

Modélisation biomécanique du diaphragme humain : du CT-4D au modèle du mouvement

Jacques Saadé¹, Hamid Ladjal^{1,2}, Behzad Shariat¹, Michaël Beuve², Joseph Azencot¹

¹ Université de Lyon, CNRS, Université Lyon 1, LIRIS, UMR5205, F-69622, France

² Université de Lyon, CNRS, Université Lyon 1, IPNL, UMR5822, F-69622, France

prénom.nom@liris.cnrs.fr

Résumé

L'hadronthérapie est une technique avancée de traitement du cancer par radiothérapie. Elle offre une balistique d'irradiation bien supérieure à la radiothérapie conventionnelle. Lorsque la tumeur se trouve sur un organe en mouvement, la difficulté majeure est de pouvoir la cibler pendant le traitement. En ce qui concerne la tumeur pulmonaire, le diaphragme joue un rôle majeur et prépondérant dans le mouvement tumoral. Le diaphragme est une membrane musculo-tendineuse en forme de dôme qui sépare le thorax de l'abdomen. Dans ce travail nous présentons un modèle biomécanique permettant de modéliser les mouvements du diaphragme pendant la respiration. Dans cette démarche nous simulons le mouvement du diaphragme entre l'inspiration et l'expiration, à partir d'un modèle de contraction musculaire. Pour cela, un modèle biomécanique 3D personnalisé du diaphragme, basé sur la méthode des éléments finis, a été développé à partir de données expérimentales (4D CT-scan) d'un patient. Les résultats de notre modélisation montrent une bonne concordance entre la simulation et les données expérimentales.

Mots Clef

Diaphragme, éléments finis, segmentation, respiration.

Abstract

Hadron therapy is an advanced radiotherapy technique. It offers much greater ballistics than conventional radiotherapy. When the tumor is located on a moving organ, the major difficulty is to track the tumor during treatment. One of the major causes of organ motion is patient's respiration and respiration itself is mainly due to diaphragm motion. The diaphragm is a musculotendinous membrane separating the chest from the abdomen. We present an approach that simulates the movement of the diaphragm during inspiration, using a model of muscle contraction. For this purpose, a biomechanical model based on a personalized 3D finite element method (FEM) of the diaphragm has been developed from experimental data (4D CT-scan) of a patient. The results show good agreement between simulation and experimental data.

Keywords

Diaphragm, finite elements, segmentation, breathing.

1 Introduction

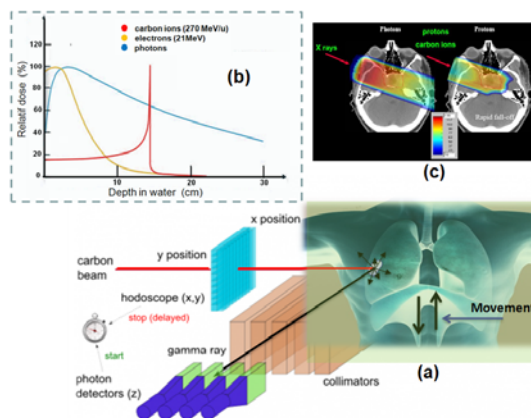


FIGURE 1 – Principe de l'hadron-thérapie .

L'hadronthérapie est une technique innovante de radiothérapie pour le traitement du cancer. Elle est destinée à détruire les cellules cancéreuses radiorésistantes et inopérables en les irradiant avec un faisceau d'hadrons, notamment des protons (protonthérapie) et des ions carbone (figure 1). Lorsque la tumeur se trouve sur un organe en mouvement, la difficulté majeure est de cibler la tumeur pendant le traitement. Cette incertitude sur la position rend la mise en place d'une stratégie permettant la prédiction du mouvement tumoral indispensable. Ceci permettra en effet, de pouvoir guider le faisceau de rayons ionisants de sorte qu'il suive les mouvements tumoraux. De plus, le traitement par hadronthérapie nécessite également l'accès à une description précise de la densité de l'ensemble des organes traversés par le faisceau, car la position du dépôt maximal de l'énergie véhiculée par les ions (le pic de Bragg) en dépend. Malheureusement, le mouvement respiratoire est complexe et sa prédiction n'est pas une tâche simple, en particulier, la respiration est commandée par l'action indépendante des muscles de la cage thoracique et des muscles

du diaphragme. La non-reproductibilité de ce mouvement a été démontrée par le suivi en temps réel de marqueurs insérés dans une tumeur pulmonaire [1]. Dans cette expérience, on constate une dispersion non négligeable de la position des marqueurs qui ne suivent pas une simple courbe à une dimension, avec un mouvement chaotique. De plus, il a été montré que pour un même patient les trajectoires des marqueurs changeaient de façon aléatoire. Les techniques actuelles basées sur l'imagerie, telles que Cone-Beam ou recalage déformable d'images [2],[3], tentent de prédire la position des tumeurs pulmonaires. Mais ces méthodes font l'hypothèse d'un mouvement reproductible de l'appareil respiratoire.

D'autres techniques basées sur l'emploi de deux caméras à rayons X (cyberknife, tracking de Heidelberg) peuvent permettre la prédiction de la position des tumeurs, quand leur segmentation et leur contourage automatique en temps réel est possible. Cependant, ces méthodes sont risquées et/ou invasives, et elles ne permettent pas de calculer l'évolution des organes environnants, une information indispensable pour déterminer la position du pic de Bragg. Ainsi déduire le mouvement de la tumeur à partir de simples séries d'images médicales apparaît comme insuffisant.

