

INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE GRENOBLE

N° attribué par la bibliothèque

|_/_/_/_/_/_/_/_/_/_/_/_/_/_/_|

THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'INPG

Spécialité : **Image Vision Robotique**

préparée au laboratoire TIMC (Techniques de l'Imagerie, de la Modélisation et de la Cognition) dans l'équipe GMCAO (Gestes Médicaux et Chirurgicaux Assistés par Ordinateur)

dans le cadre de **l'Ecole Doctorale Mathématiques, Sciences et Technologie de l'Information**

présentée et soutenue publiquement

par

Vincent Luboz

le 19 Décembre 2003

Titre :

Chirurgie de l'exophtalmie dysthyroïdienne : planning et assistance au geste.

Directeurs de thèse :

Jocelyne Troccaz

Yohan Payan

JURY

M. Augustin Lux

M. Patrick Chabrand

M. Jean-Paul Esquerré

Mme. Jocelyne Troccaz

M. Yohan Payan

M. Frank Boutault

M. Pascal Swider

Président

Rapporteur

Rapporteur

Directrice de thèse

Co-directeur de thèse

Examineur

Examineur

Remerciements

Je remercie tout d'abord Patrick Chabrand et Jean-Paul Esquerré de m'avoir fait l'honneur d'être les rapporteurs de ce travail et d'avoir contribué à ce manuscrit par leurs remarques et leurs commentaires constructifs.

Merci à Augustin Lux pour avoir accepté d'être le président du jury, ainsi que Pascal Swider et Franck Boutault pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail et leur participation au jury.

Je tiens à remercier très sincèrement mes deux directeurs de thèse Jocelyne Troccaz et Yohan Payan. Jocelyne, pour m'avoir intégré à l'équipe GMCAO et m'avoir dirigé en me donnant de précieux conseils. Yohan, pour son encadrement, sa confiance, sa disponibilité à chaque instant (malgré la naissance de Léni) et son soutien durant les cinq années passées au laboratoire. Merci à tous les deux pour m'avoir tant apporté et de m'avoir amené là où je suis maintenant.

Merci au service de chirurgie maxillo-faciale de l'hôpital Purpan de Toulouse, et en particulier au Professeur Franck Boutault et à Christophe Marécaux, pour leur disponibilité, leur compréhension et leur grande efficacité pour répondre à toutes nos questions scientifiques et toutes nos demandes pour les applications cliniques, les manipulations au bloc opératoire et les mesures rhéologiques.

Je tiens à adresser un grand merci à toute l'équipe du laboratoire de biomécanique de Toulouse dirigée par le Professeur Pascal Swider. Merci à lui et aux doctorants Annaïg Pédrone, Dominique Ambard, Jérôme Briot, Fabien Audry et Béatrice Couteau pour m'avoir intégré aussi facilement dans leur équipe et pour avoir activement participé dans toute la partie biomécanique de ma thèse avec autant de gentillesse.

Milles merci à tous les membres de l'équipe GMCAO que j'ai croisé durant mes deux ans de stages et mes trois ans thèse pour leur accueil qui a permis ma rapide intégration, pour l'ambiance exceptionnelle qui règne dans le laboratoire, pour leur disponibilité qui a contribué à faire avancer mes travaux rapidement et efficacement, pour leur enthousiasme, pour les sorties et toutes les activités que nous avons partagé. Merci à Jocelyne et Yohan, bien sur, Joseph N'Guyen, Thomas Rodet, Matthieu Chabanas, Olivier Schneider, Markus Fleute, Adriana Vilchis, Emmanuel Promayon, Chantal Muller, Guy Bourrel, Antoine Leroy, Christophe Marmignon, Catherine Leverre, Anne Bilgot, Maud Marchal, Raphaël Martin, Vincent Daanen, José Vazquez, Franz Chouly, Corinne Meunier et Christophe Reynier.

Enfin, merci à tous ceux qui ont contribué à ma thèse de milles et une façons que ce soit scientifiquement ou affectivement.

Merci à ma famille, mon frère Thomas, mon père Serge, et bien évidemment à ma mère Françoise, pour leur soutien sans faille, pour le repos que m'apportait chaque séjour passé chez eux et pour leur amour.

Merci à tous mes amis pour ce qu'ils m'ont permis de vivre à coté de la thèse et qui ont énormément contribué à ce que j'aie jusqu'au bout. Pour cela, je tiens à remercier, dans le désordre, Rémy Joseph, Loïc Forest, Eric Boidard, Mathieu Emily, Bruno Thibaut, Pierre Mozer, Marino Scandella, Guillaume Jouffroy, Mario Valderama, Anja Kuss, Peter Berkelmann, Elise Taillant, Sandrine Voros, Lynda Gaillard, Lan N'Guyen, Jean Baptiste

Pinzuti, Sonia Pujol, Gaetan Pluton, Kohji Masuda, Romain Leblanc, les joueurs de warcraft et de quake, les randonneurs, les habitués du Styx, des fêtes et des sorties, les emailleurs, Sylvain Brissot (bibi), Vincent Cauchepin (Coach), Jean-Marc Boedt (Jim), Matthieu Gaillard (Mat), Nicolas Eysseric (Mico), Philippe Gallay (McCoy), Yohan Cheilan (Yo), et les amis du lycée : Gabriel Emery, Arnaud Buffet, Christophe Bérard, Julien Petrizelli, Sébastien Petrizelli, Swann Collet et Olivier Finet.

Et enfin, un grand merci à Corine Giordani et à Marianne Julien pour leur soutien ô combien important dans la dernière ligne droite.

Encore merci à tous et à bientôt.

Table des matières

Introduction.....	7
Chapitre 1 : Présentation clinique de l'exophtalmie.....	11
1. Anatomie.....	11
a. Les parois orbitaires.....	11
b. Le contenu orbitaire.....	12
2. Les causes d'exophtalmie.....	15
3. Les différents modes opératoires.....	18
Chapitre 2 : La problématique.....	22
1. Les risques cliniques.....	22
2. Les besoins du clinicien en termes de GMCAO.....	24
Chapitre 3 : Les différentes formes de modélisation physique.....	26
1. Les modèles analytiques.....	27
2. Les modèles discrets (les systèmes masses-ressorts).....	28
3. Les modèles continus (la méthode éléments finis).....	29
Chapitre 4 : Etat de l'art en modélisation du globe et du contenu orbitaire.....	33
1. Les travaux de modélisation de l'œil.....	33
2. Etat de l'art de la modélisation de l'orbite.....	34
a. Les modèles analytiques.....	34
b. Outils d'aide au planning et d'aide peropératoire.....	35
c. Les modèles d'aide au planning.....	37
Chapitre 5 : Première étude de modélisation : le modèle analytique.....	41
1. Description du modèle.....	41
2. Etude de sensibilité des paramètres du modèle.....	43
3. Résultats.....	45
4. Discussion.....	46
Chapitre 6 : Approfondissement de la modélisation : la mécanique des milieux continus.....	48
1. L'approche élastique.....	48
2. L'approche fluide.....	50
3. L'approche poroélastique.....	51
Chapitre 7 : Description du modèle éléments finis d'orbite.....	55
1. Description du modèle.....	55
a. Création de la géométrie du modèle.....	55
b. Construction du maillage éléments finis.....	57
2. Choix du matériau et définition des paramètres rhéologiques.....	57
a. Choix du milieu poroélastique.....	58
b. Définition des paramètres poroélastiques.....	59
3. Définition des conditions limites pour la décompression orbitaire.....	61
Chapitre 8 : Simulation avec le modèle poroélastique sur le patient de référence.....	66
1. Première simulation sur le patient de référence.....	66

a.	Résultats de la simulation.....	66
b.	Comparaison par rapport aux résultats chirurgicaux.....	68
2.	Intérêt de la simulation en grandes déformations.....	68
3.	Etude d'une autre technique chirurgicale.....	70
4.	Etude de l'influence de la taille et de la position de l'ostéotomie.....	72
a.	Définition des différentes ostéotomies.....	72
b.	Résultats des simulations.....	73
5.	Intérêt des modèles.....	74
Chapitre 9 : Evaluation de l'influence de la géométrie patient.....		78
1.	Introduction au Mesh Matching et à la correction de maillage.....	78
a.	L'algorithme du Mesh-Matching.....	79
b.	La régularisation de maillage.....	83
c.	Evaluation de la méthode de génération automatique de maillage.....	86
2.	Résultats des simulations poroélastiques sur douze patients.....	87
a.	Création des onze nouveaux maillages.....	89
b.	Résultats des simulations éléments finis.....	91
Chapitre 10 : Amélioration du modèle poroélastique : affinement des paramètres matériau...98		
1.	Etude rhéologique de la graisse.....	98
a.	Matériel utilisé.....	99
b.	Le modèle analytique mis en place.....	101
c.	Résultats de la caractérisation.....	106
d.	Améliorations de la méthode de caractérisation.....	108
2.	Tests in vivo de la raideur des tissus intra-orbitaires.....	109
a.	Présentation du capteur.....	110
b.	Premiers tests in vivo.....	113
Conclusion et Perspectives.....		117
Annexe A : Les parois orbitaires.....		121
Annexe B : Le complexe aponévrotique orbitaire.....		124
Annexe C : Les autres origines de l'exophtalmie.....		125
Annexe D : Les traitements des orbithopathies dysthyroïdiennes.....		128
1.	Les traitements médicaux.....	128
2.	Les chirurgies palpébrale et oculomotrice.....	129
Annexe E : Historique des différentes techniques de décompression et présentation de leur modes opératoires.....		130
Annexe F : Formulations des milieux élastique et poreux.....		136
1.	L'approche élastique.....	136
a.	Déformation du corps élastique.....	136
b.	Contraintes à l'intérieur du corps élastique.....	138
c.	Loi de comportement du milieu.....	139
2.	L'approche biphasique des milieux poroélastiques.....	141

Annexe G : Les 12 maillages patients créés avec le Mesh-Matching.....	144
Annexe H : Plans du capteur d'effort et de déplacement pour les tissus in-vivo.....	146
Références.....	151

Introduction

Une des pathologies de l'orbite les plus fréquentes est l'exophtalmie [Saraux *et al.*, 1987]. Celle-ci se caractérise par le fait que le globe est poussé en avant de son orbite (Figure I.1). Cliniquement, on parle de protrusion du globe oculaire. Son origine est, dans la plupart, des cas liée à une augmentation du volume du contenu orbitaire, c'est-à-dire des muscles ou de la graisse. Les conséquences esthétiques et psychologiques pour le patient sont évidentes au cours d'une telle pathologie. De plus, l'exophtalmie a des conséquences cliniques : une exposition anormale de la cornée et/ou un étirement du nerf optique et des vaisseaux sanguins orbitaires. En effet, la protrusion anormale du globe oculaire peut conduire à une rétraction palpébrale, *i.e.* une ouverture plus importante des paupières, qui empêche le patient de fermer normalement les yeux et implique donc une exposition aux rayons du soleil pouvant être dangereuse du globe, et en particulier de la cornée. La cornée peut, en conséquence, être altérée plus ou moins gravement ce qui conduit parfois à une réduction de la capacité visuelle du patient. Par ailleurs, il est possible que la protrusion induite par l'exophtalmie implique un étirement plus ou moins important du nerf optique et se traduise par une atteinte plus ou moins sévère de la vue du patient. La compression des vaisseaux sanguins peut, quant à elle, conduire à des inflammations des tissus intra-orbitaires à cause d'un mauvais drainage du flux sanguin.



Figure I.1 – A gauche, patient souffrant d'une exophtalmie due à une tumeur située dans l'orbite gauche et qui a pour conséquence une protrusion excessivement importante de l'œil. A droite, patient souffrant d'une exophtalmie dysthyroïdienne et conduisant à une protrusion des deux globes oculaires de façon symétrique.

Cinq causes peuvent engendrer une exophtalmie [Saraux *et al.*, 1987] :

- Premièrement, il peut s'agir d'une anomalie de la cavité orbitaire, qui ne peut contenir tous les tissus mous intra-orbitaires. La solution à ce problème est essentiellement chirurgicale et consiste à augmenter le volume orbitaire.
- Une exophtalmie peut aussi être provoquée par un traumatisme orbitaire. En effet, en produisant un hématome intra-orbitaire, ce traumatisme peut conduire à une augmentation de volume du contenu orbitaire et donc à une protrusion du globe. Par ailleurs, il peut provoquer la compression du nerf optique et la réduction des mouvements oculaires. Dans la plupart des cas, cet hématome se résorbe tout seul après quelques jours mais peut nécessiter une intervention chirurgicale. Par ailleurs les traumatismes impliquent souvent des fractures conduisant à une énoptalmie (recul excessif du globe) après résorption de l'hématome.

- Les infections orbitaires peuvent aussi être source d'exophtalmie. Elles sont très bien traitées avec des antibiotiques.
- Les tumeurs de l'orbite conduisent souvent à une exophtalmie (Figure I.1 gauche). Elles peuvent être localisées dans le cône orbitaire, pour les tumeurs du nerf optique ou des vaisseaux, ou hors du cône, pour les tumeurs des parois orbitaires, les lymphomes... Dans ce cas, l'exophtalmie est souvent unilatérale (c'est-à-dire dans une seule orbite) et peut réduire la mobilité du globe et comprimer le nerf optique. La solution aux exophtalmies tumorales vient en général de la radiothérapie mais une extraction chirurgicale de la tumeur peut être nécessaire.
- Finalement, la dernière cause d'exophtalmie, et c'est celle qui est la plus courante, est liée à un dysfonctionnement endocrinien. La protrusion du globe oculaire est souvent bilatérale et peut être associée à des complications au niveau des muscles oculomoteurs et à une perte de la vue partielle voire totale. Le traitement de ce genre d'exophtalmie est assez délicat. Il s'agit, dans un premier temps, d'un traitement endocrinien visant à stabiliser le dysfonctionnement à partir d'immunosuppresseurs et qui peut être accompagné de radiothérapie. Dans un deuxième temps, une réduction chirurgicale de l'exophtalmie peut être nécessaire, en particulier lorsque le nerf optique est comprimé.

Dans le cadre de cette thèse, dirigée par Yohan Payan et Jocelyne Troccaz et effectuée dans l'équipe GMCAO (Gestes Médicaux et Chirurgicaux Assistés par Ordinateur) du laboratoire TIMC, nous nous sommes intéressés à cette dernière cause d'exophtalmie et plus particulièrement aux exophtalmies dysthyroïdiennes. Nous avons travaillé en collaboration avec les cliniciens du service de Chirurgie Maxillo-Faciale de l'hôpital Purpan de Toulouse, et en particulier le Professeur Franck Boutault et l'interne en chirurgie Christophe Marécaux, et le laboratoire de biomécanique de Toulouse, et en particulier le Professeur Pascal Swider et les doctorants Annaïg Pédrone, Dominique Ambard et Fabien Audry.

Le but de cette thèse est principalement de fournir une première étude du comportement des tissus mous intra-orbitaires avant et pendant l'intervention de décompression orbitaire. Elle est donc essentiellement tournée vers la deuxième partie du traitement des exophtalmies dysthyroïdiennes : le traitement chirurgical.

Le but de la chirurgie de décompression orbitaire est double : diminuer la protrusion orbitaire tout en réduisant les risques de lésions du nerf optique. Classiquement, il existe deux techniques de décompression orbitaire : l'extraction de tissus graisseux de l'orbite (Olivari, 2001), de façon à réduire le volume des tissus mous intra-orbitaires, ou la décompression d'une ou plusieurs parois osseuses de l'orbite (Wilson and Manke, 1991, Stanley *et al.*, 1989), dans le but d'augmenter le volume de l'orbite osseuse. Dans les deux cas, qui sont de plus en plus souvent combinés, l'effet escompté est atteint : la protrusion du globe est diminuée et le nerf est décompressé.

Le professeur Boutault pratique essentiellement la deuxième technique, visant à augmenter le volume de la cavité orbitaire, en lui adjoignant quelques extractions de tissus graisseux de façon à optimiser le résultat de l'intervention. De plus, il applique un effort sur le globe de façon à augmenter la vitesse du recul oculaire et à améliorer le résultat de la

décompression. C'est ce geste que nous visons à modéliser au cours de cette thèse. Le but essentiel est d'être capable d'estimer le plus précisément possible le recul oculaire optimal possible pour un patient donné et pour une taille et une position de décompression données. De plus, il serait intéressant de pouvoir évaluer le volume de tissus mous décompressés pendant l'intervention et l'effort à appliquer pour obtenir tel ou tel recul. Ces différents points paraissent tous intéressants dans le cadre d'une procédure d'aide à la planification d'une intervention de réduction d'une exophtalmie.

Actuellement, la phase de planning est basée sur l'étude de radiographies et d'un examen scanner du patient permettant de déterminer à l'avance où le chirurgien va effectuer son intervention. La précision de ce planning est hautement dépendante de l'expérience du clinicien. En étudiant le comportement des tissus mous intra-orbitaires au cours de cette intervention, nous aspirons à aider un clinicien, même inexpérimenté, à planifier son intervention le plus précisément possible en se basant sur les mêmes données dont il dispose actuellement (i.e. les radiographies et l'examen scanner).

Dans cette optique d'aide au planning, nous avons développé deux modèles. Le premier est un modèle analytique simple qui permet d'estimer le volume de tissus décompressés en fonction du recul oculaire souhaité. Ce modèle a permis d'effectuer une première étude du comportement de l'ensemble orbite/globe au cours d'une décompression, avant de passer à une modélisation plus complexe. Le deuxième modèle que nous avons développé est un modèle éléments finis permettant de simuler le comportement des tissus mous de l'orbite. Ceux-ci sont représentés par le biais d'un matériau poroélastique. La simulation de la décompression est plus complète et a conduit à une étude plus approfondie du recul oculaire, du volume décompressé, de la taille et de la position de la décompression et de l'effort exercé par le chirurgien. Les paramètres du matériau poroélastique ont dû être déterminés pour obtenir des simulations de bonne qualité. Pour cela, nous avons effectué une première étude recalant les résultats des simulations avec des résultats observés cliniquement. Par la suite, une seconde étude a été développée sur onze nouveaux patients dans le but d'estimer l'influence de la morphologie de l'orbite. Les paramètres éléments finis ont ensuite été affinés par le biais de travaux de mesures rhéologiques in vivo et in vitro.

Le plan de ce manuscrit est le suivant :

- Le premier chapitre est consacré à la description anatomique de l'orbite, de l'exophtalmie dysthyroïdienne et de la décompression orbitaire telle qu'elle est pratiquée à l'hôpital Purpan de Toulouse.
- Le deuxième chapitre présente la problématique qu'il nous a fallu résoudre dans cette thèse, par le biais de nos deux différents modèles.
- Une brève présentation des différentes modélisations physiques est effectuée dans le Chapitre 3.
- L'état de l'art des travaux de modélisation du globe et de l'orbite est présenté au cours du quatrième chapitre.
- Le cinquième chapitre est dédié à la présentation de notre modèle analytique et à ses résultats.

- Dans le sixième chapitre, nous faisons une introduction à la mécanique des milieux continus et en particulier aux matériaux élastique, fluide et poroélastique.
- Notre modèle éléments finis poroélastique est présenté dans le Chapitre 7, dans lequel nous détaillons sa conception, l'étude de ses paramètres et ses conditions limites.
- Les premiers résultats de ce modèle, suivis d'une étude de l'influence de la taille et de la position de la décompression, font l'objet du huitième chapitre.
- Le Chapitre 9 présente les travaux que nous avons effectués sur onze patients et qui étudient l'influence de la morphologie de l'orbite du patient.
- Enfin, le dixième chapitre introduit les travaux que nous avons entamés sur l'étude rhéologique des paramètres éléments finis des tissus mous de l'orbite.

Chapitre 1 : Présentation clinique de l'exophtalmie

1. Anatomie

L'orbite est formée par la cavité orbitaire osseuse, creusée dans le squelette facial (i.e. le contenant), remplie par les différents éléments de l'appareil de la vision (i.e. le contenu) et fermée à l'avant par les paupières. Chacun de ces éléments étant impliqué au cours de l'exophtalmie, nous allons, dans un premier temps décrire, son anatomie normale. Dans les deuxième et troisième parties nous verrons les causes de l'exophtalmie et modifications pathologiques puis les solutions proposées. Le lecteur peut se référer à Rouvières [Rouvières et Delmas, 1991] pour une description plus complète de cette anatomie. Ce chapitre est basé sur la thèse de médecine de Christine Gas [Gas, 1997] et le livre de Henry Saraux sur l'ophtalmologie [Saraux *et al.*, 1987].

a. Les parois orbitaires

Il y a deux cavités orbitaires, symétriques par rapport au nez qui les sépare. Elles se situent entre les os du crâne et de la face. Les parois sont constituées de sept os : l'ethmoïde, l'os lacrymal, le maxillaire, le processus orbitaire du palatin, l'os zygomatique, le sphénoïde et l'os frontal.

La forme de l'orbite est celle d'une pyramide quadrangulaire. La profondeur de la cavité orbitaire est en moyenne de 45 mm (chez l'adulte, le minimum est de 42 mm et le maximum est de 50mm) selon Rouvières [Rouvières et Delmas, 1991]. Le grand axe de l'orbite est oblique (cf. axe 2, Figure 1.1).

L'orifice de la cavité orbitaire (c'est-à-dire la base de la pyramide) mesure en moyenne 40 mm de large et 35 mm de haut [Rouvières et Delmas, 1991]. Ces valeurs varient selon l'âge et le sexe du sujet. Le volume total de l'orbite osseuse est de 16 à 30 ml avec le globe [Forbes *et al.*, 1985, Gola *et al.*, 1995]. Néanmoins, il est estimé par beaucoup d'auteurs à 30 ml Gola *et al.*, 1995]. Ce volume est inextensible chez l'adulte. Il existe des différences entre les volumes mesurés à droite et à gauche chez le même sujet (de 8 à 17%).

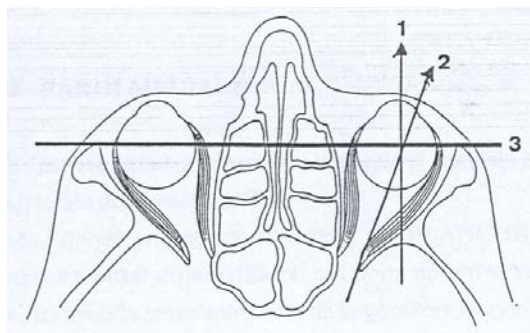


Figure 1.1 – Axes de l'orbite : (1) axe visuel, (2) axe de l'orbite osseuse et (3) ligne bi-zygomatique.

L'orbite osseuse est composée de quatre parois (Figure 1.2) : la paroi médiale, la paroi inférieure, la paroi latérale et la paroi supérieure. Les parois médiale et inférieure sont les plus concernées par la chirurgie de décompression développée plus loin du fait de leur relative finesse. La paroi latérale, bien que très épaisse, est facilement abordable chirurgicalement, ce qui permet de la réséquer ou de la déplacer.

Le rebord orbitaire est de forme circulaire chez l'enfant et grossièrement quadrilatère chez l'adulte. Il est formé par un os solide et relativement épais.

Le fond de l'orbite (le sommet de la pyramide) est le lieu de passage du canal optique. La fissure orbitaire fait communiquer la cavité orbitaire avec l'étage moyen de la base du crâne et est traversée par de nombreux éléments vasculo-nerveux. C'est à ce niveau que les muscles oculomoteurs prennent naissance.

Une description plus complète des parois orbitaires est donnée dans l'Annexe A.

b. Le contenu orbitaire

L'orbite osseuse, nous venons de le voir, est composée de divers os de la face et de la boîte crânienne. Elle contient l'ensemble des organes de l'appareil de la vision : le globe oculaire, les muscles oculomoteurs, les muscles palpébraux et la graisse orbitaire. Ce sont ces derniers éléments, musculaires et graisseux, qui sont principalement affectés par l'ophtalmopathie dysthyroïdienne entraînant l'exophtalmie.

Compte tenu du fait que seules la position et l'exposition du globe oculaire sont affectées directement par l'exophtalmie, nous ne décrivons anatomiquement que ce qui nous sera utile pour quantifier la protrusion oculaire ou les lésions consécutives à l'exposition anormale du point de vue ophtalmologique.

Le globe oculaire (on parle aussi de bulbe) a la forme d'une sphère d'environ 24 mm de diamètre. Le poids moyen du globe est de 7 à 8 grammes pour un volume d'environ 6,5 cm³. La protrusion du globe oculaire par rapport aux parois osseuses est mesuré grâce à l'exophtalmomètre de Hertel. En temps normal, elle est physiologiquement comprise entre 18 et 20 mm.

Seule la paroi extérieure du globe, composée de la cornée (un cinquième de l'enveloppe) et de la sclère (quatre cinquièmes de l'enveloppe), est touchée au cours de l'ophtalmopathie dysthyroïdienne. En effet, la protrusion caractéristique du globe et la rétraction des paupières durant cette pathologie entraînent une surexposition de celui-ci et en particulier de la cornée. Cette dernière est constituée d'une seule couche de cellules ne se divisant pas et ne se renouvelant donc pas. La surexposition du globe peut ainsi conduire à une altération profonde de la cornée et par voie de conséquence de la vue du patient.

Les muscles contenus dans la cavité orbitaire (Figure 1.2) sont au nombre de sept et gouvernent les mouvements de l'œil et des paupières. Il s'agit des six muscles oculomoteurs [Hullo, 1989, Rougier *et al.*, 1977A] ou muscles extra-oculaires, et du muscle releveur de la paupière supérieure. Le volume musculaire total atteint en moyenne 6,5 ml [Forbes *et al.*, 1985].

Les muscles oculomoteurs sont de petits muscles striés, responsables de la motilité (mouvement propre d'un tissu par rapport aux structures voisines) du globe. Ils sont aplatis, ont une épaisseur d'environ 1 mm et une longueur de 40 mm. Ils sont six, dont quatre muscles droits et deux muscles obliques.

Les quatre muscles droits partent du sommet de l'orbite et se dirigent vers le globe en formant un cône. Cette notion de cône est capitale en anatomie chirurgicale puisqu'il entoure les éléments vasculo-nerveux (dont le nerf optique) de l'orbite, appelés les éléments intra-

coniques, et constitue donc une zone de relatif «danger chirurgical» en opposition avec la partie extra-conique de l'orbite.

Les muscles de la cavité orbitaire diffèrent des muscles squelettiques par la présence d'un tissu interstitiel beaucoup plus abondant. C'est au niveau de ce tissu, et non des fibres musculaires elles-mêmes, que vont se produire les phénomènes immunologiques responsables de l'augmentation de volume des muscles extra-oculaires responsables des signes cliniques de l'orbithopathie dysthyroïdienne, tels que l'exophtalmie [Campbell, 1989].

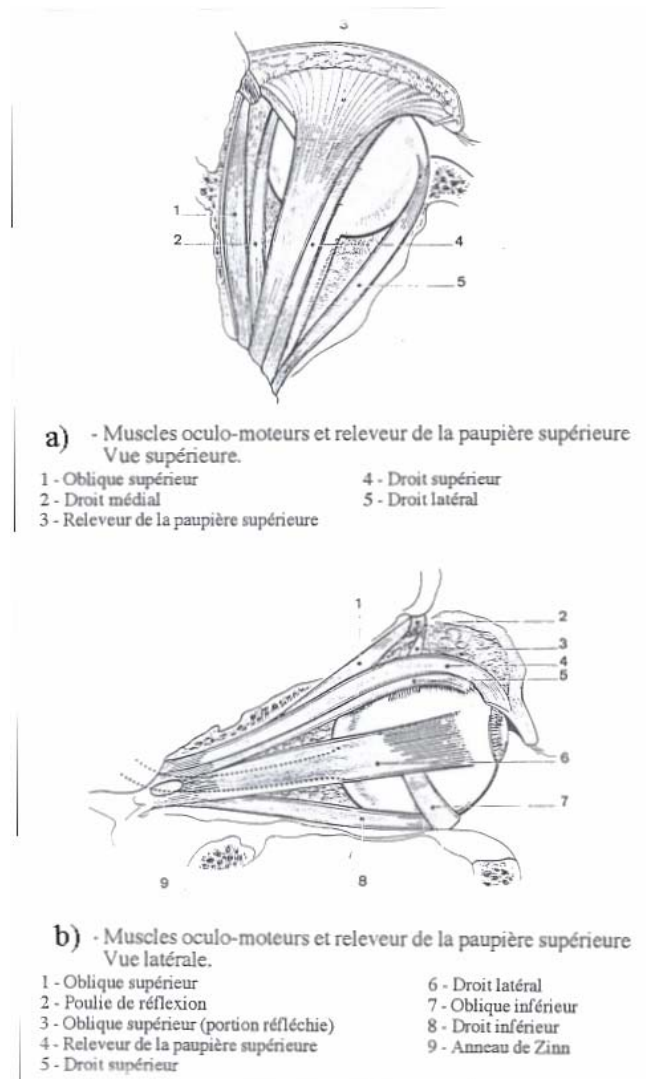


Figure 1.2 – Muscles oculomoteurs [Rouvières et Delmas, 1991]. a) vue supérieure, b) vue latérale.

Le complexe aponévrotique orbitaire (capsule de Tenon et gaines musculaires), décrit dans l'Annexe B joue un rôle de transmission des actions musculaires et de soutien du globe dans l'espace délimité par l'orbite osseuse. En effet, il assure à la fois la protection du globe oculaire lors des contractions musculaires et la possibilité de synergies d'action intermusculaires. D'autre part, les muscles extra-oculaires entourés de leurs gaines, associés aux membranes inter-musculaires, délimitent un espace appelé cône rétro-bulbaire, région qui

doit être impérativement respectée en chirurgie oculo-plastique. De plus ces membranes présentent des éléments de relative fixation du contenu orbitaire dans la cavité.

La graisse orbitaire représente, globe excepté, le constituant principal du contenu orbitaire, occupant un tiers du volume orbitaire global (globe compris). En effet, elle se trouve dans tous les espaces laissés libres par le globe et les muscles oculomoteurs. Le volume moyen occupé par la graisse est de 10 à 11 ml. Les études anatomiques de la graisse orbitaire permettent de distinguer deux types de graisse : la graisse jaune et la graisse blanche.

La graisse dite jaune est un amas graisseux situé au niveau de la paupière supérieure, au dessus du globe [Gola *et al.*, 1995]. Macroscopiquement, cette graisse se présente comme un tissu de consistance relativement fluide et de coloration jaune. Son analyse histologique montre qu'il s'agit d'un tissu graisseux finement lobulé ne se différenciant pas de la graisse des autres régions anatomiques de l'organisme [Jost *et al.*, 1980]. La résection de cette graisse, effectuée couramment en pratique esthétique, est sans grand danger.

De coloration plus pâle, la graisse blanche, ou graisse orbitaire proprement dite, est en quantité beaucoup plus abondante. C'est elle qui occupe tous les espaces laissés libres par les éléments musculaires, vasculo-nerveux et par le globe. Sur le plan histologique, cette graisse blanche ne se différencie d'un tissu graisseux ordinaire que par sa plus grande richesse en fibres et en terminaisons nerveuses [Jost *et al.*, 1980]. Ces fibres ne sont pas indépendantes les uns des autres : elles sont disposées de façon à accompagner les mouvements des structures environnantes et sont en continuité avec les gaines musculaires. Ainsi, si le volume occupé par la graisse est constant, sa forme s'adapte aux modifications et aux mouvements des éléments intra-orbitaires [Gola *et al.*, 1995]. Cette graisse est divisée en deux compartiments selon qu'elle soit située en dehors du cône rétro-bulbaire (graisse extra-conique) ou à l'intérieur de celui-ci (graisse intra-conique). La graisse extra-conique est située entre le cône musculaire et le périoste orbitaire. Son volume est d'environ 2 à 3 ml. Elle est essentiellement présente dans la portion ventrale de l'orbite. La graisse intra-conique occupe un volume de 6 à 8 ml. Elle entoure le nerf optique.

Du fait de cette disposition anatomique, la distinction entre graisse intra et extra-conique n'est pas seulement topographique, elle est également fonctionnelle et pratique. En effet, la graisse contenue dans la partie extra-conique à l'avant de l'orbite peut être réséquée sans grand danger. Par contre, du fait de la proximité entre muscles et parois osseuses dans la région postérieure, tout geste sur la graisse rétro-bulbaire risque de modifier ces rapports et d'entraîner des troubles de la motilité oculaire. De plus, cette graisse étant essentiellement intra-conique, sa résection implique d'entrer dans le cône rétro-bulbaire et donc de s'exposer à léser les structures (le nerf optique entre autre) qui y sont contenues.

Présent en grande quantité dans l'orbite et occupant l'espace laissé libre, le tissu graisseux n'a toutefois pas uniquement un rôle de remplissage. En effet, ses fonctions sont multiples : la graisse a un rôle de protection du contenu orbitaire par l'amortissement des chocs que permet sa consistance, en même temps qu'une fonction de soutien [Manson *et al.*, 1986]. Enfin, elle permet les mouvements des différentes structures intra-orbitaires les unes par rapport aux autres, en particulier les muscles.

