous pulmonary acinus structure. *Computers in Biology and Medicine* 62, 25–32. doi :10.1016/j.combiomed.2015.03.032.
- Manoochehrtayebi, M., Bel-Brunon, A., Genet, M., 2024. Finite strain micro-poro-mechanics : Formulation and compared analysis with macro-poro-mechanics .
- Manoochehrtayebi, M., Bel-Brunon, A., Genet, M., 2025. Finite strain micro-poro-mechanics : Formulation and compared analysis with macro-poro-mechanics. *International Journal of Solids and Structures* 317, 113354. doi :10.1016/j.ijsolstr.2025.113354.
- Manoochehrtayebi, M., Genet, M., Bel-Brunon, A., 2026. Micro-Poro-Mechanical Modeling of the Lung Parenchyma : Theoretical Modeling and Parameters Identification. *Journal of Biomechanical Engineering* 148, 011001. doi :10.1115/1.4070036.

- Parent, F., Bachir, D., Inamo, J., Lionnet, F., Driss, F., Loko, G., Habibi, A., Bennani, S., Savale, L., Adnot, S., Maitre, B., Yaïci, A., Hajji, L., O’Callaghan, D.S., Clerson, P., Girot, R., Galacteros, F., Simonneau, G., 2011. A Hemodynamic Study of Pulmonary Hypertension in Sickle Cell Disease. *New England Journal of Medicine* 365, 44–53. doi :10.1056/NEJMoa1005565.
- Patte, C., Genet, M., Chapelle, D., 2022. A quasi-static poromechanical model of the lungs. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 21, 527–551. doi :10.1007/s10237-021-01547-0.
- Peyraut, A., Genet, M., 2024. A model of mechanical loading of the lungs including gravity and a balancing heterogeneous pleural pressure. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 23, 1933–1962. doi :10.1007/s10237-024-01876-w.
- Peyraut, A., Genet, M., 2025. Inverse Uncertainty Quantification for Personalized Biomechanical Modeling : Application to Pulmonary Poromechanical Digital Twins. *Journal of Biomechanical Engineering* 147, 081003. doi :10.1115/1.4068578.
- Regan, K., Castle, L., LeBourdais, R., Kobayter, A., Shi, L., Wangsrikhun, W., Grifno, G., Banerji, R., Batgidis, A., Suki, B., Nia, H.T., 2025. Micromechanics of lung capillaries across mouse lifespan and in positive- vs negative- pressure ventilation. doi :10.1101/2025.03.02.641015.
- Roth, C.J., Ismail, M., Yoshihara, L., Wall, W.A., 2017. A comprehensive computational human lung model incorporating inter-acinar dependencies : Application to spontaneous breathing and mechanical ventilation. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 33, e02787. doi :10.1002/cnm.2787.
- Tawhai, M.H., Lin, C.L., 2010. Image-based modeling of lung structure and function. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 32, 1421–1431. doi :10.1002/jmri.22382.
- Wall, W.A., Wiechert, L., Comerford, A., Rausch, S., 2010. Towards a comprehensive computational model for the respiratory system. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 26, 807–827. doi :10.1002/cnm.1378.
- West, J.B., Dollery, C.T., Naimark, A., 1964. Distribution of blood flow in isolated lung ; relation to vascular and alveolar pressures. *Journal of Applied Physiology* 19, 713–724. doi :10.1152/jappl.1964.19.4.713.
- Zurita, P., Hurtado, D.E., 2022. Computational modeling of capillary perfusion and gas exchange in alveolar tissue. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 399, 115418. doi :10.1016/j.cma.2022.115418.