

# Modélisation biomécanique des muscles extra-oculaires appliqué à un modèle optique

J. Bonnafé<sup>1,2,3</sup>, J-M. Allain<sup>1,2</sup>, D. Rio<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire de Mécanique des Solides, CNRS, Ecole Polytechnique, Institut Polytechnique de Paris, Palaiseau, France

<sup>2</sup> Inria, Palaiseau, France

<sup>3</sup> EssilorLuxottica, Global Lens Innovation R&D, Neurosciences & Medical Research Department, Vision and Perception Modelling team. 13, Rue Moreau, 75012 Paris, France

**Résumé** — Nous développons un modèle éléments finis de l'œil, incluant le globe oculaire, les muscles extra-oculaires, le nerf optique et la graisse orbitale, afin d'analyser les efforts mécaniques lors de mouvements oculaires. Nous utilisons un modèle de Hill pour les muscles. Notre modèle inclut des contraintes internes (pression intraoculaire...). Au travers d'une géométrie simplifiée, nous montrons l'importance des contraintes internes et de la prise en compte de la graisse pour reproduire des mouvements réalistes de l'œil, et leurs conséquences sur la réfraction.

**Mots clés** — Muscles extra-oculaires, Biomécanique tissulaire, Modélisation par éléments finis.

## 1 Introduction

Les muscles extra-oculaires assurent le contrôle des mouvements des yeux. Ces mouvements possèdent différents rôles fonctionnels, permettant d'intégrer l'information visuelle. Les rayons lumineux sont réfractés par la cornée et le cristallin sur la rétine, un tissu neuronal permettant de convertir ces rayons en signaux électriques interprétables par le cerveau. Les mouvements oculaires maintiennent la fovéa, à savoir le centre visuel de la rétine contenant la plus grande densité de photorécepteurs, sur l'élément d'intérêt. Cela assure la netteté du signal visuel. La stimulation oculaire implique des centaines de milliers de mouvements oculaires par jour, à différentes vitesses, amplitudes et vitesses. Ces mouvements sont rarement pris en compte dans l'optique ou l'état de santé du système visuel. Ils sont pourtant associés à une déformation des structures oculaires [1], qui pourrait modifier la réfraction, ou induire des pathologies neuropathiques de l'œil [2]. La modélisation biomécanique des muscles extra-oculaires est donc essentielle afin d'améliorer les modèles par éléments finis des mouvements oculaires, pour estimer leurs effets sur la réfraction et sur la prévalence des pathologies de la rétine.

### 1.1 Anatomie du système visuel et des muscles extra oculaires

L'œil est un organe complexe qui permet la perception visuelle (Figure 1). Nous présentons ses constituants ainsi que leurs fonctions optiques et biomécaniques.

Le globe oculaire contient des composants optiques tels que la cornée et le cristallin, qui réfractent les rayons lumineux entrant dans l'œil. Cette réfraction peut être adaptée par accommodation, lorsque les muscles ciliaires contractent le cristallin pour modifier sa courbure, et ainsi la puissance optique du système visuel. Les rayons sont focalisés sur la rétine, une couche de tissus nerveux recouvrant la partie postérieure du globe oculaire et qui est composée de photorécepteurs qui transmettent l'information visuelle au cortex par le nerf optique, en convertissant la lumière en signaux électriques et biochimiques. La fovéa est la région où la sensibilité est maximale en raison d'une forte concentration en photorécepteurs. Elle est donc essentielle pour l'acuité visuelle. Les mouvements de l'œil visent à amener la région d'intérêt sur la fovéa.

Les tissus les plus rigides de l'œil sont la cornée et la sclère. Ils forment la couche externe de l'œil et jouent un rôle essentiel dans le maintien de sa forme, en combinaison avec les humeurs aqueuses et vitreuses. Ces humeurs exercent principalement la pression intraoculaire (PIO) qui