Graisse et contenu intra-orbitaire constituent donc une unité fondamentale dans la physiologie oculaire. Cette notion est importante à considérer quand on envisage les nouvelles techniques de décompression orbitaire par lipectomie (résection de graisse). Ainsi, des complications peuvent apparaître au niveau de la motilité oculaire ou de la position finale du

globe, lors de résections graisseuses dépassant 3 ml et donc s'effectuant aux dépens du tissu graisseux intra-conique.

Comme nous venons de le voir, l'orbite est une zone de passage pour de nombreux éléments vasculo-nerveux. Pour la plupart, ces éléments pénètrent dans l'orbite par les orifices osseux et cheminent ensuite à travers le tissu graisseux. Les tissus vasculo-nerveux traversant l'orbite n'étant pas tous atteints par l'orbitopathie dysthyroïdienne, nous ne décrirons que ceux qui peuvent être touchés, que ce soit directement par la pathologie, par ses effets secondaires ou par les conséquences de la chirurgie.

Le nerf optique est le nerf fondamental de la vision. Du globe au fond de l'orbite, il chemine dans la graisse intra-conique où il est protégé. Son trajet dans le cône musculaire est relativement rectiligne. Il présente une zone de vulnérabilité au niveau de son entrée dans la cavité orbitaire. En effet, à cet endroit le nerf est entouré des extrémités des muscles extra-orbitaires. En raison de la proximité de ces structures et du peu d'espace à ce niveau, le nerf optique peut être comprimé lors du développement de l'orbitopathie dysthyroïdienne.

La veine ophtalmique supérieure est responsable de la plus grande partie du drainage veineux orbitaire. Du fait de sa proximité avec le muscle droit supérieur, l'augmentation du volume de celui-ci, au cours du développement de l'ophtalmopathie dysthyroïdienne, peut entraîner une gêne au retour veineux, responsable de certains des signes congestifs de l'orbitopathie. Cette gêne au drainage veineux peut être responsable des augmentations de volume graisseux parfois rencontrées [Olivari, 1991, Peyster R.G. *et al.*, 1986].

Bien qu'il ne soit pas directement atteint lors de l'orbitopathie, le nerf infra-orbitaire est fréquemment lésé lors des interventions chirurgicales de décompression orbitaire. Cette atteinte est responsable d'une anesthésie plus ou moins importante, temporaire ou non, de la joue [Fatourechhi *et al.*, 1994, Garrity *et al.*, 1993].

Le périoste orbitaire (ou péri-orbitaire) constitue l'enveloppe la plus externe du contenu orbitaire. Il se présente sous la forme d'une membrane fibreuse résistante, séparant le contenu du contenant. Au cours de la chirurgie de décompression orbitaire, des incisions du périoste sont réalisées pour autoriser l'expansion du contenu orbitaire sous la forme d'une hernie.

2. Les causes d'exophtalmie

La problématique orbitaire est simple : les parois de l'orbite étant inextensibles, toute modification du contenu aboutira : soit à un rejet du globe en avant, c'est l'exophtalmie ; soit plus rarement à une rétraction, c'est l'énophtalmie. L'exophtalmie est donc le symptôme essentiel des pathologies orbitaires [Saraux *et al.*, 1987]. Elle peut être due à des anomalies des parois, des traumatismes, des inflammations, des tumeurs et des problèmes endocriniens. C'est cette dernière cause qui nous intéresse principalement ici et que nous allons décrire. Le lecteur peut trouver dans l'Annexe C une description des autres causes d'exophtalmie.

Les exophtalmies endocriniennes sont fréquentes et souvent graves. Elles sont souvent bilatérales (dans 70% des cas). Sur le plan clinique, l'exophtalmie peut accompagner l'évolution d'une hyperthyroïdie. Elle s'observe souvent alors que le traitement a normalisé cette dernière et qu'elle est considérée comme guérie. D'autres pathologies thyroïdiennes

(myxœdème, thyroïdie de Hashimoto) peuvent accompagner également une exophtalmie endocrinienne.

Les manifestations thyroïdiennes rencontrées lors du développement de l'orbitopathie peuvent être variées. Il s'agit le plus fréquemment d'une maladie de Basedow classique, avec hyperthyroïdie (environ 90% des cas [Salvi *et al.*, 1990]), mais dans environ 10% des cas, l'orbitopathie est associée à une euthyroïdie (fonctionnement normal de la thyroïde) ou une hypothyroïdie. Quoi qu'il en soit, l'ensemble des désordres rencontrés, à la fois thyroïdiens et oculaires, ont une origine auto-immune.

Par année, il est rapporté dans [Club Thyroïde, 1995] 16 cas d'orbitopathie thyroïdienne (OT) sur 100000 chez les sujets de sexe féminin et 2,9 cas chez les sujets de sexe masculin. Dans les deux cas, elle apparaît plutôt après 40 ans [Char, 1996]. L'orbitopathie est diagnostiquée dans 70 % des cas si le diagnostic est basé sur les anomalies relevées sur un examen scanner [Burch et Wartofsky, 1993]. Naturellement, l'OT tend vers une amélioration spontanée des symptômes. Néanmoins, des séquelles pouvant être gênantes pour le patient peuvent subsister après l'extinction des phénomènes inflammatoires. Seulement 3 à 5 % des cas nécessitent une prise en charge thérapeutique pouvant aller jusqu'à la décompression chirurgicale.

L'orbitopathie thyroïdienne associe à des degrés divers des signes palpébraux, des signes liés à la congestion orbitaire, des anomalies oculomotrices et des symptômes directement en rapport avec l'augmentation de volume des tissus rétro-orbitaires (exophtalmie, neuropathie optique). Les modifications oculaires peuvent être très discrètes ou, à l'extrême, évoluer vers une exophtalmie défigurante ou une perte fonctionnelle de l'œil. Cliniquement elle peut parfois être asymétrique mais très rarement unilatérale (6% des cas) [Burch et Wartofsky, 1993].

Les signes palpébraux sont les symptômes de l'OT les plus souvent rencontrés et parfois les seuls [Burch et Wartofsky, 1993]. Il s'agit en général de rétractions palpébrales ou de poches sous les yeux. La rétraction de l'une, l'autre, ou des deux paupières, associée ou non à une protrusion oculaire, peut aboutir à une ouverture plus ou moins permanente des paupières, responsable de lésions superficielles ou évoluer vers un ulcère de la cornée, et pouvant conduire à la perte de l'œil.

Les troubles de l'oculomotricité sont présents chez près de 60 % des patients connus porteurs d'OT à un moment ou à un autre de l'évolution de l'atteinte oculaire [Burch et Wartofsky, 1993]. Si, au début de la maladie, les muscles gardent leur propriétés contractiles, par la suite, ils perdent petit à petit leurs capacités, d'abord de façon réversible puis définitive (au stade de la fibrose).

Bien que rare (3 à 5 % des cas), la neuropathie optique est un des symptômes les plus graves puisqu'il touche la vision. Ici aussi, cette atteinte nerveuse découle directement d'une compression du nerf optique due à l'élargissement des muscles dans la cavité orbitaire. Les altérations les plus souvent signalées sont : des amputations du champ visuel, des troubles de la vision des couleurs, des diminutions de l'acuité visuelle pouvant aller jusqu'à la cécité.

Le symptôme de l'orbitopathie dysthyroïdienne qui nous intéresse ici est l'exophtalmie. Les patients souffrant d'une OT ont une exophtalmie dans 40 à 70 % des cas [Burch et Wartofsky, 1993]. C'est l'anomalie rattachée à l'OT qui persiste le plus souvent et qui se résout rarement spontanément. L'exophtalmie de l'OT est axiale. L'exophtalmie est le

plus souvent bilatérale (80 à 90 % des cas) et symétrique (70 % des cas) [Burch et Wartofsky, 1993]. Elle s'accompagne souvent de signes de compression au niveau du nerf optique, des muscles oculomoteurs et/ou des vaisseaux orbitaires. Le degré d'exophtalmie est corrélé à l'augmentation de volume des muscles oculomoteurs (Figure 1.3), la protrusion excessive du globe étant le reflet d'une décompression «naturelle» vers l'avant, sous la poussée du volume rétro-bulbaire [Bahn *et al.*, 1990]. Elle est due au fait que la cavité orbitaire est inextensible et ne peut pas contenir les tissus rétro-orbitaires lors de l'augmentation de leur volume. Elle peut prendre des proportions très importantes puisque l'augmentation du volume musculaire peut atteindre jusqu'à huit fois le volume normal. Dans la plupart des cas, l'exophtalmie est due à l'augmentation du volume musculaire, mais il arrive qu'elle soit en rapport avec une augmentation du volume graisseux orbitaire [Forbes *et al.*, 1993]. La protrusion mesurée dans ces cas est toutefois moindre.

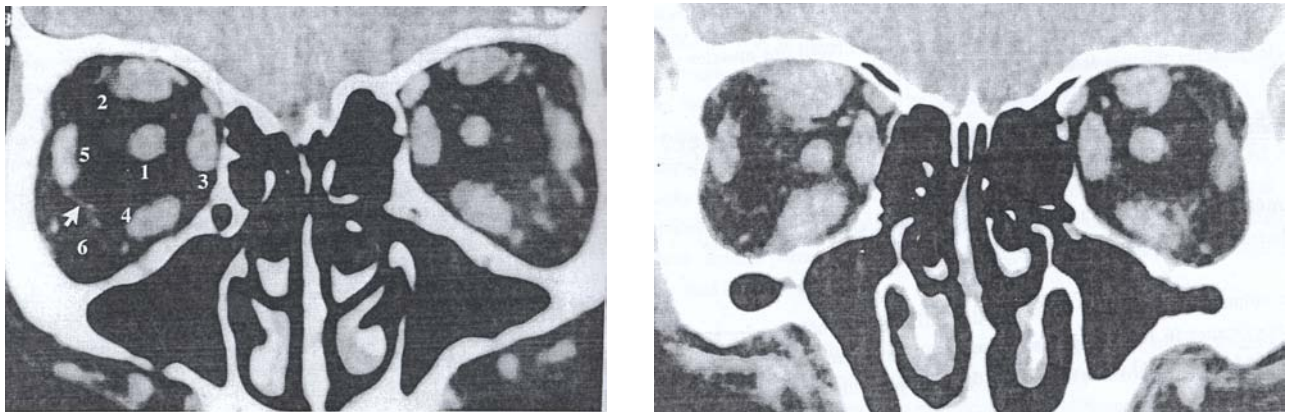


Figure 1.3 – A gauche : coupe scanner frontale permettant de voir les muscles oculomoteurs (avec (2) muscles droit supérieur et releveur, (3) droit médial, (4) droit inférieur, (5) droit latéral) le nerf optique (1) et la loge graisseuse inféro-latérale (6), d'un patient dont le volume des muscles est normal. A droite : coupe scanner frontale chez un patient souffrant d'orbitopathie dysthyroïdienne et ayant une augmentation de volume des muscles oculomoteurs, en particulier les droits supérieur, médial et inférieur.

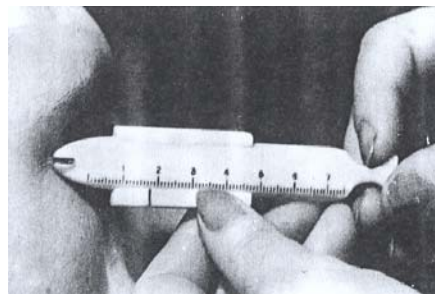


Figure 1.4 – Exophtalmomètre de Hertel

L'exophtalmie est parfois évidente, voire défigurante. On peut la mesurer en employant un exophtalmomètre. Le plus utilisé est l'appareil de Hertel (Figure 1.4) où on apprécie la position de la cornée par rapport à une réglette graduée dont le zéro correspond à la commissure des paupières (canthus externe). Une autre technique de mesure de l'exophtalmie se base sur la tomодensitométrie (TDM). Il s'agit de mesurer la distance séparant le point le plus antérieur de la cornée sur une coupe passant par le cristallin par rapport à la perpendiculaire à une ligne joignant les deux zygomas (Figure 1.5). La valeur moyenne de cette mesure est de 21 mm [Nugent *et al.*, 1990]. L'examen clinique permet en

outre de préciser le type d'exophtalmie (axiale ou latéralisée), son caractère réductible ou non, et la présence de masses palpables dans l'orbite à côté du globe oculaire.

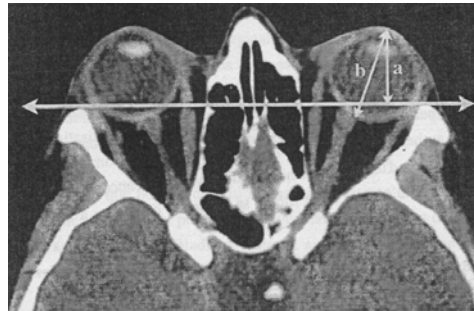


Figure 1.5 - Coupe TDM dans le plan neuro-oculaire permettant de mesurer le degré d'exophtalmie. Sur cette coupe, on voit le cristallin (partie la plus clair du globe). On a en (a) la portion du globe en avant de la ligne bi-zygomatique, et en (b) la longueur axiale maximale du globe.

3. Les différents modes opératoires

Avant de passer à l'acte chirurgical, des traitements médicaux de l'OT sont mis en œuvre. Dans un premier temps, des mesures locales sont mises en place et visent la diminution des phénomènes inflammatoires. Deux traitements peuvent être mis en place à cet effet, avec des résultats relativement comparables : la corticothérapie ou la radiothérapie. Dans cette thèse, nous nous plaçons après l'action de ces deux méthodes. Pour cette raison, nous ne les décrivons pas ici mais dans la partie 1 de l'Annexe D.

Les traitements chirurgicaux de l'orbitopathie dysthyroïdienne sont mis en place dans deux cas : (1) en urgence, si la vision est menacée à court terme par une neuropathie optique compressive ou par une exposition excessive de la cornée, ou (2) au stade des séquelles, lorsque les problèmes de thyroïde ont été traités, à la fois dans un but fonctionnel et esthétique [George, 1991]. C'est cette deuxième possibilité qui est la plus souvent rencontrée, le traitement médical anti-inflammatoire ou la radiothérapie permettant le plus souvent d'éviter la chirurgie d'urgence. A ce stade, plusieurs actes chirurgicaux peuvent être pratiqués pour traiter les diverses causes de la pathologie. Pour réduire l'exophtalmie et la compression du nerf optique, les techniques de décompression orbitaire classiques sont mises en place. Pour corriger les rétractions palpébrales, on utilise la chirurgie palpébrale. La chirurgie oculomotrice, quant à elle, agit sur les problèmes musculaires de l'orbite. La chirurgie de décompression étant l'acte qui nous intéresse au cours de cette thèse nous ne décrivons que celle-ci. Le lecteur pourra se référer à la partie 2 de l'Annexe D pour une description des chirurgies palpébrale et oculomotrice.

La chirurgie de décompression orbitaire peut intervenir si l'orbitopathie dysthyroïdienne implique un danger pour la vision du patient à court terme ou un impact esthétique défigurant lors de la phase de stabilisation (environ 6 mois) de la maladie. Le but de la décompression est de faire croître le volume alloué aux tissus orbitaires pour faire face à leur augmentation (graisse et surtout muscles oculomoteurs) dans la cavité inextensible qu'est l'orbite. Pour ce faire, une ou plusieurs parois osseuses peuvent être enlevées ou déplacées pour permettre l'expansion du contenu orbitaire après incision du périoste orbitaire. Une autre

solution est de pratiquer l'ablation plus ou moins poussée de graisse, ce qui permet aux muscles de s'étendre dans la cavité orbitaire.

Le lecteur pourra trouver dans l'Annexe E un rappel historique sur les techniques employées pour les décompressions orbitaires et leurs descriptions détaillées. Nous nous limiterons ici à présenter la technique trans-palpébrale qui est utilisée par le professeur Frank Boutault, le chirurgien avec qui nous collaborons à l'hôpital Purpan de Toulouse.

Pour la technique par voie trans-palpébrale, plusieurs voies d'abord des parois médiale et inférieure sont possibles par la paupière inférieure, soit sur son versant cutané (voie sous ciliaire), soit sur son versant muqueux (voie trans-conjonctivale, présentée dans l'Annexe E).

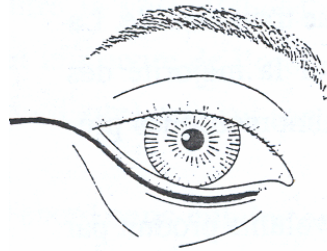


Figure 1.6 – Voie d'abord sous-ciliaire. On voit ici le tracé (trait gras) de l'incision sous les cils de la paupière inférieure.

La voie d'abord sous ciliaire (Figure 1.6) consiste en une incision cutanée située à environ 1 mm en dessous des cils. Après cette incision, le périoste orbitaire est décollé des parois médiale et inférieure. On procède, ensuite, à l'ostéotomie, c'est-à-dire à la résection d'os, du plancher. Cette ostéotomie est poursuivie le plus loin possible en arrière, puis complétée par l'ablation ou l'impaction de la paroi médiale. Le périoste est incisé pour permettre une hernie de la graisse dans les cavités sinusiennes (Figure 1.7). Suivant leur expérience, les chirurgiens peuvent appuyer ou pas sur le globe dans le but d'augmenter le volume de la hernie créée par décompression.

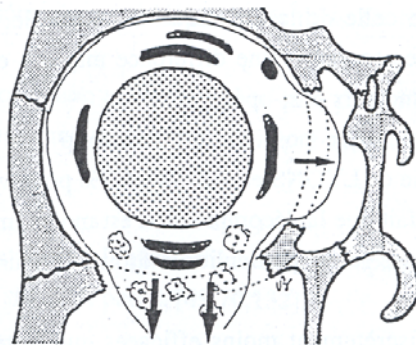


Figure 1.7 – Expansion du contenu orbitaire lors d'une décompression des parois inférieure et médiale. On peut voir sur ce schéma le passage (simulé par les flèches) du contenu orbitaire vers les sinus.

Les complications les plus fréquentes de cette technique sont d'une part une anesthésie de la joue et/ou de la lèvre et de l'arcade dentaire correspondant à une lésion du nerf infra-orbitaire et d'autre part des perturbations secondaires de la motilité oculaire. L'anesthésie est quasi constante en post opératoire immédiat [Garrity *et al.*, 1993], parfois définitive, mais souvent transitoire, se résolvant spontanément au bout de quelques mois

[Weisman et Osguthorpe, 1994]. La diplopie post-opératoire, bien que possible, est relativement rare [Gola, 1995]. Il arrive qu'il y ait des complications moins fréquentes : hémorragie rétro-bulbaire, fuite de liquide céphalo-rachidien, aggravation de la rétraction palpébrale supérieure, lésion des voies lacrymales ou encore énoptalmie secondaire par perte du soutien inférieur du plancher orbitaire.

Les résultats sur l'exophtalmie sont intéressants. La régression de la protrusion atteint en moyenne 4 mm. Il existe une relation linéaire [Wilson et Manke, 1991], qu'on appellera par la suite relation (1), entre le pourcentage d'augmentation de volume produit par l'intervention et la réduction de la protrusion oculaire : pour une augmentation de volume d'environ 1 ml, un recul du globe de 1 à 1,5 mm est observé. Etant donné qu'elle est peu risquée pour la motilité oculaire et de la relative absence de cicatrice, cette technique, bien qu'un peu moins efficace que la trans-antrale (décrite dans l'Annexe E), est la plus utilisée.

Outre les techniques d'augmentation du volume de la cavité orbitaire, il existe une technique alternative qui permet la réduction des tissus intra-orbitaires. Comme nous l'avons vu précédemment, l'augmentation du volume du contenu est en grande partie due à l'augmentation du volume des muscles et, dans des proportions moins importantes, de la graisse. La réduction du volume musculaire étant impossible chirurgicalement, c'est la graisse qui est la plus facile à enlever sans créer de préjudice à la vue. La lipectomie extra-conique est utilisée pour compléter le recul apporté par l'augmentation du volume de la cavité orbitaire. Son influence sur le recul du globe est modérée. En plus de l'ablation de la graisse extra-conique, cette technique [Olivari, 1991] propose la réduction du volume de graisse intra-conique (Figure 1.8), afin de permettre une diminution volumétrique en arrière du globe, et donc un recul plus conséquent. Le volume total de résection graisseuse efficace est de 6 à 7 ml en moyenne. On considère qu'1 ml de graisse retiré entraîne une réduction de l'exophtalmie de 1 mm [Adenis et Robert, 1994], ce qui rejoint la relation (1). La quantité de graisse orbitaire n'étant que faiblement augmentée lors de l'orbitopathie dysthyroïdienne, cette technique n'est efficace que pour des patients ayant une exophtalmie modérée (< à 6 mm) en pré-opératoire [Roncovic, 1992]. L'inconvénient majeur de cette technique est de ne pas respecter le soutien du globe, exposant les patients à une mauvaise dynamique ultérieure du globe [Gola, 1995]. La résection de la graisse intra-conique en particulier est dangereuse, à la fois parce qu'elle perturbe l'unité fonctionnelle et parce qu'elle risque des lésions d'éléments musculaires ou vasculo-nerveux importants.

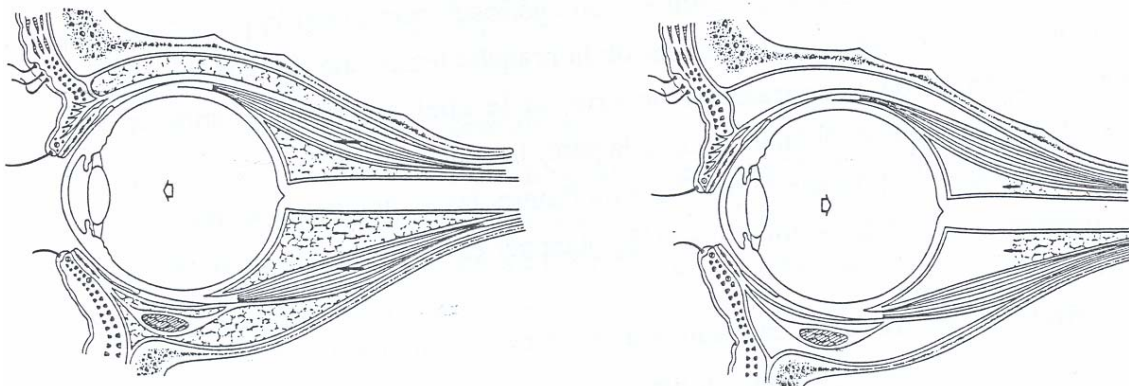


Figure 1.8 – Lipectomie décompressive. A gauche : coupe sagittale de l'orbite en pré-opératoire. A droite : état après lipectomie de la graisse extra et intra conique.

Actuellement, le souci de préservation de l'unité fonctionnelle de l'orbite, associé au besoin d'éviter au maximum les complications classiquement décrites pour les techniques osseuses conduisent la majorité des praticiens à effectuer des décompressions par des techniques mixtes. La décompression osseuse concerne essentiellement les parois médiale et inférieure par voie trans-palpébrale, voire la paroi latérale. Il lui est souvent ajouté une lipectomie surtout dirigée vers la réduction de la quantité de graisse de la loge inféro-latérale (la plus importante et la moins dangereuse). Pour ce qui concerne les seuls gestes osseux, le degré de réduction de l'exophtalmie est corrélé au nombre de parois réséquées [Garrity *et al.*, 1993] : réduction de 0 à 4 mm pour une décompression sur une paroi, 3 à 6 mm pour deux parois, 6 à 10 mm pour trois parois et 10 à 17 mm pour quatre parois. Ce recul dépend aussi d'autres paramètres : ouverture du périoste, degré de fibrose des tissus orbitaires, liberté des sinus.

Chapitre 2 : La problématique

1. Les risques cliniques

Au cours de cette thèse, nous nous sommes placés dans le cadre des exophtalmies dysthyroïdiennes, c'est-à-dire dans le cas des orbitopathies directement engendrées par des problèmes endocriniens. Plus précisément, nous nous sommes intéressés aux cas où cette maladie produit une exophtalmie nécessitant un traitement chirurgical de type décompression orbitaire. Pour mémoire, dans le cas de cette pathologie, l'exophtalmie est due à un dysfonctionnement thyroïdien qui conduit à l'augmentation du volume de certains tissus intra-orbitaires entraînant la protrusion du globe oculaire.

La décompression orbitaire est une technique visant à augmenter le volume de la cavité orbitaire pour lui permettre de contenir les tissus intra-orbitaires. Elle est nécessaire dans deux cas :

- soit lorsque l'orbitopathie est maligne et, dans ce cas, une décompression est nécessaire en urgence pour éviter toutes complications graves, en particulier au niveau de la vision du patient,
- soit lorsque l'orbitopathie est modérée ou sévère et, dans ce cas, nous supposons que les moyens médicaux (corticothérapie) et/ou physiques (radiothérapie) ont déjà été mis en œuvre, que l'exophtalmie subsiste et donc qu'une décompression est aussi nécessaire que ce soit d'un point de vue esthétique ou fonctionnel.

Nous avons vu dans le chapitre précédent que plusieurs techniques existent pour effectuer une décompression orbitaire. Frank Boutault, le chirurgien avec qui nous travaillons à l'hôpital Purpan de Toulouse, pratique une technique mixte utilisée par la majorité des cliniciens actuellement pour la réduction de la plupart des exophtalmies. Il s'agit de l'approche combinant la décompression des parois médiale et inférieure par voie trans-palpébrale, complétée par une légère lipectomie de la loge inféro-latérale (voir le chapitre précédent pour une description détaillée de cette technique et l'Annexe D pour ses alternatives). De plus, la décompression orbitaire est optimisée par le fait que le chirurgien appuie sur le globe de façon à le faire reculer en obligeant les tissus intra-orbitaires à faire une hernie plus importante au niveau des ostéotomies pratiquées dans les parois osseuses. C'est donc sur cette technique que nous avons travaillé au cours de cette thèse.

Les avantages de cette approche sont : une réduction conséquente de l'exophtalmie, en moyenne 4 mm, puisqu'elle agit sur deux parois ; une légère cicatrice cutanée le long des cils de la paupière inférieure ; une intervention assez courte (environ 1h30) et un accès relativement facile à la graisse inféro-latérale.

Bien que cette technique soit la moins dangereuse pour le patient et une des plus efficaces en terme de recul du globe, les risques existent, en particulier à cause d'une visibilité réduite (Figure 2.1) des deux parois décompressées pendant l'opération et d'une accessibilité limitée à cause de la taille de l'incision pratiquée au cours de la voie d'abord trans-palpébrale. Les complications de cette chirurgie peuvent être une anesthésie, parfois définitive, de la joue et/ou de la lèvre correspondant à une lésion du nerf infra-orbitaire, et rarement des perturbations de la motilité oculaire. D'autres complications moins fréquentes peuvent apparaître et ont été décrites dans le chapitre précédent. Le risque majeur de cette technique

est bien évidemment une lésion du nerf optique, mais le fait d'intervenir sur l'avant de la paroi inférieure permet d'éviter d'atteindre la vue du patient. Néanmoins, pour les exophtalmies prononcées, il est nécessaire de décompresser la paroi inférieure très en arrière (Figure 2.2) pour permettre un recul suffisant du globe dans la cavité oculaire. Dans ce genre d'intervention, les risques pour le système oculomoteur et pour le nerf optique sont accrus.

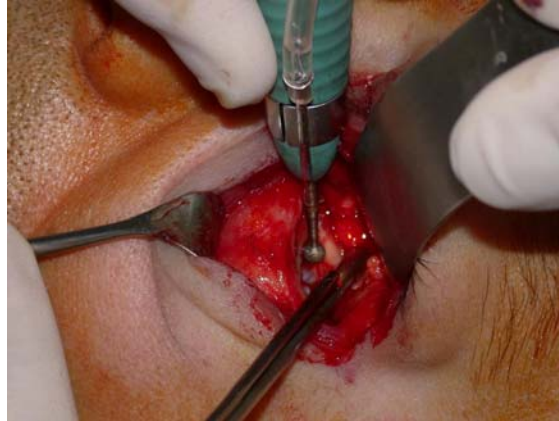


Figure 2.1 – Décompression de la paroi inférieure par l'abord trans-palpébral. Pour cette paroi, la visibilité nécessaire à l'utilisation de la fraise est encore suffisante près du rebord orbitaire, mais elle est moins évidente dans le fond de la cavité orbitaire et pour la paroi médiale.

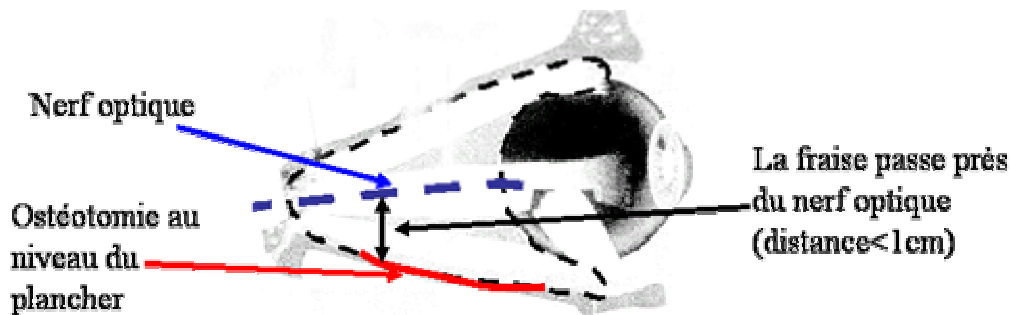


Figure 2.2 – Lors de la décompression de la paroi inférieure (i.e. le plancher), il est parfois nécessaire que l'ostéotomie soit effectuée très en arrière de la cavité orbitaire. Les risques pour les muscles et le nerf optique sont alors accrus du fait de leur proximité dans cette région (moins d'un centimètre).

Il est donc nécessaire d'avoir une grande précision au niveau des gestes de décompression. Or, ceci est rendu difficile par la voie d'abord trans-palpébrale qui ne fournit pas une visibilité optimale des parois à effondrer. Afin d'éviter toute complication, le planning de l'intervention doit donc être respecté le plus précisément possible. Celui-ci est généralement défini à partir d'un examen scanner pré-opératoire du patient qui permet de déterminer les zones où le clinicien désire effectuer la décompression et les zones à risque (sur ce type d'examen, les muscles, le nerf optique et les parois osseuses sont nettement visibles). De plus, à partir du calcul de volume sur l'examen scanner, le chirurgien peut avoir une première estimation de la taille et de l'emplacement des ostéotomies qu'il va pratiquer pendant son intervention. En effet, en se basant sur l'hypothèse qu'1 ml de tissu passant dans les hernies créées par décompression entraîne un recul d'1 mm au niveau du globe, un chirurgien expérimenté peut déterminer la taille des ostéotomies qu'il devra faire pour obtenir le recul nécessaire. Une fois que la taille est déterminée, il décide de l'emplacement de ces décompressions, de façon à avoir un recul du globe suffisant sans risquer d'endommager les

muscles oculomoteurs et le nerf optique. Néanmoins, cette estimation est loin d'être précise et nécessite beaucoup d'expérience. Il est tout autant difficile de respecter ce planning pré-opératoire et de le réaliser au cours de l'opération sans outil de navigation informatisée. Là encore, il faut beaucoup d'expérience pour être capable d'effectuer un geste de décompression proche de ce qui a été prévu pendant la phase de planning et qui permet de réduire l'exophtalmie dans de bonnes proportions (sans avoir à opérer une nouvelle fois le patient pour compléter le recul orbitaire et sans aboutir à une énophtalmie qui nécessitera elle aussi une intervention de correction).

2. Les besoins du clinicien en termes de GMCAO

Afin d'assurer au chirurgien une précision plus importante et une efficacité accrue, des moyens informatiques d'aide au planning et à l'opération ont été développés pour diverses applications. Celles-ci prennent alors le nom de GMCAO, pour Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur. On distingue souvent deux approches de fonctionnement d'un système de GMCAO. Tandis que la première est centrée sur les données médicales traitées au cours du planning, la seconde prend en considération l'usage du système par le clinicien au cours de l'intervention en le guidant. Ces deux approches adoptent donc des points de vue différents mais elles sont complémentaires.

Le guidage per-opératoire du geste de décompression orbitaire n'est actuellement pas proposé par les industriels des GMCAO comme c'est déjà le cas en neurochirurgie ou en orthopédie avec la pose de prothèse de genou ou de hanche, ou la chirurgie de la colonne vertébrale. Cette absence s'explique sans doute par le caractère limité du «marché» des chirurgies de décompression orbitaire. Les outils d'aide à l'intervention sont des systèmes basés soit sur la mécanique (surtout des robots, comme par exemple un bras manipulateur), soit sur des capteurs permettant la localisation tridimensionnelle et le guidage des outils chirurgicaux dans le champ opératoire. Ces outils offrent un guidage partiel ou complet du geste opératoire en s'appuyant sur la stratégie définie par le chirurgien. Etant donné qu'ils ne font pas l'objet de cette thèse, ils ne seront pas présentés ici (cf. [Troccaz *et al.*, 1998] pour une revue).

