

Chapitre 8 : Simulation avec le modèle poroélastique sur le patient de référence

Le chapitre précédent a décrit le modèle éléments finis de l'orbite que nous proposons dans cette thèse et les conditions limites destinées à simuler l'intervention de décompression orbitaire. Dans ce chapitre, nous allons présenter, dans la première partie, les résultats de la simulation effectuée avec ces conditions limites. Dans la deuxième partie, nous verrons les différences pour la même simulation en petites déformations et en grandes déformations. La troisième partie sera consacrée à l'étude de nouvelles ostéotomies pour déterminer leur influence sur l'intervention. Et nous finirons par une discussion sur l'intérêt du modèle. Ce travail a été réalisé avec l'aide de Pascal Swider, Annaïg Pédrone et Dominique Ambard du laboratoire de biomécanique de Toulouse.

1. Première simulation sur le patient de référence

a. Résultats de la simulation

En appliquant les conditions limites définies dans le chapitre précédent, à partir de l'anatomie du patient de référence, nous avons pu lancer une première simulation éléments finis. La résolution de cette simulation prend 1h sur un PC équipé d'un processeur 1GHz et d'1Go de mémoire vive.

Le volume de la hernie mesurée au terme de la simulation, qui est en fait le volume de fluide s'étant échappé de la matrice solide, est de $2,29 \text{ cm}^3$. Ce volume est mesuré après la troisième phase de relaxation qui permet une homogénéisation de la pression dans le milieu poroélastique après la fin de l'effort imposé. Pour obtenir cette valeur, nous avons soustrait le volume du maillage EF après la simulation à celui du maillage avant la simulation. Le logiciel EF Marc nous permet de calculer automatiquement le volume d'un maillage.

Le recul observé et l'effort sont variables au cours du temps, suivant les contraintes appliquées et sont dépendants du temps de relaxation. Pour comparer le déplacement résultant (i.e. le recul) avec les mesures réalisées cliniquement sur le patient de référence, nous nous sommes donc placés à la fin de la simulation : après que la dernière phase de relaxation soit terminée. A cet instant, on observe un recul effectif du globe de $x = 4,07 \text{ mm}$. Ce déplacement est mesuré par le biais du nœud de contrôle. La valeur du recul observé est linéairement dépendante de l'effort imposé au globe puisque nous nous sommes placés dans le cas d'une analyse linéaire en petites déformations.

Les tracés des évolutions au cours du temps de ces paramètres sont donnés dans la Figure 8.1. Celle ci représente :

- la rampe utilisée par le cas de charge de l'effort, qui a lieu dans l'intervalle de temps $t = 2 \text{ s}$ et $t = 7 \text{ s}$ (sachant que la valeur maximum de l'effort est atteinte à $t = 4 \text{ s}$),
- l'évolution du recul effectif du globe (par l'intermédiaire de l'évolution du déplacement du nœud de contrôle) qui commence dès $t = 0$, lors de la phase de relaxation relative à la surpression initiale. Puis il y a une deuxième inflexion lors de l'application de l'effort imposé, entre $t = 2 \text{ s}$ et $t = 7 \text{ s}$. Enfin le recul

diminue lors de la relaxation nécessaire pour un retour à l'équilibre de la pression des tissus après la fin de la contrainte d'effort.

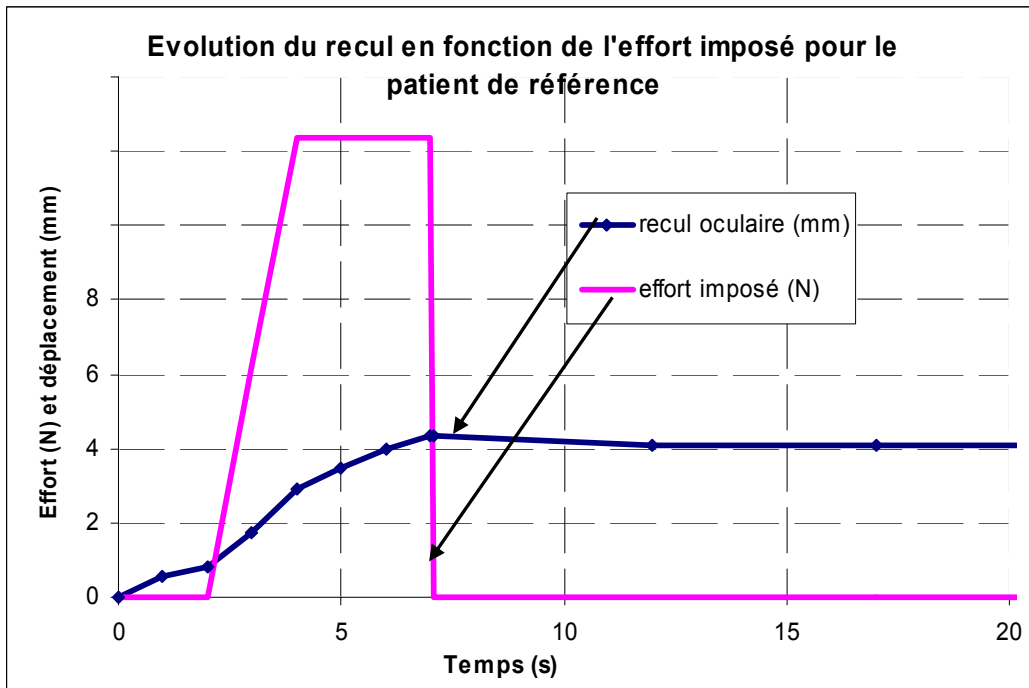


Figure 8.1 – Evolution du recul oculaire au cours du temps, pour le patient de référence, en fonction de l'effort imposé par le chirurgien.

