

Conclusion et perspectives

Cette thèse a présenté une première étude du comportement des tissus mous intra-orbitaires dans le cadre de l'exophtalmie dysthyroïdienne. Deux modèles ont été présentés pour étudier l'acte chirurgical de décompression orbitaire. Le but principal était d'évaluer l'influence de la surface d'ostéotomie sur le recul oculaire.

Le premier modèle est analytique et basé sur la représentation simplifiée de l'orbite par un cône et du globe par une sphère. Il propose une prédiction rapide et satisfaisante du point de vue des prédictions du volume des tissus mous décompressés en fonction d'un recul oculaire donné. Ce modèle, présenté dans le Chapitre 5, a en effet permis d'évaluer le volume de la hernie avec une erreur de 10 % par rapport au volume mesuré cliniquement sur un patient. Cette évaluation est simplement basée sur les dimensions de l'orbite, sa profondeur et le rayon de sa base. En appliquant l'équation (5.4) aux dimensions mesurées sur le scanner d'un patient, une estimation du volume décompressé est immédiatement obtenue. L'analyse de sensibilité développée au cours de ce chapitre a montré que le rayon de la base de l'orbite semble avoir une influence importante sur le volume de la hernie. En effet, plus le rayon est grand et plus le volume de tissus décompressés est important. Cette observation est relativement intéressante puisqu'elle indique que la variation de volume de la hernie est plus importante entre deux patients pour lesquels il y a une différence significative au niveau du rayon de la base de l'orbite plutôt qu'entre deux patients pour lesquels il y a une différence significative au niveau de la profondeur de l'orbite.

Ce modèle analytique est donc un outil efficace pour une première estimation du volume de la hernie créée au cours d'une décompression orbitaire et semble pouvoir être utilisé au cours d'une phase de planning de ce genre d'intervention et plus généralement de chirurgies orbitaires. Cependant, il est incapable de prédire les effets d'une chirurgie orbitaire sur les tissus mous et osseux de l'orbite. En particulier, ce modèle analytique est dans l'incapacité de prendre en compte la taille de l'ostéotomie et donc d'estimer le recul oculaire résultant de celle-ci. De plus, il ne peut pas prendre en compte les différentes variations possibles de la morphologie des orbites patients ou de la taille et de la position de l'ostéotomie pratiquée pendant les interventions de décompression orbitaire. Enfin, cette modélisation analytique ne permet pas de déterminer les forces à exercer sur le globe pour obtenir tel ou tel recul et si cela est faisable cliniquement.

Dans le but de combler les lacunes du modèle analytique, nous avons développé un modèle plus précis d'un point de vue biomécanique. Il s'agit du modèle éléments finis que nous avons présenté au cours du Chapitre 7 et qui prend en compte non seulement la morphologie de l'orbite du patient mais aussi le comportement mécanique des tissus intra-orbitaires. Au cours de ce chapitre, nous avons présenté la façon dont ce modèle a été généré à partir de segmentations de l'examen scanner d'un patient pris comme référence. Le choix de la modélisation suivant l'approche poroélastique a été effectué après des observations cliniques et les descriptions de la graisse et des tissus intra-orbitaires proposées dans la littérature.

Dans le Chapitre 8, consacré aux premiers résultats, nous avons vu que ce modèle éléments finis poroélastique permet d'estimer précisément le recul effectif du globe et, dans une moindre mesure, le volume de la hernie.

En terme de recul et de volume décompressé, non seulement ce modèle éléments finis a permis de déterminer que la surface et la position de l'ostéotomie sont influentes, mais en plus il est ressorti que la surface est plus influente que la position et que ces paramètres sont effectivement impliqués dans le recul orbitaire obtenu à la fin de l'intervention. Ces simulations nous ont permis de définir que les ostéotomies larges semblaient être optimales pour le patient de référence puisque pour un effort identique, le recul et le volume décompressé observés sont les plus importants. Par ailleurs, il est plus difficile de conclure sur l'influence de la position de l'ostéotomie. En effet, les résultats sont légèrement plus importants pour les ostéotomies situées à l'avant de l'orbite alors qu'il semble que cliniquement le professeur Boutault ait observé le contraire.

Ces résultats sont très intéressants puisqu'ils permettent : (1) de déterminer quel serait le meilleur choix d'ostéotomie en terme de recul et de volume décompressé et (2) d'estimer le recul effectif obtenu à la fin de la chirurgie en fonction de l'effort (ou du déplacement) imposé par le chirurgien. En conséquence, il semble possible, au cours de la phase de planning, de prendre ces deux points en compte et ainsi de décider de l'ostéotomie à pratiquer en terme de surface et de position afin d'estimer son résultat au niveau du recul oculaire.

Un autre intérêt de notre approche de modélisation, nous l'avons vu dans le Chapitre 9, est sa capacité à s'adapter rapidement à de nouveaux patients et à réaliser ainsi de nouvelles simulations de décompression orbitaire. Dans ce chapitre, la méthode de génération automatique de maillage éléments finis, basée sur l'algorithme du Mesh-Matching et sur une procédure de régularisation de maillage, a été présentée et utilisée pour générer onze nouveaux maillages d'orbites de patients. Les simulations de quatre ostéotomies différentes, en terme de surface, ont montré que la morphologie patient avait une influence relative sur le volume de la hernie produite et le recul oculaire induit par une décompression puisque un écart de l'ordre de 10 % est mesuré entre le patient avec le plus petit volume décompressé, calculé par la simulation, et le patient de volume orbitaire maximal. Ces mesures ont, par ailleurs, permis de confirmer l'observation faite au Chapitre 7 en montrant que l'influence de la surface d'ostéotomie sur le recul oculaire et le volume décompressé est non linéaire (respectivement 25 et 40 % pour une surface 2 fois plus grande).