Cette thèse se situe donc dans le cadre «de l'aide au planning» des GMCAO. Elle vise à développer et étudier un outil de modélisation pour l'assistance au planning du geste chirurgical de réduction de l'exophtalmie. Cet outil comprendra un modèle des tissus intra-orbitaux et des parois osseuses de la cavité orbitaire ainsi qu'une simulation du protocole chirurgical, qui consiste en une ou plusieurs ostéotomies suivies d'une pression sur le globe oculaire. Sachant que le chirurgien dispose, au cours d'un diagnostic classique, d'un examen scanner complet de la tête du patient, il peut déjà calculer, à l'aide d'un logiciel de visualisation scanner (type Analyze©), le volume de la cavité orbitaire et surtout les distances intéressantes pour la chirurgie de décompression : avancée du globe oculaire, distance entre les parois orbitaires et les muscles... A partir de ce premier traitement des données, la taille et la position des ostéotomies de décompression peuvent être déterminées dans le but d'être reproduites sur le patient.

Comme nous l'avons vu précédemment, toute cette phase nécessite une grande expérience de la part du chirurgien qui, même après des années de pratique, a encore du mal à déterminer précisément la taille et la position des décompressions nécessaires pour un recul

donné. C'est en fait l'objectif principal de notre modèle : compléter l'expérience du chirurgien en déterminant, pour un recul souhaité, où faire les ostéotomies et de quelles tailles. Dans le même temps, le modèle évaluera, pour ce recul oculaire, l'effort exercé par le chirurgien sur le globe pour le faire reculer. Il permettra aussi d'évaluer le volume de graisse et plus généralement le volume de tissu intra-orbitaire décompressé qui formera une hernie dans les sinus maxillaires et/ou ethmoïdaux. Cet aspect peut être intéressant pour connaître la place qui sera occupée par les tissus orbitaires dans les sinus. Dans notre thèse, nous nous sommes donc orientés vers la modélisation des parois orbitaires et des tissus mous de l'orbite, en particulier la graisse et les muscles, puisque ce sont eux qui sont les plus touchés par l'orbitopathie et puisque le geste de décompression affecte essentiellement ces structures.

Avant de décrire plus en détail l'outil de modélisation choisi et développé dans notre thèse, le chapitre suivant dresse un état de l'art des différents types de modélisations existantes.

Chapitre 3 : Les différentes formes de modélisation physique

Nous venons de le voir, les GMCAO s'appuient essentiellement sur l'association du chirurgien à des techniques de traitement d'imagerie médicale, de modélisation, de fusion de données ou de robotique. Afin d'être de plus en plus précises, les stratégies opératoires vont par exemple associer aux planifications préopératoires classiques des techniques de simulation reposant sur des modèles complexes (modèles statistique ou biomécaniques, modèles d'irradiation, etc.).

La plupart des procédures de GMCAO, qui ont déjà été mises en place dans des spécialités cliniques aussi diverses que la neurochirurgie, l'orthopédie, la chirurgie ORL ou maxillo-faciale, font toutes l'hypothèse que les structures anatomiques opérées ne se déforment pas pendant l'opération, que ce soit de manière passive, en réaction à des contraintes externes, ou active, en raison de déformations physiologiques [Taylor *et al.*, 1996]. C'est la raison pour laquelle ce sont surtout les os du corps humain qui ont fait l'objet de procédures de GMCAO au cours des vingt dernières années (vertèbre, bassin, crâne, genou, etc.).

Comme l'essentiel du corps humain est composé de tissus biologiques qui se déforment, des travaux plus récents ont commencé à étudier et prendre en compte les déformations intrinsèques des tissus mous du vivant. Les premiers travaux ont exploré le comportement des organes tels que le cœur, le foie ou le cerveau. Deux pistes de recherche se sont dégagées, toutes deux tournées vers la modélisation des tissus mous.

La première a cherché à développer des «simulateurs chirurgicaux». L'objectif était l'élaboration de simulateurs virtuels pour l'apprentissage du geste chirurgical. On peut citer par exemple les travaux sur l'apprentissage du geste échographique [Troccaz *et al.*, 2000] ou ceux qui tournent autour du développement de simulateur du geste de chirurgie laparoscopique [Cotin *et al.*, 1990]. Les chercheurs de l'INRIA ont été précurseurs pour ces applications de chirurgie laparoscopique. Ces simulateurs ont pour objectif principal un «réalisme comportemental», avec une fidèle prise en compte de la texture des organes et des niveaux de forces et retours d'efforts mis en jeu. De plus, ils sont guidés par une contrainte forte de simulation « temps réel » des déformations des modèles.

La seconde piste de recherche a notamment été développée au sein de l'équipe GMCAO, du Laboratoire TIMC (pour Techniques de l'Imagerie, de la Modélisation et de la Cognition), sous la direction de Yohan Payan [Payan, 2002]. Elle vise à utiliser les modèles dans un cadre d'aide à la définition du planning chirurgical. L'idée consiste à prédire les déformations des tissus mous à l'aide de modèles déformables puis à intégrer ces prédictions dans le planning chirurgical. Les modèles utilisés pour une aide au planning chirurgical n'ont pas de contrainte « temps réel », mais exigent une extrême précision des déformations calculées. C'est essentiellement dans le cadre de cette deuxième piste que se place cette thèse.

Ces modèles sont appelés modèles physiques parce qu'ils permettent de simuler à la fois la forme géométrique des objets (forme et position) et les lois de comportement des structures modélisées. Selon la précision des modèles, ces lois sont plus ou moins fidèles à ce qui se passe dans la réalité. Plusieurs modèles ont été mis en œuvre. Ce chapitre est consacré à la description des principaux modèles utilisés dans ce domaine : les modèles analytiques, les modèles discrets et les modèles continus.

1. Les modèles analytiques

Une première approche de la simulation de phénomènes physiques est la modélisation analytique. C'est l'approche qui requiert le moins de ressources informatiques puisqu'elle cherche à approcher le phénomène et/ou la structure étudiés de façon à avoir le modèle le plus simple possible. Pour cela, les modèles analytiques se basent sur les équations de base de la théorie régissant un phénomène et les étudient sur une représentation abstraite du système réel, prenant en compte tout ou partie de la géométrie de la structure analysée.

Par exemple, pour étudier le mouvement d'une voiture avec un modèle analytique simple, on ne prend pas comme représentation la voiture elle-même, mais on peut plutôt prendre un point dans l'espace, auquel on attribue une masse et une vitesse. Pour définir les mouvements de ce point, on se base sur la théorie de la mécanique du point (principe fondamental de la dynamique). A partir de ce modèle simple, le mouvement de notre objet pourra être évalué dans la limite de la modélisation. En effet, on ne tient pas compte de paramètres qui peuvent modifier son comportement : par exemple, la voiture roule sur quatre roues sur lesquelles les masses peuvent être réparties différemment...

Avant de se lancer dans un modèle analytique, il faut donc définir quelles sont les variables intéressantes et pertinentes qu'on veut modéliser et celles qui ne le sont pas et que l'on néglige. Mais il faut aussi remarquer que le choix des variables se fait en référence à une théorie : si l'on cherche à caractériser les forces, c'est qu'on a les équations de la mécanique classique en tête ! Lorsque le cadre théorique est connu et le modèle défini, on cherche à résoudre les équations du phénomène étudié. Deux routes sont alors possibles : résoudre les équations à l'aide d'un ordinateur (il faut alors se poser la question de la précision numérique de l'algorithme utilisé), ou faire des approximations sur les équations pour chercher une solution analytique simple (se pose alors la question du domaine de validité des approximations). Il est d'ailleurs possible de suivre les deux routes à la fois. Remarquons qu'il ne faut pas confondre l'introduction d'approximations sur la résolution des équations avec l'élaboration de la modélisation initiale. La phase de modélisation est non seulement indispensable mais essentielle. La difficulté tient pour une grande part à cette phase d'analyse du système ou du phénomène modélisé, où il s'agit de découper dans la complexité du monde empirique un bout de réalité dont on construit une représentation abstraite à laquelle une théorie va pouvoir s'appliquer.

Il est parfois nécessaire d'ajuster les équations théoriques pour les faire coller au mieux aux phénomènes réels. Le modèle gagne ainsi en précision sans être pénalisé par l'ajout de nouvelles équations alourdissant sa résolution. Ces ajustements sont déterminés sur la base d'expériences réelles sur la structure ou le phénomène étudié dans les conditions où le modèle est censé fonctionner. Les données enregistrées pendant ces expériences permettent de pondérer le modèle analytique et de l'adapter à la situation précise dans laquelle il sera utilisé. Sorti de ce contexte, il faut utiliser le modèle ainsi défini avec une grande réserve puisqu'il n'a pas été établi pour d'autres comportements.

Malgré son manque relatif de précision, dépendant du nombre de facteurs pris en compte pour modéliser le phénomène étudié, la modélisation analytique est parfois la première approche à mettre en place dans toutes les études. En effet, celle-ci permet de disposer d'un outil de simulation rapide, puisque basé sur des équations relativement simples d'application, et d'une première étude relativement simplifiée de la structure ou du

phénomène analysé. Un modèle analytique peut ainsi permettre de donner un premier point de vue sur le comportement de ce phénomène et donc d'en sortir de premiers résultats assez rapidement qui permettront peut être de décider dans quelle(s) direction(s) poursuivre ses recherches et développer le modèle au cours de son étude.

2. Les modèles discrets (les systèmes masses-ressorts)

Dans la modélisation discrète, on suppose que la matière constituant une structure peut être représentée par un ensemble de sous structures, ou éléments discrets, ayant chacune un comportement propre. Le modèle discret le plus utilisé est le modèle masses-ressorts. Son nom est dû au fait que chaque élément a une masse propre et est relié aux autres éléments par un système complexe de ressorts symbolisant les interactions entre eux (Figure 3.1). Ces relations sont souvent caractérisées par un système dynamique du second ordre.

Cette approche a été développée initialement dans le domaine de la mécanique. Elle essaie de simuler la réalité physique de la matière, en la décomposant en un grand nombre de particules (les masses) liées entre elles (par des ressorts) de façon à pouvoir interagir. La résolution de ce système consiste à appliquer la deuxième loi de Newton (caractérisant le mouvement d'une masse ponctuelle) sur chaque particule, en prenant en compte les forces dues à ses interactions avec les particules voisines et celles dues à ses interactions avec le milieu extérieur. Les solutions des équations résultant de ce système dépendent des valeurs des forces (elles augmentent avec la rigidité des ressorts) et de leur nature (elles deviennent infinies si les forces sont discontinues, ce qui est le cas pour une collision).

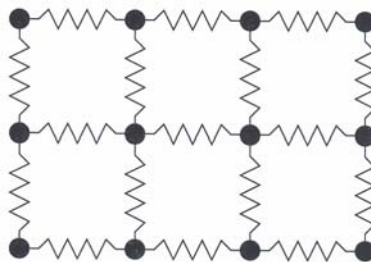


Figure 3.1 – Un objet peut être représenté par un ensemble de particules (masses ponctuelles) liées entre elles par des ressorts (voire des ressorts/amortisseurs). C'est un modèle masses-ressorts.

Le système masses-ressorts a intéressé de nombreux travaux de recherche grâce à :

- sa facilité de mise en œuvre : il suffit de définir les différentes particules à modéliser et de leur donner une masse pour avoir un «maillage» correspondant à la structure étudiée. Il faut ensuite attribuer les caractéristiques de raideur des ressorts, ce qui est moins aisé,
- sa capacité à refléter la réalité physique des matériaux, ce qui lui permet de simuler une large variété de comportements mécaniques, tels que la traction, la flexion, le mouvement, les déformations élastiques...
- sa complexité de résolution qui peut être assez faible si on se limite à une méthode de modélisation et de résolution linéaire par exemple.

Malgré ces intérêts, le système masses-ressorts pose certains problèmes pratiques :

- le premier et le plus pénalisant vient du fait que, dans la réalité physique des matériaux, un objet est constitué d'un très grand nombre de particules (si on

veut modéliser très précisément un objet on peut modéliser chaque atome), ce qui est pratiquement impossible à prendre en charge pour un ordinateur. Par conséquent, le modèle masses-ressorts perd son intérêt (i.e. sa vitesse) quand la simulation nécessite vraiment un tel nombre de particules,

- ce modèle donne, comme la plupart des modèles, une représentation paramétrée de l'objet. Donc, un objet peut avoir une infinité de comportements selon les valeurs de ses paramètres : élasticité, viscosité... Cela impose la résolution de deux problèmes supplémentaires. D'abord, il faut pouvoir saisir et représenter le comportement de l'objet à modéliser. Puis, il faut pouvoir contrôler le comportement du modèle pour qu'il ressemble à celui de l'objet réel. Ce dernier point est de loin le plus délicat. En effet, contrôler le comportement de quelques ressorts pour un petit modèle est relativement aisé. Mais, lorsque l'on dépasse un certain nombre de particules, la tâche devient beaucoup plus complexe non seulement à cause du nombre de ressorts liant les particules, mais aussi à cause de leurs interactions mutuelles qui rend le modèle très difficile à stabiliser sur un comportement précis,
- par ailleurs, il est difficile de faire correspondre le modèle masses-ressorts à ce qui se passe dans la réalité. Ainsi, on pourra observer un phénomène s'appliquant à la structure étudiée et mesurer son comportement (c'est la rhéologie) mais il sera délicat de régler tous les paramètres de tous les ressorts de façon à modéliser ce phénomène.

Bien que ce type de modélisation soit plus complexe que la modélisation analytique, elle reste relativement rapide du point de vue du temps de calcul grâce à sa simplicité algorithmique. C'est pour cela qu'elle est souvent utilisée en synthèse d'image, puisqu'elle permet de faire notamment des animations réalistes sans trop de temps de calcul, d'une manière simple et efficace. Cependant, ces modèles sont confrontés à des problèmes de stabilité, de contraintes globales (respect du volume de la structure notamment) et à la difficulté de retranscrire les mesures expérimentales (ou rhéologiques lorsqu'il s'agit de tissus biologiques) du phénomène étudié avec les paramètres du modèle masses-ressorts.

Le monde de la modélisation de structures anatomiques, avec ses géométries très complexes et ses multiples comportements pour un même organe (dûs notamment aux différentes structures s'imbriquant pour former cet organe), s'est en fait très rapidement orienté vers le développement de nouvelles techniques de modélisations, dont la plus utilisée actuellement est la modélisation continue.

3. Les modèles continus (la méthode éléments finis)

Les approches continues sont souvent préférées aux approches discrètes que nous venons de voir. En effet, même si elles sont beaucoup plus complexes, que ce soit pour la phase de définition du maillage ou pour la phase de calcul, elles sont généralement plus précises et plus fiables.

La modélisation continue est basée sur les équations de la mécanique des milieux continus, qui décrit mathématiquement, pour une structure donnée, les relations entre les contraintes qu'elle subit et les déformations qui en découlent (Bonnet et al. [ref]). Selon les déformations de la structure, on choisira une modélisation en «petites déformations» (pour les

déformations inférieures à 10 % de la taille de la structure) ou en «grandes déformations». Il est ensuite nécessaire de définir la loi de comportement qui modélisera le phénomène étudié. Cette loi détermine la relation entre le tenseur des contraintes et le tenseur des déformations. Elle est définie à partir de mesures *in vivo* ou *in vitro*. Nous reviendrons plus précisément sur ces conditions au cours du Chapitre 6.

Pour approcher au mieux la mécanique des milieux continus, une décomposition de la structure étudiée en un nombre infini d'éléments serait nécessaire pour résoudre les équations impliquées. Etant donné que la mémoire des ordinateurs est finie, les problèmes continus ne pourront pas être résolus tels quels. Les seuls problèmes qui peuvent être résolus exactement par des méthodes mathématiques sont très simples, donc loin des problèmes que l'on se pose sur des structures complexes comme la modélisation de structures anatomiques. Pour pouvoir résoudre ce genre de problèmes, il a fallu le développement de techniques de résolution impliquant une discrétisation, c'est-à-dire une approximation du problème continu. La discrétisation consiste en fait à estimer les déformations en fonction des contraintes externes en un nombre fini de points situés à la fois sur la surface de la structure étudiée et à l'intérieur de celle-ci. Contrairement aux modèles discrets pour lesquels la solution n'est qu'approchée, dans les modèles continus, la discrétisation permet de calculer une solution approchée sur un nombre fini de points mais celle-ci peut ensuite être interpolée de façon continue sur n'importe quel point de la structure modélisée. En prenant un très grand nombre d'éléments, c'est-à-dire en discrétisant finement, la modélisation gagne en précision, mais demande des calculs mathématiques très coûteux en temps. Pour cette raison, cette approche nécessite l'utilisation d'ordinateurs puissants.

Les mathématiciens et les ingénieurs ont proposé différentes approches pour la discrétisation des problèmes continus, comme les approximations par différences finies, des méthodes de résidus pondérés, ou en introduisant une approximation des éléments réels discrets par des éléments finis d'un milieu continu. C'est cette dernière approche, connue sous le nom de «méthode des éléments finis» [Zienkiewicz et Taylor, 1994, Touzot et Daht, 1984], qui est aujourd'hui la plus utilisée.

Selon Zienkiewicz, la méthode des éléments finis est une méthode d'approximation de problèmes continus telle que :

- Le milieu continu est subdivisé par des éléments simples (par exemple, en deux dimensions : des triangles, ou en trois dimensions : des hexaèdres) dont le comportement est défini par un nombre fini de paramètres.
- La résolution de la structure globale obtenue par l'assemblage de ses éléments respecte précisément les mêmes règles que celles qui régissent les structures discrètes.

Les logiciels de calcul basés sur la méthode des éléments finis sont largement commercialisés. Cette méthode permet de modéliser des matériaux isotropes ou anisotropes, des comportements élastique, élasto-plastique, plastique, fluide...

La modélisation continue permet de donner aux ingénieurs un moyen de connaître la répartition des contraintes et des déformations dans un milieu continu. Les applications peuvent aussi bien être en deux dimensions qu'en trois dimensions. Dans tous les cas, le nombre de discrétisations possibles est infini tant en terme de raffinement qu'en terme de position des éléments (Figure 3-2).

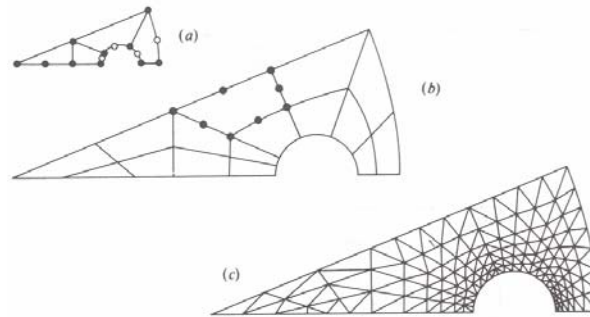


Figure 3.2 – Structures triangulaires avec trois niveaux de discrétisation différents. Il existe une infinité d'autres possibilités de discrétisation pour une telle figure. [Zienkiewicz et Taylor, 1994]

Pour trouver une discrétisation correcte :

- Le milieu est subdivisé en un certain nombre d'éléments finis séparés par des lignes ou des surfaces imaginaires. La déformation est définie par morceaux sur chacun de ces éléments.
- Les éléments sont interconnectés en un nombre fini de nœuds. Les déplacements de ces points nodaux sont les inconnues de base du problème. Si le déplacement est connu à un nœud, alors c'est la contrainte qui est l'inconnue à ce nœud.
- Un ensemble de fonctions mathématiques d'interpolation permet de définir de façon unique les déplacements en tout point interne à l'élément en fonction des déplacements nodaux (ou les contraintes, si le déplacement est connu), ce qui permet de garder l'approche continue malgré la discrétisation due à la décomposition en éléments. La solution finale est donc continue sur l'ensemble du domaine.
- L'état de déformation à l'intérieur d'un élément est alors déterminé de façon unique en fonction de ces déplacements. L'état de contraintes dans l'élément, ainsi que sur ses frontières, est défini en fonction des déplacements déjà calculés, des déformations initiales éventuelles et des propriétés constitutives du matériau.
- Un système de forces appliquées aux nœuds équilibrant les charges réparties et les contraintes s'exerçant aux frontières est déterminé (et permet de conduire à une équation de raideur).

La résolution d'un problème ainsi discrétisé passe par quatre étapes :

- La première est la détermination des propriétés des éléments à partir de leur géométrie, des propriétés du matériau et des données de chargement. Cela permet de pouvoir formaliser localement le problème suivant la mécanique des milieux continus.
- La seconde étape est l'assemblage conduisant aux équations globales de comportement, basées sur la mécanique des milieux continus (contrairement aux systèmes masses-ressorts). Il est défini par une addition de toutes les contributions situées aux positions appropriées dans le système matriciel global. C'est-à-dire que les équations trouvées localement pour chaque élément

sont mises en commun lorsque les éléments partagent des nœuds (lorsqu'ils sont voisins).

- La troisième étape est la prise en compte des conditions aux limites (c'est-à-dire les forces appliquées au modèle) dans le système linéaire assemblé.
- Enfin, la dernière étape est la résolution du système matriciel finalement obtenu. Cette étape peut ensuite être suivie par le calcul de certaines contraintes ou d'autres grandeurs désirées pour l'interprétation des résultats.

Globalement, cette approche revient à minimiser l'énergie potentielle totale du système en fonction du champ des déplacements. Si le champ de déplacement est correctement défini, la méthode de résolution converge. La solution ainsi déterminée est une solution approchée puisque la structure a été discrétisée par les éléments du modèle.

Au cours de cette thèse, nous avons été amenés à créer et utiliser un modèle éléments finis des tissus mous de l'orbite. Nous développerons, dans le chapitre 6, la mécanique des milieux continus ainsi que les propriétés de la méthode des éléments finis utiles pour la compréhension de cette thèse.

Nous allons d'abord commencer, dans le prochain chapitre, par un état de l'art sur la modélisation des tissus intra-orbitaire.

Chapitre 4 : Etat de l'art en modélisation du globe et du contenu orbitaire

La chirurgie orbitale a été largement abordée sur le plan clinique (voir, par exemple, la thèse de Christine Gas [Gas, 1997]) pour étudier les différentes voies d'abord, leurs avantages, leurs inconvénients et leurs résultats. Par contre, sur le plan de la modélisation, relativement peu d'études ont été menées.

La plupart de ces études concernent plutôt l'œil et la vision, tandis que peu s'intéressent à l'orbite elle-même. Dans ce chapitre, la première partie fera un rapide état de l'art des différents travaux de modélisation de l'œil tandis que la deuxième traitera plus précisément de l'orbite.

1. Les travaux de modélisation de l'œil

La modélisation du geste de chirurgie oculaire n'étant pas l'objet de cette thèse, nous allons seulement présenter succinctement quelques travaux la concernant.

La chirurgie oculaire place les ophtalmologues à l'échelle microscopique en raison de la petite taille du globe et surtout de tous les éléments le composant (cornée, rétine...). De part le caractère très délicat des tissus impliqués dans cette chirurgie, il est nécessaire d'avoir :

- une bonne connaissance de l'anatomie de ces éléments,
- une représentation fiable de leurs positions dans l'espace (qui peut être différente de la position classique selon la pathologie), grâce à des données d'imagerie adéquates (en général un examen IRM),
- et une exécution du geste très précise, soit grâce à une expérience très poussée du chirurgien dans ce genre d'intervention, soit par le biais d'un système de planning et/ou de guidage informatisé (aussi appelé navigation) permettant d'aider le chirurgien dans son geste.

Les techniques d'imagerie actuelles permettent de générer des volumes de données visuelles du patient à une échelle très précise (inférieure au millimètre). Dans l'imagerie de l'œil, l'IRM permet de donner des informations sur la plupart des tissus le composant. Ceci permet une analyse relativement précise de l'œil et ainsi de déterminer le type et la gravité de la pathologie l'affectant. Néanmoins, même le plus précis des examens IRM ne peut pas aider un chirurgien dans la définition de certains plannings. Dans ce cas, pour permettre une intervention moins risquée, des modèles de l'œil ont été développés. Ces modèles ont donc pour but de compléter l'expérience du chirurgien et de l'aider dans son planning lors d'interventions sur les tissus composant le globe. Ils sont basés sur des propriétés géométriques et/ou physiques de l'œil et sont parfois adaptés à la géométrie du globe du patient.

Yu [Yu *et al.*, 1998] a développé un modèle purement géométrique basé sur la fusion d'images provenant de types d'examens différents (IRM et scanner en général). Ces travaux permettent la définition et la visualisation des contours des structures du globe du patient. Ils sont très utiles dans la prise de décision du chirurgien puisqu'ils sont adaptés au cas du patient et fournissent une image tridimensionnelle précise du globe et donc de la

pathologie l'affectant. Néanmoins, ces travaux ne permettent pas au clinicien de simuler son planning sur ces données fusionnées.

Cai [Cai *et al.*, 2002] comme Hanna [Hanna *et al.*, 1989] ont développé un modèle paramétrique de l'œil pour simuler une chirurgie ophtalmologique. Il s'agit dans les deux cas d'un simulateur basé sur un ensemble d'équations mathématiques permettant de représenter géométriquement les différentes couches de l'enveloppe du globe. Le chirurgien peut ainsi, grâce à ce modèle, simuler son intervention sur ces couches en les découpant de différentes façon dans le but d'accomplir le geste souhaité, que ce soit sur une des couches composant l'enveloppe du globe, ou à l'intérieur de celui-ci. Le modèle de Cai *et al.*, basé sur un recalage sur la géométrie patient, a pour but de donner une aide pour le planning de chirurgies permettant le traitement de pathologies affectant les couches externes du globe (comme la cornée) tandis que celui d'Hanna *et al.* est plutôt dirigé vers la chirurgie de correction de l'astigmatisme.

De leurs cotés, les travaux d'Uchio [Uchio *et al.*, 1999] et de Sagar [Sagar *et al.*, 1994] ont tous les deux abouti à un modèle éléments finis (EF) de l'œil. Ce modèle prend donc en compte les propriétés physiques du globe et son comportement lors d'une intervention. Les travaux d'Uchio sont basés sur une analyse IRM de plusieurs yeux cadavériques pour permettre une reconstruction précise du globe. Celui-ci a été modélisé suivant la méthode des éléments finis avec le comportement d'un solide élastique. Le but de cette étude est de déterminer les risques pour le globe d'un impact avec un corps étranger et ses conséquences tant pour l'enveloppe du globe que pour l'intérieur. Sagar *et al.* ont eux défini leur modèle EF à partir d'un seul patient, mais en lui ajoutant les paupières de façon à le rendre plus réaliste. Ici aussi, le comportement du modèle est assimilé à celui d'un solide élastique. Le but des travaux de Sagar est de donner au chirurgien un outil capable de simuler de façon visuellement réaliste les mouvements des yeux et d'une éventuelle chirurgie de l'œil. Pour cela, le modèle n'est pas seulement basé sur la méthode des EF, mais aussi sur des techniques de modélisation géométrique empruntées à la synthèse d'image pour permettre une simulation temps réel.

Tous ces travaux sont donc appliqués au globe, à la chirurgie oculaire ou à son planning, par le biais de modèles géométriques ou physiques. Aucune de ces études ne prend en compte le comportement des tissus de l'orbite lors de ces interventions, ce qui réduit quelque peu la précision de leurs résultats. De récents travaux ont pris en compte l'influence de ces tissus, nous allons maintenant les décrire.

2. Etat de l'art de la modélisation de l'orbite

a. Les modèles analytiques

Les premières études tenant compte du rôle de l'orbite et cherchant à quantifier l'influence des tissus la composant ont été effectuées par des cliniciens. Il s'agit dans la plupart des cas de travaux basés sur un examen scanner ou IRM de patients et sur des mesures de distances, d'aires, ou de volumes permettant de déterminer la pathologie, sa gravité et de définir un planning préopératoire.

Les premiers travaux ont porté sur la définition d'une technique plus précise que l'exophtalmomètre de Hertel (que nous avons vu dans le Chapitre 1) dans la mesure des troubles orbitaires que sont l'exophtalmie et l'énophtalmie. Ainsi, Nkenke [Nkenke *et al.*, 2003] et Yab [Yab *et al.*, 1997] ont déterminé que l'imagerie optique tridimensionnelle, pour les premiers, scanner ou IRM, pour les seconds, permettaient une précision bien plus importante (un peu plus de deux fois plus précis) dans le diagnostic de ces problèmes orbitaires. On a vu dans le Chapitre 1 que la mesure de l'exophtalmie se basant sur la ligne bi-zygomatique visible sur une coupe scanner transversale était d'ailleurs de plus en plus utilisée.

Par la suite, Raskin [Raskin *et al.*, 1998] a défini un modèle mathématique déterminant la relation entre une fracture du plancher de l'orbite et le volume de la hernie de tissus créée par cette fracture. Le modèle est en réalité très simple puisqu'il s'agit de deux équations linéaires donnant pour un recul donné du globe (consécutif à la fracture), l'aire de la surface fracturée et le volume de la hernie créée. Pour trouver ces équations, les auteurs se sont basés sur l'étude de trente patients souffrant de cette fracture et ont mesuré les reculs du globe, les aires de fracture du plancher orbitaire et le volume de la hernie résultante. Dans notre cas, l'équation qui nous intéresse est celle liant le recul x du globe au volume V de la hernie créée : $V = x / 0,47$, ce qui signifie que chaque centimètre cube d'augmentation de volume cause une énophtalmie de 0,47 mm. Ce modèle est donc limité à cette fracture du plancher et ne peut donc pas être étendu à d'autres traumatismes ou pathologies mais permet tout de même d'estimer l'aire et le volume engendrés par un certain recul du globe. Un modèle similaire a été développé par Jin [Jin *et al.*, 2000] en étudiant neuf patients pour déterminer le degré d'énophtalmie de ces patients en la mesurant sur des données d'imagerie. Ici aussi, une équation mathématique permet de prévoir, pour un recul donné, le volume de la hernie créée par la fracture du plancher orbitaire. Cette équation est la suivante : $V = \frac{x - 1,2}{0,85}$ où x est le recul oculaire et V est le volume de la hernie.

Comme on peut le voir, ces deux modèles sont basés sur des équations relativement différentes l'une de l'autre. D'autres auteurs ont encore trouvé des valeurs différentes pour ces équations, ce qui montre bien que la quantification du recul du globe en fonction de l'augmentation de volume est un phénomène complexe à prévoir.

b. Outils d'aide au planning et d'aide peropératoire

En marge des premiers modèles analytiques, décrits dans la partie précédente, certains outils d'aide à la définition d'un planning et d'aide peropératoire ont été développés.

Nguyen [Nguyen *et al.*, 2003] a proposé la construction de modèles adaptés à la géométrie de chaque patient à partir d'un atlas. Cette méthode est donc basée sur la mise en correspondance de cet atlas avec les données segmentées sur l'examen patient (en général un scanner). Pour cela, le modèle initial, c'est-à-dire l'atlas, de l'orbite a été défini à partir de 96 zones qui se déforment au cours de l'adaptation à la géométrie patient. Pour obtenir une déformation précise, plusieurs points caractéristiques sont placés manuellement sur les données segmentées afin de contraindre la mise en correspondance de l'atlas sur les données patients. Le modèle ainsi obtenu, qui est purement géométrique, correspond donc

complètement au patient et permet d'établir un diagnostic de la pathologie et un planning précis de l'intervention. Par ailleurs, ce modèle, de par sa finesse de définition, peut aussi être utilisé comme outil pour des enseignements. Le seul inconvénient de cette étude est qu'elle ne propose pas encore au clinicien une interface pour simuler son planning sur le modèle, ce qui le contraint donc à seulement observer le modèle sans véritable interaction.

Les premiers travaux introduisant une aide peropératoire ont conduit à un modèle stéréo-lithographique développé par Holck [Holck *et al.*, 1999]. Il s'agit en fait d'un objet créé par stéréo-lithographie à partir des données segmentées sur des coupes scanners. Une fois la segmentation terminée, les contours servent à piloter un laser sur un bain de résine photosensible reproduisant ainsi, coupe par coupe, le volume désiré (Figure 4.1). Dans le cas de l'orbite, les parois osseuses sont segmentées de façon à produire un modèle stéréo-lithographique la représentant fidèlement. Ce modèle peut servir au niveau :

- du diagnostic : pour détecter des fractures ou des anomalies,
- du planning : pour déterminer quel geste faire pour résorber la fracture ou corriger l'anomalie,
- de la simulation géométrique, par découpe de la résine,
- de l'aide peropératoire, puisque le chirurgien peut très bien emmener son modèle au bloc opératoire pour se repérer pendant l'opération. Des prothèses (par exemple de plancher orbitaire) peuvent même être moulées sur ce modèle pour gagner du temps avant l'intervention.

Malgré ces avantages, cet outil a plusieurs inconvénients qui le rendent difficile à mettre en œuvre : il est cher à réaliser et complexe à utiliser pour un guidage puisque la voie d'abord chirurgicale n'offre pas une grande visibilité.