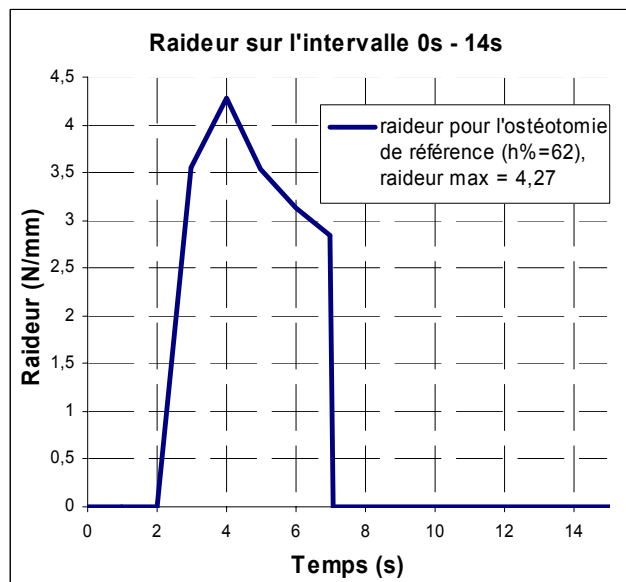


Figure 8.2 – Evolution de la raideur au cours du temps pour le patient de référence. A partir de $t = 7$ s, la raideur reste nulle puisque aucun effort n'est plus appliqué au globe.

Grâce aux mesures du recul oculaire (4,34 mm au maximum) à l'interface entre le globe et les tissus intra-orbitaires et de l'effort imposé (d'une norme de 12,4 N au maximum dont 12 N sur l'axe y), nous pouvons déduire la raideur du matériau poroélastique. La raideur est le rapport de l'effort sur le déplacement. Elle est donc variable au cours du temps (Figure

8.2) puisque le recul et l'effort le sont. Les valeurs de raideur les plus intéressantes sont celles prises lorsque l'effort exercé sur le globe est à son maximum, c'est-à-dire à $t = 4$ s, et celle où le déplacement est lui aussi à son maximum, c'est-à-dire à $t = 7$ s. On obtient, à ces instants, les raideurs $R_4 = 4,27 \text{ N.mm}^{-1}$ et $R_7 = 2,85 \text{ N.mm}^{-1}$ pour les tissus intra-orbitaires modélisés comme un matériau homogène.

b. Comparaison par rapport aux résultats chirurgicaux

Afin d'estimer la validité des résultats du modèle éléments finis que nous venons de présenter et des conditions limites décrites à la fin du chapitre précédent, nous nous sommes basés sur les mesures obtenues sur l'examen scanner du patient de référence. Nous avons déjà décrit comment nous avons déterminé la valeur de chacune de ces mesures dans le Chapitre 5 ; nous invitons donc le lecteur à s'y référer pour plus d'informations. Pour ce patient, un recul de $x = 4$ mm est mesuré. Le volume de la hernie créée au niveau de l'orbite décompressée est de $\Delta V = 3,6 \text{ cm}^3$ (avec un écart type de $\sigma_{\text{vol}} = 0,16 \text{ cm}^3$). Par ailleurs, nous avons décrit, dans la partie relative au choix des paramètres matériau (Chapitre 7), la méthode qui nous a permis d'estimer l'effort imposé par le chirurgien à environ $F = 12$ N.

Le volume de la hernie mesurée grâce au modèle EF est de $2,29 \text{ cm}^3$. Nous obtenons donc, avec le modèle éléments finis, une estimation de la hernie de 36 % inférieure à celle obtenue cliniquement. Dans le cas clinique, un recul de $x = 4$ mm et un effort de 12 N ont été mesurés. En appliquant un effort de 12 N, le modèle EF nous donne un recul de 4,07 mm, soit + 1,5 % de la valeur trouvée cliniquement. Le résultat de cette simulation est donc tout à fait satisfaisant en ce qui concerne l'estimation de recul oculaire et un peu moins précis pour le calcul du volume de la hernie. De ce fait, ce modèle semble pouvoir servir d'outil d'aide à la prévision du résultat d'une intervention de décompression, même si des améliorations doivent à priori être apportées, au moins en ce qui concerne le recul du volume échappé. De ce point de vue, il nous semble intéressant de lister l'ensemble de erreurs possibles ainsi que les incertitudes dans les choix des paramètres du modèle.