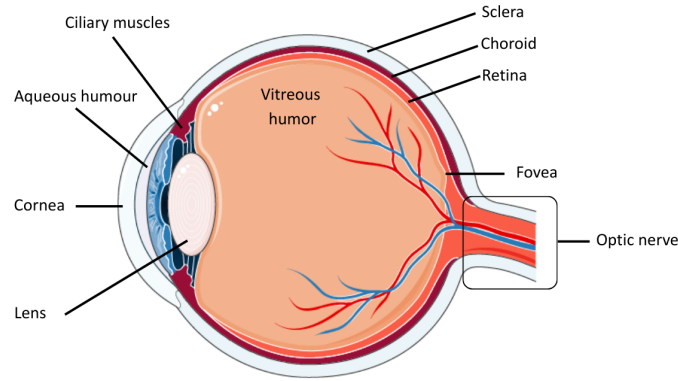


FIGURE 1 – Schéma des principaux composants de l'œil, adapté de Servier Medical Art (<https://smart.servier.com>), autorisé sous CC BY 4.0.

maintient la tension dans le complexe cornée-sclère. La choroïde, qui permet la vascularisation de la rétine par diffusion, se situe entre la sclère et la rétine. Le nerf optique, entouré par la pia et la dura, deux tissus aux propriétés similaires à celles de la sclère, correspond aux tissus neuronaux qui permettent la transmission des impulsions nerveuses de la rétine vers le centre visuel du cerveau afin de reconstruire l'information visuelle. Lorsqu'un mouvement oculaire rotationnel se produit, des déformations des tissus scléaux, choroïdiens et rétinien apparaissent [1, 3] et une traction du globe oculaire vers l'axe antéro-postérieur est observée [4]. Ces déformations et cette translation selon l'axe antéro-postérieur peuvent modifier la réfraction visuelle et ainsi la perception du sujet.

Le système de mouvement oculaire est composé de 6 muscles extra-oculaires par œil, pouvant être divisés en deux catégories : les muscles droits et les muscles obliques. Les muscles droits émergent de l'anneau de Zinn, un tendon en anneau qui entoure le nerf optique (Figure 2). Les muscles obliques supérieurs et inférieurs proviennent respectivement de l'anneau de Zinn et de la surface orbitaire de l'os maxillaire. Les muscles extra oculaires sont partiellement guidés par des poulies, des tissus permettant de diriger l'action des forces de rotations.

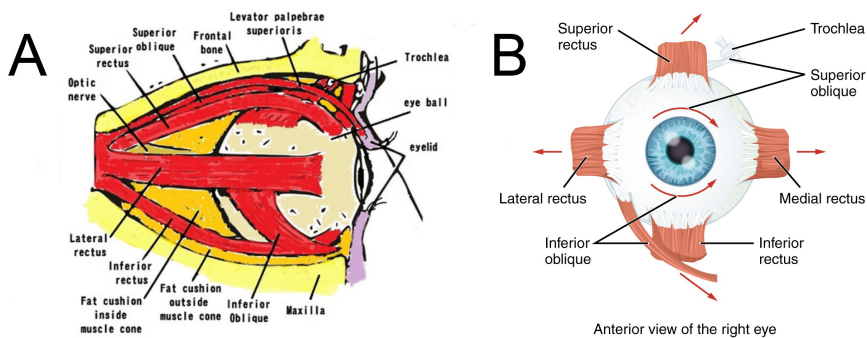


FIGURE 2 – A. Schéma des muscles extra-oculaires et de la graisse orbitale en vue latérale, de Karimi et al., 2017 B. Anatomie des muscles extra-oculaires en vue de face, extrait du site "Anatomie & Physiologie" (<http://cnx.org/content/col11496/1.6/>).

L'ensemble du système oculomoteur est soumis à de nombreuses contraintes internes. En premier lieu, les muscles extra-oculaires possèdent une tension initiale même en position primaire, i.e. quand le globe oculaire est dans l'axe de l'œil. De plus, la pression intraoculaire maintient la forme de l'œil. Enfin, l'œil repose sur de la graisse orbitale, qui lui apporte un soutien visco-élastique, empêchant son recul lors de la contraction musculaire. L'influence de ces contraintes internes sera étudiée dans le cadre de l'étude des déformations de la sclère lors de mouvements oculomoteurs [1], ces déformations pouvant avoir une influence sur le développement de pathologies oculaires telles que le glaucome [2].