Figure 4.1 – Modèle stéréo-lithographique de la face. Ce modèle est creux et est divisé en deux parties (la jonction horizontale de celles-ci est d'ailleurs visible, sur la figure de gauche, au niveau des joues et au dessus des narines), ce qui permet d'offrir une vision des cavités orbitaires lorsqu'on sépare les deux parties du modèle, figure de droite.

Gellrich [Gellrich *et al.*, 2003] a basé sa démarche sur une technique connue et utilisée en chirurgie orthopédique : la reconstruction des structures étudiées et la navigation des outils chirurgicaux dans cette reconstruction virtuelle. Le volume de la structure étudiée est reconstruit après une segmentation de celle-ci sur un ensemble de données d'imagerie, ici un scanner. Le chirurgien peut alors définir son planning sur la reconstruction, en plaçant des points importants et des traits d'ostéotomies, ou en définissant les zones à risque. Au cours de l'intervention, dans ces travaux, les outils chirurgicaux ne sont pas suivis en temps réel dans

le volume reconstruit, mais seulement à des instants donnés. Cette limite semble être due à la machine qui est utilisée ici et qui n'arrive pas à suivre les déplacements des outils chirurgicaux dans l'espace. Néanmoins, ponctuellement, le clinicien peut savoir où il se situe dans la reconstruction et, grâce au travail effectué au cours de son planning, il peut déterminer ce qu'il doit faire ou pas à cet instant en fonction de sa position. Dans cette étude, trente patients souffrant de pathologies orbitaires ont été traités. Le planning a été déterminé à partir de l'image miroir de l'orbite saine, dans le cas de tumeurs de l'orbite ou d'autres problèmes unilatéraux. La plupart des cas (22 sur 30) traités au cours de cette étude étaient des ostéotomies du malaire. Les auteurs annoncent une précision d'environ 1 mm sur le repositionnement de cette partie osseuse. Les autres cas sont des résections de tumeurs où la précision était un peu moins bonne. Avec cette précision et cette aide au guidage, ces travaux sont, à ce jour et à notre connaissance, les plus précis en matière de navigation orbitaire peropératoire.

Il est intéressant de noter que le professeur Franck Boutault utilise, à l'Hôpital Purpan de Toulouse, une station Stealth © lui permettant d'effectuer un travail pratiquement identique à celui décrit dans l'étude précédente, au cours de chirurgies de décompression orbitaire [Luboz *et al.*, 2003].

c. Les modèles d'aide au planning

Le but de notre thèse est, nous l'avons vu, de fournir un outil d'aide au planning de chirurgies orbitaires. Les modèles que nous avons décrits plus haut sont soit appliqués à la chirurgie oculaire, soit des modèles analytiques d'aide au planning relativement simplistes, soit des outils d'aide pendant l'opération sans assistance au planning pré-opératoire. Nous allons donc présenter dans cette partie les travaux qui étudient les possibilités d'aide au planning dans la région de l'orbite.

Le premier modèle prenant en compte, en plus du globe, les muscles oculomoteurs dans leur totalité a été présenté par Miller [Miller et Demer, 1999]. En effet, avant ce modèle, certains auteurs, comme Gunther [Gunther, 1986], avaient bien essayé de modéliser l'œil et ses interactions avec les muscles orbitaires, mais ils n'avaient pas obtenu de résultat satisfaisant. Ces échecs étaient dus au fait que ces modèles ne prenaient pas en compte l'effet de poulie caractéristique de l'action des muscles obliques. Le modèle de Miller *et al.*, en intégrant cet aspect (Figure 4.2), a permis d'obtenir les premières simulations de motilité oculaire réaliste. Le but de ces travaux était de fournir au chirurgien un outil pour planifier ses interventions de correction de strabisme. Pour cela, le modèle était basé sur une modélisation biomécanique du globe et des muscles du patient reproduisant leurs géométries réelles. Pour obtenir ces géométries, un logiciel de segmentation des muscles et de reconstruction de leurs contours a été développé. Dans ce modèle, le globe est assimilé à une sphère rigide sur laquelle les muscles viennent s'insérer. Le nerf optique est lui aussi considéré comme rigide. Les auteurs ont supposé que les muscles avaient des propriétés mécaniques élastiques, et qu'ils pouvaient être simulés par un modèle masse-ressort. Les propriétés de ce modèle ont été déterminées empiriquement, par comparaison avec des mesures électriques de muscles humains par électromyographie (EMG). Les muscles de l'orbite n'étant pas accessible pour ce genre de tests, ces mesures expérimentales ont été effectuées sur les muscles des membres (aussi appelé muscles squelettiques) qui sont, selon les auteurs, physiologiquement proches

des muscles oculomoteurs. Les autres éléments de l'orbite (graisse, éléments vasculaires) n'ont pas été modélisés dans cette étude. Ces travaux ont mené à deux logiciels. Le premier SQUINT ©, développé pour le NIH (National Institutes of Health) était un peu trop complexe pour être utilisé facilement par un clinicien. Le deuxième, Orbit, est une extension de SQUINT © grâce à une interface plus conviviale. Il est actuellement utilisé par le NEI (National Eye Institute).

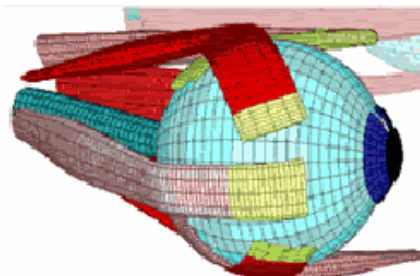


Figure 4.2 – Sur cette vue de côté du modèle de Miller *et al.*, on distingue bien le coude que fait le muscle oblique supérieure au niveau de sa poulie. Ce modèle masse-ressort intègre le globe, le nerf optique et les 6 muscles oculomoteurs.

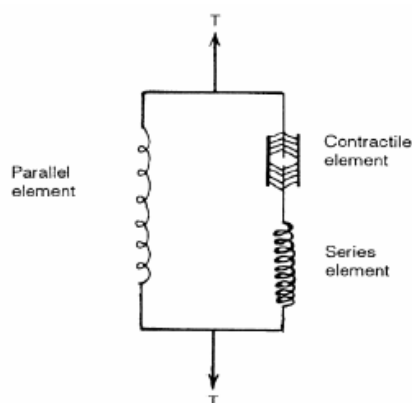


Figure 4.3 – Schéma d'un élément du maillage masse-ressort de Buchberger *et al.*, dans lequel on distingue le ressort (à gauche), l'amortisseur (en bas à droite) et l'actionneur permettant la contraction de l'élément (en haut à droite).

Plus tard, Buchberger [Buchberger et Mayr, 2000] ont développé un modèle tridimensionnel de l'œil humain et des tissus contenus dans l'orbite. Le but principal de ce modèle est de simuler, dans un environnement graphique interactif, les chirurgies classiques sur les muscles oculaires, telles que le raccourcissement d'un muscle ou sa subdivision. Une autre application de ces travaux serait aussi son utilisation à des fins d'enseignement et d'entraînement pour des chirurgiens. L'intérêt de ce modèle est sa capacité à paramétrer l'œil humain, l'orbite et leurs pathologies puis de simuler le planning d'une possible intervention. Pour cela, les auteurs ont développé un modèle biomécanique comprenant un modèle géométrique du globe sur lequel viennent interagir des muscles modélisés suivant un système masse-ressort relativement complexe. Buchberger *et al.* se sont basés sur le logiciel Orbit © (Figure 4.2) pour définir leur modèle. Le globe est assimilé à une sphère pouvant subir des translations et des rotations, comme un œil humain. Les six muscles oculomoteurs sont formés d'un ensemble d'éléments constitués d'un ressort, d'un amortisseur et d'un actionneur permettant la contraction de chaque élément (Figure 4.3). Les caractéristiques de ces éléments ont été définies par EMG, comme dans l'étude de Miller. Ici non plus, le reste des tissus de

l'orbite n'est pas pris en compte dans ce modèle. L'interface développée pour ce modèle permet d'agir à la fois sur le globe et sur les muscles. Ainsi, on peut faire bouger le globe et voir le mouvement résultant au niveau des muscles, sectionner des muscles et leur enlever des segments avant de les ressouder. Grâce à cela, un chirurgien peut donc préparer son planning pour une intervention sur les muscles oculomoteurs ou s'entraîner avec le simulateur. Les premiers résultats obtenus avec ce modèle ont permis d'obtenir une prédiction satisfaisante du geste chirurgical.

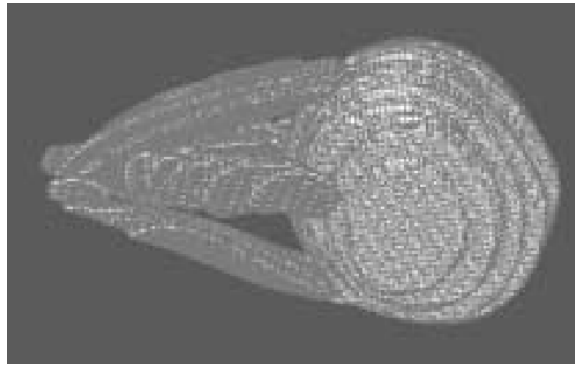


Figure 4.4 – Exemple d'un modèle orbital de Li [Li *et al.*, 2002] avec le globe et les muscles

Dernièrement, Li [Li *et al.*, 2002] a présenté un modèle complet regroupant l'œil et les tissus de l'orbite dans le cadre de plannings et de chirurgies intra-orbitaires telles que la détection d'anomalies ou la résection de tumeurs. En plus du globe, du nerf optique et des muscles présents (Figure 4.4) dans les modèles précédents, la graisse et d'autres tissus mous de l'orbite ont été intégrés à ce modèle. A partir d'un examen IRM d'une résolution de 1 mm (c'est-à-dire que les coupes sont espacées d'1 mm), les structures étudiées sont segmentées puis mises en correspondance avec un modèle initial du globe et de l'orbite. La segmentation est basée sur un ensemble prédéfini de contours (Figure 4.5) des éléments de l'orbite (muscles, nerf) qu'il suffit d'adapter au contour de ces structures sur l'examen du patient. Cette adaptation est d'abord automatique (avec un algorithme de croissance de régions), puis manuelle pour les zones de détails. Les muscles obliques étant difficiles à suivre sur ce genre d'imagerie, ils ne sont pas pris en compte dans le modèle. La graisse est supposée combler le vide entre les muscles et la paroi orbitaire. La résolution choisie pour l'IRM ne permettant pas une précision suffisante pour les contours des différentes couches du globe, les auteurs se sont donc basés sur la construction d'un modèle précis de l'œil qui est ensuite déformé comme un seul objet sur les contours externes segmentés sur l'IRM. La mise en correspondance déforme ensuite le modèle complet et permet ainsi d'avoir un modèle ayant la géométrie patient. Dans le cas où une tumeur affecterait l'orbite du patient, celle-ci est segmentée à la main et ensuite intégrée au modèle. Grâce à ce type de modélisation, chaque structure peut être quantifiée selon son volume ou ses dimensions. Au cours de ces travaux, les différents éléments ont été modélisés suivant la méthode des éléments finis dans un cadre d'élasticité linéaire et en petites déformations. Les différentes couches du globe sont considérées comme rigide et ayant un comportement linéaire. Les propriétés mécaniques des structures de l'orbite ont été définies à partir du modèle d'orbite décrit par Power [Power *et al.*, 2001]. Les valeurs de ces matériaux sont les suivantes :

- Cornée et sclère : pas de module de Young (E) ni de coefficient de Poisson (ν), puisqu'elles sont rigides, densité (ρ) : 1400 Kg.m^{-3} .
- Humeur aqueuse et corps vitré : $E = 0,037$ et $0,042 \text{ MPa}$ respectivement, $\nu = 0,49$ et $\rho = 999 \text{ Kg.m}^{-3}$.
- Muscles : $E = 20 \text{ MPa}$, $\nu = 0,4$ et $\rho = 1600 \text{ Kg.m}^{-3}$.
- Graisses : $E = 0,047 \text{ MPa}$, $\nu = 0,49$ et $\rho = 999 \text{ Kg.m}^{-3}$.
- Parois orbitaires : rigides et simulées par les conditions limites.

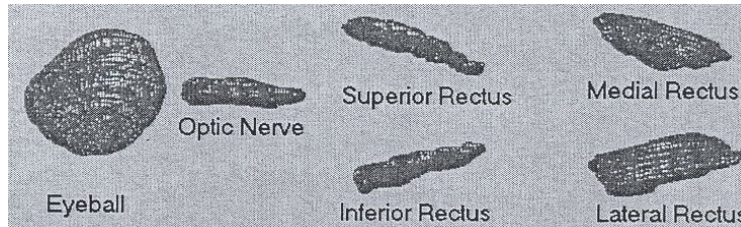


Figure 4.5 – Les contours initiaux des différentes structures servant au cours de la phase de segmentation des travaux de Li *et al.*

L'intérêt de ce modèle est qu'il est visuellement réaliste, puisqu'il conserve la géométrie propre des structures étudiées pour chaque patient. Cela permet de diagnostiquer d'éventuelles anomalies anatomiques. De plus, le chirurgien dispose d'informations sur le volume et les dimensions réels de ces structures ce qui peut lui permettre de planifier certaines voies d'abord plutôt que d'autres. L'utilisation de la méthode des éléments finis pour discrétiser le modèle et résoudre la simulation d'interventions chirurgicales permet en outre de pouvoir déterminer quels déplacements, quelles déformations et quels efforts seront atteints au cours de ces interventions. L'analyse des déformations et des forces à l'intérieur de l'orbite (pathologique ou pas) donne aussi une bonne estimation de la pression orbitaire interne. Toutes ces indications permettent en conséquence de fournir un outil de planning préopératoire précis qui peut être aussi utilisé comme un outil d'entraînement et de formation. L'application principale, ici, est la visualisation du comportement des tissus orbitaires lors de l'apparition d'une tumeur. Des outils de simulation de chirurgie de résection de tumeurs orbitaires sont, selon les auteurs, actuellement en développement et permettront au chirurgien de simuler virtuellement son intervention et d'évaluer ainsi les conséquences pour être éventuellement amené à modifier le planning chirurgical. Ce modèle est, de notre point de vue, l'outil de la littérature le plus intéressant pour aborder l'aide à la planification d'un geste de chirurgie des orbites.

Avant de décrire précisément le modèle biomécanique de l'orbite que nous avons développé dans le cadre de cette thèse, nous présentons, au cours du chapitre suivant, le modèle analytique de l'orbite développé dans la première phase de ce travail de recherche.

Chapitre 5 : Première étude de modélisation : le modèle analytique

Comme nous l'avons vu dans le Chapitre 3, la première approche de tout phénomène mécanique doit être, quand c'est possible, une modélisation analytique du phénomène étudié. En effet, l'intérêt d'un tel modèle est de déterminer le comportement global de ce phénomène et de pouvoir, avec ses premiers résultats, définir s'il est nécessaire ou pas de passer à une modélisation plus complexe. Nous avons donc décidé de commencer par modéliser le comportement du globe et des tissus mous de l'orbite, lors d'une décompression orbitaire, par un modèle analytique. Le but de ce modèle est d'obtenir la loi de comportement liant le recul oculaire au volume décompressé. Au cours de ce chapitre, nous allons décrire ce modèle, ses paramètres et ses résultats. Ce travail a été réalisé en collaboration avec le laboratoire de biomécanique de l'université de Toulouse 3 dirigée par le Professeur Pascal Swider.

1. Description du modèle

L'exophtalmie dysthyroïdienne, nous l'avons vu au cours du Chapitre 1, est provoquée par une augmentation du volume des tissus mous intra-orbitaires et conduit à une protrusion du globe. En général, l'augmentation de volume touche principalement les muscles oculomoteurs, mais il arrive que la graisse soit aussi touchée. Les muscles et la graisse représentant la quasi totalité du contenu orbitaire (le nerf optique et les structures sanguines occupent un volume moindre), nous avons supposé, dans cette première étude, que tous les tissus mous de l'orbite étaient touchés par cette augmentation de volume et que le volume du contenu orbitaire dans son ensemble augmentait.

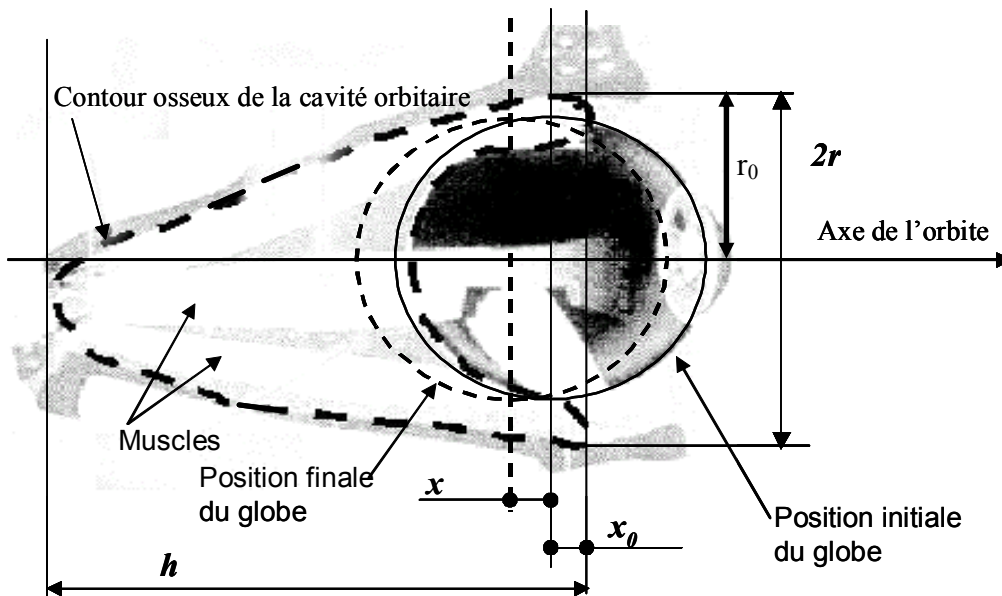


Figure 5.1 – Paramétrage du modèle analytique de l'orbite.

Dans le Chapitre 1, nous avons vu que l'orbite pouvait être comparée à une pyramide ou à un cône dont la base est, en ventral, la partie contenant le globe, et la pointe est, en dorsal, la partie où s'insèrent les muscles oculomoteurs et par où passe le nerf optique. Le globe, lui, a une géométrie très proche de celle d'une sphère. Pour ces raisons, nous avons décidé de modéliser ces deux structures de manière simple. Dans notre modèle analytique, le

globe est une sphère qui repose sur les tissus mous de l'orbite dont les parois sont supposées coniques. Ce modèle est représenté dans la Figure 5.1, dans laquelle : r_o est le rayon de l'œil, r est le rayon à la base de l'orbite, h est la profondeur de l'orbite et x est le recul du globe au cours de l'intervention de décompression.

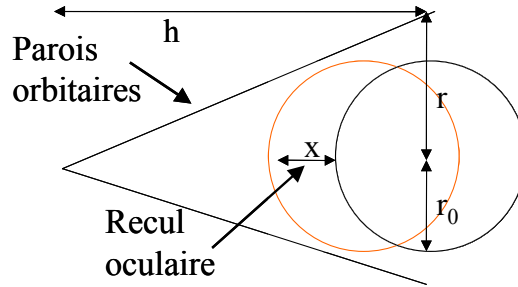


Figure 5.2 – Représentation simplifiée du globe et de l'orbite par une sphère et un cône.

A partir de ce modèle, nous souhaitons pouvoir calculer la variation de volume créée par le recul du globe dans l'orbite. Cela revient, en fait, à calculer le volume de tissus orbitaires qui créeront la hernie suite à la décompression.

Pour cela, nous supposons que :

- Les parois osseuses orbitaires sont inextensibles. Nous l'avons vu dans le Chapitre 1, c'est une hypothèse tout à fait réaliste.
- Le globe est un objet rigide qui ne se déforme pas. Les travaux de la littérature montrent bien que le globe est une structure élastique, mais que nous pouvons, de notre point de vue, considérer comme rigide par rapport à la rigidité beaucoup plus faible des tissus mous intra orbitaires.
- Les tissus mous au dessus et en dessous du globe ne peuvent pas s'échapper et ne forment pas de hernie. Cela revient, en fait, à supposer que les paupières empêchent toute «fuite» autour du globe, ce qui n'est pas tout à fait vérifié en réalité. Ainsi, toute la variation de volume affecte bien la taille de la hernie pratiquée par le chirurgien et elle seule.

Ces approximations permettent de simplifier suffisamment le modèle tout en restant relativement proche de la réalité. Nous pouvons alors calculer la variation de volume ΔV au cours de la décompression orbitaire :

$$\Delta V = V_i - V_f = \frac{\pi}{3} h * r^2 - \frac{\pi}{3} (h - x) * r_f^2 \quad (5.1)$$

Dans cette équation (5.1), V_i et V_f sont les volumes des tissus mous orbitaires avant et après l'intervention (c'est-à-dire avant et après le recul oculaire), r et r_f sont les rayons de l'orbite avant et après le déplacement du globe et les autres variables sont les dimensions de l'orbite que nous avons définies précédemment.

Le rapport du rayon final sur le rayon initial de l'orbite est donné par le théorème de Thalès :

$$\frac{r_f}{r} = \frac{(h - x)}{h} \quad (5.2)$$

On peut alors remplacer r_f par sa valeur, dans l'équation (5.1), pour obtenir :

$$\Delta V = \frac{\pi}{3} h * r^2 - \frac{\pi}{3} (h - x) * (r * \frac{h - x}{h})^2 \quad (5.3)$$

En simplifiant, nous arrivons à l'équation suivante :

$$\Delta V = \frac{\pi}{3} \left(\frac{r}{h}\right)^2 (x^3 - 3x^2 h + 3h^2 x) \tag{5.4}$$

Cette équation (5.4) représente donc la variation de volume du modèle lorsque la sphère, représentant le globe, recule dans le cône, représentant l'orbite. En d'autres termes, ΔV est le volume de tissus mous qui sortira de l'orbite par toute ostéotomie pratiquée par le chirurgien dans le plancher orbitaire et formera une hernie dans la cavité sinusienne.

Les dimensions de l'orbite du patient sont déterminées à partir de l'examen scanner qui est effectué sur le patient avant l'intervention. Cet examen permet donc de mesurer les valeurs de : r , le rayon à la base de l'orbite et h , la profondeur de l'orbite. Le rayon de l'œil, r_o , n'intervient pas dans ce calcul. A partir de ces mesures, nous pouvons déterminer facilement la variation de volume qui sera induit pour un recul x donné. L'avantage de ce modèle est qu'il donne cette estimation immédiatement puisqu'il suffit d'injecter ces mesures dans l'équation (5.4) pour avoir le résultat.

Par exemple, pour un patient moyen, les valeurs données pour les dimensions nécessaires à notre modèle analytique sont : $r_o = 12$ mm, $r = 19$ mm et $h = 45$ mm. Le recul oculaire moyen observé au cours d'une intervention visant la réduction d'une exophtalmie est de $x = 4$ mm. L'équation (5.4) nous donne alors le volume de la hernie créée dans ce cas : $\Delta V = 4,14$ cm³. Dans le Chapitre 1, nous avons vu que la plupart des cliniciens considéraient que, en moyenne, la loi empirique liant le recul du globe avec le volume de la hernie créée était linéaire telle que : un recul de 1 à 1,5 mm induit une hernie d'1 cm³ de volume. On se rend compte qu'avec notre modèle analytique, nous nous situons dans les bornes de cette loi de comportement moyen et plus particulièrement proche de sa limite théorique maximum (Figure 5.3).

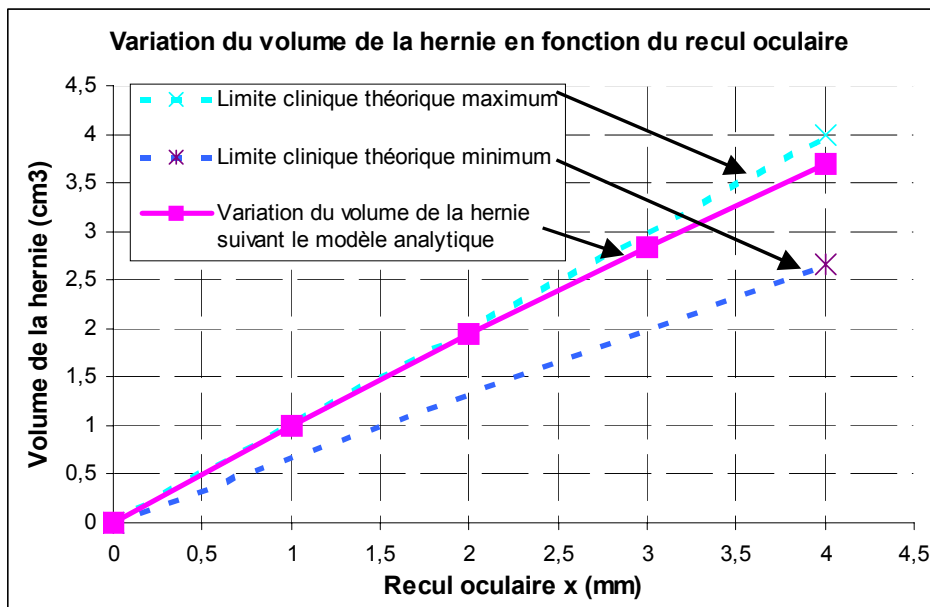


Figure 5.3 – Illustration de la variation du volume de la hernie en fonction du recul oculaire. Jusqu'à 3 mm de recul, il n'y a quasiment pas de différence entre notre modèle, donné par l'équation (5.4) et la limite maximum de la loi linéaire moyenne rencontrée dans la littérature.

2. Etude de sensibilité des paramètres du modèle

Nous avons vu dans la partie précédente que l'équation (5.4) ne dépendait que de x , r et h . En conséquence, seules les dimensions de l'orbite jouent un rôle dans la variation de volume de la hernie créée par le recul de l'œil. Pour savoir quelle est l'importance de chacun de ces paramètres dans le calcul du volume de la hernie, nous avons décidé d'effectuer une analyse de sensibilité de ces deux paramètres.

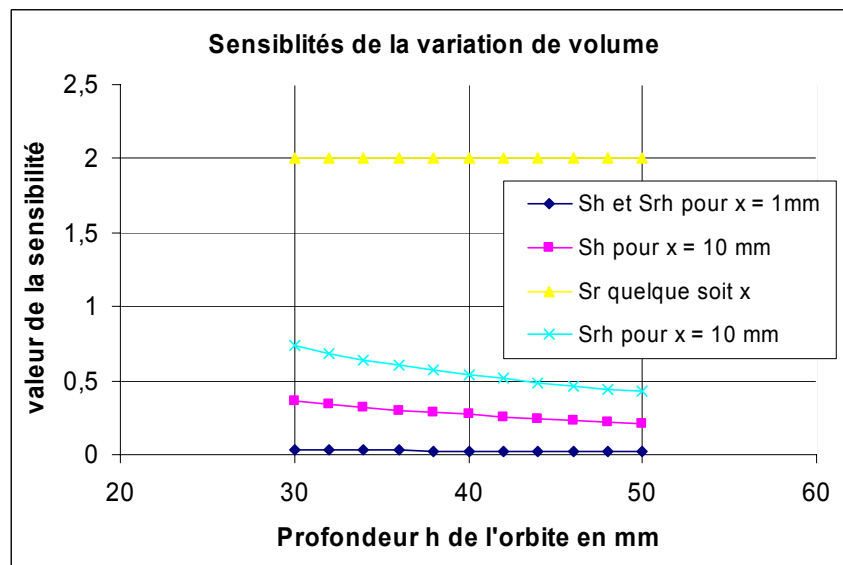
Pour cela, nous avons utilisé une technique de perturbation basée sur le développement de Taylor au premier ordre de la variation relative, $\Delta V / V$, du volume ΔV donné par l'équation (5.4). Le développement de cette variation relative s'écrit alors :

$$\frac{\Delta V}{V} = S_r \frac{\delta r}{r} + S_h \frac{\delta h}{h} + S_{rh} \frac{\delta r}{r} \frac{\delta h}{h} + O(\delta r^2, \delta h^2) \quad (5.5)$$

Avec :

$$S_r = 2 \quad S_h = \frac{(3h - 2x)x}{3h^2 + (x - 3h)x} \quad \text{et} \quad S_{rh} = 2 S_h$$

La sensibilité¹ de l'équation (5.4) à r est représentée par S_r , tandis que celle par rapport à h est représentée par S_h . La sensibilité croisée (c'est-à-dire l'influence cumulée) de ces deux variables, r et h est notée S_{rh} . La sensibilité à r est donc constante et égale à 2. Pour calculer l'intervalle dans lequel se situe la valeur de la sensibilité à h , nous avons injecté dans S_h les valeurs extrêmes anatomiquement possibles. En général, la profondeur h de l'orbite varie entre 30 et 50 mm et le recul du globe varie entre 0 et 10 mm. La Figure 5.4 montre les intervalles dans lequel S_h et S_{rh} se situent. La courbe la plus basse représente les valeurs que peuvent prendre S_h et S_{rh} lorsque h varie entre 30 et 50 mm et que $x = 1$ mm. Les 2 autres courbes représentent les valeurs que peuvent prendre S_h et S_{rh} lorsque h varie entre 30 et 50 mm et que $x = 10$ mm. Ces courbes permettent d'encadrer les valeurs cliniquement admissibles de S_h et S_{rh} . Les valeurs maximales de S_h et S_{rh} sont donc respectivement de 0,37 et de 0,74. La troisième et dernière courbe, la plus haute sur le graphique, est celle figurant la sensibilité de ΔV à r . Sur cette figure, il apparaît comme évident que la sensibilité à r est largement prédominante sur la sensibilité à h . et sur la sensibilité croisée à r et h .



¹ Note : la sensibilité n'a pas d'unité puisque c'est une valeur relative.

Figure 5.4 – Les sensibilités de la variation de volume par rapport à r , h et leur influence croisée, lorsque h varie. S_r étant prédominant sur S_h et S_{rh} , le volume de la hernie créée sera essentiellement influencé par une variation du rayon de l'orbite.

La conclusion de cette analyse de sensibilité est que l'équation (5.4) est plus sensible au rayon du cône qu'à sa profondeur et ce quel que soit le recul imposé au globe. On en déduit donc que la prévision du volume de tissus mous décompressés sera principalement influencé par la précision de la segmentation du rayon de la base de l'orbite alors que sa profondeur jouera un rôle moins important. Une conséquence est que la variation de volume de la hernie sera 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 (pour un même recul oculaire).

Par exemple, pour une profondeur constante de l'orbite de 42 mm :

- si le rayon de la base de l'orbite est de $r_1 = 14$ mm alors $\Delta V_1 = 2,23$ cm³,
- si on prend un rayon de $r_2 = 28$ mm, alors $\Delta V_2 = 8,94$ cm³.

Et donc $\Delta V_1 = 4 * \Delta V_2$ pour un rayon deux fois plus grand.

Par contre, pour un rayon constant de l'orbite de 18 mm :

- si la profondeur de l'orbite est de $h_1 = 26$ mm alors $\Delta V_1 = 3,48$ cm³,
- si on prend une profondeur de $h_2 = 52$ mm, alors $\Delta V_2 = 3,76$ cm³

Et donc $\Delta V_1 = 1,08 * \Delta V_2$ pour une profondeur deux fois plus grande.

3. Résultats

Afin d'estimer la validité du modèle que nous venons de présenter, nous nous sommes basés sur les mesures obtenues sur l'examen scanner d'un patient souffrant d'une exophtalmie dysthyroïdienne. Celle-ci a été corrigée pour l'œil droit, mais pas encore pour l'œil gauche (Figure 5.5). Grâce à ce cas, nous pouvons supposer que nous disposons, pour l'œil droit, d'un examen post opératoire et, pour l'œil gauche, un examen préopératoire. En effet, on peut supposer que la décompression de l'orbite de gauche tendra à arriver au même résultat que ce qui a été fait à droite. En prenant une coupe scanner au niveau du cristallin, nous nous plaçons à l'endroit où le diamètre du globe est le plus grand. Ainsi, on peut mesurer le rayon de l'œil, r_o , le rayon de la base de l'orbite, r , et la profondeur de l'orbite, h .

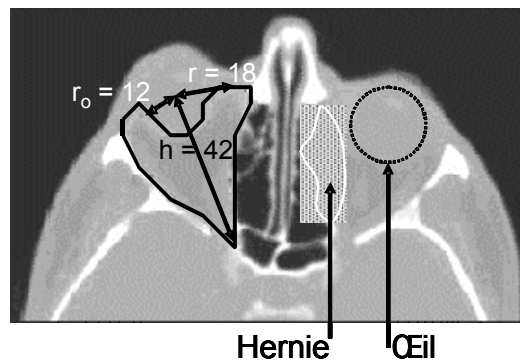


Figure 5.5 – Mesure sur une coupe scanner où le cristallin est visible, de r_o , r et h pour le patient de référence. Sur la même coupe, nous mesurons aussi le recul du globe entre l'œil droit et l'œil gauche.

