

BIOMEDICAL ENGINEERING PROJECT

Le cycle respiratoire dans l'acinus

*Encadré par :
Mr. Marcel FILOCHE*

*Réalisé par :
Adam EL YAAGOUBI
Aziza HARMOUCHE
Abderrahman YOUSFI
Mohamed Mounib TOUATI
Amine ENNADZIM
Mohamed HAJJI*

Table des matières

Remerciements	1
Introduction	1
1 Problématique	2
2 Etude physiologique	2
3 Equation de diffusion et modélisation du problème	3
3.1 Equation de diffusion	3
3.2 Conditions aux limites	3
3.3 Modélisation du problème	3
4 Résolution analytique : Cas du 2D stationnaire	4
5 Résolution numérique	5
5.1 Cas 2D stationnaire	5
5.2 Cas 2D quasi-statique	6
5.3 Cas 2D fréquentiel	8
6 Dépendance du débit de l'oxygène	9
7 Quantité du dioxygène totale transférée	10
Conclusion	11
Bibilographie	11

Remerciements

Nous avons eu au cours de ce semestre universitaire l'honneur et le privilège de recevoir un encadrement pédagogique et scientifique d'une qualité exceptionnelle de la part du Professeur Marcel FILOCHE ; une grande éminence de notoriété mondiale dans le champ du Biomedical Engineering.

Nous souhaitons lui présenter nos remerciements les plus chaleureux pour l'enseignement qu'il nous a dispensé ainsi que pour l'encadrement scientifique du projet qu'il nous a proposé. Il a su nourrir nos réflexions, stimuler notre curiosité, nous conseiller et orienter judicieusement notre travail. Ceci nous a permis d'acquérir rapidement les compétences requises pour mener à bien et concrétiser ainsi notre projet.

Qu'il trouve ici l'expression de notre extrême reconnaissance et notre plus haute considération.

Introduction

Le corps humain, doté d'une géométrie complexe, requiert une approche intégrée et une maîtrise de multiples domaines pour son étude, visant à dégager des conclusions interprétatives en vue d'améliorer la santé humaine. C'est là que trouve sa place le génie biomédical.

Dans cette étude, notre intérêt s'est porté sur l'analyse du cycle respiratoire au sein de l'acinus pulmonaire. Ce processus se distingue par deux mécanismes de transport du dioxygène : la convection et la diffusion.

La diffusion, en particulier, implique plusieurs paramètres dont les variations influent directement sur la quantité d'oxygène transférée, reflétant ainsi l'efficacité de la fonction pulmonaire humaine. Notre rapport se propose d'explorer en détail ce mécanisme complexe et ses implications pour une meilleure compréhension du fonctionnement respiratoire.

1 Problématique

Au cœur de notre projet en génie biomédical réside l'étude de la diffusion de l'oxygène dans l'acinus, une unité fonctionnelle essentielle des poumons.

Nous nous attaquons à une problématique cruciale où plusieurs paramètres interviennent de manière complexe. Tout d'abord, l'épaisseur de la membrane alvéolocapillaire, déterminée par la structure anatomique, joue un rôle déterminant dans la diffusion efficace de l'oxygène des alvéoles vers les capillaires sanguins.

En parallèle, la fréquence de ventilation constitue un autre paramètre clé, influençant la quantité d'air circulant dans les poumons et impactant ainsi la disponibilité d'oxygène pour la diffusion. Ces paramètres, parmi d'autres, interagissent de manière dynamique, créant une toile complexe de dépendances qui nécessite une analyse approfondie.

L'un des défis majeurs auxquels nous sommes confrontés est de déterminer le modèle le plus approprié pour représenter ces interactions, tenant compte de la variabilité inhérente aux systèmes biologiques.

Notre démarche vise à apporter des solutions ingénieuses à ces questions complexes, offrant ainsi des perspectives nouvelles pour améliorer la compréhension de la diffusion de l'oxygène dans l'acinus et son impact sur la santé respiratoire.

2 Etude physiologique

Le poumon humain se compose à peu près de 30.000 acinus, ce composant qui se trouve au-delà de la 15ème génération.

Cependant, la diffusion commence dès la 18ème génération, soit au subacinus, tandis que chaque acinus se compose de 8 subacinus.