## 1.2 Muscle extra oculaires et modèle de Hill

Bien que les muscles extra oculaires possèdent des caractéristiques propres concernant leur résistance à la fatigue ou leur vitesse de contraction, leur modélisation reste proche de celle utilisée pour les muscles squelettiques. Le modèle de Hill [5] permet de modéliser de manière adéquate les relations entre la production de force par contraction dans le muscle, sa longueur et la vitesse de cette contraction. Le muscle possède deux types d'élasticité qui contribuent à la production de force lors d'une contraction ou d'un relâchement d'un muscle. Une élasticité passive issue de l'élasticité des tissus conjonctifs qui composent le muscle et son environnement (fascia, épimysium...), et une élasticité active lors de la contraction des fibres musculaires (sarcomères, myofilaments...). Les fibres musculaires pouvant se contracter grâce à des protéines contractiles dans les myofilaments, il est nécessaire de représenter l'effet de cette contraction par un module d'amortissement. On obtient dès lors le modèle de Hill, composé d'un module contractile (CE) en série avec un module élastique (SEE), le tout en parallèle avec un module élastique (PEE) (Figure 3).

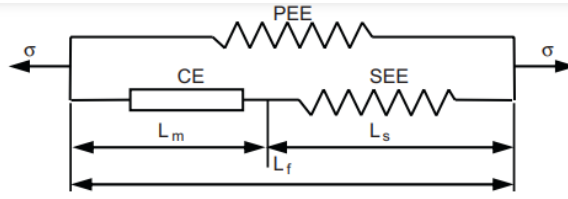


FIGURE 3 – Modèle musculaire à trois éléments de Hill : diagramme schématique de l'arrangement mécanique (adapté de Tang et al., 2009 [6])

## 2 Modélisation de la mise en mouvement d'un modèle d'œil en éléments finis

### 2.1 Modélisation de la contraction musculaire en éléments finis

Le modèle de Hill est largement utilisé dans les modèles éléments finis de muscles, y compris dans ceux des modèles des muscles extra-oculaires [7, 8, 9, 10]. Nous avons utilisé le modèle de contraction musculaire homogénéisé de Spyrou [11]. Réalisé sous Abaqus via une routine de calcul UMAT, il applique un modèle de Hill aux muscles extra-oculaires. La fonction de densité d'énergie de déformation utilisée est :

$$\psi = \psi_{vol}(J) + \bar{\psi}_p(\bar{I}_1^C, \bar{\lambda}_f, \mathbf{N}) + \bar{\psi}_a(\bar{C}_e, \bar{\lambda}_f, \dot{\lambda}_m, \bar{\lambda}_s, \mathbf{N}) \quad (1)$$

où  $\bar{\psi}_p$  est la densité d'énergie de déformation associée aux propriétés passives hyperélastique de la matrice de tissus qui entourent les fibres musculaires,  $\bar{\psi}_a$  la densité d'énergie de déformation associé à la contraction du muscle,  $\bar{C}_e$  est le tenseur symétrique de Cauchy-Green modifié associé à la contraction des fibres musculaires dans leur direction  $\mathbf{n}_0$ ,  $\bar{I}_1^C$  le premier invariant réduit, tel que  $\bar{I}_1^C = tr\bar{C}$ ,  $\bar{C}$  le tenseur symétrique de Cauchy-Green modifié.  $\bar{\lambda}_s$  est l'étirement du composant sériel élastique (SEE) du muscle,  $\dot{\lambda}_m$  le taux d'étirement du composant contractile (CE),  $\bar{\lambda}_f$  l'étirement du composant parallèle élastique (PEE) du muscle incluant la réponse élastique anisotropique passive, and  $\mathbf{N} = \mathbf{n}_0 \otimes \mathbf{n}_0$ .  $\bar{\psi}_p$  s'exprime via l'équation (2) :

$$\bar{\psi}_p(\bar{I}_1^C, \bar{\lambda}_f) = \frac{G_{IH}}{2}(\bar{I}_1^C - 3) + f(G_{IH}, G_{HS}, G_n(\mathbf{N}), \bar{\lambda}_f) \quad (2)$$