Tout d'abord, il est à noter que la mesure sur l'examen scanner du volume de la hernie a été effectué par un opérateur non clinicien et il est possible qu'elle ait été surévaluée. D'autre part, le choix des matériaux du modèle n'a pas été basé sur une étude rhéologique des tissus mous de l'orbite et cela peut être une seconde source d'erreur entre les volumes mesurés cliniquement et obtenu par simulation de la hernie. En effet, nous nous sommes basés, dans un premier temps, sur les données de la littérature pour choisir les paramètres matériau, sans les tester in vivo ou in vitro. Enfin, le fait d'avoir approché les tissus mous de l'orbite par un matériau poroélastique homogène peut aussi faire diverger les résultats des simulations EF par rapport à leur comportement réel et peut donc engendrer une troisième source d'erreur.

Comparé au modèle analytique, le volume de la hernie donné par la simulation éléments finis est moins précis (puisque le modèle analytique était à + 3 % de la réalité clinique). On peut donc penser utiliser ce modèle pour une estimation du volume de la hernie et le modèle EF pour les autres paramètres et en particulier pour le recul. En effet, bien que plus efficace sur le calcul du volume décompressé, le modèle analytique ne peut pas donner certaines informations, telles que l'effort ou la raideur, alors que le modèle éléments finis a la capacité de les fournir.

De plus, ce modèle EF permet d'évaluer le déplacement du globe oculaire qui est observé, une fois que l'effort du chirurgien a été relâché, alors que le modèle analytique suppose qu'il n'y a aucun retour élastique du globe une fois qu'on l'a poussé en arrière. Observé en pratique chirurgicale, cet aspect est intéressant puisqu'il donne la possibilité de compléter la prédiction du résultat de la chirurgie. Ainsi, pour le cas du patient de référence, un effort imposé de 12 N conduit à un recul maximum de 4,34 mm et à un recul effectif de 4,07 mm. Ces valeurs étant linéairement dépendantes de l'effort imposé et de la pression initiale, on peut aisément extrapoler ce résultat pour d'autres valeurs d'effort ou de surpression.

L'information donnée par notre modèle EF sur l'effort exercé par le chirurgien est aussi un plus par rapport au modèle analytique. En effet, la gestion de l'effort appliqué au globe en fonction du déplacement observé peut permettre, au cours du planning de l'opération, de donner une limite supérieure au déplacement et ainsi contraindre le geste du clinicien pour éviter des charges trop importantes sur le globe et les tissus intra-orbitaires. De plus, l'évaluation de cette valeur permet, en la couplant à la valeur du recul effectif, de calculer la raideur du matériau poroélastique modélisant les tissus mous. Ainsi, on pourrait définir la raideur d'une orbite saine ou celle d'une orbite pathologique (par exemple affectée par une exophtalmie dysthyroïdienne). Nous reviendrons, dans le Chapitre 10, sur la mesure de l'effort in vivo qui nous permettra de comparer la raideur clinique à celle obtenue par le biais de simulations éléments finis.

Malgré une incertitude sur l'estimation du volume de la hernie, le modèle EF semble tout de même efficace pour aider lors d'une phase de planification d'une intervention de décompression orbitaire pour étudier le recul effectif du globe et l'effort appliqué par le chirurgien. Un autre avantage de ce modèle, que ne permet pas le modèle analytique, est sa capacité à prendre en compte la taille et la position de l'ostéotomie effectuée par un clinicien. Nous allons d'ailleurs, dans la troisième partie, étudier l'influence de la taille et de la position de l'ostéotomie pratiquée lors de la décompression orbitaire. Avant cela, nous allons quantifier les différences entre des simulations EF en petites déformations et en grandes déformations pour déterminer l'incidence d'une telle approximation sur les résultats présentés ici.

2. Intérêt de la simulation en grandes déformations

Les résultats présentés dans la partie précédente correspondent à une simulation éléments finis en petites déformations. Malgré tout, le fait que la déformation des tissus mous de l'orbite atteint à son maximum 4 mm suivant le grand axe de l'orbite et que cette déformation s'applique essentiellement aux premiers éléments du maillage (ceux à l'extrémité de l'orbite ne se déforment pas du tout) semblent mettre en œuvre de grandes déformations localement au niveau de ces éléments. Le choix d'utiliser, dans un premier temps, une analyse de type petites déformations peut donc être erroné. De façon à connaître l'influence de cette approximation sur les résultats de la simulation, nous avons effectué une analyse en grandes déformations. Le logiciel EF Marc © permet d'effectuer ce changement d'analyse simplement.