Notre étude se focalisera sur la partie de diffusion, donc le subacinus exactement, du coup le nombre exact de structures dont nous allons étudier est :

$$N_{structures} = 8 * N_{acinus} = 8 * 30.000 \Rightarrow N_{structures} = 240.000 \quad (1)$$

Le volume de l'acinus est de $V_{acinus} = 187mm^3$ [1]. Tandis que le subacinus fait le huitième de volume de l'acinus, alors la longueur caractéristique d'un subacinus est de l'ordre de :

$$L = \sqrt[3]{\frac{V_{acinus}}{8}} = \sqrt[3]{\frac{187mm^3}{8}} \Rightarrow L \approx 3mm \quad (2)$$

On prend comme valeurs de la concentration du dioxygène dans l'air C_0 et celle du dioxygène dans le sang C_b

ce qui suit :
$$\begin{cases} C_0 = \frac{n}{V} = \frac{P}{RT} = 8,6mmol/L \\ C_b = \beta \cdot P_{O_2} = 4mmol/L \end{cases}$$

On prend aussi pour Λ et D les valeurs suivantes :
$$\begin{cases} \Lambda = 300mm \\ D = 19,8mm^2/s \end{cases}$$

On en déduit donc la valeur de la perméabilité de la membrane W :

$$W = \frac{D}{\Lambda} = \frac{19.8}{300} \Rightarrow W = 6,6 \cdot 10^{-2}mm/s \quad (3)$$

[2]

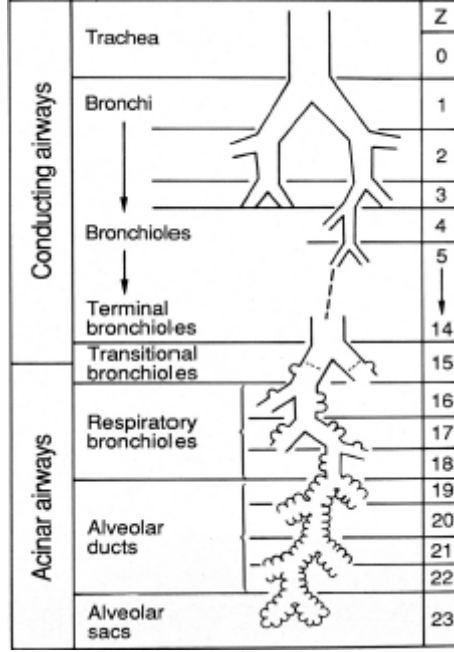


FIGURE 1 – Structure pulmonaire

3 Equation de diffusion et modélisation du problème

3.1 Equation de diffusion

On définit la quantité $X(\vec{r}, t) = C(\vec{r}, t) - C_b$, avec $C(\vec{r}, t)$ la quantité de l'oxygène dans la zone étudiée. L'équation de diffusion qui régit cette quantité est :

$$\frac{\partial X}{\partial t} - D\Delta X = 0 \quad (4)$$

3.2 Conditions aux limites

Pour notre étude, il existe trois types de conditions aux limites :

Condition aux limites de Dirichlet : C'est le cas de l'entrée du dioxygène du système extérieur vers le le subacinus, l'équation qui décrit cette condition est la suivante :

$$X = X_0 = C_0 - C_b \quad (5)$$

Condition aux limites de Neumann : C'est le cas des bords de notre modèle où il n'y a pas de passage de l'air, l'équation qui décrit cette condition est la suivante :

$$\frac{\partial X}{\partial n} = 0 \quad (6)$$

Condition aux limites de Robin : C'est le cas où une partie de la frontière est perméable mais oppose une résistance au passage du courant, l'équation qui décrit cette condition est la suivante :

$$\frac{\partial X}{\partial n} = -\frac{X}{\Lambda} \quad (7)$$

3.3 Modélisation du problème

Pour notre problème, et même si nous avons conçu un code numérique pour un arbre généralisé quelconque, nous allons nous concentrer sur l'étude de deux modèles ; un carré de côté $L = 3mm$, et un arbre déformé dont les mesures seront présentées ci-dessous.

Tout au long de notre étude, et dans tous ce qui suit, sauf mention contraire, on désigne par un carré le premier modèle, et par un arbre le deuxième modèle.

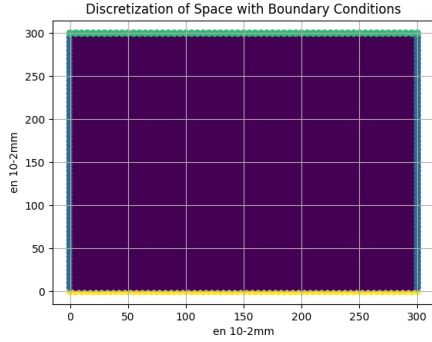


FIGURE 2 – Modèle 1 : Carré

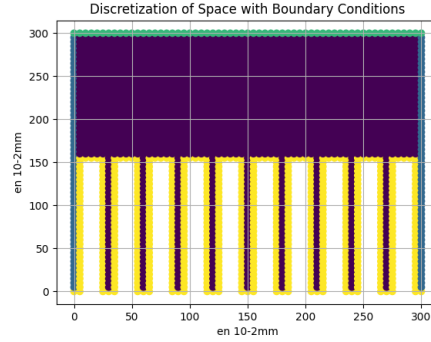


FIGURE 3 – Modèle 2 : Arbre

4 Résolution analytique : Cas du 2D stationnaire

Pour un mode stationnaire en 2D, l'équation de diffusion devient :

$$\Delta X = 0 \Rightarrow \frac{\partial^2 X}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 X}{\partial y^2} = 0 \quad (8)$$