où  $G_{IH}$ ,  $G_{HS}$ ,  $G_n$  correspondent aux modules de cisaillement du matériau homogénéisé respectivement dans le plan de cisaillement des fibres musculaires, pour le cisaillement en dehors du plan des fibres musculaires, et pour le cisaillement des fibres elles mêmes [11]. Les paramètres sont adaptés en fonction des tensions mesurées dans la littérature [12]. Le terme de quasi-incompressibilité de la matrice isotropique des tissus musculaires s'exprime tel que :

$$\psi_{vol}(J) = K(J - 1)^2 \quad (3)$$

$\bar{\psi}_a$  s'exprime via :

$$\bar{\psi}_a(\bar{C}_e, \bar{\lambda}_f, \dot{\lambda}_m, \bar{\lambda}_s, \mathbf{N}) = \bar{\psi}_{PEE}(\bar{C}_e, \bar{\lambda}_f, \mathbf{N}) + \bar{\psi}_{SEE}(\bar{C}_e, \bar{\lambda}_f, \dot{\lambda}_m, \bar{\lambda}_s, \mathbf{N}) \quad (4)$$

Les contraintes issues de ces densités d'énergies de déformations sont définis tels que :

$$\sigma_{SEE}(t) = \sigma_{CE}(t) = \sigma_0 \cdot f_a(t) \cdot f_\lambda(\bar{\lambda}_f, t) \cdot f_v(\dot{\lambda}_m, t) \quad (5)$$

$$\sigma_{PEE}(t) = \sigma_0 \cdot f_{PEE}(\bar{\lambda}_f, t) \quad (6)$$

La variable  $\sigma_0$  représente la contrainte isométrique maximale pouvant être atteint au sein du muscle, définie à partir des mesures de Collins [12]. Les fonctions  $f_a(t)$ ,  $f_\lambda(\bar{\lambda}_f, t)$ ,  $f_v(\dot{\lambda}_m, t)$  et  $f_{PEE}(\bar{\lambda}_f, t)$  permettent respectivement de décrire le niveau d'activation (entre 0 et 1), la relation entre la production de force et la longueur du muscle, la relation entre la production de force et la vitesse de contraction et une fonction normalisée représentant l'incompressibilité des fibres musculaires. Dès lors, la contrainte dans l'ensemble du muscle en fonction de l'évolution de l'activation peut être déterminée, induisant une contraction musculaire générant une rotation de l'œil.

## 2.2 Géométrie simplifiée du système oculaire

La géométrie considérée dans le cadre de cette étude a été simplifiée afin d'obtenir une contraction uniforme et unidirectionnelle du muscle. Cette simplification permet de limiter les discontinuités aux nœuds et le nombre d'éléments, et ainsi d'améliorer la convergence de la simulation. Les mouvements oculaires horizontaux étant les seuls considérés dans ces simulations, l'effet mécanique des muscles droits verticaux et des muscles obliques est négligé. Dans le cadre de ces résultats préliminaires, le nerf optique n'a pas été pris en compte (Figure 4). La sclère est représentée par une géométrie sphérique d'un diamètre extérieur de 20 mm, et d'une épaisseur de tissu de 1 mm. Ces dimensions respectent l'ordre de grandeur anatomique de la sclère chez l'adulte. La sclère est composée de 5920 éléments tétraédriques C3D4H, pour 1970 nœuds. Les muscles sont chacun composés de 688 éléments hexahédriques C3D8H, pour 1188 nœuds. Les muscles sont reliés à la sclère par une contrainte Abaqus \*TIE entre les surfaces en contact avec une méthode de discrétisation par défaut, et les degrés de rotation autorisés. De plus, les interfaces de contact sont définis par pénalité dans la direction normal, et sans frottement dans la direction tangentielle.

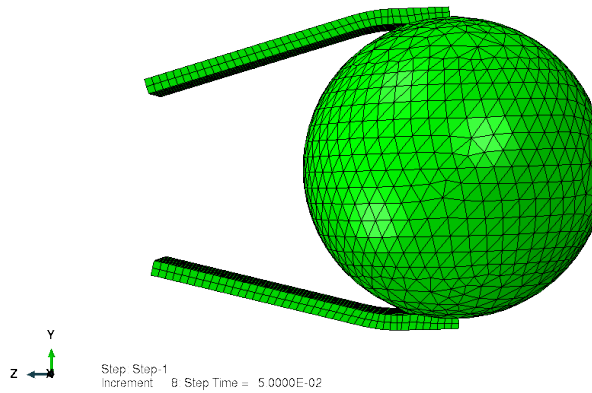


FIGURE 4 – Maillage d'un système oculaire simplifié comportant une sclère et les muscles droits horizontaux.