L'analyse en grandes déformations pour le patient de référence avec les conditions limites décrites dans le chapitre précédent fournit des résultats sensiblement comparables à

ceux obtenus en petites déformations dans la gamme de reculs observés cliniquement pour une décompression orbitaire (Figure 8.3). En effet, dans l'intervalle 0-6 mm, les deux analyses ont quasiment la même courbe, i.e. quasiment le même volume pour la hernie résultante. Elles suivent toutes les deux une courbe linéaire ou quasi-linéaire (pour les grandes déformations). Au delà de 6 mm, les deux courbes se séparent plus nettement. Néanmoins, les reculs oculaires habituellement observés pour les corrections des exophtalmies vont rarement au delà de 6 mm. En conséquence, on peut raisonnablement conclure que, pour la gamme de reculs observés cliniquement, les deux analyses sont équivalentes.

Or, l'analyse en grandes déformations est beaucoup plus longue à converger et elle ne converge pas tout le temps. En effet, pour notre patient de référence et pour l'ostéotomie décrite précédemment, l'analyse converge en un peu plus de 2h30. De plus, nous avons testé cette analyse sur d'autres patients (sur lesquels nous reviendrons, en petites déformations, dans le chapitre suivant) et, pour une majorité des cas (4 sur 5), le logiciel EF Marc n'a pas pu fournir de solution. Cette impossibilité à converger vers une solution est due à la géométrie relativement complexe de certains maillages EF patients.

Pour ces problèmes de temps de calcul et de convergence, et surtout parce que les analyses en grandes et en petites déformations sont relativement équivalentes pour le recul observé cliniquement, nous avons choisi de continuer d'effectuer nos analyses en nous plaçant dans le cas des petites déformations.

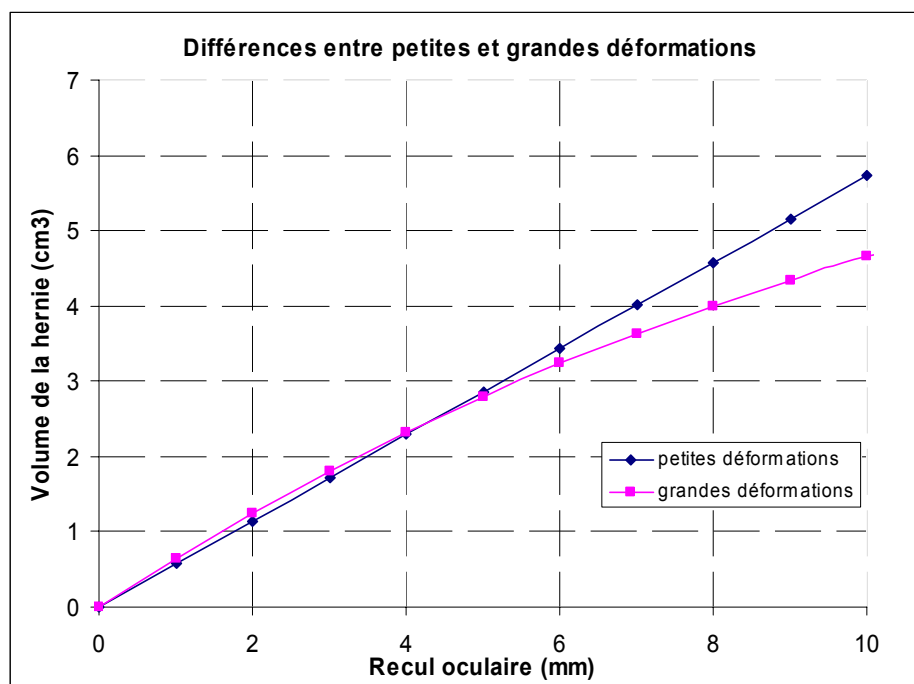


Figure 8.3 – Courbes représentant le volume de la hernie en fonction du recul oculaire pour les analyses en petites déformations (courbe linéaire) et en grandes déformations (courbe non linéaire).

3. Etude d'une autre technique chirurgicale

Au cours de la description de la technique de décompression orbitaire, nous avons vu qu'il n'était pas tout le temps question d'appuyer sur le globe après l'ostéotomie effectuée. Certains chirurgiens se limitent à la seule ouverture d'une ou plusieurs parois et laissent

ensuite les tissus intra-orbitaires se décompresser naturellement suite à l'homogénéisation de la surpression initiale.

De façon à quantifier cette technique par rapport à celle que nous avons modélisé, nous avons décidé de la simuler. Pour cela, nous avons utilisé les mêmes conditions limites que celles décrites au chapitre précédent, sauf que nous n'avons imposé ni effort ni déplacement sur le globe. Ainsi, il n'y a qu'une surpression initiale de 10 kPa dans les tissus suivis d'une relaxation de 100 s. Evidemment, la condition limite simulant l'ostéotomie est toujours présente et reste inchangée.

Le recul oculaire engendré par l'homogénéisation de la surpression est de 2,11 mm et est atteint à $t = 54$ s. Après, ce temps, le recul n'évolue plus, la pression étant revenue à la normale dans l'orbite. La Figure 8.4 illustre l'évolution du recul au cours du temps. La courbe de la pression des tissus intra-orbitaires a une évolution inverse par rapport à celle du recul : elle commence à 10 kPa pour finir à 0 kPa à $t = 54$ s.