On suppose que : $X(x, y) = F(x)G(y)$ On obtient :

$$\frac{\partial^2 F}{\partial x^2} \frac{1}{F(x)} + \frac{\partial^2 G}{\partial y^2} \frac{1}{G(y)} = 0 \Rightarrow \frac{\partial^2 F}{\partial x^2} \frac{1}{F(x)} = -\frac{\partial^2 G}{\partial y^2} \frac{1}{G(y)} = K = cte \quad (9)$$

On réalise donc une étude de cas selon la valeur de K :
$$\begin{cases} K = 0 \\ K > 0 \Rightarrow K = \lambda^2 > 0 \\ K < 0 \Rightarrow K = -\lambda^2 < 0 \end{cases}$$

Par des calculs sur les conditions limites, nous avons établi les 4 relations suivantes :
$$\begin{cases} X(x, L) = F(x).G(L) = X_0 \\ F'(L) = 0 \\ F'(0) = 0 \\ G'(0) = \frac{G(0)}{\Lambda} \end{cases}$$

Cas 1 : $K = 0$

On a :
$$\begin{cases} F''(x) = 0 \Rightarrow F(x) = \alpha x + \beta \\ G''(y) = 0 \Rightarrow G(y) = \gamma y + \mu \end{cases}$$

En appliquant la 1ère relation établie on obtient :

$$F(x).G(L) = X_0 \Rightarrow (\alpha x + \beta).(\gamma L + \mu) = X_0 \quad (10)$$

En appliquant la 4ème relation établie on obtient :

$$G'(0) = \frac{G(0)}{\Lambda} \Rightarrow \gamma = \frac{\mu}{\Lambda} \Rightarrow \mu = \Lambda.\gamma \quad (11)$$

Donc dans (10), l'équation devient :

$$\gamma.(\alpha x + \beta).(L + \Lambda) = X_0 \quad (12)$$

Or en appliquant la 3ème relation établie : $F'(0) = 0$, on obtient : $\alpha = 0$, c-à-d que : $\gamma.\beta.(L + \Lambda) = X_0$.
D'où l'équation (12) devient :

$$\beta = \frac{X_0}{\gamma(L + \Lambda)} \quad (13)$$

Alors : $\begin{cases} F(x) = \beta \\ G(y) = \gamma \cdot (y + \Lambda) \end{cases} \Rightarrow X(x, y) = F(x)G(y) = \beta \cdot \gamma \cdot (y - \Lambda) = \frac{X_0}{\gamma \cdot (L + \Lambda)} \cdot \gamma(y + \Lambda)$

Et finalement, on obtient la solution finale pour ce 1er cas :

$$\boxed{X(x, y) = \frac{X_0}{L + \Lambda} \cdot (y + \Lambda)} \quad (14)$$

Cas 2 et 3 : $K < 0$ ou $K > 0$

Pour ces deux cas, et par des calculs simples, nous n'obtenons que la solution triviale de l'équation, à savoir $X(x, y) = 0$. Ce qui n'est pas possible bien évidemment puisque la quantité X est bel et bien strictement positive.

Et ainsi, nous pouvons conclure que la seule et unique solution valable pour notre modèle est celle trouvée dans le Cas 1 (équation (14)).

5 Résolution numérique

5.1 Cas 2D stationnaire

Pour modéliser l'acinus, nous devons étudier la diffusion en des figures plus compliquées qu'un simple rectangle. Nous avons donc opté pour soustraire d'un grand rectangle des petits sous rectangles. Chaque sous-rectangle est défini par deux points (ces deux points sont définis par l'utilisateur en cliquant dans une interface graphique affichée lors de l'exécution du code), les points de la figure sont ceux du grand rectangle privés des points des sous rectangles et sont stockés dans une liste (c'est dans la fonction *discretize_space*) et triés de la manière suivante : on commence par le coin inférieur gauche et on progresse vers le coin inférieur droit en restant sur la même ligne. Puis on passe à la ligne qui suit en haut et ainsi de suite.

Après le code demande à l'utilisateur de choisir les conditions à appliquer sur chaque bord du sous rectangle soustrait. Chaque condition a été codifiée par un numéro spécifique pour simplifier la saisie des utilisateurs. Voici une explication plus formelle de chaque type de condition : 1 : Neumann / 2 : Dirichlet / 3 : Robin

Pour chaque point, les coordonnées des voisins potentiels dans les quatre directions cardinales sont calculées (voisin gauche $\equiv k1$, voisin droit $\equiv k2$, voisin bas $\equiv k3$, voisin haut $\equiv k4$). Ensuite, on vérifie si ces voisins potentiels existent réellement dans la liste *figure_points*. Si oui, l'indice du voisin est ajouté à la liste des voisins ; sinon, un zéro est ajouté à la liste pour indiquer l'absence de voisin dans cette direction. Enfin, le dictionnaire *neighbors_dict* (défini dans la fonction *discretize_space*) est mis à jour avec la liste des voisins pour chaque point.