## 2.3 Modélisation des précontraintes

### 2.3.1 Modélisation de la pression intraoculaire

L'une des précontraintes du système oculaire est la pression intraoculaire (PIO). La valeur moyenne est de 15mmHg, et doit être considérée lorsqu'une géométrie de l'œil est obtenue depuis une imagerie in-vivo (IRM, OCT...). Pour obtenir la configuration sans contrainte, sur laquelle nous appliquerons la PIO pour déterminer l'état de précontrainte, nous avons utilisé un algorithme itératif [13] dont le principe est détaillé en Figure 5. Le chargement en pression est appliqué via l'interaction Abaqus \*fluid cavity\* à une température de 273 K. L'humeur aqueuse qui exerce cette pression est considéré comme un gaz parfait dans un cadre de première approche simplifiée.

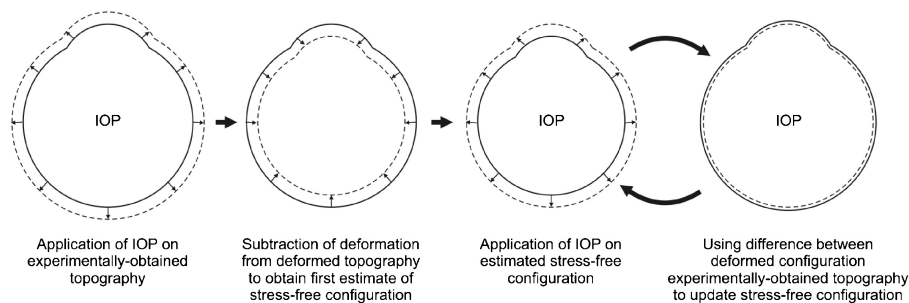


FIGURE 5 – Description schématique de l'approche utilisée pour obtenir la configuration sans contrainte de l'œil. (Figure reprise d'Elsheikh et al., 2013 [14])

### 2.3.2 Modélisation de la graisse orbitale

La graisse orbitale a été modélisée par un solide hyperélastique dans des modèles éléments finis, et des conditions d'encastrement ont été utilisées pour représenter le contact entre la graisse et l'os orbital [7, 10]. Toutefois, cette description implique un grand nombre d'éléments, qui subissent des déformations importantes. Pour représenter l'effet mécanique de la graisse orbitale, nous implémentons une condition de support élastique sur l'ensemble de la surface de la sclère via l'interaction \*elastic foundation\*. La valeur du coefficient d'élasticité de la condition a été défini à partir de mesures expérimentales présentées dans la littérature [10].

### 2.3.3 Modélisation des activations et prétensions musculaires

En position de regard primaire, c'est-à-dire lorsque le regard est neutre et dirigé vers une cible à l'infini, l'activation musculaire est négligeable. Pour effectuer une rotation, les niveaux d'activations varient en fonction de la vitesse et de l'amplitude du mouvement. Nous évaluerons un cas simple d'activation constante telle que  $f_a(t) = 0.5$  (Equation 5). De plus, les muscles extraoculaires sont constamment sous tension, même en position primaire. Il est donc nécessaire d'inclure les prétensions de ces muscles, car elles influenceront sur l'équilibre mécanique lors de la contraction d'un muscle pour effectuer une rotation. Les prétensions musculaires sont incluses avec une valeur de  $1.0^{-3}$  MPa, établie à partir des ordres de grandeurs présents dans la littérature [15].