Une solution peut alors résider dans le développement d'un modèle biomécanique de système respiratoire intégrant la variabilité du mouvement respiratoire. Pour que ce modèle soit précis, il doit comprendre la modélisation de la cage thoracique, du diaphragme et des poumons. Il est tout aussi important que ce modèle puisse être piloté par des paramètres mesurés en externe (capteurs 3D, spiromètre, etc.) afin de préserver un caractère non-invasif. Les changements de propriétés mécaniques des milieux traversés par le faisceau doivent également être modélisés afin de satisfaire les besoins de l'hadronthérapie. Enfin, la simulation complète de la dynamique respiratoire nécessite la simulation du diaphragme. Le diaphragme représente un des muscles principaux de la respiration dont la physiologie et le mouvement sont très complexes.

Dans nos travaux antérieurs, nous avons développé un modèle biomécanique des poumons et du thorax [8],[9]. Dans ce papier, nous présentons un modèle biomécanique personnalisé de la structure du diaphragme basé sur des données issues des images CT scan. Ce modèle biomécanique est basé sur la méthode des éléments finis. Plusieurs travaux ont porté sur la modélisation du diaphragme se basant sur plusieurs types de modélisation. Les modèles les plus connus et utilisés par la communauté graphique sont les réseaux de types masses-ressorts, qui sont souvent utilisés pour les applications en temps réels dans le cadre des simulateurs graphiques [14],[15]. Néanmoins, ces modèles présentent certains inconvénients : la relation entre les paramètres physiques des objets modélisés et les coefficients de raideur des ressorts n'est pas toujours facile à déterminer et reste le plus souvent très approximative. De plus, la masse de l'objet est représentée de manière discontinue, ce qui conduit à un comportement mécanique peu réaliste.

D'autres auteurs ont proposé d'utiliser la méthode éléments finis pour simuler les déformations du diaphragme. Behr et al.[4] proposent un modèle virtuel global incluant les déformations du diaphragme s'appuyant sur le solveur éléments finis HUMOS. Le principe du diaphragme repose sur le concept d'une fonction de contraction musculaire linéaire (excitation). Les auteurs ne donnent malheureusement pas de précisions sur le comportement mécanique du diaphragme. De plus, leur modèle n'est basé que sur le rendu visuel, et les auteurs ne donnent aucune comparaison qualitative avec les données cliniques.

Pato et al.[12] ont proposé une méthode de modélisation biomécanique non linéaire. Le modèle développé est un modèle quasi-incompressible, transversalement isotrope et hyperélastique, leur modèle géométrique est obtenu par une segmentation du diaphragme (d'un cadavre), ensuite cette géométrie est soumise à une fonction d'excitation faisant l'hypothèse d'un mouvement reproductible, compatible avec leurs objectifs de diagnostic et d'étude de certaines pathologies. Malheureusement, les comportements obtenus à partir de ce modèle ne sont pas confrontés aux données cliniques. Les auteurs ne donnent malheureusement pas de comparaison quantitative sur les déformations de leur modèle.

Dans ce papier nous illustrons une approche alternative. Nous présenterons dans la section suivante la physiologie respiratoire et l'anatomie du diaphragme. La partie 3 est consacrée à l'étude de la méthodologie générale de construction géométrique du diaphragme à partir des images CT scan. Nous traitons aussi la modélisation biomécanique du diaphragme basée sur une analyse des données expérimentales. Puis dans la partie 4, une confrontation aux données clinique permet de valider le modèle biomécanique proposé.

2 Anatomie et physiologie du diaphragme

Le diaphragme est une membrane musculotendineuse en forme de dôme qui sépare la cavité thoracique de l'abdomen. Il présente la forme d'un dôme concave vers l'abdomen (figure 2). Il est composé d'une partie périphérique (fibres musculaires) et une partie centrale (tendon). Le tendon est la partie supérieure de la membrane, plus proche de l'avant que l'arrière du thorax, de sorte que les fibres musculaires sont plus longues postérieurement ([10]), le tendon central est composé de plusieurs plans de fibres, qui par leur arrangement donnent la force et la rigidité. La partie périphérique composée de muscles est liée au périmètre de la cavité thoracique inférieure et a trois insertions majeures : lombaires, sternum et côtes. La partie lombaire est fixée aux vertèbres lombaires. La partie sternale est attaché à la surface interne de l'appendice xiphoidal. La partie côtière est attachée à la surface interne des six côtes inférieures ou bien à leurs cartilages osseux ([6]). Les poumons sont liés au diaphragme et aux côtes à travers la plèvre. La plèvre se compose de deux fine membranes (viscérale et

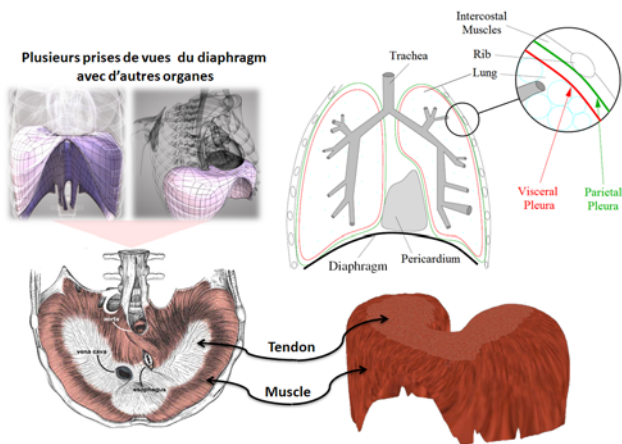


FIGURE 2 – Anatomie du Diaphragme : tendon + muscles.