Avec ces voisins on définit des coefficients $A(k, k_i)$ pour chaque point k , ces coefficients prennent la valeur 1 si le voisin k_i existe et 0 sinon, et $A(k, k)$ est défini comme la somme négative des coefficients $A(k, k_i)$.

Pour les points k à l'intérieur de la figure et ceux ayant une conditions limite de Neumann le Laplacien s'écrit (la notation X_k désigne la valeur de la grandeur X qu'on veut résoudre dans le point k) :

$$A(k, k)X_k + \sum_{i=1}^4 A(k, k_i)X_{k_i} = 0 \quad (15)$$

Pour les points k ayant une condition limite de Robin, ils vérifient la relation suivante : $X_k + rX_{k_n} = 0$ avec $r = -\frac{\Lambda}{\Lambda + \Delta x}$

Pour les points k ayant une condition limite de Dirichlet, ils vérifient la relation suivante : $X_k = C_a - C_b$

Avec ce système d'équations tirées de chaque point de la figure on peut définir une matrice B et le problème se réduit à cette équation matricielle : $BY = C$ tel que :

- Y est le vecteur où chaque coordonnée k est la valeur X_k et qu'on souhaite trouver.

- C est un vecteur nul sauf aux coordonnées k correspondant aux points k avec la condition limite de Dirichlet où il contient la valeur $C = C_a - C_b$

Finalement on affiche la carte de la grandeur X dans la figure par la fonction `plot_concentrationmap` (définie dans le code) qui prendra comme argument la liste des points de la figure et le vecteur Y .

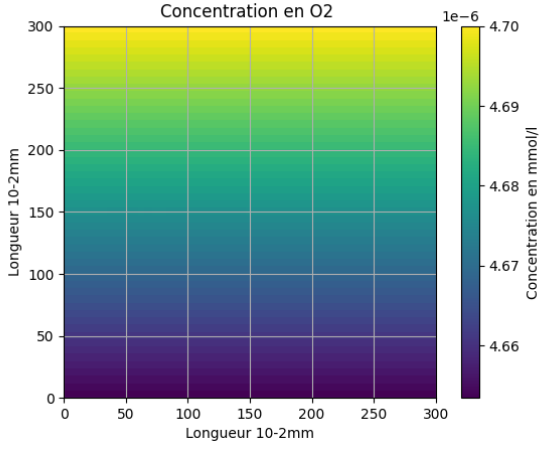


FIGURE 4 – Cas du carré

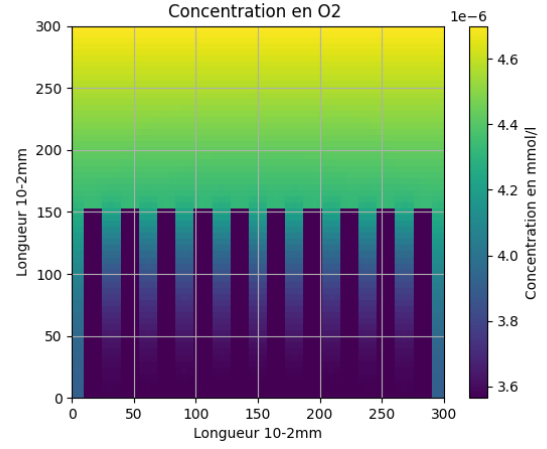


FIGURE 5 – Cas de l'arbre

La surface d'absorption dans le cas carré est : $S_{abs,carre} = 3 * 3 = 9mm^2$

Calculons la surface d'absorption dans le cas de l'arbre :

On soustrait 10 rectangles ce qui conduit a une augmentation de la longueur d'absorption en 2D par $20 * 150 * 10^{-2}mm$: $S_{abs,arbre} = S_{abs,carre} + L(20 * 150 * 10^{-2}) = 99mm^2$

On calcule par le code le débit dans les deux cas (carré et arbre) :

$Debit_{arbre} = 5,89.10^{-4}mL/s$; $Debit_{carre} = 6,29.10^{-5}mL/s$

Pour observer la variation du débit en fonction de la surface d'absorption, il est envisagé de procéder à une modification séquentielle de l'arbre en ajoutant successivement des sous-rectangles soustraits, en commençant par une addition du côté gauche et ensuite du côté droit, jusqu'à l'obtention d'un carré complet.