## 3 Résultats

### 3.1 Déformations et contraintes pour un mouvement d'abduction depuis une position de référence primaire

Nous utilisons dans un premier temps une géométrie simplifiée, pour laquelle la translation de la sclère est empêchée par une condition de rotation libre sur les nœuds sur l'axe de rotation (Figure 6.A). Nous observons une rotation d'environ  $10^\circ$  de la sclère pour un niveau d'activation

de 0.5 (Figure 6.B). Cette valeur est en contradiction avec les mesures de Collins, ainsi qu’avec les modèles discrets de muscles extra-oculaires de la littérature [16]. Les pré-tensions des muscles et des tissus conjonctifs n’étant pas prises en compte, la position atteinte à partir de l’activation ne peut pas être obtenue et présente des déformations irréalistes (Figure 6.C). La contraction musculaire a été imposée uniformément sur l’ensemble du muscle. La différence de raideur entre le muscle et la sclère entraîne une concentration de contrainte importante au niveau de l’insertion du muscle (Figure 6.D), ce qui entraîne une erreur de convergence. L’inclusion d’un tendon entre le muscle et la sclère est nécessaire pour éviter la distorsion des éléments inclus dans les surfaces contraintes par une condition Abaqus \*TIE\*. Cet effet de distorsion des éléments reste toutefois important à l’interface entre le tendon et le muscle, si le tendon implémenté ne possède pas un gradient de module de Young.

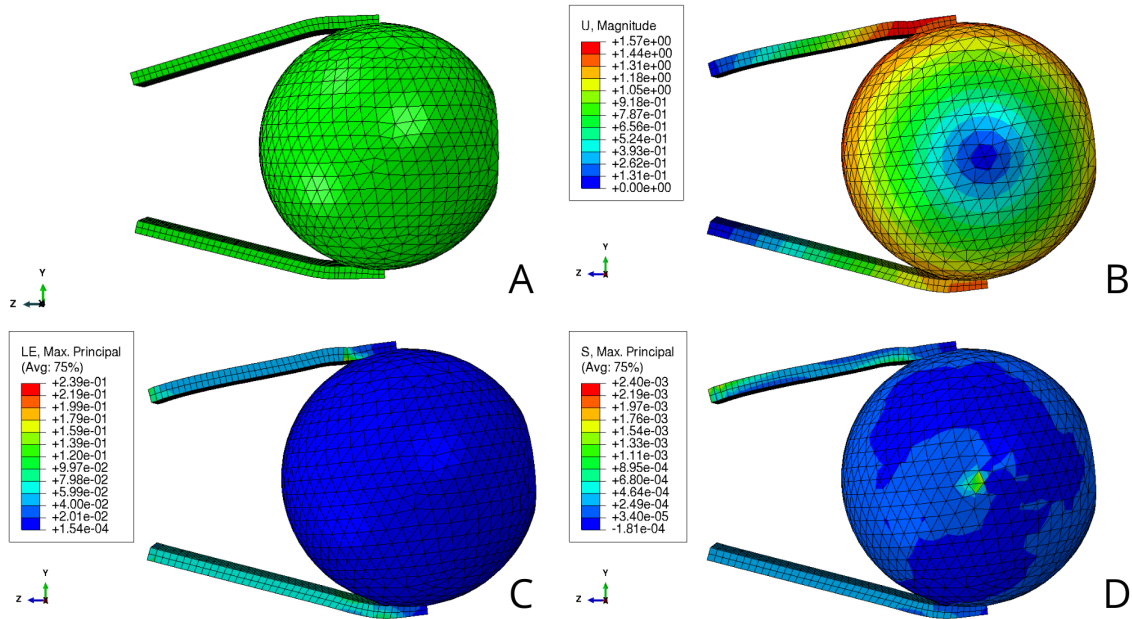


FIGURE 6 – Rotation d’un oeil simplifié lors de la contraction musculaire. (A) Configuration non chargée, (B) Amplitude du déplacement, (C) Déformation principale maximale logarithmique, (D) Contrainte dans la direction des fibres.

### 3.2 Influence des précontraintes sur les déformations

Nous implémentons une pression intraoculaire à 15mmHg en utilisant l’algorithme de géométrie sans contrainte pour obtenir une sclère précontrainte. La condition aux limites permettant de simuler la graisse orbitale est incluse. Les pré-tensions musculaires sont incluses avec une valeur de  $1.0^{-3}$  MPa[15]. Les résultats obtenus (Figure 7) permettent d’obtenir une rotation dans une condition libre, ce qui permet d’éviter les contraintes irréalistes sur l’axe transverse aux muscles horizontaux. De plus, les translations du système oculaire selon les axes antéro-postérieur et latéral sont observées, en accord avec la littérature [4, 10].