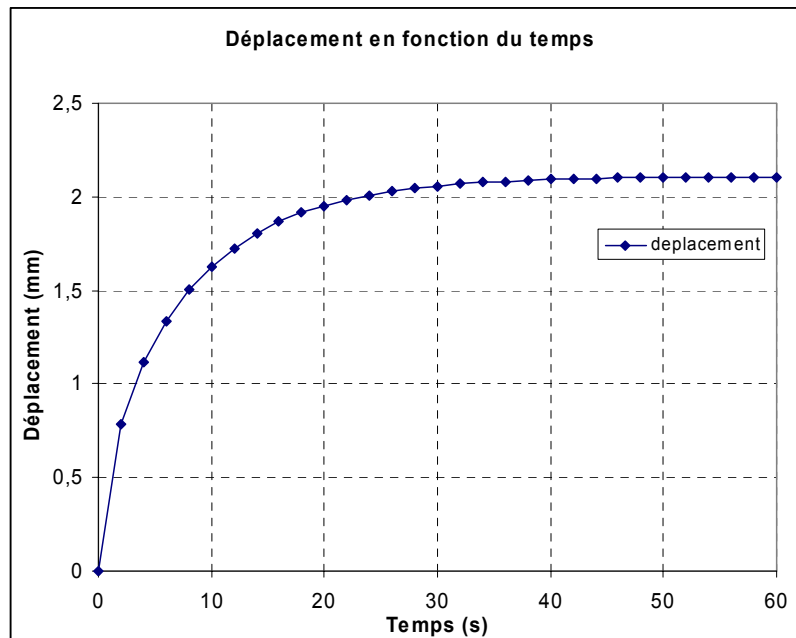


Figure 8.4 – Evolution du recul oculaire en fonction du temps lors de la phase d'homogénéisation de la surpression des tissus orbitaires, sans effort imposé.

Les résultats de cette simulation permettent de montrer que, sans appliquer d'effort sur le globe, le recul oculaire est plus faible et plus lent. En effet, il n'atteint que 2,11 mm alors qu'avec un effort imposé de 12 N, un recul de 4,07 mm est prédit (soit une différence de 45 %). De plus, ce recul n'est effectif qu'après 54 s alors que lorsqu'un effort est imposé sur le globe, le recul définitif est observé après 17 s, soit environ 3 fois plus rapidement. Ce gain en terme de recul et de temps est certainement dû au fait que l'effort imposé au globe imprime une pression plus importante au niveau des tissus orbitaires et crée ainsi une surpression plus importante ce qui conduit à un flux plus conséquent et plus rapide à travers l'ostéotomie. Il semble donc plus intéressant d'appuyer sur le globe au cours d'une décompression orbitaire puisqu'il y a un gain non négligeable tant au niveau du recul oculaire observé qu'au niveau du temps de la décompression des tissus.

4. Etude de l'influence de la taille et de la position de l'ostéotomie

a. Définition des différentes ostéotomies

Dans le but d'étudier l'influence de la taille et de la position de l'ostéotomie, trois autres ouvertures de la paroi osseuse ont été définies en plus de celle correspondant au patient de référence [Luboz *et al.*, 2002]. Deux positions et deux tailles ont été étudiées et définies en accord avec les cliniciens. Pour la position, il s'agit d'une ostéotomie plutôt vers l'avant de l'orbite, avec $\%h = 62\%$, comme pour le patient de référence, et d'une ostéotomie plus vers l'arrière de l'orbite, avec $\%h = 50\%$. Quant à la taille, une aire d'ostéotomie relativement grande de $2,9\text{ cm}^2$ et une plus petite de $1,4\text{ cm}^2$ ont été définies. Avec ces quatre possibilités, nous obtenons quatre ostéotomies différentes (Figure 8.5).

Ces ostéotomies sont modélisées exactement comme l'exemple cité dans le chapitre précédent. Ainsi, tous les nœuds de la surface de l'orbite en contact avec la paroi osseuse sont fixes en déplacement, les éléments composés de ces nœuds sont imperméables. Les nœuds correspondants à l'ostéotomie sont eux perméables et restent fixes en déplacement

Les autres conditions limites, présentées à la fin du Chapitre 7, restent, quant à elles, inchangées.