Surface d'absorption en mm^2	Débit en ml/s
99	0.0005989688269106975
90	0.0005497479605148007
81	0.0005003826681604551
72	0.0004484153129986549
63	0.00039624287298219304
54	0.00034333037141837846
45	0.0002900757056424747
36	0.00023618226990737605
27	0.00018164938136132483
18	0.00012612605105402202
9	6.294910099009935e-05

FIGURE 6 – Tableau de valeurs

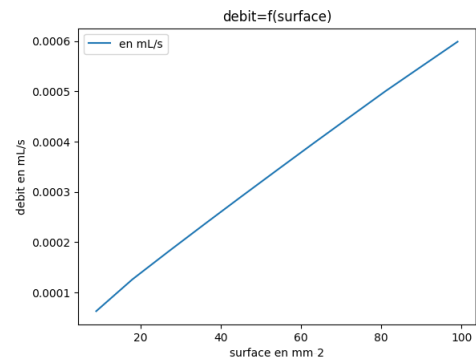


FIGURE 7 – Courbe du débit dépendant de la surface

On retrouve finalement l'équation suivante :

$$Debit \approx 5,8 * 10^{-6} S_{absorption} \quad (16)$$

5.2 Cas 2D quasi-statique

Le modèle quasi-stationnaire est une première tentative pour intégrer la dépendance temporelle au modèle stationnaire précédent afin de le rendre plus réel, puisque en réalité la respiration se fait suivant des cycles

périodiques d'inspiration et d'expiration, donc la concentration de l'oxygène varie au cours du temps à l'intérieur du poumon, en particulier les subacinus qui représentent l'unité d'échange chez l'homme, or ce modèle considère que la diffusion de l'oxygène est instantanée, c'est-à-dire qu'il n'y a pas de retard entre les différentes parties du subacinus concernant la variation de la concentration d'oxygène. Cette hypothèse est grossière, car elle ne tient pas compte du temps nécessaire à la diffusion de l'oxygène à l'intérieur du subacinus, qui est à peu près égal à $\tau = \frac{l^2}{D} = \frac{3^2}{19,8} = 0,45s$ avec $l = 3mm$ la distance caractéristique du subacinus, et $D = 19,8mm^2/s$ la constante de diffusion de l'oxygène dans l'air.

Ce modèle suppose que la variation temporelle de la concentration est négligeable par rapport à la variation spatiale, donc $\frac{\partial X}{\partial t} \approx 0$ avec $X = C(\vec{r}) - C_b$ la concentration de l'oxygène dans le sang, et C la concentration en O_2 dans un point du domaine étudié. Cela revient à considérer que tous les points ont la même phase et donc qu'on peut multiplier la valeur de la concentration en tout point dans le modèle stationnaire par un $\cos(at)$ qui représente la phase, avec a la pulsation correspondante à la période de la respiration humaine : $a = \frac{2\pi}{T}$ et $T = 5s$ la durée du cycle respiratoire pour un homme sain en repos.

Comme au modèle stationnaire, on considère un domaine carré de longueur $3mm$, duquel on enlève 10 sous-rectangles :

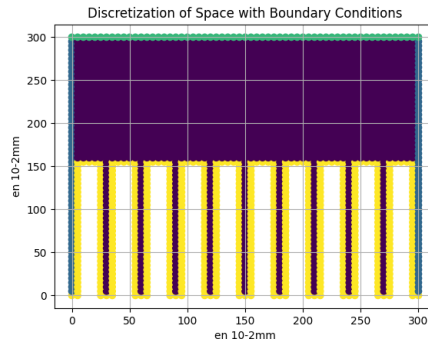


FIGURE 8 – Modèle à étudier

Ce choix de dimensionnement est justifié par le fait que la structure arborescente du poumon fait en sorte que la surface d'échange d'oxygène entre l'air et le sang est énorme, donc la subdivision des rectangles doit augmenter la surface d'échange sans perdre un volume significatif, ce qui modélise le nombre énorme des acini à l'intérieur du poumon, chacun de petite taille, rendant ainsi le poumon efficace. Une comparaison entre deux grandeurs caractéristiques peut mettre en évidence l'importance de ce qui précède, d'une part la longueur d'exploration Λ qui est égal à $\frac{D}{W}$ avec D le coefficient de diffusion de l'oxygène dans l'air et W la perméabilité membranaire chez l'être humain, on a $\Lambda \approx 28cm$. Et d'autre part le périmètre de la surface L_p , ce dernier est une caractéristique géométrique de l'arbre acinaire, il représente la somme des longueurs moyennes des coupes des alvéoles, mais pratiquement des rectangles qui représentent les alvéoles dans notre domaine. Si la longueur Λ est plus élevée que le périmètre L_p , la totalité de la surface est utilisée, donc cette dernière est insuffisante pour l'absorption de la majorité de l'oxygène entrant, en revanche si $\Lambda < L_p$, en raison du masquage diffusionnel important, les zones les moins accessibles ne sont pas atteintes, et donc la surface présente est suffisante pour une bonne absorption. Dans notre cas $L_p = 1,5 * 10 = 15mm$, donc doit ajouter d'autres rectangles pour approcher plus la réalité, or la limitation en 10 est recommandée pour minimiser le temps du calcul de notre code sans perdre autant au niveau des résultats.[3]