## 4 Conclusion

Un modèle de contraction musculaire permettant de simuler des mouvements oculaires a été développé via une méthode implicite. L’implémentation de précontraintes issues de la pression intraoculaire, du support de la graisse orbitale et des pré-tensions musculaires a permis de simuler l’influence des conditions internes sur la rotation de l’œil, ainsi que sur les déformations et les contraintes dans la sclère lors des mouvements oculaires.

Dans un second temps, les positions impliquant des tensions et déformations plus importantes seront évaluées, sur la base de quantifications préalables [2, 9]. L’influence des contraintes internes

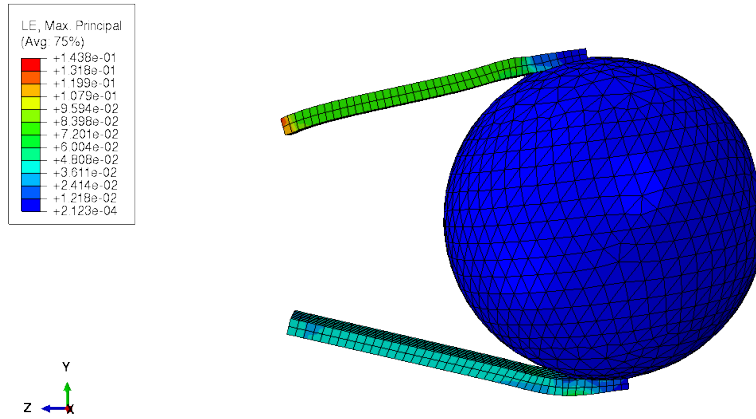


FIGURE 7 – Rotation d’une sphère avec contraction musculaire simplifiée et précontraintes implémentées.

sur les déformations de la sclère et la translation du système oculaire sera étudiée à partir de données plus réalistes issues de la littérature [4, 17]. Des géométries lissées d’un système oculaire comportant le nerf optique (Figure 8.A) ou des géométries issues de segmentations d’IRM (Figure 8.B) seront utilisées pour obtenir des estimations de déformations quantitatives. Les niveaux d’activations pour différents mouvements seront identifiées à partir sur des mouvements capturés avec un oculomètre.

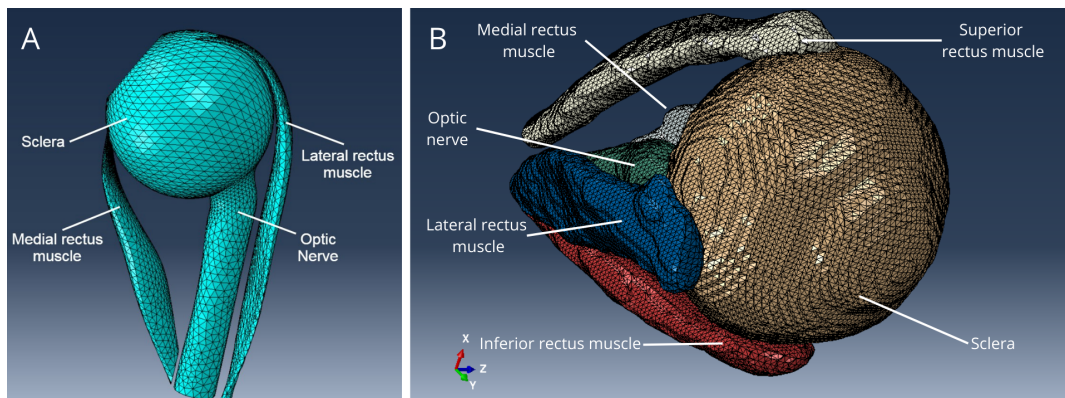


FIGURE 8 – A) Maillage assemblée de la sclère, du nerf optique, des muscles recteurs horizontaux. Le maillage est une courtoisie de Jafari et al., 2021 [9]. B) Maillage obtenu à partir d’une segmentation de la sclère, du nerf optique et des muscles recteurs.