pariétale). La plèvre viscérale est attachée aux poumons et la plèvre pariétale est attachée au diaphragme et à la cage thoracique. Entre les deux membranes, un fluide incompressible permet aux poumons de glisser pendant qu'il suit le mouvement du diaphragme et des côtes, le mouvement des côtes étant induit par l'action des muscles intercostaux. Pendant l'inspiration, la partie musculaire du diaphragme se contracte et se raccourcit alors qu'elle fait baisser le tendon. Rapidement, l'élasticité abdominale atteint ses limites et le tendon central devient une zone d'appui pour l'action du diaphragme. Cette action, rajoutée à celle des muscles intercostaux, a pour effet d'élever les côtes inférieures ([10]).

3 Modélisation du diaphragme : procédure générale

Partant des images CT et arrivant au modèle biomécanique, plusieurs étapes ont été suivies. Ces étapes sont illustrées dans l'organigramme (figure 3). On segmente le diaphragme sur les images CT à l'expiration et sur les images à l'inspiration. Ensuite on construit le modèle géométrique (maillage) de ces deux diaphragmes. Nous définissons un modèle biomécanique à partir de ce maillage en appliquant des contraintes (de pression) sur le modèle à l'expiration. L'amplitude de cette contrainte est contrôlée par un paramètre. On fait varier ce paramètre afin que le maillage déformé corresponde au mieux le maillage segmenté à l'inspiration. Toutes ces étapes sont détaillées dans la suite.

3.1 Données expérimentales

Pour un patient, on dispose de plusieurs séries d'images CT acquises sur plusieurs cycles respiratoires. Chaque série d'images couvre tout le thorax du patient et est classée suivant le volume pulmonaire. Ce type d'images est appelé un 4D-CT. On choisit alors deux série d'images, celle qui correspond au volume pulmonaire minimal (état d'expiration) et celle qui correspond au volume pulmonaire maxi-

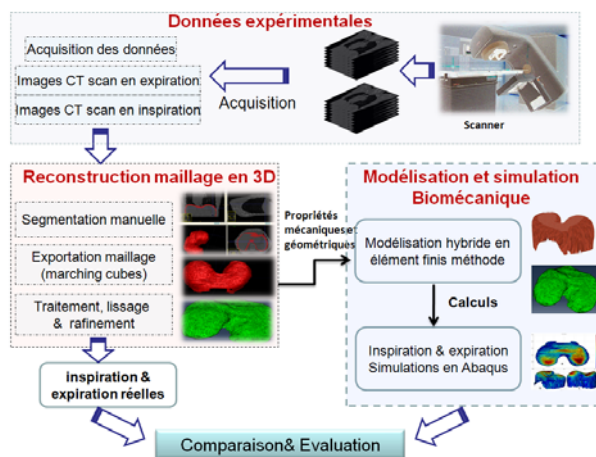


FIGURE 3 – Les différentes étapes partant des images CT et arrivant au modèle biomécanique. .

mal (état d'inspiration). Entre ces deux états, le mouvement est assez ample, ce qui permet de tester la capacité du modèle à prédire ce mouvement. En termes de résolution, la taille des voxels des images CT est de $1,17 \times 1,17 \times 3 \text{ mm}^3$ avec $512 \times 512 \times 130$ voxels respectivement dans les directions gauche-droite (X), antéropostérieure (Y) et craniocaudale (Z).

3.2 Segmentation à partir des images CT

Constitué d'une fine membrane qui ne peut pas être identifiée automatiquement, le diaphragme a été segmenté manuellement, à partir des images CT scan en utilisant la librairie ITK-SNAP. Plusieurs méthodes ont été développées pour obtenir une segmentation automatique basée sur le seuillage ou la détection de contours. Malheureusement les résultats ne sont pas satisfaisants. Dans ce cas, nous

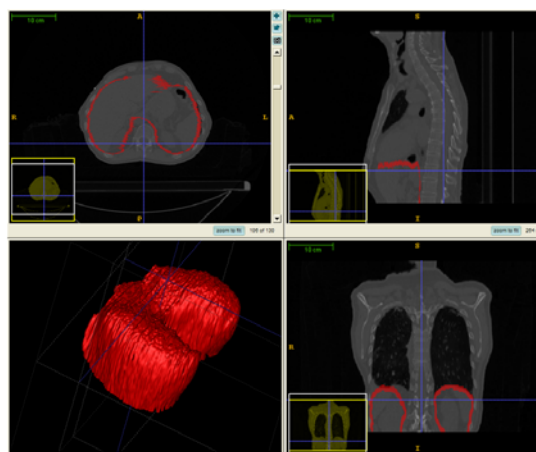


FIGURE 4 – Plusieurs coupes CT avec le diaphragme segmenté (marqueur rouge) .

avons procédé à une délimitation manuelle tout en naviguant à travers les coupes comme dans Pettiaux et al. (1997) et Behr et al. (2006). Lorsque la membrane du diaphragme

n'est pas visible (figure 4), nous identifions le diaphragme grâce aux organes environnants. Après quelques essais, nous avons déterminé que la meilleure façon de délimiter efficacement le diaphragme est de commencer par sa délimitation sur les coupes coronales. S'il y a des doutes sur la délimitation de certaines régions, on vérifie l'exactitude de la délimitation sur les images sagittales. Cette procédure prend environ deux heures pour un utilisateur expérimenté. Le marqueur utilisé pour la délimitation doit être suffisamment grand pour couvrir la taille du voxel dans la direction Z. De cette façon, les écarts d'une coupe à l'autre sont évités lors de la reconstruction du modèle géométrique.