Les résultats des animations sont représentés dans les deux figures suivantes :

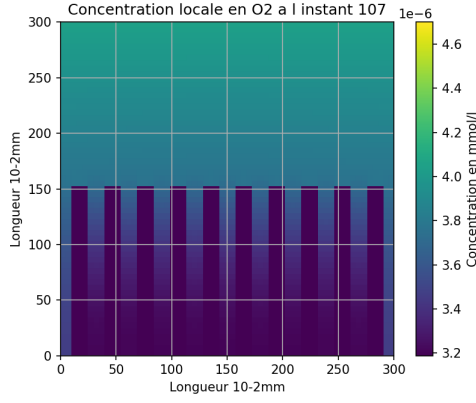


FIGURE 9 – $C(O_2)$ lors de l'expiration

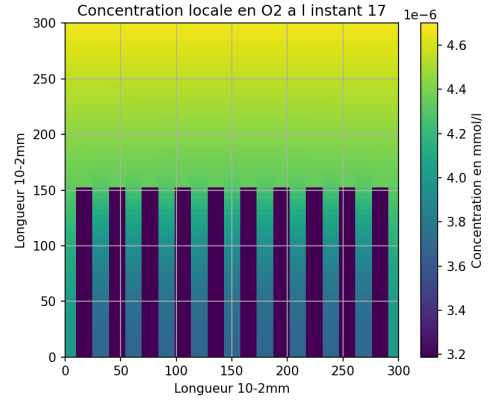


FIGURE 10 – $C(O_2)$ lors de l'inspiration

On remarque des deux figures que la concentration en O_2 à l'intérieur du domaine augmente à l'inspiration (couleur jaunâtre) et diminue lors de l'expiration (couleur froide), cette variation est cyclique de période $T = 5s$ égale à celle de la respiration humaine au repos. On constate en outre que la valeur de la concentration à l'intérieur des rectangles qui représentent les alvéoles sont faibles par rapport à celle à l'entrée du subacinus, ceci s'explique par l'absorption progressive de O_2 au niveau des parois des rectangles sur lesquelles on a appliqué la condition de Rubin. L'effet du masquage diffusionnel apparait aussi mais partiellement sur ces résultats puisque les zones les moins accessibles ont les valeurs les plus faibles de C_{O_2} , mais la différence n'est pas forte ($10^{-6} mmol/L$ lors de l'inspiration), la raison est comme décrite précédemment, la condition $\Lambda < L_p$ L_p n'étant pas vérifiée pour cette simulation, la différence entre les zones les plus et les moins accessibles n'est pas importante, néanmoins les résultats issus de notre modèle sont considérés fiables et peuvent être utilisés pour le calcul du débit d'oxygène total absorbé.

5.3 Cas 2D fréquentiel

Le problème qu'on veut résoudre est le suivant :

$$\begin{array}{c}
 X = Ca - Cb + C1(\cos(\omega t) - 1) \\
 \frac{\partial X}{\partial n} = 0 \quad \frac{\partial X}{\partial t} - D\Delta X = 0 \quad \frac{\partial X}{\partial n} = 0 \\
 \frac{\partial X}{\partial n} = -\frac{X}{\Lambda}
 \end{array}$$

FIGURE 11 – Le problème en fréquentiel

En remarquant que le système à résoudre est linéaire on peut procéder par le décomposer en un problème stationnaire et deuxième fréquentiel comme l'indique le schéma ci-dessous.

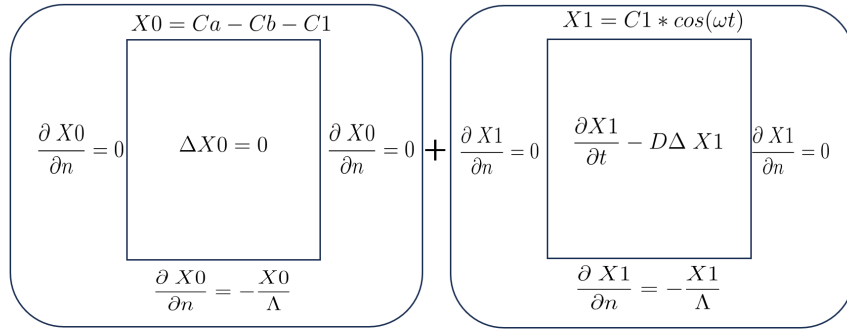


FIGURE 12 – Décomposition du problème

La résolution de la grandeur X_0 est celle du problème stationnaire classique abordé précédemment mais avec une condition d'entrée un peu différente.