La segmentation de la hernie permet la mesure de son volume grâce à Analyze ©.

Pour notre patient, qu'on appellera par la suite «patient de référence», les valeurs sont les suivantes : $r_o = 15$ mm, $r = 18$ mm, et $h = 42$ mm. Entre l'œil droit et l'œil gauche (respectivement avant et après l'intervention), un recul de $x = 4$ mm est mesuré. De plus, en segmentant la hernie créée au niveau de l'orbite décompressée (Figure 5.5), nous avons pu déterminer son volume. Cette segmentation est effectuée en prenant comme limite externe de la hernie la séparation avec les sinus de la cavité orbitaire droite et comme limite interne la frontière entre l'orbite gauche et les sinus, qui a été reporté sur l'orbite gauche de façon symétrique. Ceci a été réalisé à l'aide du logiciel Analyze © ; le volume de la hernie a été déterminé en moyennant les mesures résultant de quinze segmentations (réalisées par un seul utilisateur) afin de réduire au maximum les erreurs dûes à la segmentation. Finalement, le volume moyen de la hernie est de $3,6$ cm³ (avec un écart type de $\sigma_{vol} = 0,16$ cm³, soit environ 5 % d'erreurs sur cette mesure) et l'aire de décompression au niveau du plancher orbitaire de $2,9$ cm² (avec un écart type de $\sigma_{surf} = 0,2$ cm²).

En intégrant, dans l'équation (5.4), les valeurs de r et de h , mesurées sur le patient de référence, nous sommes capables de donner une première estimation de la variation de volume dans l'orbite. Pour ce patient, le volume décompressé est estimé à $3,69$ cm³ de tissus qui sont supposés passer dans la hernie après un recul de $x = 4$ mm. Par rapport à la relation (1) donnée au cours du Chapitre 1 (un recul de 4 mm implique une hernie d'un volume compris entre $2,66$ et 4 cm³), il y a une différence d'environ - 8 % avec la limite haute et d'environ + 39 % avec la limite basse. L'essentiel est que l'estimation du volume de la hernie soit entre les deux bornes de la relation (1). Plus important, par rapport aux données mesurées sur notre patient de référence et donnant un volume de $3,6$ cm³ pour la hernie créée au cours de la décompression, une différence d'environ 3 % est observée. Cette différence est relativement faible compte tenu notamment des approximations dûes à la segmentation. De plus, le fait que la géométrie du modèle analytique soit loin de celle de l'orbite du patient est une autre source d'erreur qui peut causer cette différence d'environ 3 %. En effet, nous pouvons le voir sur la Figure 5.5, la cavité orbitaire n'a pas réellement la forme d'un cône. Quoiqu'il en soit, avec le modèle analytique présenté au cours de ce chapitre, nous sommes capables de donner une première estimation du volume de la hernie créée, relativement proche de la réalité.

4. Discussion

Ce modèle est très intéressant puisqu'il permet d'estimer, en fonction du recul du globe et des dimensions de l'orbite, le volume de la hernie créée au cours de la réduction de l'exophtalmie, avec une différence d'environ 3 % par rapport aux mesures cliniques. L'intérêt de ce modèle est qu'il est très rapide à mettre en œuvre puisqu'il suffit d'intégrer les dimensions mesurées sur l'examen scanner à l'équation (5.4) pour avoir la valeur de ce volume. Pour ce patient, ce modèle semble plus efficace (seulement 3 % d'erreur sur la prédiction du volume) que la relation empirique (1) qui ne donne qu'un intervalle assez large pour prédire le volume de la hernie (entre $2,66$ et 4 cm³). Néanmoins, ce résultat devra par la suite être vérifié sur une série plus importante de patients pour lesquels nous disposerons de scanners pré et postopératoire. Etant données les importantes variations anatomiques possibles

au niveau de l'orbite, il est fort probable que, dans d'autres cas, notre modèle donne une prédiction du volume avec un peu plus que 3 % d'erreur.

Il est donc indéniable que le modèle analytique présenté au cours de ce chapitre apporte une contribution intéressante à l'estimation du volume de tissus décompressés au cours de la réduction d'une exophtalmie et plus généralement au cours de chirurgies orbitaires.

Cependant, malgré sa capacité à donner cette estimation rapidement, il ne peut pas 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 telle ou telle ostéotomie. De plus, il ne peut pas prendre en compte les différentes possibilités liées aux interventions de décompression orbitaire. En effet, la taille et la position de l'ostéotomie pratiquée par le chirurgien ne sont absolument pas prises en compte dans ce modèle analytique. Par ailleurs, cette modélisation ne permet pas de déterminer les forces à exercer sur le globe pour obtenir tel ou tel recul et si cela est faisable cliniquement. Pour intégrer tous ces paramètres à notre modèle, il faudrait obligatoirement l'alourdir considérablement et il perdrait alors son intérêt principal : sa capacité à donner une estimation rapide de la variation de volume des tissus mous intra-orbitaires.

Pour prendre en compte ces paramètres, nous avons décidé de nous orienter vers un modèle plus complexe, demandant plus de calculs, mais plus précis d'un point de vue biomécanique. Notre choix s'est porté sur l'utilisation de la méthode des éléments finis au travers d'un modèle tridimensionnel complexe de l'orbite. Nous allons présenter cette approche et la développer, dans le chapitre suivant.

Chapitre 6 : Approfondissement de la modélisation : la mécanique des milieux continus

Nous venons de le voir dans le Chapitre 5, la modélisation analytique est intéressante pour l'estimation du volume de la hernie en fonction du recul mais elle ne permet pas de simuler une part importante des phénomènes observés au cours d'une décompression orbitaire. Pour y remédier, nous avons décidé de mettre en œuvre un modèle capable de prendre en compte la géométrie complexe de chaque orbite de patient, la taille et la position de l'ostéotomie ainsi que les paramètres mécaniques comme la force appliquée sur le globe, la surpression dans la zone intra-orbitaire et le volume des tissus graisseux qui fuient à travers l'ostéotomie. Ce modèle est basé sur la mécanique des milieux continus que nous allons présenter dans ce chapitre. Etant donné que nous avons utilisé un matériau poroélastique pour modéliser les tissus intra-orbitaires et que ce formalisme est dérivé des formulations élastique et fluide, trois approches seront abordées ici. Dans la première partie, nous verrons l'approche élastique, dans la deuxième, les matériaux fluides et nous finirons en présentant les matériaux poroélastiques.

Nous avons introduit la méthode des éléments finis dans le Chapitre 3. En particulier, nous avons vu que cette méthode pouvait être divisée en quatre étapes : (1) la détermination des propriétés des matériaux et les équations les gouvernant localement, (2) l'assemblage de ces équations, (3) la définition et l'intégration des conditions limites et (4) la résolution du système ainsi obtenu. Nous avons vu que la déformation d'un corps résulte des contraintes qui lui sont appliquées, et vice et versa. Ces deux points de vue expriment le lien qui existe entre contraintes et déformations dans la nature. La description de cette connexion est plus ou moins complexe selon le matériau étudié. Physiquement, ce lien est modélisé par une loi de comportement propre à chaque matériau. Cette loi de comportement est déterminée expérimentalement, au cours de tests visant à caractériser le matériau, en lui appliquant un chargement mécanique et en mesurant la déformation résultante. Ces tests sont appelés tests de rhéologie. A partir de ces expériences, les équations du comportement du matériau peuvent être définies.

Les matériaux sont classés suivant différents critères : leurs propriétés (élastique, visqueux, plastique...), leur comportement linéaire ou non, leur dépendance au temps ou non, leur état physique (solide, liquide...), leur homogénéité ou non... Dans cette partie, nous allons nous focaliser sur trois types de matériaux pouvant être modélisés par éléments finis. Il s'agit de matériaux : élastique, fluide, et poroélastique. D'autres types sont possibles et envisageables pour la modélisation d'autres phénomènes, mais pour les tissus mous de l'orbite, nous avons décidé de nous limiter à ces trois matériaux.

1. L'approche élastique

La méthode des éléments finis est basée sur la mécanique des milieux continus qui permet de décrire le comportement d'un corps qui se déforme et se déplace sous l'influence de contraintes externes. Cette déformation, ainsi que les contraintes qu'elle engendre à l'intérieur du matériau, doivent permettre de calculer le mouvement résultant du corps étudié

conformément au principe fondamental de la dynamique appelé aussi conservation de la quantité de mouvement. Dans cette partie, nous allons nous placer dans le cas d'un modèle élastique. Une description plus complète est donnée dans la partie 1 de l'Annexe F et dans divers ouvrages comme ceux de Zienkiewicz [Zienkiewicz et Taylor, 1994] ou de Touzot [Touzot et Daht, 1984].

Les matériaux élastiques linéaires sont les matériaux les plus utilisés, que ce soit dans l'industrie (par exemple dans la conception des avions) ou dans la recherche (par exemple dans la modélisation éléments finis des os). Sous une contrainte, un corps élastique se déforme proportionnellement à cette contrainte. La particularité des matériaux élastiques fait que, lorsque cette contrainte cesse, le corps reprend sa forme initiale.

L'état de déformation d'un corps élastique est caractérisé par le tenseur de déformation de Green-Lagrange ε tandis que l'état de contrainte du milieu est défini par le tenseur de contrainte σ .

Pour résoudre un problème donné, il est nécessaire de définir les conditions limites du phénomène étudié pour déterminer ε et σ .

Le tenseur de déformation de Green-Lagrange ε s'obtient à partir du champs de déplacement \mathbf{U} , selon l'équation aux dérivées partielle suivante :

$$\varepsilon = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{U}^T + \nabla \mathbf{U} + \nabla \mathbf{U}^T \nabla \mathbf{U}) \quad (6.1)$$

Dans le cas où la déformation est petite (inférieure à 10 %), le terme du second ordre de ε peut être négligé. On parle alors d'élasticité en «petites déformations» ou d'élasticité linéaire (par opposition aux «grandes déformations») :

$$\varepsilon_l = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{U}^T + \nabla \mathbf{U}) \quad (6.2)$$

La calcul de ε et σ , pour des conditions aux limites données, est rendu possible par l'intermédiaire de deux équations. La première est l'équation d'équilibre local ou équation fondamentale de la dynamique :

$$\rho \ddot{\mathbf{U}} = \mathbf{f} + \text{div} \sigma \quad (6.3)$$

où ρ est la masse volumique du milieu continu et \mathbf{f} est la densité de forces volumiques (par exemple la force de gravité). $\text{div} \sigma$ correspond aux forces volumiques internes résultant des forces surfaciques.

La seconde équation vient de l'hypothèse que l'on fait pour décrire la relation liant les contraintes et les déformations. Cette relation s'appelle la loi de comportement du matériau et s'écrit :

$$\sigma = \mathbf{h}(\varepsilon) \quad (6.4)$$

où \mathbf{h} est la fonction déterminant le comportement du matériau (élastique, hyperélastique...).

Par exemple, dans le cas d'un matériau isotrope et linéaire, \mathbf{h} est une matrice composée de deux coefficients indépendants (loi de Hooke). Les propriétés d'élasticité sont donc totalement définies à l'aide de ce couple de coefficients : soit les coefficients de Lamé, soit le module de Young et le coefficient de Poisson. Les plus utilisés sont le module de Young, E , caractérisant la raideur du matériau, et le coefficient de Poisson, ν , représentant sa déformation transverse en fonction de la déformation appliquée.

Les solutions analytiques des problèmes d'élasticité linéaire sont difficiles à obtenir, à part dans des cas très particuliers. C'est pour cela que la méthode des éléments finis (présentée dans le Chapitre 3) est souvent utilisée pour obtenir une solution numérique approchée après discrétisation de la structure.

Quelque soit le type de matériau, la théorie de la mécanique des milieux continus ne change pas. Seules les inconnues et l'équation du comportement diffèrent.

2. L'approche fluide

La mécanique des fluides est une discipline utilisant les outils de la mécanique des Milieux Continus. Elle comprend l'étude des gaz et des liquides à l'équilibre et en mouvement, ainsi que l'étude de l'interaction de ces derniers avec les corps solides. Contrairement aux solides, qui ne se déforment que s'ils sont soumis à de puissantes forces, les liquides ou les gaz changent de forme beaucoup plus aisément : à l'état fluide, la matière présente la propriété de s'écouler. La façon habituelle de simuler l'écoulement de fluide (gaz ou liquide) est de trouver la solution des équations qui décrivent l'évolution des fluides.

Pour les fluides, les inconnues sont la pression \mathbf{P} interne du fluide et le champ de vecteur vitesse \mathbf{V} à l'intérieur du fluide [Bernardin, 2003, Midoux, 1967]. Dans le cas général, c'est-à-dire pour les fluides Newtoniens (avec une viscosité, avec une déformation indépendante du temps) compressibles, c'est l'équation de Navier-Stokes qui est utilisée comme loi fondamentale de la dynamique :

$$-\nabla \mathbf{P} + \nu \nabla^2 \mathbf{V} + \rho \mathbf{f} + (\lambda + \mu) \nabla(\operatorname{div} \mathbf{V}) = \rho \frac{d\mathbf{V}}{dt} \quad (6.5)$$

où ρ est la masse volumique du fluide et ν est sa viscosité dynamique.

Cette équation permet de calculer la pression et la vitesse dans tout le fluide et à tout instant pour des conditions aux limites données. C'est en fait la loi de Newton ($\sum \vec{F} = m\vec{a}$) appliquée à une particule fluide : $\nabla \mathbf{P}$ est la densité volumique des forces de pression, \mathbf{f} est la densité volumique des forces de champ (gravité...) et $\nabla(\operatorname{div} \mathbf{V})$ est la densité volumique des forces de viscosité (ce terme est nul pour les fluides incompressibles).

Dans le cas où le problème est indépendant du temps (stationnaire), la vitesse du fluide ne varie pas et donc $d\mathbf{V}/dt = 0$.

Les fluides sont caractérisés par leur compressibilité (leur capacité à réduire leur volume sous l'action d'une contrainte), leur viscosité (les frottements internes au fluide) et leur différents écoulements (stationnaire ou instationnaire, laminaire ou turbulent, rotationnel ou irrotationnel).

Dans la suite, nous supposons que nous sommes en présence d'un fluide Newtonien stationnaire (stable à l'équilibre), laminaire (sans turbulence) et irrotationnel (sans composante de rotation au niveau des particules fluides).

3. L'approche poroélastique

Comme son nom l'indique, un matériau poroélastique est un matériau solide (identifié dans ce qui suit par l'exposant s) élastique et poreux. Ses pores sont remplis d'un fluide (identifié dans ce qui suit par l'exposant f), comme c'est le cas, par exemple, pour une éponge immergée dans de l'eau. Dans cette partie, nous proposons de présenter succinctement les bases de la poroélasticité, développées, entre autres, par Coussy [Coussy, 1991], Biot [Biot, 1941] ou encore Mow [Mow *et al.*, 1980].

Il existe deux approches différentes pour modéliser les milieux poreux. La première consiste à moyenniser les équations du comportement des deux matériaux composant le milieu poreux : celle pour le solide et celle pour le fluide (voir notamment [Quintard *et al.*, 2001] ou [Almeida *et al.*, 1997]). Le logiciel éléments finis Marc, utilisé pour nos simulations, n'étant pas basé sur celle-ci, nous ne la développerons pas ici. Le lecteur pourra se référer à la deuxième partie de l'Annexe F pour une description succincte de sa formulation théorique.

La deuxième approche des milieux poroélastiques est présentée dans le livre d'Olivier Coussy [Coussy, 1991]. Cette formulation se base aussi sur la représentation du milieu sous la forme de deux phases : un squelette solide déformable et un fluide saturant l'espace interstitiel. Les deux milieux sont superposés l'un à l'autre dans le temps et dans l'espace. Contrairement à la première approche consistant à moyenniser les deux phases, celle-ci est caractérisée par le fait qu'elle prend d'abord en compte la phase solide et ensuite la phase fluide. Cette façon de procéder est basée sur le fait que la déformation essentiellement observable est celle du squelette solide et qu'elle est donc privilégiée dans la description du milieu poreux. La déformation et la cinématique de cette phase sont décrites comme pour les milieux continus à une seule phase. Par contre, le milieu contenant également des particules fluides à l'intérieur du squelette, la particularité des matériaux poreux saturés apparaît dans la mise en équation des grandeurs physiques associées au matériau à l'instant t et dans le volume considéré.

Il existe des formulations qui traitent des milieux poroélastiques non saturés mais nous ne décrivons ici que le cas saturé où la phase fluide remplit entièrement les espaces interstitiels de la matrice solide. Cette hypothèse correspond relativement bien aux tissus biologiques et notamment au contenu intra-orbitaire.

L'espace interstitiel, ou espace poreux connecté, est l'espace dans lequel s'effectuent les échanges fluides. A l'intérieur de cet espace, la phase fluide est continue, puisqu'elle sature le squelette. Néanmoins, il peut exister des pores non connectés à l'espace interstitiel et qui peuvent être ou non remplis de fluide (Figure 6.1). Il n'y a aucune infiltration dans ces pores. Ce genre de pores (on parle de porosité occluse) est présent dans les roches, mais pas dans les tissus biologiques qui sont complètement saturés de liquide physiologique. Pour cette raison, nous ne traiterons pas cette configuration.

La porosité totale d'un corps poroélastique est donnée par le rapport du volume non solide sur le volume total. La porosité connectée d'un corps est le rapport du volume de l'espace interstitiel sur le volume total. Dans la suite, le terme porosité sera employé pour désigner exclusivement la porosité connectée et sera noté ϕ .

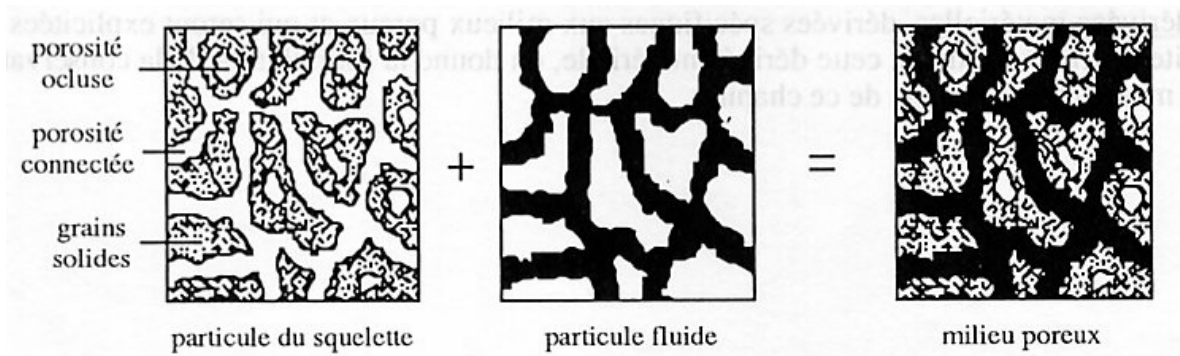


Figure 6.1 – Schématisation d'un milieu poreux selon Coussy [Coussy, 1991]. La matrice solide est présentée à gauche, avec son espace interstitiel. Au milieu, l'espace occupé par le fluide est présenté en noir. A droite, la combinaison du squelette et de la phase fluide conduit au milieu poroélastique.

La phase fluide occupant tout l'espace disponible, c'est-à-dire les pores, son volume est de $\Omega^f = \phi.\Omega$ tandis que le squelette occupe l'espace $\Omega^s = (1-\phi).\Omega$, si Ω est le volume total du corps étudié.

L'idée de base de cette formulation des milieux poreux consiste en la superposition dans le temps et dans l'espace de deux milieux continus : l'un représentant le squelette et l'autre la phase fluide. Ainsi un point donné d'un volume élémentaire sera composé d'une particule solide et d'une particule fluide à un instant donné.

Pour décrire un milieu poreux de façon continue, il est nécessaire de se placer à l'échelle macroscopique. De ce fait, la porosité en un point géométrique donné est supposée définie sur un volume élémentaire englobant suffisamment de matière pour être représentatif des phénomènes étudiés.

Sous l'action de forces extérieures, surfaciques ou volumiques, et/ou de gradients de pression du fluide saturant, les milieux poreux se déforment. La déformation observable est celle du squelette et sa description est donnée par le tenseur de déformations ε qui correspond à celle d'un milieu continu classique qu'on a vu dans la première partie de ce chapitre avec l'équation (6.1).

Par rapport au cas élastique, un plus grand nombre de conditions limites sont prises en compte pour déterminer le tenseur des contraintes σ .

Comme pour un milieu élastique, il y a conservation de la quantité de mouvement :

$$\text{div}\sigma(x,t)+\rho\mathbf{f}=0$$

(6.6)

Cette équation est obtenue à partir de l'équation (6.3), avec $\ddot{\mathbf{U}} = 0$, c'est-à-dire que l'accélération est négligée (cas quasi statique). $\sigma(x, t)$ est le tenseur de contraintes totales du milieu poreux car il ne sépare pas les contraintes supportées par le squelette ou le fluide à tout point x et à tout instant t .

Par contre, le débit q du fluide dans les pores joue un rôle dans la résolution du problème. Dans cette formulation, il y a conservation de la masse (solide et fluide) : il n'y a ni création ni perte d'éléments constitutifs du squelette ou du fluide. Cette relation s'écrit :

$$\frac{d}{dt}\text{trace}(\varepsilon)+\text{div}q=0 \quad (6.7)$$

Pour formuler le problème poroélastique, on a donc besoin de résoudre les équations (6.7) relative à la conservation de la masse et (6.6) relative à la conservation de la quantité de mouvement avec les conditions limites suivantes :

- En effort :

$$\sigma(x,t).\vec{n}=\mathbf{g} \quad (6.8)$$

où \vec{n} est la normale à l'élément de surface sur laquelle est appliquée la force surfacique \mathbf{g} (ou force imposée à la surface) au corps étudié et donnant la contrainte $\sigma(x, t)$ au point x et au temps t .

- En déplacement :

$$\vec{U}(x,t)=\vec{U}_{imp} \quad (6.9)$$

où \vec{U}_{imp} est le déplacement imposé à la surface du corps étudié et conduisant au déplacement $\vec{U}(x,t)$ au point x appartenant à la surface et au temps t .

- En pression :

$$\mathbf{P}(x,t)=\mathbf{P}_{imp} \quad (6.10)$$

où \mathbf{P}_{imp} est la pression imposée à la surface du corps étudié et conduisant à la pression $\mathbf{P}(x,t)$ au point x appartenant à la surface et au temps t .

- Et en débit (pour la phase fluide) :

$$q(x,t).\vec{n}=\mathbf{J}_{imp}^f \quad (6.11)$$

où \vec{n} est la normale à l'élément de surface sur laquelle le jacobien \mathbf{J}_{imp}^f du gradient de pression pour la phase fluide est imposé et conduisant au débit $q(x,t)$ au point x et au temps t .

La résolution des équations (6.6) et (6.7) est effectuée grâce aux lois de comportement du milieu poroélastique. Comme pour le milieu élastique, ces lois tiennent compte des déformations de la matrice solide mais en plus, elles intègrent le mouvement de la phase fluide. La première loi de comportement des milieux poreux définit la relation de comportement matériel du milieu poreux homogénéisé :

$$\sigma(x,t)=\sigma_0(x,t_0)+\mathbf{h}(\varepsilon(x,t))-\mathbf{P}(x,t).\mathbf{I}-\mathbf{P}_0(x,t).\mathbf{I} \quad (6.12)$$

où $\sigma_0(x, t_0)$ est le tenseur des contraintes à l'instant initial t_0 , \mathbf{h} est la fonction déterminant le comportement élastique du squelette (et traduisant la loi de Hooke que nous avons introduite à la suite de l'équation (6.4)), \mathbf{I} est la matrice identité et \mathbf{P} et \mathbf{P}_0 sont les pressions à t et à t_0 .

Pour prendre en compte le comportement de la phase fluide dans la matrice élastique, une seconde loi, appelée loi de Darcy, est introduite qui permet de définir la diffusion du fluide dans le milieu poreux :

$$q=-\frac{k}{\mu}\text{grad}\mathbf{P} \quad (6.13)$$

où q est le débit des particules fluides dans le squelette et k/μ est la perméabilité relative du milieu poreux.

Les équations (6.12) et (6.13) sont les lois de comportement du matériau poroélastique telles qu'on les trouve dans la littérature. Pour simplifier les choses, dans la plupart des cas, on évite de rentrer dans la formulation thermodynamique des milieux continus et de compliquer les équations données ci-dessus.

Les modélisations numériques de l'orbite sont réalisées, dans notre étude, avec le logiciel éléments finis Marc © (MSC Software Inc.). La formulation utilisée dans ce logiciel fait appel aux hypothèses simplificatrices suivantes :

- Simplification de l'équilibre énergétique en utilisant une transformation isotherme (pas d'échange d'énergie calorifique entre phases)
- Phases non miscibles, il n'y a donc pas d'échanges de volumes et de masses (comme c'est le cas par exemple pour l'eau et l'huile)
- Les matériaux sont intrinsèquement incompressibles et chimiquement inactifs (les masses volumiques des phases solide ρ_s et fluide ρ_f sont constantes).

Ces hypothèses sont raisonnables pour la modélisation des tissus mous intra-orbitaires qui nous préoccupent. Elle présentent de plus l'avantage de pouvoir obtenir un compromis entre réalisme du modèle et faisabilité du calcul (en évitant des temps de calcul prohibitifs et l'identification aléatoire de lois de comportement de matériau complexe).

Chapitre 7 : Description du modèle éléments finis d'orbite

Après avoir décrit, dans le chapitre précédent, les différents matériaux qui pourraient être utilisés en vue de modéliser l'orbite, nous allons présenter, dans la première partie de ce chapitre, la façon dont nous avons créé notre maillage éléments finis de l'orbite. Dans la deuxième partie, nous verrons le type de matériau que nous avons choisi et les paramètres rhéologiques des éléments composant le maillage éléments finis. Puis nous décrirons les conditions limites appliquées au maillage pour effectuer une simulation de l'acte chirurgical de décompression orbitaire dans la troisième partie de ce chapitre. Ce travail a été réalisé avec l'aide de Pascal Swider, Annaig Pédrone et Dominique Ambard du laboratoire de biomécanique de Toulouse.

1. Description du modèle

Pour modéliser précisément l'orbite et les tissus biologiques la composant, nous avons décidé de nous orienter vers un modèle biomécanique capable de traduire les propriétés de la Mécanique des Milieux Continus pour ces tissus. Comme nous l'avons vu précédemment (Chapitre 3), l'utilisation de la méthode des éléments finis apparaît comme la plus efficace pour discrétiser les équations du comportement des composants de l'orbite. Or, l'application de la méthode des éléments finis nécessite la mise en place d'un maillage représentant la géométrie et la structure des tissus mous de l'orbite. Dans ce qui suit, nous allons présenter la façon dont nous avons créé notre maillage éléments finis de l'orbite en se basant sur la segmentation de la frontière de l'orbite osseuse sur un scanner et la génération du maillage de cette structure.

a. Création de la géométrie du modèle

Afin de créer la géométrie de notre maillage éléments finis (EF), nous nous sommes basés sur l'examen scanner du «patient de référence» dont nous avons déjà parlé dans le Chapitre 5. Sur ce patient, nous avons déjà mesuré la profondeur de l'orbite, le rayon de la base de l'orbite, le rayon du globe, les volumes de l'orbite et de la hernie faisant suite à la décompression et la surface de l'ostéotomie pratiquée par le chirurgien.

A partir de l'examen scanner de ce patient, nous avons effectué une segmentation manuelle dans le but d'obtenir les contours des différentes structures de l'orbite : parois osseuses, nerf optique et muscles oculomoteurs. Pour ce faire, nous avons développé une application permettant une visualisation des coupes de l'examen scanner et la segmentation de ces structures anatomiques. Cette application, programmée en Visual C++, est interfacée avec la bibliothèque graphique VTK. La segmentation est basée sur la définition de contours suivant ceux des structures étudiées par le biais de courbes Splines. Les Splines sont des courbes qui obéissent à une équation mathématique qui permet de les définir à partir de quelques points caractéristiques. Pour segmenter la paroi osseuse de l'orbite sur une coupe, chaque Spline est en moyenne définie par moins de quinze points caractéristiques. Le processus consistant à placer des points caractéristiques sur chaque coupe (Figure 7.1) pour segmenter chaque structure est effectué manuellement sur toutes les coupes contenant cette structure de façon à définir ses contours. En regroupant tous ces contours au cours d'une phase de reconstruction, on obtient un contour tridimensionnel de chaque structure. Ainsi,

nous avons pu reconstruire en 3D les parois osseuses de l'orbite, les quatre muscles oculomoteurs droits (les deux muscles obliques étant plus difficiles à suivre) et le nerf optique pour ce patient de référence (Figure 7.2).

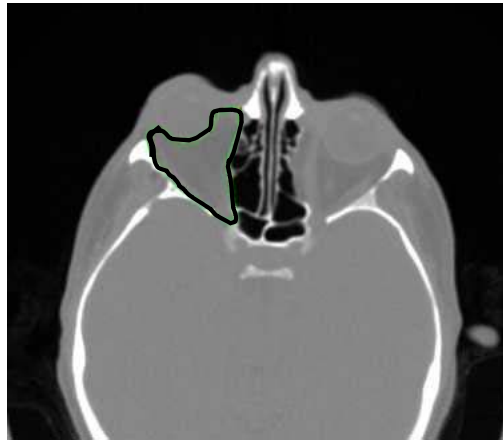


Figure 7.1 – Exemple de segmentation de la cavité orbitaire à l'aide d'une Spline.

Cette application permet ainsi de mesurer les volumes des structures segmentées que ce soit le volume de l'orbite ou de ses autres composants. Pour notre patient de référence, avec notre application, nous obtenons les volumes suivants :

- 28 cm³ pour la cavité orbitaire (globe compris),
- 7 cm³ pour le globe,
- 21 cm³ pour les tissus mous de l'orbite (volume de l'orbite sans le globe).
- 4,5 cm³ pour les muscles,
- 0,5 cm³ pour le nerf,
- 16 cm³ pour la graisse (par soustraction des volumes des muscles et du nerf au volume orbitaire).

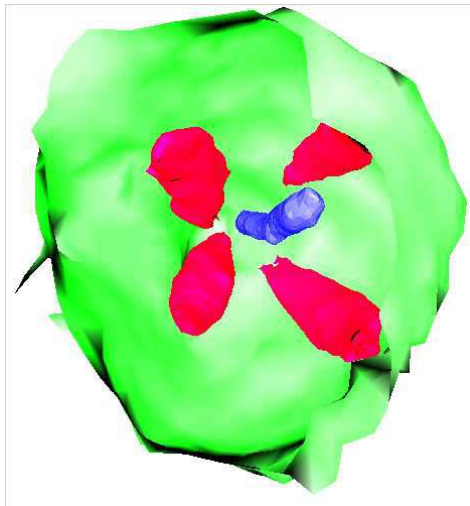


Figure 7.2 – Reconstruction tridimensionnelle de l'orbite, vue de face et sans le globe. On distingue, les quatre muscles droits et le nerf optique (le plus fin) au centre de la surface de l'orbite osseuse.

Ce processus de reconstruction de la géométrie des structures composant l'orbite est aisément reproductible avec d'autres patients pour lesquels nous aurions des examens scanners. Ainsi ce logiciel permet facilement de déterminer les volumes et les positions des structures orbitaires et pourrait en conséquence être utilisé dans des phases de diagnostic, en

permettant de distinguer des anomalies, ou dans des phases de planification d'interventions, par exemple pour placer des points de repère avant une phase de chirurgie assistée par ordinateur.

b. Construction du maillage éléments finis

Outre la possibilité de reconstruire les contours des principales structures de l'orbite, notre application permet de les transférer vers un logiciel éléments finis en lui fournissant un fichier de points (représentant les points de chaque contour). Cela permet ensuite de reconstruire chaque contour sous la forme d'une surface dans le logiciel EF.

Dans notre cas, nous avons décidé de reconstruire la surface de l'orbite pour pouvoir modéliser tous les tissus mous présents dans la cavité orbitaire. Pour cela, nous avons tout d'abord segmenté les parois osseuses de l'orbite sur toutes les coupes scanner où elles se trouvaient pour l'examen scanner du patient de référence. Nous avons ensuite transféré le fichier de points correspondants aux contours de l'orbite de façon à pouvoir extrapoler la surface tridimensionnelle grâce au logiciel EF Marc ©. Une fois la surface reconstruite, nous avons créé des éléments hexaédriques et prismatiques en nous basant sur les coupes scanners, pour avoir des éléments aux faces parallèles entre elles, et sur la surface reconstruite, pour respecter au mieux les contours de l'orbite. Les éléments sont tout d'abord créés en deux dimensions pour remplir un contour correspondant à une coupe scanner, puis ils sont extrapolés en trois dimensions vers le contour suivant. Ce processus est répété pour tous les contours segmentés pour l'orbite et en passant d'une coupe à l'autre en conservant le plus possible les mêmes éléments de façon à bien garder la continuité entre chaque contour et entre chaque élément.