3.3 Modèle biomécanique du diaphragme

Dans cette section, nous allons envisager une modélisation biomécanique personnalisée où le diaphragme est considéré comme un solide compressible ayant un comportement élastique. Le diaphragme est modélisé comme un matériau hétérogène comportant des muscles sur sa partie périphérique et un tendon sur la partie centrale. Les muscles du diaphragme sont des muscles squelettiques. L'action des muscles squelettiques a pour effet de raccourcir ou d'allonger les muscles dans une direction parallèle aux fibres musculaires. La réponse mécanique du diaphragme sera déduite d'une résolution par la méthode des éléments finis. L'élasticité linéaire est très souvent retenue en raison de sa facilité de mise en œuvre des différentes possibilités d'optimisation de la résolution par les pré-calculs qu'elle autorise. Néanmoins, elle présente une limitation puisqu'elle s'applique aux petites transformations (petits déplacements, petites déformations et petites rotations). Intuitivement, on peut considérer que l'élasticité linéaire n'est admissible que pour des déformations inférieures à 10 %. Dans un premier temps, nous allons essayer d'y voir plus clair sur l'ordre de grandeur des déformations mises en jeu lors d'une expiration et/ou inspiration d'un diaphragme. Nous allons ainsi tenter de répondre à la question : s'agit-il des petites ou des grandes déformations ? La réponse orientera par la suite notre modélisation.

Méthodologie de mesure. Pour pouvoir comparer deux maillages du diaphragme, nous avons effectué plusieurs coupes afin de calculer la variation de périmètres entre les deux états (inspiration et expiration) et d'évaluer l'ordre de grandeur des déformations à différents niveaux. Pour cela, à partir d'un programme développé au sein de notre équipe, nous avons effectué nos calculs en utilisant l'algorithme suivant :

Notations : on récupère les deux maillages (inspiration et expiration).

- un maillage à N noeuds et T triangles
- C : nombre de coupes souhaitées (elles seront espacées également par un pas h)
- D : dimension suivant laquelle on fait la coupe (x , y , ou z) ce qui définit l'équation du plan d'intersection

Résultats et discussion. Les différentes expérimentations, on note que la variation relative de périmètre est infé-

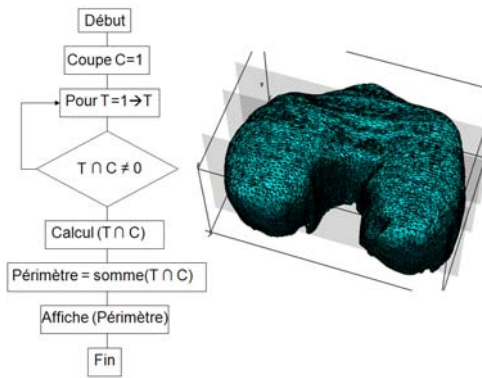


FIGURE 5 – Calcul de périmètre du diaphragme suivant le sens des déformations musculaires.

rieur à 5.64%. Nous pouvons donc en déduire que la déformation globale du diaphragme peut être considéré comme des petites déformations. Nous allons tenter d'affiner cette analyse :

- *Peut-on justifier cette valeur de 10% ?*

les petites déformations sont caractérisées par une linéarité de la réponse et une indépendance vis à vis du trajet de chargement. Ainsi, si on déforme de ϵ_1 puis de ϵ_2 ou de $\epsilon_1 + \epsilon_2$, on devrait avoir en petites déformations, la même déformation finale : $l_0(1 + \epsilon_1 + \epsilon_2) \approx l_0(1 + \epsilon_1)(1 + \epsilon_2)$

Ce qui est vrai (en prenant par exemple $\epsilon_2 = \epsilon_1$) ssi $\epsilon_1^2 \ll 1$

L'ordre de grandeur $\epsilon_1^2 = 0.01$ alors $\epsilon_1 = 0.1 = 10\%$

Il paraît donc raisonnable de considérer qu'on reste en petites déformations jusqu'à 10% de déformation.

- *Autre vérification par comparaison des mesures de déformations* Une autre vérification possible est qu'en petites déformations on mesure la déformation uniaxiale par :

$\epsilon = \frac{l-l_0}{l_0} = 5.64\%$ et qu'en grandes déformations on peut la mesurer par la déformation logarithmique $\epsilon = \ln\left(\frac{l}{l_0}\right) = 3.13\%$, la déformation de Green-Lagrange

$\epsilon = \frac{1}{2} \left(\frac{l^2 - l_0^2}{l_0^2} \right) = 5.13\%$. Cela confirme que l'approche en petites déformations peut être globalement conservée dans la modélisation de la déformation du diaphragme.

Il est important de souligner que nous n'affirmons pas qu'il ne puisse pas y avoir, de manière localisée, des déformations plus importantes.