Cependant pour la résolution de X_1 on va faire l'appel à la notation complexe pour des raisons de simplifications. Et donc la solution de X_1 va s'écrire de la manière suivante : $\underline{X_1} = \underline{X_2} * e^{i\omega t}$

Ainsi la résolution de $\underline{X_1}$ est équivalente à celle de $\underline{X_2}$ et on revient à la solution réelle X_1 à laquelle on s'intéresse via la relation suivante : $X_1 = Re(\underline{X_1}) = |\underline{X_2}| * \cos(\omega t + arg(\underline{X_2}))$

Voici un schéma montrant le problème associé à X_2 auquel on est ramené à résoudre :

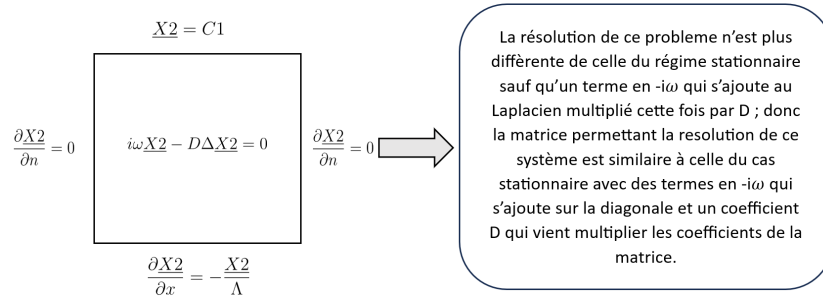


FIGURE 13 – Problème associé à X_2

Et finalement la solution du problème posé est :

$$X = X_0 + X_1 = X_0 + |\underline{X_2}| * \cos(\omega t + arg(\underline{X_2})) \quad (17)$$

6 Dépendance du débit de l'oxygène

On pose K le débit de l'oxygène, V_m son volume molaire, et ϕ le flux.

On sait que : $K = \phi V_m$

Or

$$\phi = \int -D \frac{\partial X}{\partial n} dS = \int -D \frac{-X}{\Lambda} = \frac{D}{\Lambda} \int X dS \quad (18)$$

$$\Rightarrow \phi = \frac{D}{\Lambda} L (\sum X_n) \Delta x \quad (19)$$

Donc l'expression du débit de l'oxygène est la suivante :

$$K = \frac{D}{\Lambda} L (\sum X_n) \Delta x V_m \quad (20)$$

On remarque que le débit dépend de l'épaisseur de la membrane à travers la dépendance en Λ dans les deux termes : $\frac{D}{\Lambda}$ et aussi le terme $\sum X_n$ qui dépend lui aussi de Λ (démontré par l'équation (14) pour un régime

stationnaire).

Nous allons donc nous intéresser à cette variation du débit en fonction de la valeur de Λ , premièrement pour le modèle du carré et ensuite pour le modèle de l'arbre.

Nous obtenons donc les résultats suivants :

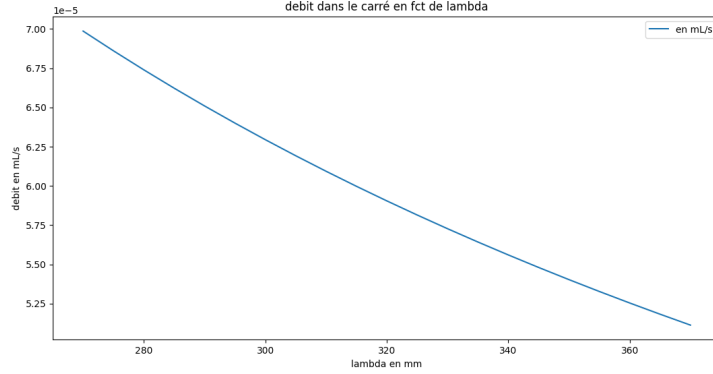


FIGURE 14 – Variation du débit de l'O₂ en fonction de Λ pour le modèle du carré

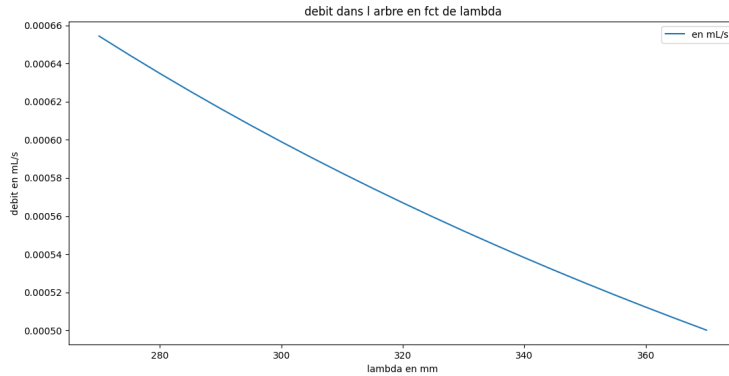


FIGURE 15 – Variation du débit de l'O₂ en fonction de Λ pour le modèle de l'arbre