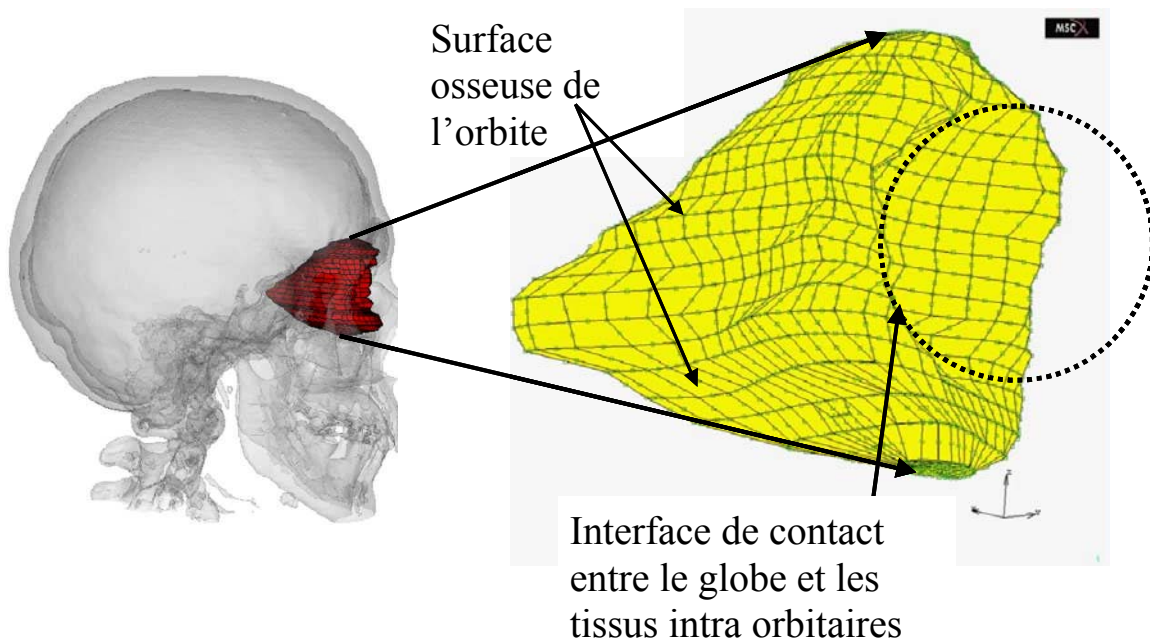


Figure 7.3 – Maillage éléments finis de l'orbite. On distingue sur cette figure les éléments en contact avec la surface osseuse de l'orbite et ceux en contact avec le globe, représenté par le cercle en pointillés.

Le maillage ainsi obtenu est relativement complexe puisqu'il a fallu créer un nombre assez important d'éléments pour respecter la géométrie de l'orbite du patient de référence. Ainsi, 1375 éléments et 6948 nœuds composent notre maillage d'orbite (Figure 7.3). Ces éléments sont des éléments tridimensionnels, c'est-à-dire que non seulement la surface de l'orbite est maillée, mais aussi l'intérieur de celle-ci. Pour donner une idée de la complexité du maillage et de la résolution d'un quelconque pas de calcul : le maillage comprend 22716 degrés de liberté qui doivent tous être déterminés pour définir une solution à chaque étape d'une analyse EF qui peut être composée de plusieurs pas.

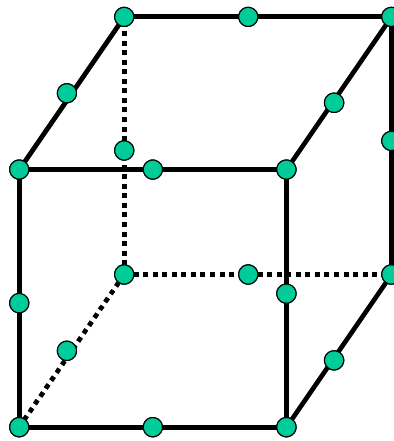


Figure 7.4 – Hexaèdre quadratique. Cet élément a 20 nœuds : 8 aux sommets (comme dans un élément linéaire) et 12 au milieu des arêtes.

Afin de favoriser l'analyse éléments finis, nous avons décidé d'utiliser des éléments quadratiques, c'est-à-dire avec des nœuds aux milieux des arêtes en plus de ceux aux sommets des éléments. Ainsi, un hexaèdre possède vingt nœuds (Figure 7.4) au lieu des huit qu'il a d'habitude, tandis qu'un prisme en a quinze au lieu de six. Cet artifice permet une analyse EF quadratique et donc plus précise dans ses calculs. De plus, nous le verrons dans la partie suivante, pour permettre une analyse EF d'un matériau poroélastique, le logiciel EF Marc oblige à utiliser ce genre d'éléments, de façon à avoir, comme dans un élément classique, les trois degrés de liberté pour les translations pour chaque nœud et en plus la gestion de la pression poreuse à chaque sommet de l'élément.

2. Choix du matériau et définition des paramètres rhéologiques

Nous venons de présenter la façon dont nous avons défini notre maillage élément fini de l'orbite. Au terme de la partie précédente, nous ne disposons en fait que d'un ensemble d'éléments qui, regroupés, respectent la géométrie de l'orbite. Nous allons dans cette partie présenter la loi de comportement et les propriétés rhéologiques (ou propriétés matériau) que nous leur avons attribués.

a. Choix du milieu poroélastique

La phase de maillage de l'orbite complète a duré un temps conséquent (environ deux semaines). Du fait de la quantité de travail importante que cela représente, nous avons

décidé de ne pas modéliser les muscles et le nerf optique comme des entités séparées du reste de l'orbite. Nous avons donc opté pour une modélisation homogène des tissus intra-orbitaires, c'est-à-dire que la graisse, les muscles, le nerf optique et les structures sanguines sont considérés comme une seule et même entité biomécanique.

Lors de discussions avec les cliniciens avec lesquels nous travaillons à Toulouse, il est ressorti que les tissus intra-orbitaires ressemblent, par leur comportement, à une éponge saturée de liquide. En effet, des observations cliniques de ces tissus [Saraux *et al.*, 1987] ont montré qu'ils sont comparables à une matrice solide élastique, constituée de fibres, baignée de liquide physiologique. En conséquence, nous avons décidé de modéliser les tissus mous intra-orbitaires, suivant la méthode des éléments finis, par un matériau poroélastique. Le choix de ce type de modélisation avait déjà été effectué pour d'autres études biomécaniques, comme par exemple, le disque intervertébral [Simon *et al.*, 1985] ou le cartilage articulaire [Mow *et al.*, 1980]. Dans notre cas, les tissus mous orbitaires, i.e. les muscles, le nerf optique et les fibres de la graisse, sont modélisés par la phase élastique du matériau, puisqu'ils sont principalement composés de collagène, qui est une protéine au comportement élastique. De leur côté, les nodules graisseux, comparables à de petites billes visqueuses, sont modélisés par la phase fluide du matériau.

L'utilisation d'un matériau poroélastique pour modéliser cette structure est intéressante puisqu'il permet, grâce à ses paramètres de porosité et de perméabilité, de prendre en compte la rétention de fluide physiologique dans les tissus mous qui est généralement observée cliniquement.

Le globe, quant à lui, est considéré comme rigide, en comparaison avec les tissus intra-orbitaires. D'un point de vue biomécanique, son énergie de déformation peut en effet être négligée devant celle des autres structures.

b. Définition des paramètres poroélastiques

Pour définir les paramètres éléments finis des tissus intra-orbitaires, nous nous sommes basés sur les travaux de Fung [Fung, 1993], qui ont cherché à modéliser par la méthode des éléments finis les tissus peauciers (avec un module de Young de $E = 0,02$ MPa pour la peau de lapin), et les travaux de Power [Power *et al.*, 2001], qui donnent une première estimation des paramètres EF pour la modélisation des tissus intra-orbitaires (que nous avons donnés dans le Chapitre 4, $E = 0,047$ MPa pour la graisse orbitaire). Ces deux études se placent dans le cadre de matériaux élastiques. Ces travaux nous ont permis de définir une première estimation du module de Young E de notre matériau homogène.

Pour déterminer le coefficient de Poisson, ν , nous nous sommes basés sur les travaux de Mow [Mow *et al.*, 1980, Mow *et al.*, 1986] qui modélisent le cartilage articulaire sous la forme d'un matériau poroélastique ($\nu = 0,1$). Cette valeur du coefficient de Poisson, très différente des valeurs dont on a l'habitude pour des matériaux élastiques (par exemple, Power *al.* donnent, pour la graisse, $\nu = 0,49$), semble inhérente, selon Mow, à la modélisation poroélastique des tissus mous.

Les autres propriétés rhéologiques ont été choisies pour correspondre avec les contraintes de temps de relaxation des tissus mous biologiques. Cliniquement, il a été observé que les tissus intra-orbitaires ont un retour élastique incomplet (ils ne reviennent pas

exactement à leur position initiale) au bout de quelques minutes. Nous avons donc paramétré la perméabilité, k/μ , et la porosité, ϕ , de façon à avoir une réponse élastique de l'ordre de deux ou trois minutes (estimation clinique). Il est à noter qu'une valeur de $\phi = 0,4$ a déjà été reportée par Simon [Simon *et al.* 1985] pour le disque intervertébral.

Pour trouver ces quatre paramètres, E , ν , k/μ , ϕ , nous avons utilisé l'algorithme du simplexe [Dantzig, 1990]. Cet algorithme consiste en une analyse de sensibilité des différents paramètres. Pour cela, il faut définir un intervalle dans lequel chaque paramètre peut être compris puis faire varier ces paramètres de façon à balayer tous les cas possibles.

Plusieurs simulations ont donc été effectuées avec des paramètres proches de ceux décrits dans la littérature. En faisant varier ces paramètres à chaque simulation pour essayer de faire correspondre au mieux le résultat de la simulation aux données cliniques observées pour le patient de référence (recul oculaire de 4 mm, volume de la hernie de 4,1 cm³, temps de relaxation de 2 minutes, effort imposé par le chirurgien à environ 12 N), nous avons pu tester diverses valeurs de paramètres. Les intervalles choisis étaient les suivants :

- Pour le module de Young : $0,001 \text{ MPa} < E < 10 \text{ MPa}$. Ce qui nous semble acceptable pour l'élasticité d'un tissu mou biologique.
- Pour le coefficient de Poisson : $0,01 < \nu < 0,49$. Pour balayer toutes les possibilités de compressibilité du matériau.
- Pour la perméabilité : $10^2 < k/\mu < 10^5 \text{ mm}^4/\text{N.s}$. Sachant qu'une perméabilité de $10^5 \text{ mm}^4/\text{N.s}$ correspond à des pores d'environ 1 mm de diamètre et qu'une perméabilité de $10^3 \text{ mm}^4/\text{N.s}$ correspond à des pores d'environ 0,01 mm de diamètre.
- Pour la porosité : $0,1 < \phi < 0,5$, de façon à ce que la phase solide occupe au moins 50 % du volume du matériau.

Les valeurs cliniques pour le patient de référence ont toutes été mesurées sur l'examen scanner sauf l'effort. Pour déterminer la valeur de l'effort exercé par le chirurgien, nous avons demandé au chirurgien d'appliquer sur un ressort une pression similaire à celle qu'il applique au globe. En mesurant la déformation du ressort sous cette contrainte et en la recalant sous une machine pilotée en effort et en déplacement, nous avons évalué la pression exercée par le chirurgien à 12 N. Cette expérience a été réalisée par deux cliniciens différents, l'écart type de cette mesure est de 0,25 N. Nous sommes finalement arrivés aux paramètres matériau suivants :

- Module de Young : $E = 0,02 \text{ MPa}$,
- Coefficient de Poisson : $\nu = 0,1$,
- Perméabilité : $k/\mu = 300 \text{ mm}^4/\text{N.s}$ (correspondant à des pores de 0,01 mm de diamètre). Cette valeur semble acceptable comparée à celle donnée pour le disque intervertébral. En effet, la valeur donnée, dans la littérature, pour le disque est proche de $k/\mu = 0.1 \text{ mm}^4/\text{N.s}$. Dans le disque, la relaxation totale des tissus est atteinte après une nuit (environ 8h). Cette phase de relaxation est d'à peu près 10 s pour la graisse. Une règle de trois se basant sur la valeur de perméabilité du disque a permis d'estimer celle des tissus intra-orbitaires à environ $300 \text{ mm}^4/\text{N.s}$.
- Porosité : $\phi = 0,4$.

Ce sont donc ces paramètres qui ont été affectés à notre modèle éléments finis poroélastique de l'orbite. Nous les avons défini pour le patient de référence et pour plus de simplicité, nous utiliserons les mêmes valeurs pour les autres patients que nous étudierons dans le Chapitre 9.

3. Définition des conditions limites pour la décompression orbitaire

Après avoir défini le maillage éléments finis de l'orbite et les paramètres matériau des éléments le composant, il nous reste à déterminer les conditions limites à appliquer au maillage pour effectuer une simulation de l'acte chirurgical de décompression orbitaire. Les conditions limites sont en fait des conditions initiales sur l'état du maillage ou des contraintes que nous lui appliquons. Elles sont mises en place de façon à traduire au mieux les conditions de l'intervention chirurgicale et les gestes effectués par le chirurgien. Nous allons ici définir celles que nous avons choisies pour modéliser la chirurgie de décompression orbitaire effectuée sur le patient de référence.

Avant l'ostéotomie des parois orbitaires, les tissus intra-orbitaires sont confinés dans l'orbite. Cette cavité est, comme nous l'avons vu dans le Chapitre 1, constituée d'os qui ne sont pas mobiles. Elle peut donc être considérée comme étant inextensible. Afin de traduire cette condition initiale, nous avons défini une première condition limite qui s'applique à la surface de la cavité orbitaire et plus particulièrement sur toute la surface de l'orbite fermée par une paroi osseuse. Cette condition limite consiste à fixer tous les nœuds du maillage de la surface (sauf ceux qui se trouvent en contact avec le globe), en leur imposant un déplacement nul dans toutes les directions. De plus, pour simuler le fait que la paroi osseuse empêche le fluide physiologique des tissus intra orbitaires de s'échapper, cette condition limite impose une imperméabilité totale au niveau des nœuds de la surface de l'orbite en contact avec les os.

Pour modéliser l'ostéotomie du plancher orbitaire, les nœuds de la surface de l'orbite où a lieu l'ostéotomie sont laissés perméables. Par ailleurs, ils ne peuvent se déplacer dans aucune direction mais les éléments qu'ils définissent laissent passer la phase fluide. En effet, la paroi osseuse est enlevée durant la décompression orbitaire et le périoste (fine paroi autour des tissus mous de l'orbite) est strié. La phase fluide, comprenant le fluide physiologique et la graisse, peut s'écouler, au travers de l'ostéotomie, dans les sinus maxillaire et/ou ethmoïde. La phase solide, quant à elle, se déforme très peu puisqu'elle est retenue par le périoste.

L'ouverture créée pendant la décompression est variable d'un patient à l'autre et son influence dépend de sa taille et de sa position. Cette ostéotomie est située le long de l'axe principal de l'orbite et peut être définie en terme d'un pourcentage de la profondeur h de l'orbite. Par exemple, l'ostéotomie effectuée sur le patient de référence se situe à $\%h = 62 \%$ de l'extrémité dorsale de l'orbite (selon les mesures sur le scanner) et a une aire de $2,9 \text{ cm}^2$ (Figure 7.5).

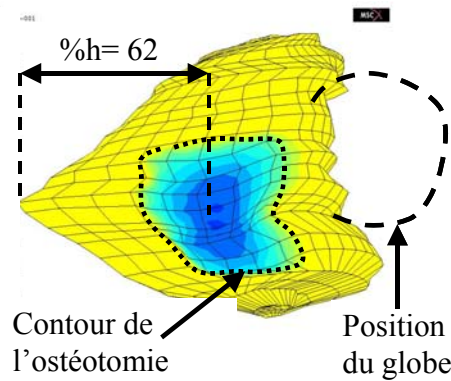


Figure 7.5 – Contour de l'ostéotomie correspondant à celle réalisée sur le patient de référence. Sa surface est de $2,9 \text{ cm}^2$ et elle est située à $\%h = 62 \%$.

Riemann [Riemann *et al.*, 1999] a montré, dans ses travaux sur la pression intra-orbitaire, que les tissus mous de l'orbite sont caractérisés par une augmentation de la pression dans l'orbite, au cours d'une pathologie conduisant à une augmentation de volume du contenu orbitaire (telle que l'exophtalmie). Cette surpression intra-orbitaire a été évaluée à 10 kPa pour une augmentation de volume de 5 cm^3 dans la cavité orbitaire. Or, le volume de la hernie mesuré sur le patient de référence est de $4,1 \text{ cm}^3$. On peut donc considérer que l'augmentation de volume du contenu orbitaire avant l'intervention atteignait au moins $4,1 \text{ cm}^3$ (il faudrait aussi mesurer les petites hernies créées au niveau des paupières pour être plus précis). En conséquence, une surpression initiale de 10 kPa a été intégrée à notre modélisation pour prendre en compte la contrainte énergétique initiale non nulle présente dans les tissus biologiques. Cette pression est une pression relative, c'est-à-dire que l'on considère que la pression intra-orbitaire normale est égale à la pression atmosphérique et que dans le cas pathologique, seule la surpression due à l'augmentation de volume est prise en compte. Cette surpression est donc présente initialement.

Après l'ouverture de la paroi osseuse lors de l'ostéotomie, une phase de relaxation est nécessaire pour permettre aux tissus de s'écouler naturellement dans les sinus, c'est-à-dire sous l'action de la surpression et de la gravité. Cliniquement, le chirurgien laisse les tissus se relaxer quelques secondes. C'est en fait le temps qu'il met, après la découpe du plancher orbitaire, avant d'appuyer sur le globe. Pour modéliser cela, nous avons laissé un temps de relaxation des tissus de 2 s à partir du temps initial, relatif à la décompression naturelle. Durant cette période, la pression interne de l'orbite commence à s'équilibrer. Au cours de cette relaxation, les nœuds situés au contact du globe sont libres de tout mouvement. On observe un recul naturel du globe.

Nous avons choisi de simuler l'effort de contact imposé par le chirurgien sur le globe sous la forme d'un effort imposé suivant l'axe principal de l'orbite. En effet, il nous est apparu plus logique, après des discussions avec le Professeur Boutault, de simuler son action sous la forme d'un effort imposé plutôt que sous la forme d'un déplacement imposé puisque, lorsqu'il appuie sur le globe, il cherche d'abord à ne pas appuyer trop fort avant d'essayer d'atteindre un recul oculaire donné. Imposer un déplacement au globe aurait permis d'atteindre le recul souhaité plus facilement mais cela aurait aussi pu engendrer des efforts trop grands et dangereux pour le patient. En imposant un effort, on est sûr de ne pas dépasser

la limite que l'on juge dangereuse pour le patient, même si on n'est pas assuré d'atteindre le recul oculaire souhaité.

Nous avons vu, dans la partie précédente, que nous considérons le globe oculaire comme un corps infiniment plus rigide que les tissus mous composant l'orbite. En effet, tout effort communiqué au globe sous l'action du chirurgien sera transmis intégralement aux tissus mous de l'orbite, au niveau de l'interface globe/orbite, suivant le principe d'action/réaction. Cet effort imposé est appliqué aux nœuds de l'interface par l'intermédiaire de liens rigides connectés à un nœud externe créé pour piloter cet effort et modéliser ainsi le globe. Ces liens sont un artefact que propose le logiciel EF Marc © pour modéliser un solide infiniment rigide attaché aux nœuds souhaités du solide déformable et gérer l'effort (ou le déplacement) imposé au nœud externe. En utilisant ce type de modélisation, nous avons la possibilité d'imposer un déplacement de corps rigide piloté par un effort appliqué à ce nœud externe (qu'on appellera nœud de contrôle). Le déplacement résultant de ce mouvement peut alors facilement être mesuré au niveau de ce nœud.

Nous supposons qu'aucun frottement ni glissement n'est possible dans les directions tangentielles au mouvement au niveau de l'interface globe/orbite. En effet, le globe est relativement solidaire des tissus de l'orbite ; le nerf, les muscles et les vaisseaux sanguins l'obligent à rester dans une position relativement similaire tout au long de l'opération. C'est pour cela que nous n'avons pas mené une analyse avec contact. Pour cette raison, nous avons supposé inutile de simuler le globe lui-même avec un maillage EF, ce qui, de plus, alourdirait la modélisation à la fois en ajoutant des éléments à gérer et en nécessitant l'introduction de contraintes de type contact.

L'effort est linéaire et appliqué au nœud de contrôle avec un retard de 2 s (temps de relaxation naturelle) et durant un temps de 2 s pour amener à un effort maximum de 12 N (Figure 7.6). Cet effort est, à son maximum, de 12 N selon l'axe y et de 3 N selon l'axe x, de façon à être colinéaire avec le grand axe de l'orbite. Dans la suite, nous parlerons, pour simplifier, d'un effort imposé de 12 N, sous-entendu sur l'axe y, bien qu'il ait une composante sur l'axe x. L'effort est ensuite maintenu 3 s à son maximum (Figure 7.6) pour simuler l'action du chirurgien. Cela permet en outre d'atteindre un équilibre de la pression interne aux tissus.

Après ce temps de 3 s durant lequel l'effort a été maintenu à son amplitude maximum, la contrainte sur le nœud de contrôle est relâchée et la surface de l'orbite est rendue imperméable de façon à interdire aux fluides chassés de revenir à leur place. Ce dernier point sert à simuler le fait que les nodules graisseux et le fluide physiologique qui se sont écoulés dans les sinus ne peuvent pas, cliniquement, refluer dans l'orbite et restent donc dans les sinus où ils forment une hernie. La modélisation de cette impossibilité de reflux est réalisée en utilisant une condition limite simulant une surface imperméable au niveau des parois orbitaires. Une phase de retour élastique des tissus intra-orbitaires suit le relâchement de la contrainte d'effort. Comme nous l'avons vu dans le paragraphe concernant le choix de la valeur du paramètre de perméabilité, ce retour élastique dure 2 à 3 minutes et correspond à la phase d'homogénéisation de la pression interne des tissus orbitaires. Des transferts internes de fluides sont observés durant cette phase de retour élastique. Pour notre simulation, nous avons choisi un temps de relaxation de 100 secondes.

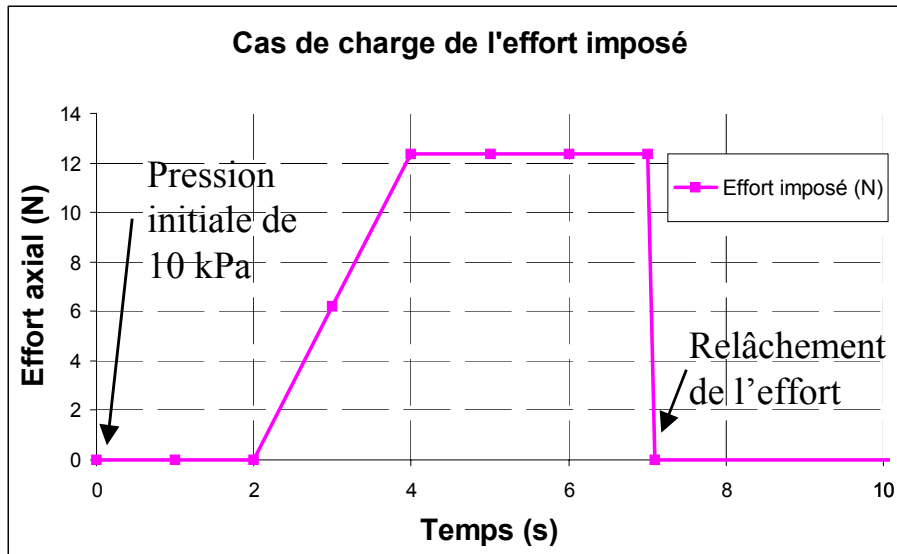


Figure 7.6 – Cas de chargement de l'effort imposé aux nœuds de l'interface entre le globe et les tissus de l'orbite, par l'intermédiaire du nœud de contrôle. La rampe commence après les 2 s de relaxation initiale et finit à $t = 7$ s après une phase de maintien de 3 s. Suivent 100 s durant lesquels l'effort est relâché et la pression interne équilibrée.

En résumé, lors de la simulation complète de la décompression orbitaire correspondant au patient de référence, le maillage éléments finis de l'orbite subit le cas de charge suivant (Figure 7.7) :

- Une surpression initiale interne de 10 kPa à tous les nœuds du maillage.
- L'ouverture de la cavité osseuse suite à l'ostéotomie. Les nœuds de cette partie sont libres en pression et fixes en déplacement. Les nœuds de l'interface globe/tissus sont eux totalement libres (en déplacement et en pression).
- Une relaxation de 2 s durant laquelle la pression interne de l'orbite commence à s'équilibrer.
- Un effort imposé suivant une rampe de 2 s, allant de 0 à 12 N et s'appliquant à tous les nœuds en contact avec le globe.
- Le maintien de l'effort à 12 N pendant 3 s.
- Une phase d'homogénéisation de 100 s au début de laquelle l'effort est relâché et lors de laquelle la surface de l'orbite est rendue imperméable en tous points.

Au terme de ce cas de chargement, le volume de la hernie, c'est-à-dire des tissus décompressés, est donné par le volume de fluide s'étant échappé par l'ouverture pratiquée par ostéotomie. Ce volume de fluide est calculé en faisant la différence entre le volume du maillage à son état initial, lorsqu'il est saturé de fluide, et celui à son état final, donc après qu'une partie du fluide se soit échappée sans possibilité de reflux. Il est à noter que la matrice solide n'est pas prise en compte puisqu'elle ne peut pas sortir au niveau de la hernie, les nœuds de l'ostéotomie étant fixes en déplacement.

Nous avons présenté dans ce chapitre la construction de notre modèle, le choix du matériau poroélastique, des paramètres rhéologiques, et les conditions limites définies pour

simuler la décompression orbitaire. Nous allons maintenant voir, dans le chapitre suivant, les premiers résultats obtenus au cours des simulations utilisant ce modèle.

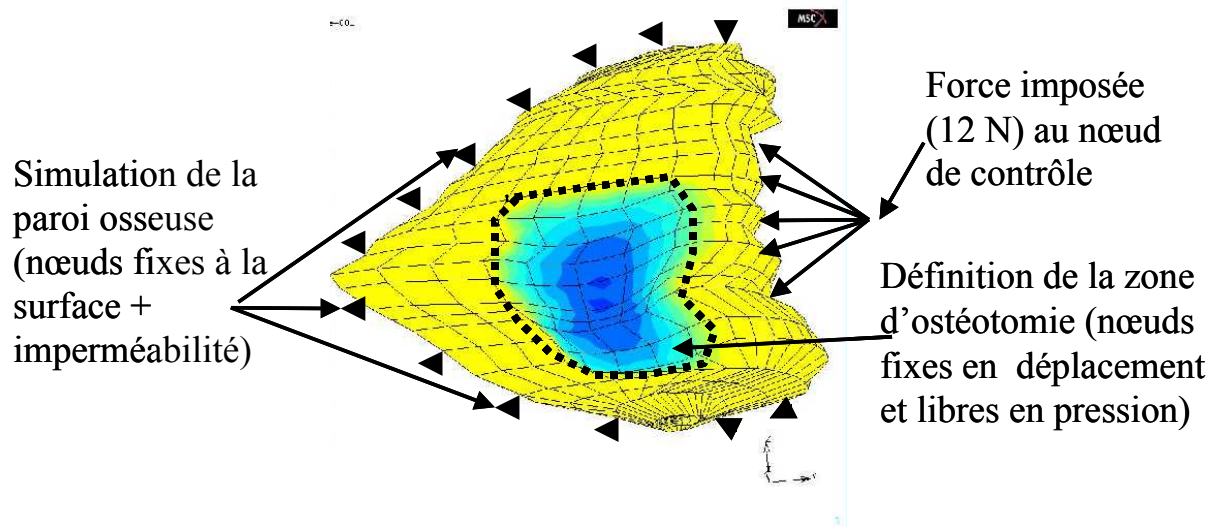


Figure 7.7 – Illustration du cas de chargement défini pour simuler la décompression orbitaire avec la méthode des éléments finis. La pression initiale et les temps de relaxation n'ont pas pu être représentés sur cette figure.

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.

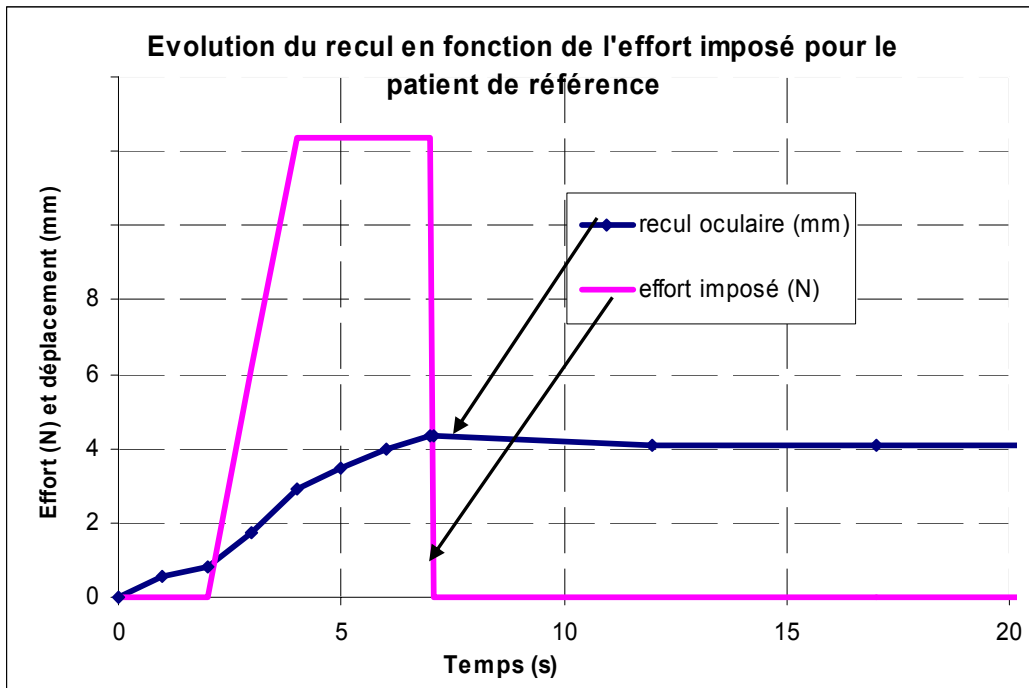


Figure 8.1 – Evolution du recul oculaire au cours du temps, pour le patient de référence, en fonction de l'effort imposé par le chirurgien.

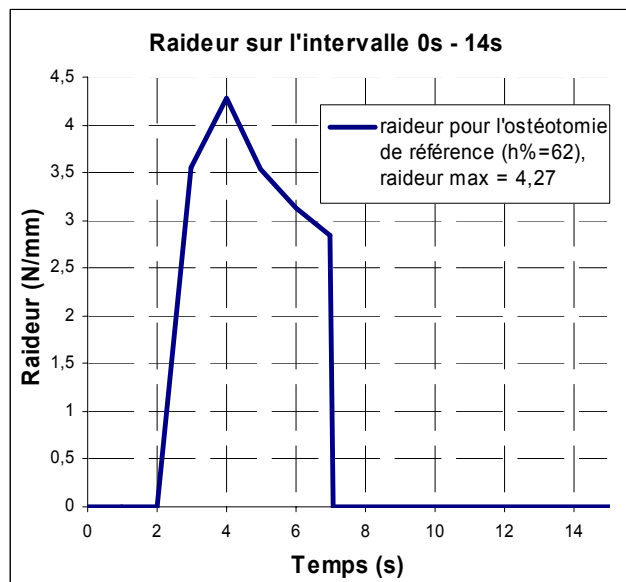


Figure 8.2 – Evolution de la raideur au cours du temps pour le patient de référence. A partir de $t = 7$ s, la raideur reste nulle puisque aucun effort n'est plus appliqué au globe.

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.