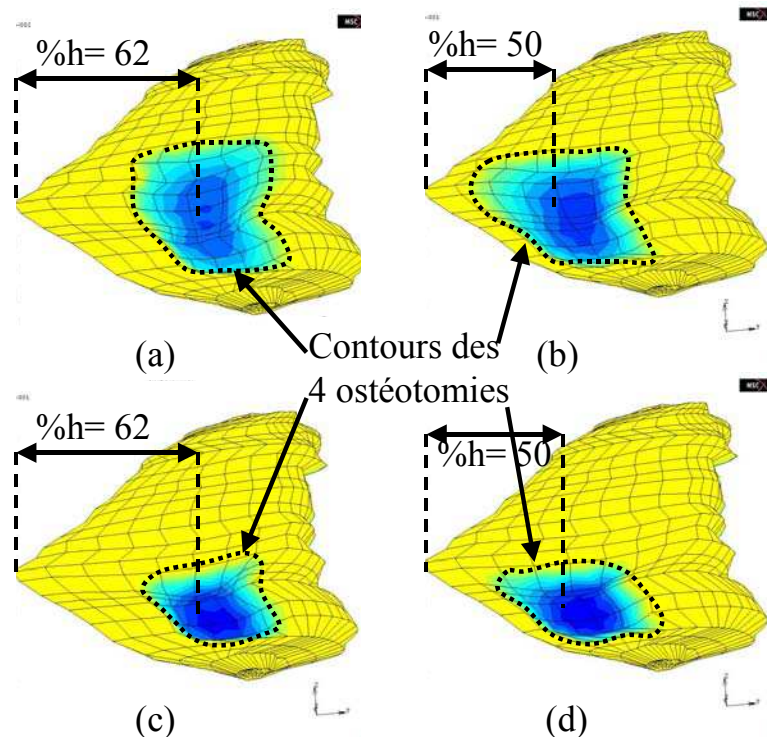


Figure 8.5 – Les quatre ostéotomies définies conjointement avec le clinicien : en haut, larges ostéotomies (a) à l'avant de l'orbite ($\%h = 62\%$) et (b) à l'arrière ($\%h = 50\%$), en bas, ostéotomies moyennes (a) à l'avant de l'orbite ($\%h = 62\%$) et (b) à l'arrière ($\%h = 50\%$).

b. Résultats des simulations

En simulant les quatre conditions limites représentant les ostéotomies ci-dessus, nous obtenons les résultats présentés dans la Table 8.1.

Dans ce tableau, nous avons fait figurer le volume de fluide s'étant échappé par l'ostéotomie (i.e. le volume de la hernie), le recul effectif observé à la fin de la simulation et la raideur maximum des tissus de l'orbite. Les pourcentages entre parenthèses déterminent la différence entre l'ostéotomie correspondant à celle effectuée par le clinicien sur le patient de référence et simulée avec le modèle EF et les autres ostéotomies définies pour l'étude de sensibilité.

L'intérêt principal de notre modèle, nous l'avons vu dans la première partie de ce chapitre, réside dans sa capacité à déterminer précisément le recul oculaire en fonction de l'effort imposé par le chirurgien. Ainsi, nous avons vu que, pour le patient de référence, la prédiction du recul oculaire était de 1,5 % supérieure à la mesure effectuée sur les données scanners.

L'effort imposé, pour ces quatre ostéotomies, est de 12 N. A effort identique, et par rapport à la simulation de l'ostéotomie correspondant au patient de référence, on observe pour les trois autres ostéotomies et pour le même effort :

- entre 17 et 33 % de différences pour le recul oculaire,
- entre 3 et 28 % de différences pour le volume de la hernie,
- et entre 24 et 48 % de différences pour la raideur des tissus mous intra-orbitaires.

Ostéotomie large : 2,9 cm ²		Ostéotomie moyenne : 1,4cm ²	
%h = 62	%h = 50	%h = 62	%h = 50
<i>Recul oculaire observé à la fin de la simulation x (mm)</i>			
4,07	3,39 (-17%)	2,94 (-28%)	2,71 (-33%)
<i>Volume de la hernie ΔV (cm³)</i>			
2,29	2,22 (-3%)	1,66 (-28%)	1,76 (-23%)
<i>Raideur correspondante (N.mm⁻¹)</i>			
4,27	3,24 (-24%)	6,30 (+48%)	4,69 (+10%)

Table 8.1 – Résultats des simulations EF effectuées pour les quatre ostéotomies.

En ce qui concerne la raideur des tissus intra-orbitaires, le modèle éléments finis nous permet de l'estimer pour les quatre ostéotomies au cours du temps. En considérant le déplacement pris à $t = 4$ s, c'est-à-dire au début de la phase de 3 s de maintien de l'effort, la raideur maximum est observée. La Table 8.1 montre que la raideur diffère selon l'ostéotomie (Figure 8.6). Néanmoins, l'évolution de la raideur suit la même tendance générale dans les quatre cas puisque le déplacement et l'effort sont linéairement dépendants. Ces observations

pourraient permettre d'estimer la raideur pour des patients sains ou pathologiques et ainsi fournir un moyen complémentaire au diagnostic d'une pathologie en fonction de la raideur observée dans l'orbite. Nous présenterons, dans le Chapitre 10, la façon dont nous proposons de mesurer la raideur in vivo et de la comparer aux résultats du simulateur.