On a varié Λ entre 260mm et 370mm , et nous remarquons ce qui suit :

- Pour les deux modèles, le débit de l'O₂ varie en décroissance par rapport à Λ .
- Le débit varie pour le modèle carré entre $5,25 \cdot 10^{-5} \text{mL/s}$ et $7 \cdot 10^{-5} \text{mL/s}$, tandis que le débit du modèle arbre varie entre $5 \cdot 10^{-4} \text{mL/s}$ et $6,6 \cdot 10^{-4} \text{mL/s}$; le débit est donc plus grand pour le cas de l'arbre.

7 Quantité du dioxygène totale transférée

Dans cette partie, nous nous intéressons au calcul de la quantité d'O₂ transférée dans le poumon par cycle respiratoire, nous allons donc utiliser les valeurs de débits trouvées dans la partie précédente.

Vu que, dans la partie de l'étude physiologique, nous avons cité que nous avons pris $\Lambda = 300\text{mm}$; les valeurs du débit seront prises pour le même Λ .

D'après les graphes, pour le modèle carré : $K(\Lambda = 300\text{mm}) = 6,25 \cdot 10^{-5}$; pour le modèle arbre : $K(\Lambda = 300\text{mm}) = 5,89 \cdot 10^{-4}$

La formule de la quantité d'oxygène totale transférée par cycle respiratoire est la suivante :

$$Q = N_{struc} \cdot K \cdot T_{cycle} \quad (21)$$

On prend la période d'un cycle respiratoire, $T = 2s$
Le nombre de structures a été introduit avant, $N_{struc} = 240.000$

On retrouve donc pour un carré, $Q_{carre} = 30mL$

Tandis que pour le modèle arbre, on retrouve : $Q_{arbre} = 282,72mL$

On remarque donc que pour le modèle arbre la quantité du dioxygène est beaucoup plus grande que celle du modèle carré, cela est dû à l'augmentation de la surface de contact (d'échange) entre le sang et le subacinus.

Conclusion

En clôturant cette étude, l'analyse du débit revêt une importance capitale en fournissant des renseignements cruciaux sur la capacité des poumons à approvisionner le système circulatoire en oxygène, un processus vital pour le fonctionnement optimal du corps. C'est ainsi que notre attention s'est portée sur l'étude de la variation de la quantité totale transférée en fonction de la complexité de la frontière, ainsi que sur la variation du débit en fonction des caractéristiques de la membrane pulmonaire, notamment Λ .

Les résultats des courbes, émanant de la résolution numérique, révèlent une tendance commune pour les deux structures. Notamment, à mesure que Λ augmente, la valeur de W diminue, entraînant une diminution de K . Il est intéressant de noter que la perméabilité, soumise à des influences extérieures résultant des pratiques humaines, constitue un exemple illustratif.

Lorsque Q est modélisé en fonction de $\Lambda = 30cm$, la disparité significative des valeurs entre le modèle carré et le modèle arborescent justifie le choix de la structure fractale des poumons. En effet, cette configuration spécifique accroît la surface d'échange, augmentant ainsi la quantité d'oxygène transférée par les poumons.

Ainsi, ce rapport a exploré en détail le processus de diffusion et la quantité d'oxygène transférée, mettant en évidence l'impact crucial de la structure pulmonaire sur ces mécanismes. Pour approfondir notre compréhension de la diffusion de l'oxygène, une piste de réflexion future pourrait s'articuler autour des points suivants : l'étude du fonctionnement de la convection, qui représente un autre mécanisme essentiel de transfert d'oxygène dans les poumons, ainsi que l'expiration, afin d'aboutir à une étude complète du sujet. De plus, une recherche portant sur la diffusion de l'oxygène dans le cerveau humain et son influence sur les fonctionnalités des différents organes pourrait donner des résultats intéressants en matière de santé humaine. Ces recherches pourraient nous aider à mieux comprendre le mécanisme de la production à base d'oxygène d'énergie au niveau des organes. Elles pourraient également ouvrir de nouvelles perspectives pour la recherche future.

Bibliographie

- [1] : Dynamique du transport et du transfert de l'oxygène au sein de l'acinus pulmonaire - Aurélie Fouquier
- [2] : <https://www.pnas.org/doi/pdf/10.1073/pnas.122352499>
- [3] : <https://www.pourlascience.fr/sd/physique/le-poumon-entre-efficacite-et-securite-5552.php>