3.4 Modélisation par la théorie de l'élasticité linéaire

Pour les grandes déformations, il est usuel de travailler avec le tenseur de **Green-Lagrange** \mathbf{E} défini de la manière suivante :

$$\begin{aligned} \mathbf{E} &= \frac{1}{2} (\mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F} - \mathbf{I}) \\ &= \frac{1}{2} (\mathbf{grad} \underline{U} + \mathbf{grad}^T \underline{U} + \mathbf{grad}^T \underline{U} \cdot \mathbf{grad} \underline{U}) \end{aligned} \quad (1)$$

où \mathbf{F} , $\underline{\mathbf{U}}$ sont le gradient de transformation et le champ de déplacements respectivement.

Si les déformations demeurent faibles (on parle de petites déformations) on travaillera avec le tenseur des déformations linéarisé ε :

$$\varepsilon = \frac{1}{2}(\mathbf{grad}\underline{\mathbf{U}} + \mathbf{grad}^T \underline{\mathbf{U}}) \quad (2)$$

Pour un milieu élastique linéaire isotrope, l'énergie de déformation volumique correspondant aux efforts intérieurs est une fonction quadratique des déformations et peut s'écrire :

$$W = \frac{1}{2}(\lambda \text{tr}(\varepsilon)^2 + 2\mu \text{tr}(\varepsilon^2)) \quad (3)$$

où (λ, μ) sont les constantes de Lamé.

La loi de comportement reliant le tenseur des contraintes σ et le tenseur des déformations linéarisé ε s'écrit alors :

$$\sigma = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon} \quad (4)$$

Cette relation peut s'écrire tensoriellement sous la forme :

$$\begin{aligned} \sigma &= \mathbb{C} : \varepsilon \\ \text{où } \mathbb{C} &= \lambda \mathbf{I} \otimes \mathbf{I} + 2\mu \mathbb{I} \end{aligned} \quad (5)$$

\mathbb{C} est le tenseur d'ordre quatre d'élasticité.

\mathbf{I} , \mathbb{I} représentent respectivement le tenseur d'identité et le tenseur d'identité d'ordre quatre.

Plus classiquement sous la forme :

$$\sigma = \lambda (\text{tr} \varepsilon) \mathbf{I} + 2\mu \varepsilon \quad (6)$$

Cette relation peut se mettre sous forme matricielle. On peut écrire la relation suivante entre contraintes et déformations au sein d'un élément de la manière suivante :

$$\{\sigma^e\} = [\mathbb{C}] \{\varepsilon\} \quad (7)$$

avec

$$[\mathbb{C}] = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu \end{bmatrix} \quad (8)$$

L'élasticité linéaire a été décrite en fonction des deux constantes de Lamé (λ, μ) . On préfère souvent utiliser le module d'Young E et le coefficient de Poisson ν qui sont plus faciles à interpréter expérimentalement.

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad , \quad \lambda = \nu \frac{E}{(1-2\nu)(1+\nu)} \quad (9)$$

Vu que le diaphragme est une membrane fine, on choisit d'appliquer une tension uniforme \vec{t}_s sur la surface musculaire (S) défini de la manière suivante :

$$\vec{f} = \int_S \vec{t}_s^T dS = \alpha \int_S \vec{dir}_s dS \quad (10)$$

avec α et \vec{dir}_s représentant le module et la direction de la tension \vec{t}_s .

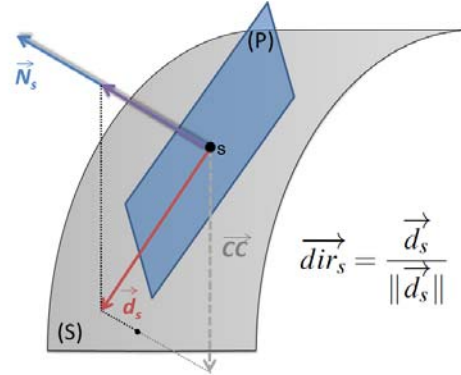


FIGURE 6 – Tension uniforme appliquée sur la surface musculaire du diaphragme.

La direction \vec{dir}_s de la tension doit être dirigée suivant les fibres musculaires de telle sorte qu'ils se contractent et que leur effet fasse baisser le tendon. On considère la direction cranio-caudale \vec{CC} (du crane jusqu'aux pieds), on projette cette direction sur la surface du maillage des muscles suivant l'équation :

$$\vec{d}_s = \vec{CC} - \langle \vec{CC}, \vec{N}_s \rangle \vec{N}_s \quad (11)$$

\vec{N}_s vecteur normal à la surface en un point.

La (figure 6) définit une direction globale des forces musculaire qui se propage radialement à partir du tendon, ce qui correspond anatomiquement à la direction des fibres musculaires (Pato et al. 2011).