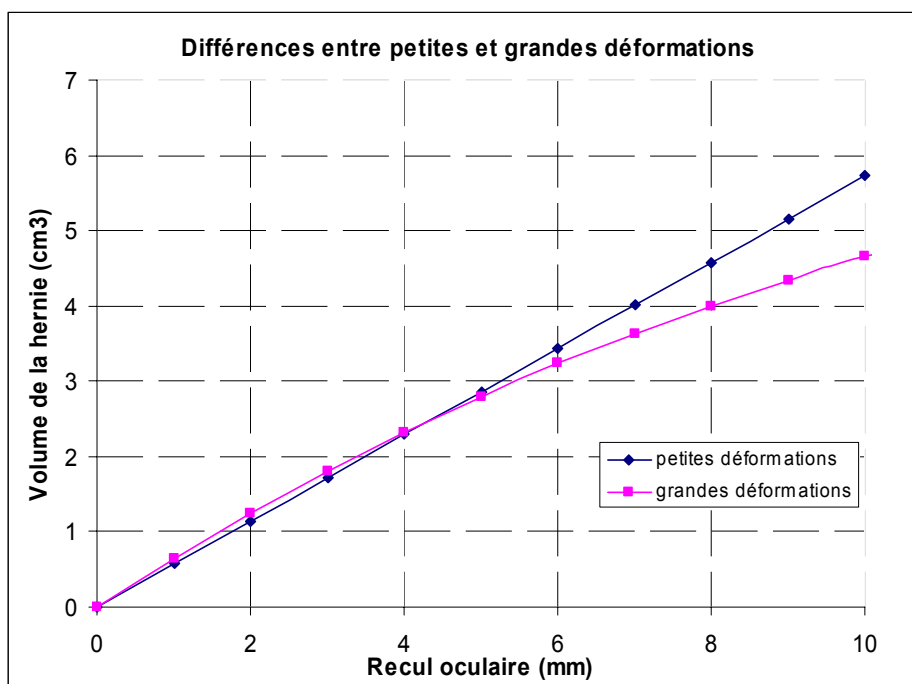


Figure 8.3 – Courbes représentant le volume de la hernie en fonction du recul oculaire pour les analyses en petites déformations (courbe linéaire) et en grandes déformations (courbe non linéaire).

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.

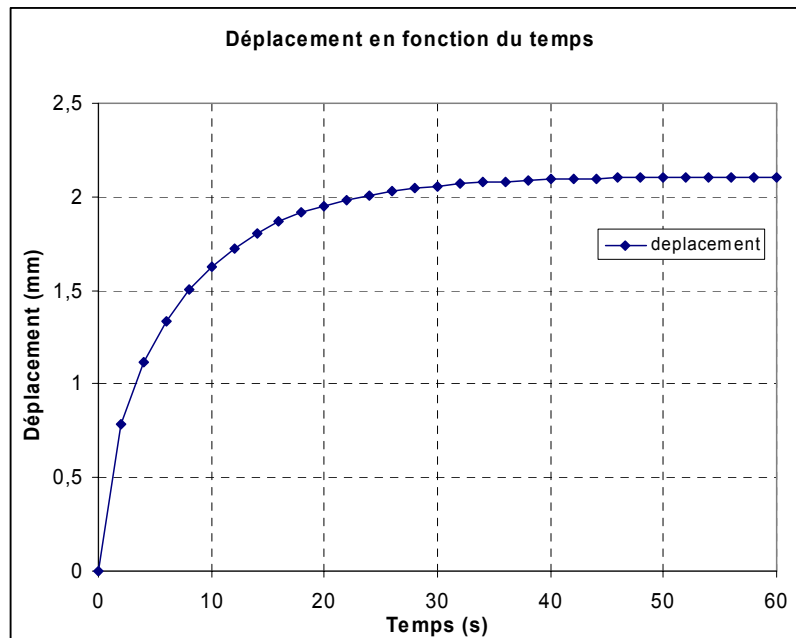


Figure 8.4 – Evolution du recul oculaire en fonction du temps lors de la phase d'homogénéisation de la surpression des tissus orbitaires, sans effort imposé.

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.

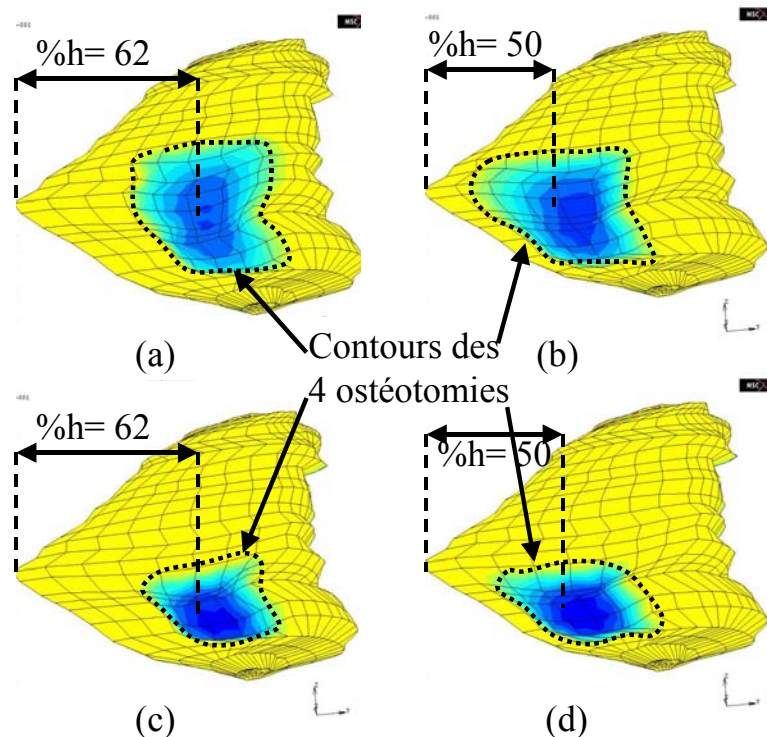


Figure 8.5 – Les quatre ostéotomies définies conjointement avec le clinicien : en haut, larges ostéotomies (a) à l'avant de l'orbite ($\%h = 62\%$) et (b) à l'arrière ($\%h = 50\%$), en bas, ostéotomies moyennes (a) à l'avant de l'orbite ($\%h = 62\%$) et (b) à l'arrière ($\%h = 50\%$).

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.

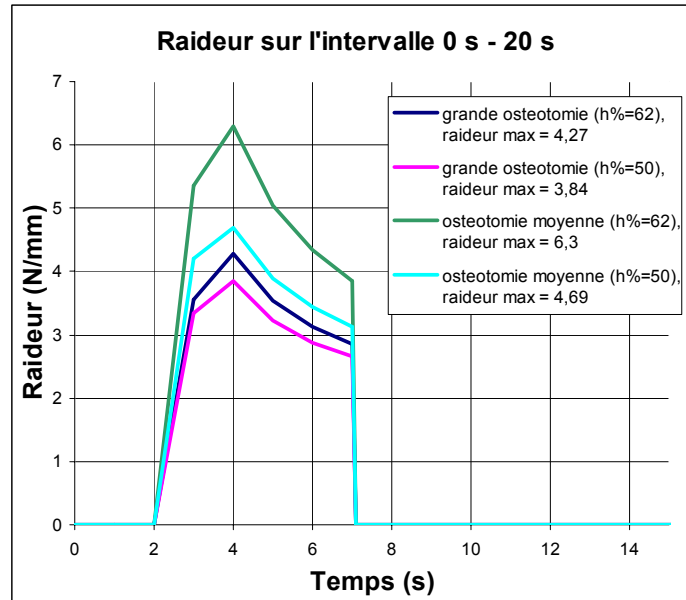


Figure 8.6 - Evolution de la raideur au cours du temps pour le patient de référence et pour les quatre ostéotomies envisagées

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.

Chapitre 9 : Evaluation de l'influence de la géométrie patient

Nous venons de voir, dans le chapitre précédent, les premières simulations effectuées sur le patient de référence. Elles ont montré des résultats satisfaisants pour l'étude de l'ostéotomie pratiquée cliniquement sur ce patient. Néanmoins, avant de pouvoir généraliser ce constat à toutes les décompressions orbitaires, d'autres simulations effectuées sur d'autres patients sont nécessaires. Ce chapitre vise à étudier l'influence de la géométrie de l'orbite des patients sur les décompressions orbitaires simulées à l'aide du modèle.

Ce chapitre est divisé en deux parties : la première présente une méthode automatique de génération de maillage éléments finis que nous avons utilisée et améliorée ; la deuxième étudie, sur un ensemble de onze patients, l'influence de la géométrie patient grâce à des simulations éléments finis.

1. Introduction au Mesh-Matching et à la correction de maillage

Le maillage de l'orbite du patient de référence a été réalisé manuellement à partir de la segmentation du contour des parois osseuses sur les coupes de l'examen scanner. Cette phase de maillage est, nous l'avons vu au cours du Chapitre 7, relativement complexe et longue à effectuer. Pour l'étude de l'influence de la géométrie de l'orbite sur le résultat d'une ostéotomie, nous avons besoin de réaliser des simulations éléments finis sur un ensemble de nouveaux patients pour lesquels nous n'avons pas de maillage éléments finis adapté. Il nous faut donc générer ces nouveaux maillages. Notre choix a consisté à ne pas refaire manuellement un nouveau maillage pour chaque nouveau patient.

Les logiciels de génération automatique de maillage ne produisent pas de maillage adéquat pour des structures anatomiques dont la géométrie est relativement complexe. En effet, pour ce genre de structures, les logiciels de maillage automatique ne sont capables que de générer des maillages tétraédriques, en se basant en général sur le critère de Delaunay [Delaunay, 1934] suivi par la technique par avancé de front [Lo, 1991]. Or, ces maillages tétraédriques sont, de notre point de vue, bien moins efficaces que des maillages composés d'hexaèdres pour modéliser des structures anatomiques complexes. En effet, ces derniers offrent une précision accrue, une meilleure estimation de l'erreur et une convergence plus rapide [Craveur, 1996]. De ce point de vue, les maillages hexaédriques sont souvent préférés aux maillages tétraédriques (voir [Owen, 1998] pour une revue) bien qu'ils nécessitent une phase de maillage alternative aux solutions proposées dans l'industrie dès que la géométrie des structures étudiées se complexifie. De plus, dans le cadre de modélisations de tissus biologiques, ces maillages hexaédriques permettent souvent d'organiser le maillage, en associant certains éléments à certaines sous-structures identifiées (muscles, veines, os...).

Nous avons donc décidé d'utiliser une méthode développée au laboratoire TIMC (et à laquelle nous avons contribué depuis les années 2000) et permettant de mettre en correspondance le maillage de notre patient de référence avec la géométrie du nouveau patient afin d'obtenir automatiquement un nouveau maillage. Cette méthode est appelée le Mesh-Matching (venant de l'anglais *mesh*, pour maillage et *matching*, pour mise en correspondance) et sera présentée dans la sous-partie suivante. Il est parfois nécessaire de faire suivre le Mesh-Matching par une phase de régularisation de maillage car certains éléments du maillage peuvent avoir été distordus lors de la mise en correspondance. L'algorithme de régularisation

de maillage que nous avons développé sera présenté dans la deuxième sous-partie. Enfin nous verrons dans la troisième sous-partie une évaluation quantitative de cette méthode de génération automatique de maillage.

a. L'algorithme du Mesh-Matching

L'algorithme du Mesh-Matching consiste à mettre en correspondance un maillage existant à la morphologie de nouveaux patients en se basant sur des données extraites d'exams médicaux (en général des données d'imagerie). Le maillage de base, qu'on appellera par la suite maillage de référence, doit être constitué d'éléments relativement bien agencés et d'une forme la plus parfaite possible, par exemple un hexaèdre doit être le plus près possible d'un cube.

De nombreuses méthodes de mise en correspondance existent, le lecteur pourra se référer à Lavallée [Lavallée, 1996] pour une revue détaillée. Quelque soit la méthode utilisée, le but est de trouver une relation mathématique permettant de transformer un ensemble A de données (pouvant être des points, des surfaces ou toutes autres formes géométriques) en un nouvel ensemble B en s'appuyant sur la forme des données de B . Généralement, pour trouver cette transformation \mathbf{T} , la méthode classique consiste à définir une fonction caractérisant la différence entre les deux ensembles de données. Cette fonction est appelée fonction d'énergie et est souvent basée sur la distance entre les deux ensembles : plus les ensembles sont éloignés et plus l'énergie est élevée. La minimisation de cette fonction d'énergie permet de trouver \mathbf{T} .

Cette transformation peut soit être appliquée de la même manière à toutes les données, elle est alors globale, soit être différente pour chaque composant de l'ensemble de données, elle est dans ce cas locale. De plus, \mathbf{T} peut être rigide ou élastique. Si elle est rigide, elle est composée d'une translation et d'une rotation qui permettent de déplacer les données sans les déformer. Si la transformation est élastique, elle permet à la fois de déplacer et de déformer les données de l'ensemble A pour les faire correspondre à B . De nombreuses applications existent et sont citées dans la revue de Lavallée [Lavallée, 1996].

La méthode que nous avons utilisée est basée sur un algorithme de mise en correspondance développé au laboratoire TIMC par Stéphane Lavallée (voir [Lavallée *et al.*, 1995] et [Szeliski et Lavallée, 1996]). Elle a été adaptée à la génération automatique de maillage lors d'une collaboration entre le laboratoire TIMC et le laboratoire de biomécanique de Toulouse [Couteau *et al.*, 2000].

Le problème de mise en correspondance de deux ensembles de données tridimensionnelles est de déterminer la transformation \mathbf{T} qui associe ces deux ensembles. Dans l'approche proposée par Lavallée, le problème est résolu en trouvant les paramètres p tels que les points transformés r_i se rapprochent au mieux des points¹ b_i de l'ensemble B , c'est-à-dire tels que :

$$r_i = \mathbf{T}(a_i, p) \quad (9.1)$$

où a_i représente les points de l'ensemble A tel que $\{a_i, i = 1..n\}$, dans un référentiel R_A . Les points b_i sont eux dans un référentiel R_B et tel que $\{b_i, i = 1..m\}$.

¹ Note : l'ensemble B pourrait aussi être représenté par une surface, la formulation ne change pas.

La solution de ce problème complexe est, en général, une approximation car il est difficile, voire impossible, de trouver une solution exacte pour un nombre de points très important. Lavallée *et al.* proposent d'utiliser la méthode des moindres carrés pour minimiser la fonction d'énergie E suivante :

$$E(p) = \sum_{i=1}^n \frac{1}{\sigma^2} [dist(\mathbf{T}(a_i, p), b_i)]^2 + R(p) \quad (9.2)$$

où $dist$ est la distance minimale entre les points transformés r_i et les points b_i , σ^2 est la variance associée à la mesure i , et $R(p)$ est une fonction de régularisation de la déformation. $R(p)$ est basé sur un «calibrage» (par le biais d'une normalisation) des déplacements des points et sur un «lissage» (par le biais de pondération entre points voisins) de leurs directions de façon à éviter les déplacements trop importants et dans des directions trop variées.

La transformation T est ici composée d'une transformation rigide globale \mathbf{T}_g et d'un ensemble de déformations élastiques locales \mathbf{T}_l :

$$\mathbf{T} = \mathbf{T}_g \circ \mathbf{T}_l \quad (9.3)$$

Comme nous l'avons vu plus haut, \mathbf{T}_g est représentée par une matrice 4x4 définissant une rotation et une translation. La représentation des déformations locales est elle effectuée grâce à un octree.

Un octree est une décomposition de l'espace en une grille cubique se subdivisant récursivement autour de la surface étudiée. Les plus petits cubes contiennent donc des données. Ainsi, l'octree est très fin autour de la surface et est constitué de cubes plus gros ailleurs. L'intérêt d'une telle représentation des données est un gain en terme de recherche des points puisqu'ils sont tous situés aux extrémités de l'octree et que leur recherche est facilitée et accélérée grâce à ses subdivisions adaptatives (Figure 9.1).

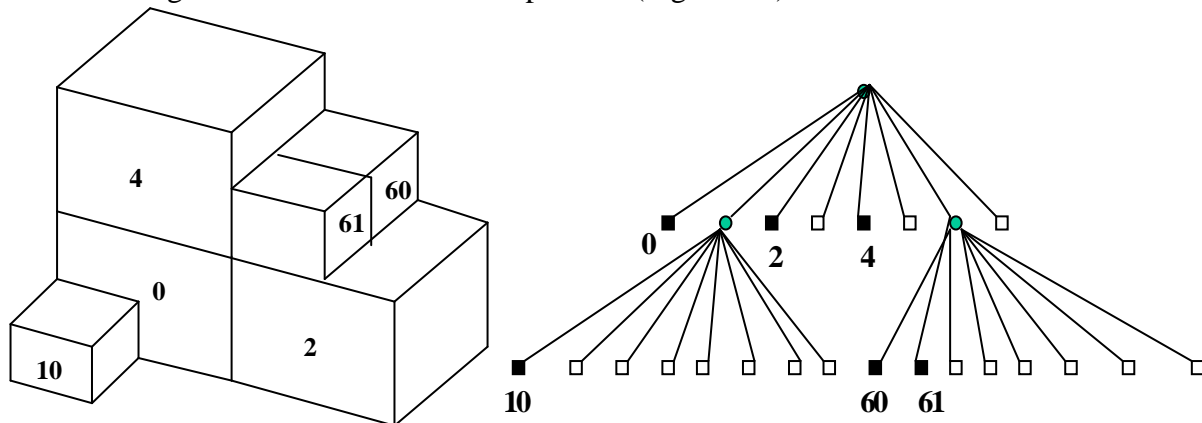


Figure 9.1 – A gauche, octree à deux niveaux et, à droite, sa représentation en arbre. Les points sont dans les cubes représentés avec un nombre dans l'octree et correspondant à un carré noir dans l'arbre.

Les déformations locales \mathbf{T}_l sont donc calculées par le biais de l'octree. Pour cela, chaque extrémité de celui-ci est associée à un vecteur déplacement déplaçant les points contenus dans le cube extrémité vers les points b_i . Le calcul du vecteur est effectué itérativement en même temps que l'octree est créé (c'est à dire lors de sa subdivision en plus petits cubes).

Pour trouver la transformation T , le problème revient donc à minimiser l'énergie $E(p)$. Cette minimisation est effectuée en utilisant l'algorithme de Levenberg-Marquardt . La première étape de l'algorithme itératif permet de définir la transformation rigide \mathbf{T}_g globale

puis les déformations locales \mathbf{T}_i sont estimées en se basant sur les différents incréments subdivisant l'octree.

Etendre la méthode de mise en correspondance définie ci-dessus à la génération de maillages éléments finis signifie déterminer la transformation capable de faire passer d'un maillage de référence à une nouvelle morphologie de patient tout en gardant la possibilité de faire des simulations éléments finis avec ce maillage. Le principe général du Mesh-Matching est de calculer la transformation \mathbf{T} sur les nœuds de la surface du maillage et de l'appliquer ensuite à tous les nœuds (y compris les nœuds internes) de façon à obtenir un maillage volumique. En effet, les données «cibles» observées à partir des morphologies des différents patients sont en général surfaciques puisque mesurées à partir de segmentations d'exams scanner ou IRM correspondant à la surface externe des structures anatomiques. On va donc, dans un premier temps, chercher la transformation volumique \mathbf{T} qui transforme les nœuds surfaciques du maillage de référence vers les contours surfaciques mesurés sur chaque nouveau patient. Dans un second temps, on applique \mathbf{T} à tous les nœuds du maillage de référence de façon à obtenir un maillage volumique adapté aux morphologies patient. Pour être sûr que le maillage résultant est adéquat pour une analyse éléments finis, nous avons développé un algorithme de vérification et de régularisation de maillage que nous décrirons dans la partie suivante.

L'algorithme du Mesh-Matching (M-M) se décompose en trois étapes : (1) la génération d'un maillage éléments finis de référence, (2) l'acquisition des données conformes à la morphologie du patient étudié et (3) la mise en correspondance pour générer le maillage éléments finis patient. La première étape, longue et fastidieuse, n'est effectuée qu'une fois, lors de la définition du maillage de référence. Seules les étapes 2 et 3 sont répétées pour chaque nouveau patient.

Etant donné la complexité des structures étudiées, en particulier dans le domaine des tissus biologiques (que ce soit des os ou des tissus mous), la phase de génération du maillage qui sera ensuite utilisé comme maillage de référence, aussi appelé maillage générique, est en général effectuée manuellement. En effet, nous l'avons vu au début de ce chapitre, pour ce genre de structures, les logiciels de maillage automatique ne sont pas capables de générer des maillages de bonnes qualités. Dans notre cas, le maillage de référence de l'orbite a été maillé manuellement, comme nous l'avons décrit dans le Chapitre 7 et c'est ce maillage que nous utiliserons comme base au Mesh-Matching. Ici, le maillage de référence est celui d'un patient quelconque, mais dans certaines études, il est basé sur des mesures moyennes de la structure étudiée de façon à rendre compte de toutes les géométries patient. Les nœuds de la surface externe de ce maillage sont les points notés a_i dans l'algorithme de mise en correspondance présenté ci-dessus.

L'acquisition des données représentant la morphologie du patient pour la structure étudiée est basée, en général, sur la segmentation de données d'imagerie. Dans notre cas, c'est à partir de coupes scanner et en utilisant le logiciel présenté dans le Chapitre 7 (basé sur des courbes splines) que nous avons segmenté les contours des orbites des nouveaux patients à étudier. Après cette phase de segmentation, un ensemble de points représentant la surface de la structure à modéliser est obtenu. Pour l'orbite, nous avons obtenu des nuages de points 3D représentant les parois osseuses de l'orbite. Ces points sont notés b_i dans l'algorithme de mise en correspondance présenté ci-dessus.

La troisième étape consiste en la mise en correspondance de l'ensemble $\{a_i\}$ de nœuds externes du maillage de référence et de l'ensemble $\{b_i\}$ des nœuds segmentés sur les images du patient. L'algorithme de mise en correspondance a été présenté ci-dessus. Il permet le calcul de la transformation T entre $\{a_i\}$ et $\{b_i\}$ qui est ensuite appliquée à tous les nœuds du maillage (ceux de la surface mais aussi ceux à l'intérieur) de référence pour obtenir le maillage correspondant à la morphologie du patient. Cette phase de matching est totalement automatique et ne prend qu'une minute sur une station de travail standard. Elle permet de créer un nouveau maillage volumétrique avec la même topologie des éléments que celle du maillage de référence. Cette propriété est très intéressante puisque le maillage résultat a non seulement le même type et le même nombre d'éléments, mais ils sont en plus placés dans la même position les uns par rapport aux autres. Cela donne en conséquence la possibilité de ne pas avoir à redéfinir les éléments sur lesquels les conditions limites ont été appliquées dans le maillage de référence et ainsi de gagner du temps dans la définition de nouvelles simulations éléments finis.

L'algorithme de M-M a été validé sur des têtes de fémurs proximal [Couteau *et al.*, 2000] et des fémurs entiers [Luboz *et al.*, 2001A]. Les Figures 9.2 (a) et (b) montrent d'ailleurs, respectivement les phases de mise en correspondance des deux ensembles de données et d'application de la transformation au maillage de référence pour des têtes de fémurs. Grâce à l'utilisation de cet algorithme, des maillages EF, sur lesquels des simulations éléments finis ont pu être effectuées, ont été générés. Cette méthode est donc une alternative intéressante aux logiciels de génération de maillage automatique et aux autres travaux présentés dans [Owen, 1998]. Le fait d'avoir absolument besoin d'un maillage de référence pour pouvoir appliquer l'algorithme de M-M peut apparaître comme un inconvénient. Néanmoins, l'avantage de faire ce premier maillage à la main est qu'on est sûr de sa qualité puisqu'il est possible de passer du temps dessus sachant que les prochains maillages seront créés automatiquement. Par ailleurs, les travaux utilisant la méthode des éléments finis dans le domaine de l'étude du vivant étant en expansion, de plus en plus de maillages EF d'organes existent et on peut penser qu'on pourra, dans un futur proche, utiliser ces maillages comme base sans avoir à les faire manuellement.

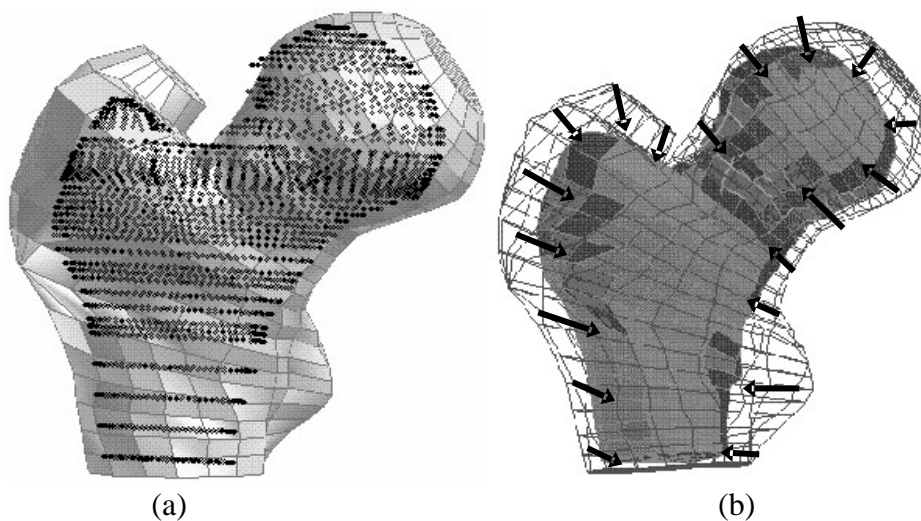


Figure 9.2: (a) Maillage du fémur de référence (gris) superposé au nuage de points (noirs) du fémur patient. (b) Maillage du fémur patient (le plus petit de deux) par transformation du fémur de référence (visible en fils de fer).

Néanmoins, l'utilisation du Mesh-Matching pour des études éléments finis de tissus mous du visage et pour l'orbite [Luboz *et al.*, 2001B], qui sont des structures plus complexes que le fémur, a conduit à des irrégularités dans certains éléments des maillages générés automatiquement, interdisant dès lors toute simulation éléments finis. Nous allons voir dans la partie suivante d'où viennent ces irrégularités et la méthode que nous proposons pour les corriger en vue d'une analyse EF.

b. La régularisation de maillage

L'algorithme de Mesh-Matching déplaçant tous les nœuds d'un maillage, il peut arriver que certains déplacements soient trop grands et qu'ils déforment un ou plusieurs éléments à tel point que ces éléments ne permettent plus la résolution numérique avec la méthode des éléments finis. Ces éléments excessivement déformés sont appelés éléments irréguliers.

Théoriquement, lors de la phase de résolution d'un système avec la méthode des éléments finis et afin de simplifier l'écriture de ce système, des fonctions de forme sont définies pour chaque élément du maillage. Ces fonctions permettent de relier un élément quelconque du maillage à un élément standard, appelé élément parent, et dont la géométrie est celle d'un élément parfaitement régulier. Par exemple pour un hexaèdre, l'élément parent est un cube. Les paramètres de la résolution sont parfaitement connus pour cet élément parent et sont exprimés dans son référentiel local (r, s, t) . Pour chaque élément e du maillage, une fonction de forme τ_e permet de lier les deux éléments par un changement de variables entre le repère parent (r, s, t) et le repère réel (x, y, z) (Figure 9.3). Grâce à cette fonction de forme, la résolution du système est plus rapide et plus efficace puisque les fonctions d'interpolation sont calculées pour l'élément parent puis ramenées à l'élément réel en appliquant τ_e^{-1} . Ceci est dû au fait que les fonctions d'interpolation s'écrivent beaucoup plus facilement pour un élément parfaitement régulier et que les fonctions de forme sont très simples à calculer et à appliquer ensuite sur chaque élément.

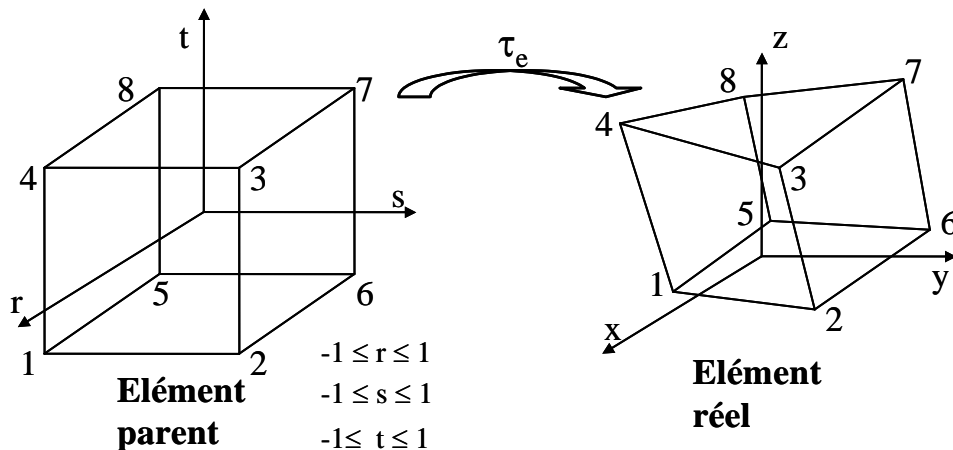


Figure 9.3 – La fonction de forme τ_e traduit le changement de variables entre l'élément parent (de référentiel (r, s, t)) et l'élément réel (de référentiel (x, y, z)).

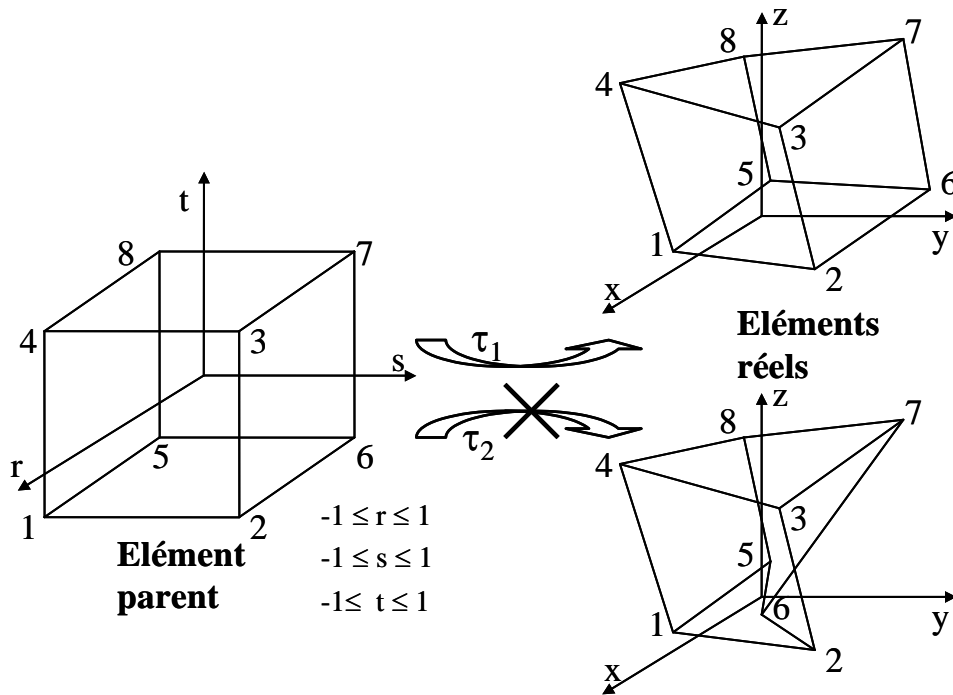


Figure 9.4 - τ_1 et τ_2 sont deux fonctions de forme conduisant, pour la première, à un élément réel régulier et, pour la deuxième, à un élément irrégulier. Le déterminant du jacobien de τ_1 garde le même signe à tous les nœuds de l'élément tandis que celui de τ_2 doit changer au moins pour le nœud 6. τ_2 n'est donc pas bijective et l'élément du bas est irrégulier.

Chaque fonction de forme est bijective en tout point situé sur l'élément de référence ou sur sa frontière. A tout point de l'élément parent correspond donc un et un seul point de l'élément réel, et inversement. De même, chaque portion de frontière de l'élément de référence, définie par les nœuds géométriques de cette frontière, correspond à la portion de frontière de l'élément réel définie par les nœuds correspondants. Cette fonction de forme est bijective si la matrice jacobienne $[J]$ du changement de variables n'est pas singulière. Cette singularité apparaît lorsque l'on déforme beaucoup l'élément réel. Pour vérifier que $[J]$ n'est pas singulière, il faut donc vérifier que le déterminant de $[J]$ ne s'annule pour aucun point de l'élément parent, c'est-à-dire s'il reste strictement positif en tous les nœuds de l'élément. La matrice jacobienne est une matrice 3x3 et s'écrit sous la forme suivante :

$$[J] = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial r} & \frac{\partial y}{\partial r} & \frac{\partial z}{\partial r} \\ \frac{\partial x}{\partial s} & \frac{\partial y}{\partial s} & \frac{\partial z}{\partial s} \\ \frac{\partial x}{\partial t} & \frac{\partial y}{\partial t} & \frac{\partial z}{\partial t} \end{bmatrix} \quad (9.4)$$

Pour vérifier qu'un élément est régulier, il est donc nécessaire de savoir si sa fonction de forme est bijective (Figure 9.4). Un élément est détecté comme irrégulier si le déterminant de la matrice jacobienne est négatif ou nul pour au moins un de ses nœuds, c'est qu'il est irrégulier.

La correction des éléments irréguliers est un peu plus délicate. Selon Cannan [Cannan *et al.*, 1993] et Freitag [Freitag et Plassmann, 1999], la correction d'un ensemble d'éléments irrégulier à l'intérieur d'un maillage 3D est un problème complexe sans solution

unique. En effet, la correction d'un élément peut entraîner la déformation d'un ou plusieurs de ses voisins. Il est donc nécessaire de traiter tous les éléments en tenant compte de leur influence les uns sur les autres.