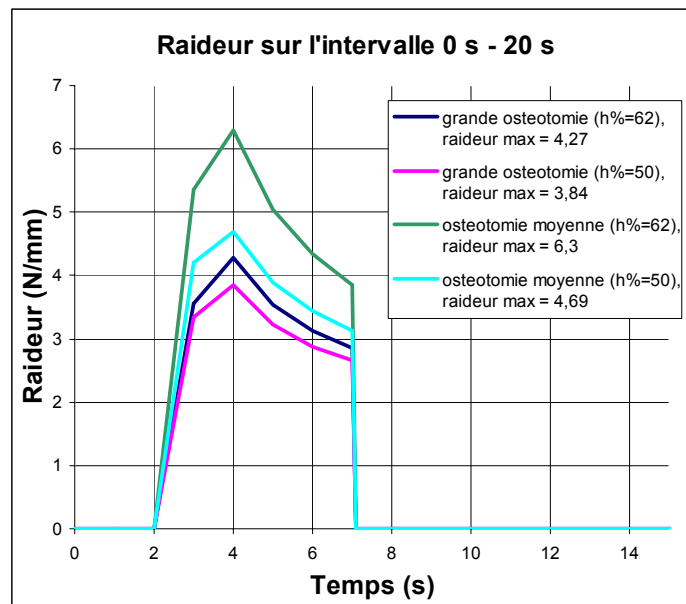


Figure 8.6 - Evolution de la raideur au cours du temps pour le patient de référence et pour les quatre ostéotomies envisagées

5. Intérêt des modèles

Comme nous l'avons vu dans le Chapitre 5, le modèle analytique donne la possibilité de prédire relativement précisément le volume de la hernie en fonction du recul oculaire lors d'une décompression orbitaire. Ses résultats sont en effet en accord avec les données cliniques que nous avons mesurées et les travaux répertoriés dans la littérature. Par contre, ce modèle n'est pas adéquat pour quantifier l'impact d'un changement lors de l'intervention chirurgicale, que ce soit concernant la taille ou la position de l'ostéotomie ou encore de la faisabilité clinique du geste en terme d'effort appliqué par le chirurgien. Notre modèle éléments finis, comme nous venons de le voir, est en mesure de répondre à ces deux problèmes.

En effet, la simulation éléments finis de la décompression orbitaire pratiquée sur le patient de référence permet d'estimer, pour un effort imposé de 12 N, que :

- le recul effectif du globe est de 4,07 mm, soit avec une erreur de 1,5 % par rapport au résultat clinique,
- le volume de la hernie est de 2,29 cm³, soit avec une erreur de 36 %,
- et la raideur est de 2,85 N.mm⁻¹, soit avec une erreur de 19 %.

Pour ce qui est de l'influence de la taille et de la position de l'ostéotomie sur le volume décompressé, le modèle éléments finis semble permettre de déterminer que ces paramètres sont effectivement influents sur le recul orbitaire, sur le volume de la hernie et sur la raideur des tissus orbitaires (Table 8.1).

En effet, à effort identique, il y a une nette différence entre les ostéotomies de 2,9 cm² et celles de 1,4 cm², avec 28 % de recul en plus pour la grosse ostéotomie à l'avant par rapport à la petite et 20 % de recul en plus pour la grosse ostéotomie à l'arrière par rapport à la petite. Il semble donc qu'une grosse ostéotomie soit plus intéressante en terme de recul qu'une petite ostéotomie. Cette observation paraît physiologiquement logique et est d'ailleurs observée cliniquement.

De plus, les différences en terme de recul observé pour les quatre ostéotomies semblent montrer que les ostéotomies situées à l'avant de l'orbite sont sensiblement plus efficaces que celles situées à l'arrière. En effet, pour les grosses ostéotomies, un recul de 17 % supérieur est observé pour l'ostéotomie frontale, tandis que pour les petites ostéotomies, un recul de 8 % supérieur est observé pour l'ostéotomie frontale. Ces résultats tendent à supposer qu'une grosse ostéotomie située à l'avant de l'orbite semble optimale en terme de recul, ce qui reste à confronter avec les simulations cliniques.

A effort identique, le volume de la hernie est lui aussi variable selon la taille et la position de l'ostéotomie. L'influence de la taille de l'ostéotomie que nous avons observé sur le recul oculaire semble confirmé. En effet, le critère prédominant est un critère de taille : plus l'ostéotomie est grande et plus le volume de la hernie est conséquent. Ainsi, une différence d'environ 25 % est observée entre les ostéotomies de 2,9 cm² et celles de 1,4 cm². L'influence de la position des ostéotomies est moins importante. En effet, la différence d'environ 5 % entre les ostéotomies situées à l'avant de l'orbite et celles situées à l'arrière ne permet pas de conclure si cette variation est due à la position de l'ostéotomie ou à des erreurs numériques dues à la forme des éléments ou à leur taille. A la vue de ces résultats, il semble donc plus intéressant en terme de volume de la hernie de faire une ostéotomie large.

Les variations de la raideur en fonction des quatre ostéotomies conduisent aux mêmes conclusions faites pour le volume de la hernie. Une grosse ostéotomie semble plus efficace qu'une petite en terme de raideur, mais il est difficile de conclure quant à l'influence de sa position.