3.5 Construction du maillage

La configuration géométrique utilisée est un maillage volumique tétraédrique non régulier à 4 noeuds (figure 7). Après la segmentation, un maillage 3D surfacique a été créé en utilisant un module d'ITK-SNAP pour enregistrer l'image segmentée comme un maillage triangulaire. Ce module utilise la librairie de VTK (www.vtk.org) en implémentant l'algorithme " marching cubes ". Le maillage obtenu est constitué d'une membrane fermée à deux couches. Chaque couche est constituée d'un maillage surfacique triangulaire. La couche supérieure est celle en contact avec les organes thoraciques et les côtes, tandis que la couche inférieure est en contact avec les viscères abdominaux. En raison de la haute résolution des images tomographique, l'algorithme (marching cubes) génère un grand nombre de noeuds et de triangles. Afin de réduire le coût en temps des opérations à suivre (surtout dans les simulations mécaniques expliquées dans la suite), le maillage du diaphragme a été lissé et simplifié en réduisant le nombre de

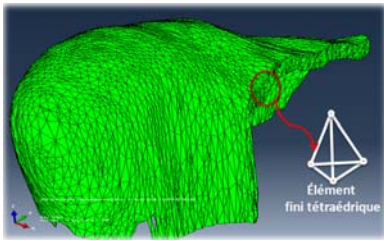


FIGURE 7 – Maillage 3D du diaphragme à partir des éléments tétraédriques à 4 noeuds .

noeuds et de triangles à l'aide du logiciel " Remesh " (Atene et Falcidieno 2006). Ces opérations ont été réalisées sans réduire les détails sur la surface du maillage. Après simplification et lissage, le maillage surfacique est ensuite importé dans la plateforme du logiciel éléments finis (Abaqus) où le volume est maillé avec des tétraédres à 4 noeuds (figure 7).

3.6 Conditions aux limites

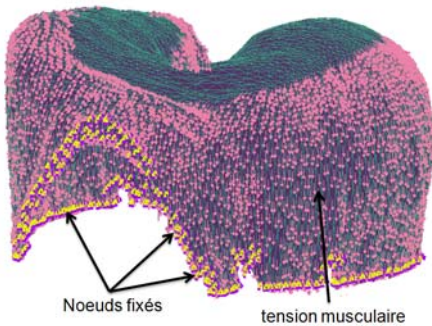


FIGURE 8 – Les conditions aux limites appliquées au maillage du diaphragme avec les noeuds fixés de la périphérie (en jaune) et la tension musculaire sur la partie musculaire du diaphragme (en violet).

Le maillage du diaphragme est fixé tout au long de sa périphérie pour simuler les attachements au sternum, au cartilage osseux, aux côtes et aux parties lombaires de la colonne vertébrale. Sur la partie musculaire, on applique une tension surfacique uniforme de direction cranio-caudale (de la tête vers les pieds) (voir la figure 8) sachant que la force résultante est orientée suivant la courbure des muscles ce qui est anatomiquement correct. Cette tension a pour effet de contracter les muscles et abaisser le tendon, comme dans le cas de l'inspiration. Les forces engendrées par cette tension sont illustrées sur la figure 8.

4 Confrontation simulation et données expérimentales

Nous présentons dans cette section les résultats de simulation de la réponse mécanique du diaphragme lors de l'inspiration. Ces simulations sont obtenues au moyen d'un calcul statique implicite avec un code de calcul commercial Abaqus. Le tableau 1 illustre les différentes propriétés mécaniques et géométriques du diaphragme (muscles + tendon). Ces paramètres seront introduits dans le moteur éléments finis afin de simuler la réponse mécanique du diaphragme

TABLE 1 – Propriétés mécaniques et géométrique du diaphragme (muscles et le tendon)

	Tendon	Muscles	Tout
E (MPa)	33	5.32	–
ν	0.3	0.3	–
Noeuds	6365	9966	15411
Tetra	27671	35348	63019
Surf (mm ²)	18220,34	92806,84	111027,18
Vol (mm ³)	1192258.64	468519.19	660777.81

4.1 Méthode de mesure de distance

La distance géométrique $d(P, (D))$ entre un noeud P et un ensemble de noeuds D est la distance minimale entre ce noeud et chacun des noeuds de l'ensemble. Cela se traduit par la formulation suivante :

$$d(P, (D)) = \min_{Q \in (D)} d(P, Q) \quad (12)$$

avec

$$d(P, Q) = \|\vec{PQ}\| \quad (13)$$

Nous analyserons et comparerons les résultats issus des simulations avec ceux issus des expériences (données CT scanner). Nous avons effectué des coupes planes de comparaisons afin d'évaluer l'erreur entre la modélisation biomécanique choisie et les données expérimentales.

4.2 Évaluation expérimentale

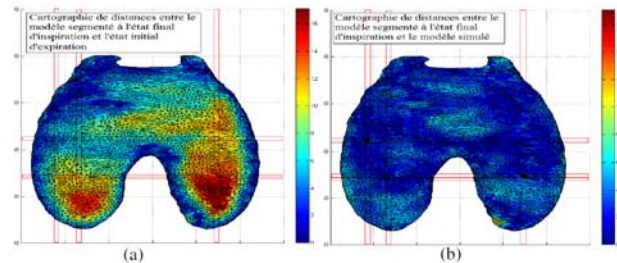


FIGURE 9 – Cartographie de distances : (a) comparaison entre l'inspiration et l'expiration (expérimentale), (b) comparaison entre le modèle biomécanique simulé et l'inspiration

Dans un premier temps, nous avons effectué une segmentation du diaphragme à deux états (expiration et inspiration). Par la suite, nous avons mesuré la distance géométrique entre les deux maillages segmentés, cette distance indique le mouvement du diaphragme, déduit des images CT. Nous mesurons la distance entre les noeuds surfaciques de la couche supérieure du diaphragme à l'expiration et ceux de la couche supérieure à l'inspiration (couche en contact avec les poumons et les côtes). La figure 9 (a) illustre une