## Références

- [1] Xiaofei Wang, Meghna R. Beotra, Tin Aung Tun, Mani Baskaran, Shamira Perera, Tin Aung, Nicholas G. Strouthidis, Dan Milea, and Michaël J. A. Girard. In Vivo 3-Dimensional Strain Mapping Confirms Large Optic Nerve Head Deformations Following Horizontal Eye Movements. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 57(13) :5825, October 2016.
- [2] Joseph L. Demer, Robert A. Clark, Soh Youn Suh, Joann A. Giaconi, Kouros Nouri-Mahdavi, Simon K. Law, Laura Bonelli, Anne L. Coleman, and Joseph Caprioli. Optic Nerve Traction During Adduction in Open Angle Glaucoma with Normal versus Elevated Intraocular Pressure. *Current Eye Research*, 45(2) :199–210, February 2020.
- [3] Melinda Y. Chang, Andrew Shin, Joseph Park, Aaron Nagiel, Robert A. Lalane, Steven D. Schwartz, and Joseph L. Demer. Deformation of Optic Nerve Head and Peripapillary Tissues by Horizontal Duction. *American Journal of Ophthalmology*, 174 :85–94, February 2017.

- [4] Joseph L. Demer and Robert A. Clark. Translation and eccentric rotation in ocular motor modeling. In *Progress in Brain Research*, volume 248, pages 117–126. Elsevier, 2019.
- [5] Hill. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, 126(843) :136–195, October 1938.
- [6] C.Y. Tang, G. Zhang, and C.P. Tsui. A 3D skeletal muscle model coupled with active contraction of muscle fibres and hyperelastic behaviour. *Journal of Biomechanics*, 42(7) :865–872, May 2009.
- [7] Abbas Karami, Mohammad Eghtesad, and Seyyed Arash Haghpanah. Prediction of muscle activation for an eye movement with finite element modeling. *Computers in Biology and Medicine*, 89 :368–378, October 2017.
- [8] Jorge Grasa and Begoña Calvo. Simulating Extraocular Muscle Dynamics. A Comparison between Dynamic Implicit and Explicit Finite Element Methods. *Mathematics*, 9(9) :1024, May 2021.
- [9] Somaye Jafari, Yongtao Lu, Joseph Park, and Joseph L. Demer. Finite Element Model of Ocular Adduction by Active Extraocular Muscle Contraction. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 62(1) :1, January 2021.
- [10] Somaye Jafari, Joseph Park, Yongtao Lu, and Joseph L. Demer. Finite element model of ocular adduction with unconstrained globe translation. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, February 2024.
- [11] L.A. Spyrou, S. Brisard, and K. Danas. Multiscale modeling of skeletal muscle tissues based on analytical and numerical homogenization. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 92 :97–117, April 2019.
- [12] C C Collins, D O’Meara, and A B Scott. Muscle tension during unrestrained human eye movements. *The Journal of Physiology*, 245(2) :351–369, February 1975.
- [13] Anna Pandolfi and Gerhard A. Holzapfel. Three-Dimensional Modeling and Computational Analysis of the Human Cornea Considering Distributed Collagen Fibril Orientations. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(6) :061006, December 2008.
- [14] Ahmed Elsheikh, Charles Whitford, Rosti Hamarashid, Wael Kassem, Akram Joda, and Philippe Büchler. Stress free configuration of the human eye. *Medical Engineering & Physics*, 35(2) :211–216, February 2013.
- [15] Zhipeng Gao, Hongmei Guo, and Weiyi Chen. Initial tension of the human extraocular muscles in the primary eye position. *Journal of Theoretical Biology*, 353 :78–83, July 2014.
- [16] J. Iskander, M. Hossny, S. Nahavandi, and L. Del Porto. An ocular biomechanic model for dynamic simulation of different eye movements. *Journal of Biomechanics*, 71 :208–216, April 2018.
- [17] Tingting Liu, Ya Xing Wang, Jost B. Jonas, Quan V. Hoang, Michaël J. A. Girard, and Xiaofei Wang. Gaze-Induced Optic Nerve Head Deformations Are Greater in High Myopia and Strains Increase With Axial Length. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 66(9) :21–21, July 2025.