Ces observations semblent donc montrer que la taille de l'ostéotomie a une influence conséquente sur le recul oculaire, le volume de la hernie et la raideur des tissus orbitaires. De plus, son influence sur ces trois paramètres (recul, volume et raideur) est prédominante par rapport à la position de l'ostéotomie. Par ailleurs, il est plus difficile de conclure sur l'influence de la position de l'ostéotomie aux vues des résultats de la Table 8.1. En effet, ses valeurs sont légèrement plus importante (environ 10 %) pour les ostéotomies situées à l'avant de l'orbite alors qu'il semble que cliniquement le professeur Boutault a observé le contraire.

De plus, les valeurs présentées dans la Table 8.1 montrent que le recul oculaire et le volume de la hernie ne sont pas linéairement dépendants de la taille et de la position de l'ostéotomie. En effet, pour une ostéotomie deux fois plus grande, i.e. la surface des ostéotomies larges (de 2,9cm²) est deux fois plus importante que celle des moyennes (de 1,4cm²), un recul oculaire et une hernie d'environ 25 % supérieurs sont formés. Ce résultat est d'un intérêt certain puisqu'il permet de faire ressortir l'influence réelle de l'ostéotomie. En conséquence, un chirurgien pourrait prendre en compte cette mesure qui pourrait ainsi l'aider à choisir s'il est nécessaire ou pas d'augmenter la surface de l'ostéotomie en connaissant son impact relatif sur le recul et sur le volume décompressé.

En outre, le modèle EF permet d'évaluer le recul oculaire résultant pour un effort (ou un déplacement) imposé. Cet aspect du simulateur est relativement intéressant puisqu'il permet de prédire, pour une contrainte donnée, quel sera le recul effectif du globe à la fin de l'intervention. Par exemple, pour le patient de référence, nous avons pu déterminer qu'un effort imposé de 12 N conduisait à un recul maximal de 4,37 mm puis, après la phase d'homogénéisation de la pression, à un recul de 4,07 mm. Le recul étant linéairement dépendant de la surpression initiale et de l'effort imposé, on peut aisément la recalculer pour d'autres contraintes d'effort et/ou de surpression.

Ces résultats nous semblent intéressants puisqu'ils permettent : (1) de déterminer quel serait le meilleur choix d'ostéotomie en terme de recul et de volume décompressé et (2) de savoir qu'elle serait l'influence relative de ce choix par rapport aux autres possibilités. En conséquence, un clinicien pourrait, au cours de la phase de planning, prendre ces deux points en compte et ainsi décider de l'ostéotomie qu'il pratiquera.

En dépit de ces résultats relativement satisfaisants, il faut garder à l'esprit que les valeurs utilisées et obtenues ici sont soumises à des incertitudes. Celles-ci peuvent venir :

- de la précision des mesures effectuées, pour le volume et le recul, sur le scanner du patient de référence.
- des approximations faites lors de la définition des paramètres matériaux du modèle éléments finis pour modéliser les tissus mous. Ainsi, le choix de modéliser les tissus intra-orbitaires par un matériau homogène poroélastique est discutable puisque ces tissus n'ont pas vraiment le même comportement ni les mêmes caractéristiques, en particulier les muscles et la graisse.
- de la finesse des éléments du maillage EF utilisé pour les simulations. Des éléments plus petits pourraient affiner les résultats.

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 matériaux des composants anatomiques de l'orbite (muscles, nerf optique, graisse) pour modéliser leur rôle dans le comportement biomécanique de l'orbite. De plus, pour palier les erreurs générées par les approximations faites sur le choix des paramètres EF, la caractérisation des tissus mous orbitaires est en cours de développement et nous en parlerons dans le Chapitre 10.

L'intérêt de l'approche éléments finis est donc de fournir une simulation relativement poussée du geste de décompression orbitaire pour éventuellement compléter une phase de diagnostic et de planning pré-opératoire. Néanmoins, il semble difficile d'utiliser un tel modèle pendant une opération pour étudier tel ou tel changement sur le geste opératoire. En effet, une simulation complète dure environ 1h sur un PC équipé d'un processeur 1 GHz, et avec 1 Go de mémoire. Déjà bien contraignant pour une phase de planning, ce temps d'attente est tout à fait inacceptable pendant une intervention. Pour arriver à transporter ce modèle dans une salle d'opération, il faudra d'abord augmenter drastiquement la vitesse de résolution du problème éléments finis.

En conclusion, pour ce patient de référence, les premiers résultats obtenus sont en accord relatif avec les observations effectuées cliniquement et le modèle éléments finis

semble capable d'aider à l'amélioration du planning chirurgical pour une réduction de l'exophtalmie.

Les prochains travaux que nous présenterons dans cette thèse vont concerner l'amélioration de ce modèle. Le Chapitre 9 développera une étude de l'influence de la géométrie de l'orbite des patients lors d'une décompression orbitaire. Nous présenterons ensuite, dans le Chapitre 10, nos travaux relatif à l'affinement de la caractérisation des paramètres matériaux.