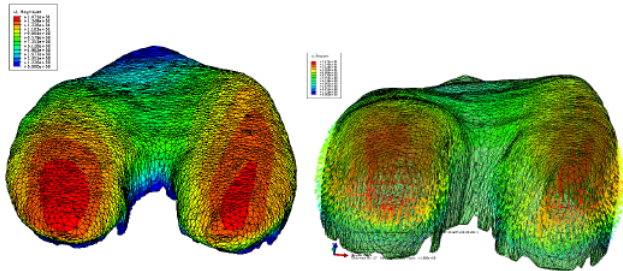


FIGURE 10 – Simulation biomécanique du diaphragme : amplitude et distribution des champs de déformation .

cartographie des distances. La couleur indique l'amplitude de la distance. On constate d'après cette cartographie expérimentale, un plus grand mouvement sur la partie postérieure du diaphragme que sur la partie antérieure (Cragheiro et al. 2005). La figure 10 montre l'amplitude et la distribution de champs de déformation sur la surface du diaphragme par la méthode éléments finis. Nous observons que les déformations sont grandes sur la partie postérieure du diaphragme. Cela montre des similarités avec les résultats présentés dans la littérature (Whitelaw et al. (1987)). Une explication de ceci peut être le fait que les muscles sont plus étendus sur la partie postérieure du diaphragme, comme expliqué par l'anatomie et peut-être encore plus sur le côté droit que sur le côté gauche. Les parties périphériques ont un faible mouvement. Cela est dû à leur attachement aux côtes ou bien à leur blocage par les côtes. La figure 11 illustre les intersections d'un plan de coupe sagittal (haut) et coronal (bas) à différent pas du maillage entre l'état d'inspiration et d'expiration (clinique). Cette comparaison donne l'amplitude de la respiration du patient étudié.

4.3 Évaluation du modèle biomécanique

Le but de cette étude est de simuler le mouvement du diaphragme durant les deux états (inspiration et expiration). La figure 9 (b) illustre une cartographie de distances calculées entre les données cliniques et la simulation. Cette distance donne une évaluation locale sur la précision de la simulation et le choix de notre modèle biomécanique du diaphragme. En effet, la majorité des distances sont dans la zone bleu foncé du code de couleur (sur le diaphragme vu du haut). Cela montre que le maillage déformé est assez proche du maillage segmenté sur les images à l'état final, bien qu'il soit délicat de valider quantitativement

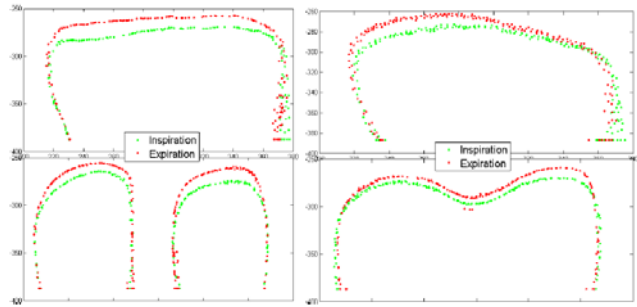


FIGURE 11 – Coupes de périmètres : comparaison entre l'inspiration l'expiration expérimentales.

les mesures données par le modèle biomécanique. Nous avons effectué une autre validation basée sur des coupes en 3D. La comparaison entre les deux périmètres montre une bonne adéquation entre les simulations éléments finis et les données cliniques (voir la figure 12). On remarque que les erreurs sont plutôt concentrées sur les parties périphériques du diaphragme en contact avec les côtes. On peut remarquer également que sur le modèle simulé on a des grandes déformations sur la partie qui est en contact avec les côtes. En effet, la rigidité des côtes peut contraindre le diaphragme à ne pas bouger vers l'extérieur. Il est donc essentiel de prendre en compte cet aspect géométrique. La

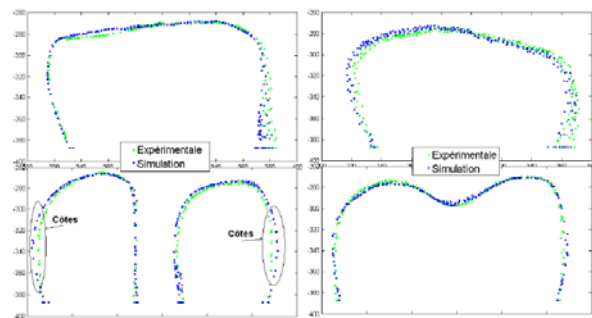


FIGURE 12 – Coupes de périmètres : comparaison entre l'inspiration expérimentale et l'inspiration simulé .

figure 13 montre une comparaison qualitative d'une simulation élément finis du diaphragme entre deux états (inspiration et expiration) issus des données expérimentales (images CT). Nous avons pu constater que les parties périphériques du diaphragme ne présentent pas un mouvement ample aux environs des côtes. De plus, nous avons également calculé et comparé le volume du diaphragme à l'état d'inspiration expérimentale et d'inspiration simulée. L'erreur calculée est de l'ordre de 4% (voir Table.2), due aux erreurs de segmentation manuelle, et à l'absence des côtes et leurs rôles dans le comportement du diaphragme.