Enfin, le modèle éléments finis permet de déterminer, au cours du temps, la valeur de la raideur du matériau modélisant les tissus intra-orbitaires en terme du recul oculaire et de l'effort appliqué sur le globe par le chirurgien. En couplant les résultats des simulations avec les mesures in vivo effectuées avec le capteur présenté dans le Chapitre 10, il semblerait possible d'estimer la raideur pour des patients sains ou pathologiques, avant, après ou pendant une intervention, et ainsi de fournir un moyen complémentaire au diagnostic d'une pathologie.

Le modèle élément finis semble donc pouvoir être un bon outil d'aide au diagnostic pré-opératoire puisqu'il fournit une simulation relativement poussée du geste de décompression orbitaire. Pour le moment, comme nous l'avons vu dans le Chapitre 7, le temps de calcul très important nécessaire pour chaque simulation le rend inutilisable dans un cadre d'aide per-opératoire. Si ce genre d'application est un jour visé, il faudra envisager d'utiliser des méthodes spécifiques de résolution numérique de problèmes éléments finis permettant une simulation quasi temps-réel.

Malgré ces résultats relativement satisfaisants, les deux modèles que nous avons présentés dans ce manuscrit sont soumis à des incertitudes pouvant créer des approximations voire des erreurs. Celles-ci peuvent venir de la précision des mesures effectuées (rayon, profondeur, et volume de l'orbite) sur les examens scanner des patients traités au cours de cette étude et en particulier le patient de référence sur lequel une grande partie des mesures et des interprétations des résultats sont basées. D'autres incertitudes peuvent apparaître avec les approximations faites lors de la définition des paramètres matériaux du modèle éléments finis. Ainsi, le choix de modéliser les tissus orbitaires par un matériau homogène poroélastique est discutable puisque ces tissus n'ont pas tous les mêmes caractéristiques (les muscles et la graisse notamment). On peut imaginer utiliser une modélisation plastique des tissus mous pour tenir compte de la plasticité des tissus orbitaires (qui ne reviennent pas à leur position après l'intervention) ou une modélisation suivant le concept de la tenségrité (Wendling et al., 2003) qui semble une alternative intéressante à la modélisation Eléments Finis.

Grâce à l'amélioration du matériel informatique et des techniques de résolution des simulations EF, il est raisonnable de penser que, dans le futur, il sera possible, sans ralentir les analyses éléments finis, de différencier les composants anatomiques de l'orbite (muscles, nerf optique, graisse) pour modéliser leur rôle dans le comportement biomécanique de l'orbite. L'intégration des muscles dans le modèle éléments finis est d'ailleurs le prochain pas qui sera à améliorer pour une modélisation plus cohérente du comportement des tissus mous intra-orbitaires. En effet, leur rôle dans les déformations du contenu orbitaire est évident puisqu'ils sont essentiellement composés de fibres qui contraignent ces déformations dans une direction. L'influence du nerf optique sur les déformations des tissus orbitaires semblant moindre, du fait de ses petites dimensions, il n'est pas prévu de le modéliser à court terme.

De plus, pour palier aux erreurs générées par les approximations faites sur le choix des paramètres EF, la caractérisation des tissus mous orbitaires que nous avons présentée au cours du Chapitre 10 devra être poursuivie. Ainsi, les tests rhéologiques de la graisse *in vitro* pourront permettre une meilleure caractérisation des paramètres poroélastiques de ce matériau, en utilisant une enveloppe de latex toujours aussi fine, mais découpée plus précisément (découpe de la graisse une fois congelée). Par ailleurs les tests *in vivo* permettant de caractériser la raideur des tissus mous de l'orbite nous permettront d'affiner le modèle en recalant la raideur calculée par simulation à la raideur mesurée directement sur le patient avec le capteur.

En conclusion, pour le patient de référence, les premiers résultats obtenus sont en accord relatif avec les observations effectuées cliniquement. Ainsi, le modèle analytique est relativement précis dans la prédiction du volume de la hernie créée par décompression. Le modèle éléments finis semble quant à lui capable de répondre à la principale question posée en introduction en estimant relativement précisément quelle surface d'ostéotomie est nécessaire pour atteindre un recul souhaité. De plus, ce modèle semble pouvoir aider à l'amélioration du planning chirurgical pour une réduction de l'exophtalmie grâce à ses estimations du recul, du volume et de la raideur des tissus mous intra-orbitaires en fonction d'un effort donné. Pour les onze autres patients, l'algorithme de génération de maillage automatique a montré qu'il était efficace et a mis en évidence l'influence de la morphologie de l'orbite patient sur le recul et le volume décompressé tout en relativisant l'influence de la surface de l'ostéotomie.

Les prochains travaux de modélisation concerneront l'intégration des muscles au modèle éléments finis et un affinement des paramètres rhéologiques des tissus mous orbitaires avec les mesures in vitro et in vivo. D'autre part, une étape de validation clinique sera mise en place avec confrontation des simulations avec des mesures post-opératoires. Ces deux étapes permettront d'améliorer le modèle éléments finis qui pourra alors peut-être servir d'outil d'aide au planning dans le cadre de décompression orbitaire et plus généralement pour les chirurgies de l'orbite.