5 Conclusions

Nous avons présenté une modélisation biomécanique d'un diaphragme humain reposant sur un modèle hétérogène

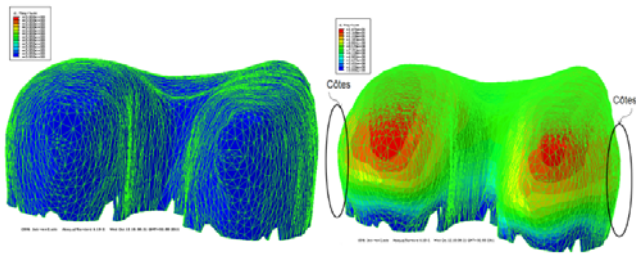


FIGURE 13 – Simulation biomécanique du diaphragme : diaphragme à l'état initial (a) et à l'état finale(b) .

TABLE 2 – Volume d'inspiration (segmentation et simulation)

	Résultats d'inspiration
$V_1(Exprimentation)mm^3$	2830880.530272
$V_2(Simulation)mm^3$	2721523.983245
Erreur $\Delta V\%$	3.86 %

(tendon et muscles) avec un comportement élastique basé sur des données expérimentales. Les résultats du modèle simulé montrent une bonne adéquation avec les données expérimentales. On observe que les plus grandes zones d'erreurs sont localisées dans les parties qui sont en contact avec les côtes. Un nouveau modèle plus complexe (hétérogène et hybride) de déformation mécanique basé sur un comportement hyperélastique est en cours d'intégration pour prendre en compte le comportement d'autres organes (côtes, mouvement des poumons et battements du coeur) .

Annexe

Les auteurs remercient PRRH ETOILE pour avoir financé ces travaux et le Centre Léon Bérard.

Références

[1] H. Shirato, K. Suzuki, G.C. Sharp, K. Fujita, R. Onimaru, M. Fujino, N. Kato, Y. Osaka, R. Kinoshita, H. Taguchi, S. Onodera, K. Miyasaka, Speed and amplitude of lung tumor motion precisely detected in four-dimensional setup and in real-time tumor-tracking radiotherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol 64(4), pp. 1229-1236, 2006.

[2] B. Zitova, J. Flusser, Image registration methods : a survey, *Image and Vision Computing*, Vol 21, pp. 977-1000, 2003.

[3] W. Crum, T. Hartkens, D. Hill, Non-rigid image registration : theory and practice. *British journal of radiology*, Vol 77(2), pp. 140-153, 2004.

[4] M. Behr, J. Pérès, M. Llari, Y. Godio, Y. Jammes, C. Brunet, A three-dimensional human trunk model for the analysis of respiratory mechanics, *Journal of biomechanical engineering*, Vol 148(3), pp. 245-262, 2010.

[5] L. Cervino, A. Chao, A. Sandhu, S. Jiang, The diaphragm as an anatomic surrogate for lung tumor motion, *Phys Med Biol* Vol. 54(11), PP 3529-3541, 2009.

[6] P. Cluzel, T. Similovsky, C.C Lefebvre, M. Zelter, J.P. Derenne, P. Grenier, Diaphragm and chest wall : Assessment of the inspiratory pump with MR imaging - Preliminary observations', *Radiology*, Vol. 215, pp. 574-583, 2000.

[7] S. Cragheiro, E. Promayon, P. Baconnier, J.F. Lebas, M. Coulomb, 'Dynamic echo-planar MR imaging of the diaphragm for a 3D dynamic analysis', *Eur Radiol* Vol. 15, pp. 742-748, 2005.

[8] A.L. Didier, P.F. Villard, J.Y. Bayle, M. Beuve, B. Shariat, Breathing thorax simulation based on pleura behaviour and rib kinematics, *Information Visualization*, *IEEE computer society*, pp. 35-40, 2007.

[9] A.L. Didier, P.F. Villard, J. Saadé, J.M. Moreau, M. Beuve, B. Shariat, A chest wall model based on rib kinematics, in *Second international conference in visualization*, *IEEE computer society*, pp. 159-164, 2009.

[10] H. Gray, T.P. Pick, R. Howden, *Gray's Anatomy*, Running Press, 1974.

[11] J. Humphrey, F. Yin, 'On constitutive relations and finite deformations of passive cardiac tissue : I. A pseudostrain-energy function', *ASME J. Biomech. Engrg*, Vol. 109, pp. 298-304, 1987.

[12] M. Pato, N. Santos, P. Areias, E. Pires, M. Carvalho, S. Pinto, D. Lopes, Finite element studies of the mechanical behaviour of the diaphragm in normal and pathological cases, *Comput Methods Biomech Biomed Engin* Vol. 14(6), pp 505-513, 2011.

[13] N. Pettiaux, M. Cassart, M. Paiva, M. Estenne, Three-dimensional reconstruction of human diaphragm with the use of spiral computed tomography, *J Appl Physiol* Vol. 82, pp. 998-1002, 1997.

[14] E. Promayon, P. Baconnier, A 3D discrete model of the diaphragm and human trunk, *ESAIM : Proceedings*, pp. 66-77, 2008.

[15] P.F. Villard, W. Bourne, F. Bello, Interactive simulation of diaphragm motion through muscle and rib kinematics, *Springer London, ed, Recent Advances in the 3D Physiological Human*, Springer London, pp. 91-103, 2009.

[16] W.A. Whitelaw, Shape and size of the human diaphragm in vivo, *J Appl Physiol* Vol 62, pp. 180-186, 1987.

[17] P. Yushkevich, J. Piven, H.C. Hazlett, R.G. Smith, S. Ho, J.Gee, G. Gerig, User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures : Significantly improved efficiency and reliability, *NeuroImage*, Vol. 31, pp. 1116-1128, 2006.