L'algorithme de correction que nous proposons [Luboz *et al.*, 2001B, Luboz *et al.*, 2004] consiste en une procédure itérative déplaçant légèrement les nœuds des éléments irréguliers à chaque pas jusqu'à la régularisation de tous les éléments du maillage. Chaque itération est composée de deux phases :

- Le calcul du déterminant du jacobien **detJ** pour chaque nœud du maillage et la détection des éléments irréguliers, i.e. avec au moins un nœud i pour lequel $\mathbf{detJ}_i \leq 0$.
- La correction automatique de ces éléments en utilisant une fonction basée sur le calcul analytique du gradient du déterminant du jacobien.

Dans ce qui suit, les indices utilisés sont : k – l'élément irrégulier; i – le ou les nœuds de l'élément k avec un déterminant négatif ou nul ; j – les nœuds de l'élément k ; n – le nombre de nœuds de l'élément k .

L'idée de la phase de correction est de bouger chaque nœud i (où $\mathbf{detJ}_i \leq 0$) dans la direction qui tend à augmenter la valeur de \mathbf{detJ}_i . Dans ce but, l'algorithme utilise le vecteur donné par le gradient de \mathbf{detJ}_i . Ce vecteur gradient, noté $\nabla(\mathbf{detJ}_i)_j$, donne une évaluation de la sensibilité de la fonction de forme (le changement de variables entre l'élément parent et l'élément réel) par rapport aux positions des nœuds. Pour chaque élément irrégulier, le gradient du déterminant est évalué à chacun de ses nœuds j :

$$\nabla(\mathbf{detJ}_i)_j = \begin{bmatrix} \frac{\partial \mathbf{detJ}_i}{\partial x_i}(x_j) \\ \frac{\partial \mathbf{detJ}_i}{\partial y_i}(y_j) \\ \frac{\partial \mathbf{detJ}_i}{\partial z_i}(z_j) \end{bmatrix} \quad (9.5)$$

Le vecteur, \mathbf{V}_j , exprimé par l'équation (9.6), est déterminé de façon à optimiser la procédure itérative pour corriger les positions des nœuds. Pour un nœud d'index j , les vecteurs gradients (donnés par l'équation (9.5)) sont tout d'abord sommés au niveau de l'élément k . Si n est le nombre de nœuds de cet élément k , le vecteur gradient est calculé et sommé pour chaque nœud i (de 1 à n) de l'élément. Pour prendre en compte que seulement les gradients de ces nœuds irréguliers sont sommés, un coefficient α_i est introduit. La valeur de ce coefficient est 1 quand le déterminant du jacobien est négatif ou nul au nœud i et 0 quand \mathbf{detJ}_i est positif. La procédure est ensuite répétée pour chaque élément irrégulier et, finalement, le vecteur déplacement est donné par la somme sur p de ces vecteurs gradients, où p est l'index de tous les éléments du maillage ayant j dans leur connectivité.

$$\mathbf{V}_j = \sum_p \sum_{i=1}^n \alpha_i \cdot \nabla(\mathbf{detJ}_i)_j \quad (9.6)$$

où $\alpha_i = 1$ si $\mathbf{detJ}_i \leq 0$ et $\alpha_i = 0$ si $\mathbf{detJ}_i > 0$.

La modification de la position des nœuds est basée sur l'équation suivante :

$$\mathbf{X}_j = \mathbf{X}_j + \frac{\mathbf{V}_j}{\|\mathbf{V}_j\|} * w * \text{longMoy} \quad (9.7)$$

où X_j et X'_j sont les anciennes et les nouvelles coordonnées du nœud j et w est le facteur dépendant de l'échelle de la structure, pris ici comme un pourcentage de la longueur moyenne des arrêtes du maillage, $longMoy$, pour prendre en compte les dimensions du maillage.

Dans le but de garder une morphologie la plus proche possible de celle du patient, les nœuds de la surface externe du maillage sont contraints en déplacement. Ce déplacement est en fait un faible pourcentage de $longMoy$ (en général 1 %). Par contre, les nœuds internes au maillage sont eux autorisés à se déplacer de façon plus importante (en général 5 % de la longueur moyenne).

Cet algorithme de régularisation suffit à corriger des maillages selon les critères de certains logiciels éléments finis pas trop contraints. Pour ANSYS ©, qui, par défaut, demande un maillage de très bonne qualité, le critère de régularisation basé sur le jacobien n'est pas suffisant pour corriger tous les éléments. En effet, après la phase de correction du déterminant du jacobien, ANSYS détecte toujours des problèmes comme des erreurs de «warping factor» (le fait qu'une face soit plane ou pas) ou de «parallel deviation» (le fait qu'une face quadrilatérale ait des angles droits ou pas). De façon à corriger ces critères, une nouvelle étape a été ajoutée à chaque pas du processus itératif décrit ci-dessus. L'idée reste la même : déplacer légèrement les nœuds jusqu'à la correction de tous ces critères. Pour le «warping factor», les quatre nœuds de la face sont déplacés dans la direction du plan défini par la normale au plan moyen (défini à partir du produit vectoriel des deux diagonales). Pour la «parallel deviation» les deux nœuds entourant l'angle le plus loin de 90° sont déplacés de façon à rendre la face plus carrée. La correction de ces critères est effectuées alternativement avec la correction du jacobien jusqu'à ce que tous les éléments soient régularisés.

La méthode de régularisation a été évaluéesur sur un cas simple. Il s'agit d'une structure cubique maillée avec huit hexaèdres parfaitement réguliers (Figure 9.5 (a)). Dans le but de tester notre méthode de correction sur un maillage irrégulier, nous avons manuellement déplacé le nœud central de ce maillage de façon à créer des éléments irréguliers (Figure 9.5 (b)). Le déterminant du jacobien minimum obtenu pour ce maillage est de $-0,1125$. En conséquence, aucune analyse EF ne peut être effectuée dans ce cas. La méthode de régularisation que nous proposons réussi à régulariser ce maillage sans problème. De plus, en prenant des valeurs de correction du déterminant supérieure à 0, la qualité du maillage a été elle aussi augmentée. En effet, pour une valeur seuil de 10^{-4} , nous avons obtenu le maillage représenté par la Figure 9.5 (c) tandis que pour une valeur de 10^{-1} , le maillage obtenu (Figure 9.5 (d)) est quasiment le même que celui de référence (Figure 9.5 (a)).

c. Evaluation de la méthode de génération automatique de maillage

Nous l'avons vu plus haut, l'application du Mesh Matching à des maillages de têtes fémorales [Couteau *et al.*, 2000] et de fémurs complets [Luboz *et al.*, 2001A] ont conduit à des maillages EF réguliers, malgré des différences significatives en terme de géométrie (Figure 9.6). De ce fait, il n'a pas été nécessaire d'appliquer notre méthode de régularisation à ces maillages et des analyses éléments finis ont été possibles.

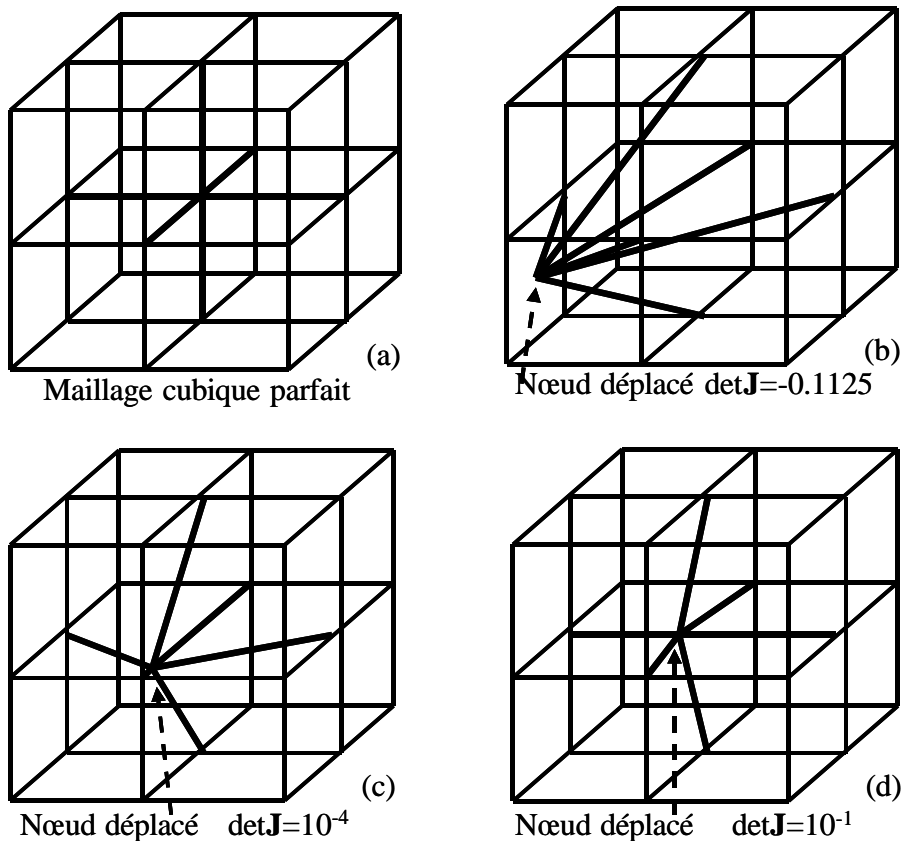


Figure 9.5 - Test de la méthode de régularisation sur le maillage cubique. (a) Maillage composé d'hexaèdres parfaitement régulier, (b) Maillage irrégulier dont le nœud interne a été déplacé à la main, (c) Maillage régularisé avec un seuil de déterminant de 10⁻⁴ et (d) Maillage régularisé avec un seuil de déterminant de 10⁻¹. On notera l'amélioration de la qualité du maillage entre (c) et (d).



Figure 9.6 - Maillage d'un fémur entier patient (le plus petit des deux fémurs), après mise en correspondance, superposé au nuage de points du fémur de référence.

Pour évaluer notre algorithme de correction de maillage, nous avons décidé d'appliquer l'algorithme de M-M à une structure plus complexe : un maillage éléments finis de visage. Ce maillage, présenté dans la thèse de Matthieu Chabanas [Chabanas, 2002], a été développé au sein du laboratoire TIMC. Sa géométrie est bien plus compliquée que celle d'un fémur, surtout au niveau des plis de la peau (commisure des lèvres et narines entre autres). En appliquant le Mesh Matching, des éléments de ce maillage sont devenus irréguliers.

Le maillage de la face est constitué de 2884 éléments et 4216 nœuds et représente les tissus mous de la face (muscles, peau et graisse) comme un matériau homogène élastique. Le maillage utilisé comme référence est représenté par la Figure 9.7 (a). L'algorithme de M-M a généré 149 éléments irréguliers en produisant le maillage adapté à la morphologie du patient (Figure 9.7 (b)). La procédure de régularisation a pris environ une minute et 130

itérations sur une station de travail DEC Alpha de 500 MHz pour corriger ces distorsions. Le maillage résultant est très proche géométriquement de celui généré par la méthode de mise en correspondance et aucune différence visuelle n'est observée. Quantitativement, sur les 4216 nœuds du maillage, 614 ont été déplacés, avec un déplacement moyen de 2,2 mm (déplacement maximum 2,692 mm, déplacement minimum 0,001 mm). La méthode de régularisation a ensuite été appliquée avec succès à six autres maillages de la face pour des simulations de chirurgie orthognatique [Chabanas *et al.*, 2003] avec le logiciel ANSYS ©. Pour ces cas, entre 5 et 10 % d'éléments irréguliers ont été détectés et automatiquement régularisés en dépit de différences morphologiques très importantes entre chaque visage. La Table 9.1 résume les temps de régularisation, le nombre de nœuds irréguliers, les déplacements des nœuds et le nombre de nœuds déplacés.

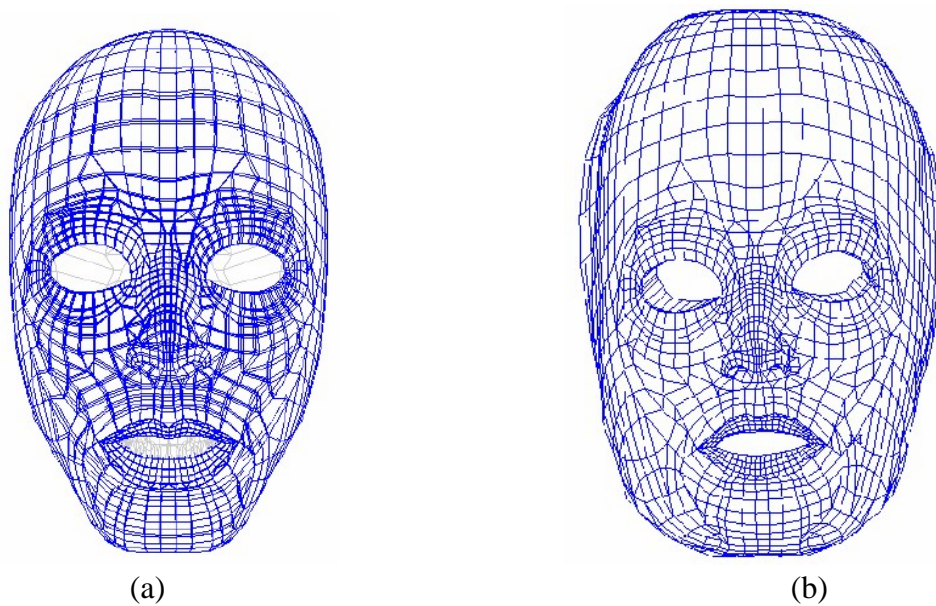


Figure 9.7 – (a) Maillage de visage de référence utilisé par le Mesh Matching pour produire de nouveaux maillages dans le but de simulations de chirurgie orthognatique. (b) Maillage résultant de la mise en correspondance et adapté à la morphologie d'un patient. On peut noter les différences importantes qui existent entre les deux maillages.

	Nombre d'éléments irréguliers	Nombre d'itérations	Temps de calcul	Min depl. (mm)	Max depl. (mm)	Depl. moyen (mm)	Nombre nœuds déplacés
Patient 1	149	130	1 minute	10^{-3}	2.69	0.22	614
Patient 2	291	350	1 minute	$6.2 \cdot 10^{-5}$	2.36	0.16	982
Patient 3	268	300	1 minute	$2.3 \cdot 10^{-5}$	3.36	0.21	1177
Patient 4	191	450	3 minutes	$1.53 \cdot 10^{-4}$	4.40	0.31	773
Patient 5	234	350	4 minutes	$7.8 \cdot 10^{-5}$	2.90	0.32	875
Patient 6	253	350	3 minutes	$8.4 \cdot 10^{-5}$	2.49	0.30	840
Patient 7	239	350	3 minutes	$2.05 \cdot 10^{-4}$	2.73	0.30	882

Table 9.1 – Résultats des phases de régularisation sur les maillages de visage.

2. Résultats des simulations poroélastiques sur douze patients

Etant donné les bons résultats obtenus par le couplage du Mesh Matching et de l'algorithme de régularisation pour générer automatiquement des maillages éléments finis, nous avons décidé d'utiliser cette méthode pour créer des maillages d'orbite pour de nouveaux patients.

a. Création des onze nouveaux maillages

Comme pour le patient de référence, nous avons donc segmenté, avec le logiciel décrit dans le Chapitre 7, les contours des orbites de onze nouveaux patients afin d'obtenir les nuages de points correspondant à la morphologie de ces patients. Ces onze patients sont tous des patients souffrant d'exophtalmie dysthyroïdienne. Leurs examens scanner, sur lequel est effectué la segmentation, ont été réalisés avant l'intervention de décompression. Cette segmentation permet donc d'obtenir la surface osseuse de l'orbite de ces patients avant la chirurgie, c'est-à-dire alors que le globe est toujours en protrusion. L'orbite que nous avons segmentée est celle de gauche pour pouvoir la mettre en correspondance avec le maillage de l'orbite de référence. En utilisant le Mesh Matching pour mettre en correspondance les nœuds externes du maillage EF de l'orbite du patient de référence avec les points de la surface de l'orbite de chaque patient, nous avons obtenu la transformation **T** permettant de passer d'un ensemble de données à l'autre. Puis nous l'avons appliquée à notre maillage de référence pour obtenir les onze nouveaux maillages adaptés à la morphologie de ces patients.

Tous ces maillages ont nécessité une phase de régularisation afin de permettre une analyse éléments finis. Le temps passé sur chaque maillage est d'environ une demi heure : vingt minutes pour la segmentation de l'orbite, une minute pour adapter le nuage de points au format pris en entrée par le Mesh Matching, une minute pour la mise en correspondance, entre deux et cinq minutes de régularisation des éléments distordus et deux minutes pour adapter le fichier sortant de la procédure de régularisation au format du logiciel éléments finis (Marc en l'occurrence). Comparé aux deux semaines passées à mailler à la main l'orbite du patient de référence, le gain de temps est non négligeable ! De plus, les éléments composant le maillage résultant ont une qualité proche de celle du maillage générique, avec une topologie identique. Ainsi, les conditions limites définies pour le premier maillage, dans le Chapitre 7, sont toutes valables pour ces nouveaux maillages puisqu'elles portent sur les mêmes éléments. Cela permet en conséquence de gagner du temps dans la définition de nouvelles simulations éléments finis.

Au terme de l'application du Mesh Matching et de la procédure de régularisation, nous avons donc douze maillages d'orbites patient (le maillage de référence + les onze nouveaux). Ces maillages ont des formes relativement différentes les uns des autres et surtout des dimensions très variables (voir Annexe G). Le volume de ces orbites varie de 18,1 cm³ à 31,4 cm³ (Table 9.2). Ils forment donc un excellent support pour déterminer l'influence de la morphologie de l'orbite sur les résultats d'une simulation de décompression orbitaire. Dans ce but, nous avons défini quatre simulations éléments finis de différentes décompressions (Figure 9.8). Celles-ci ont été définies sur le patient de référence. Pour chaque patient, les conditions limites représentant ces ostéotomies sont en fait toutes basées sur les mêmes éléments à la surface de l'orbite. Le problème est que ces éléments n'ont pas la même

taille d'un patient à l'autre, ce qui implique que la surface de ces ostéotomies n'est pas la même pour les douze patients. En moyenne les surfaces de ces ostéotomies sont de :

- Ostéotomie 1 : 0,78 cm², avec un écart type de $\sigma = 0,1$.
- Ostéotomie 2 : 1,72 cm², avec un écart type de $\sigma = 0,18$.
- Ostéotomie 3 : 3,43 cm², avec un écart type de $\sigma = 0,31$.
- Ostéotomie 4 : 5,93 cm², avec un écart type de $\sigma = 0,6$.

Patients	Volume orbite (cm ³)
B	23,615
Bah	18,087
Bou	29,969
Com	21,746
Dou	28,99
FJ	29,882
LF	23,575
Lev	27,545
Mal	31,389
Mec	25,007
ZJ	22,637
Emb	23,939

Table 9.2 – Volume de l'orbite de chaque patient avant la décompression.

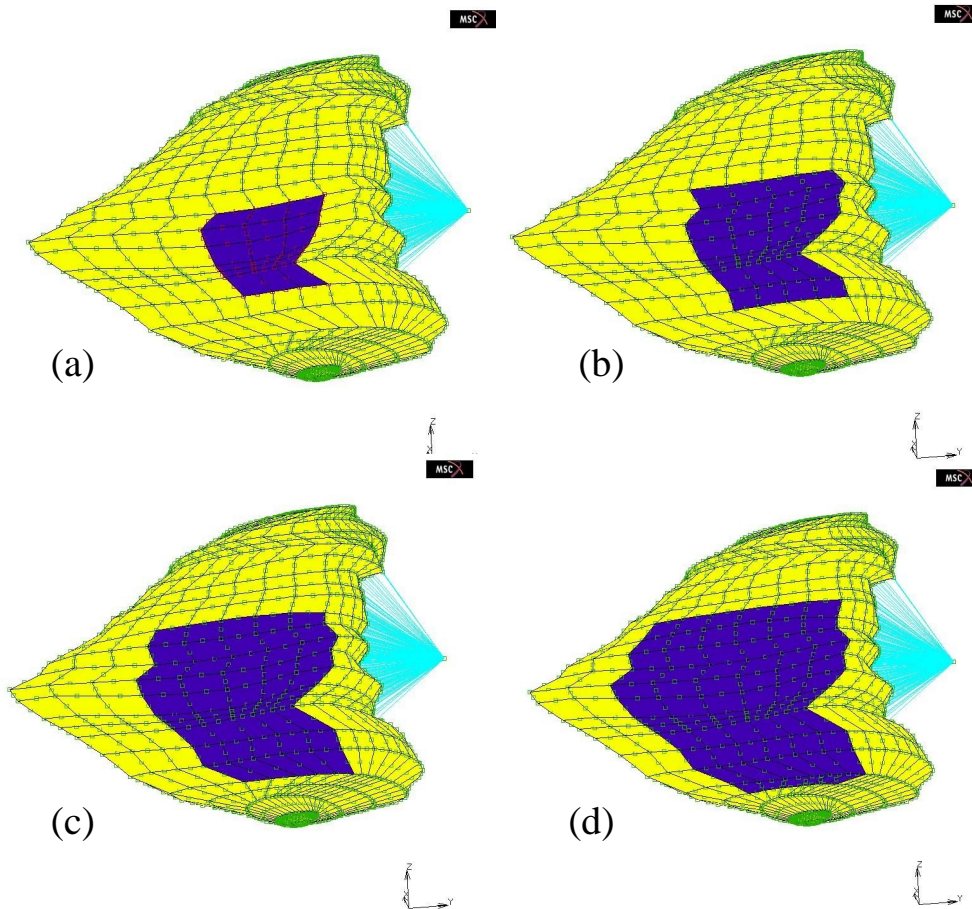


Figure 9.8 – Les quatre ostéotomies simulées sur chacun des douze patients, ici sur le patient de référence (patient b). De (a) à (d), les surfaces des ostéotomies sont en foncées et vont de la plus petite à la plus grande.

Nous nous baserons sur les surfaces moyennes des ostéotomies pour les comparer entre elles et ainsi connaître l'influence de chacune et de la morphologie du patient, via la condition limite qui est associée à chacune d'entre elles. Mise à part la définition des nœuds d'ostéotomie, les autres conditions limites et les paramètres matériaux restent les mêmes que ceux définis dans le Chapitre 7. Nous pouvons donc, en utilisant le même cas de chargement, effectuer des simulations pour chacun des patients et pour chacune des ostéotomies définies ci-dessus et observer leurs influences sur le recul oculaire et sur la variation de volume du maillage, c'est-à-dire sur le volume de la hernie créée par décompression.

b. Résultats des simulations éléments finis

Nous avons modélisé les quatre ostéotomies définies ci-dessus pour chaque patient au cours de simulations éléments finis. Comme pour les simulations sur le patient de référence, celles-ci ont duré environ 1h, sur la même machine.

De façon à estimer l'influence de la morphologie patient sur les résultats d'une décompression orbitaire, les courbes de tendance (courbes linéaires interpolant les points) mettant en rapport le recul oculaire et le volume de la hernie avec les données représentatives de la morphologie de l'orbite patient ont été tracées. Il s'agit des courbes montrant le volume de la hernie et le recul oculaire par rapport au rayon de l'orbite (Figure 9.9), à la profondeur de l'orbite (Figure 9.10) et les courbes du volume de la hernie en fonction du volume de l'orbite (Figure 9.11) et du recul oculaire en fonction du volume de l'orbite (Figure 9.12).

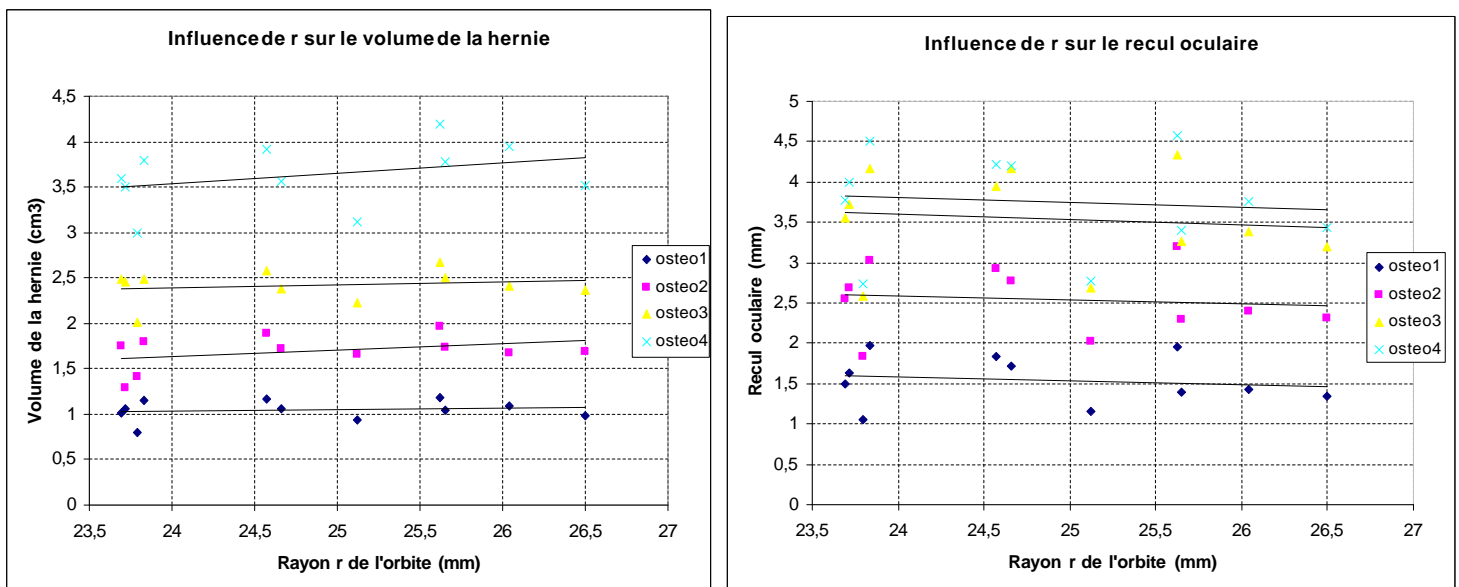


Figure 9.9 – Influence du rayon de l'orbite sur le volume de la hernie (à gauche) et sur le recul oculaire (à droite) pour les douze patients.

Comme le montrent les Figures 9.9 et 9.10, le rayon r et la profondeur h de l'orbite n'ont que peu d'influence sur le recul oculaire ou sur le volume de la hernie créée au cours de la décompression et ce, quel que soit la taille de l'ostéotomie effectuée. En effet, les courbes de tendance tracées sur ces figures sont toutes quasiment horizontales ce qui indique l'absence de variation selon r et h . Seule la profondeur de l'orbite semble avoir une légère influence sur le recul oculaire, mais elle n'est pas très marquée et pas observée pour la plus grosse des ostéotomies.

Par contre, le volume de la cavité orbitaire semble avoir une influence plus sensible sur le recul oculaire et sur le volume de la hernie observés.

Ainsi, la Figure 9.11 montre qu'une orbite d'un volume x fois plus important à tendance à engendrer une hernie de volume de $0,022*x$, $0,026*x$, $0,03*x$, $0,077*x$ (soient 2,2 %, 2,6 %, 3 % et 7,7 %) respectivement pour les ostéotomies 1, 2, 3 et 4 de l'orbite.

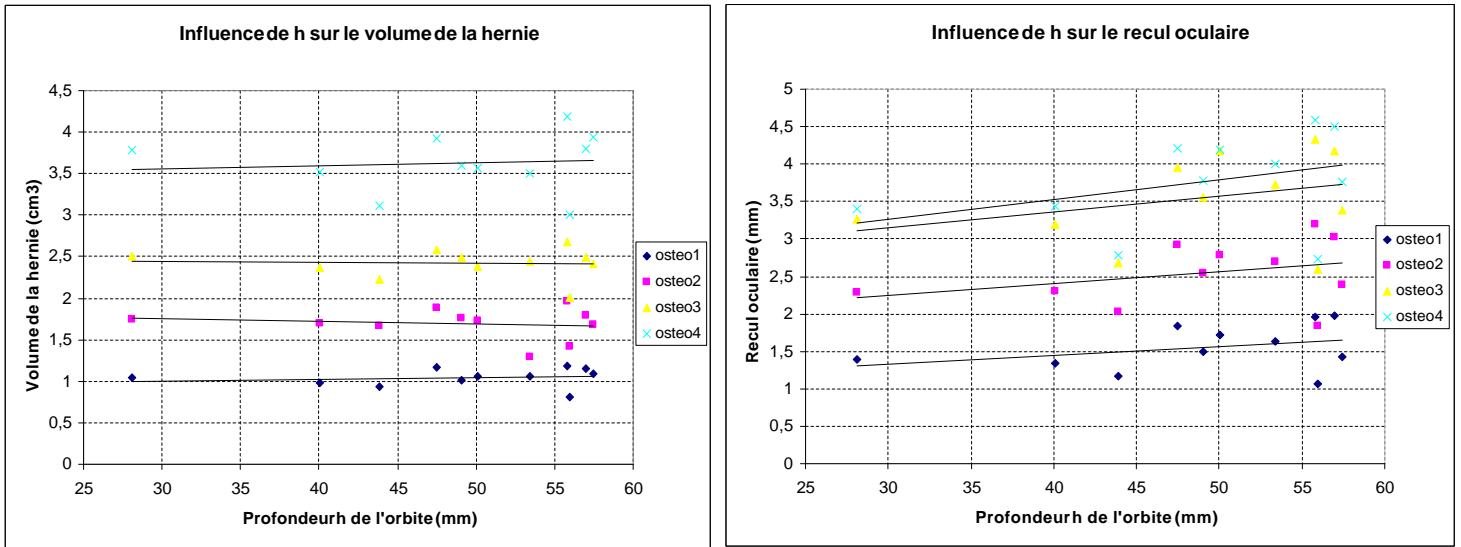


Figure 9.10 – Influence de la profondeur de l'orbite sur le volume de la hernie (à gauche) et sur le recul oculaire (à droite) pour les douze patients.

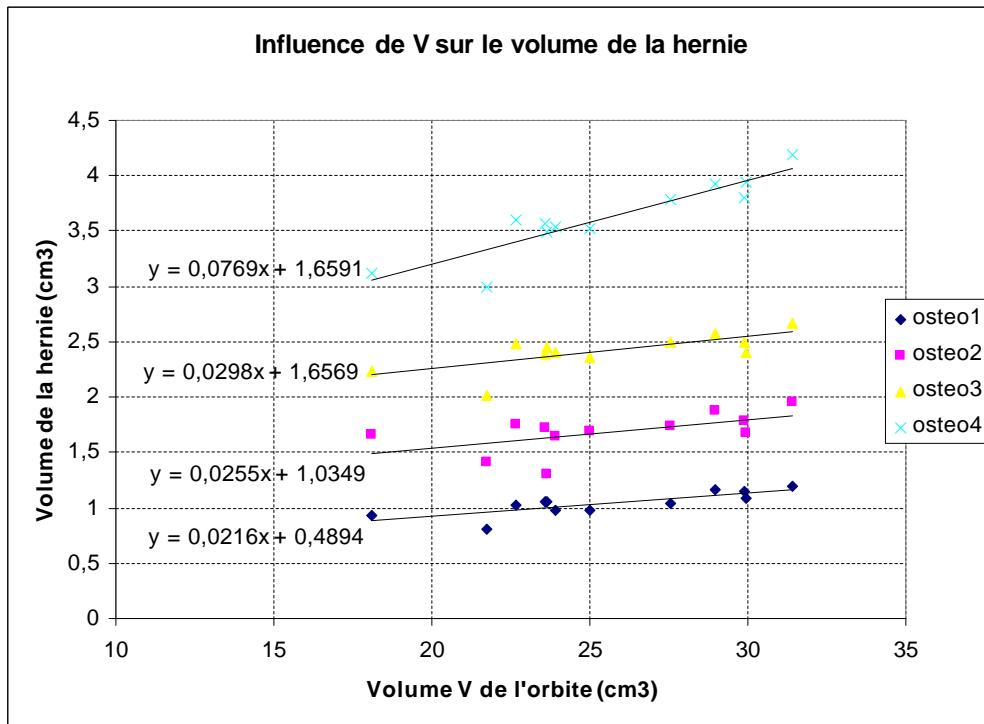


Figure 9.11 – Influence du volume de l'orbite sur le volume de la hernie créée pour les douze patients.

De même, la Figure 9.12 montre qu'une orbite d'un volume x fois plus important à tendance à engendrer un recul oculaire de $0,051*x$, $0,069*x$, $0,092*x$, $0,107*x$ (soient 5,1 %, 6,9 %, 9,2 % et 10,7 %) respectivement pour les ostéotomies 1, 2, 3 et 4 de l'orbite.

Il est donc clair que la morphologie de l'orbite des patients joue un rôle lors de la décompression orbitaire, mais celui ci n'est pas primordial puisque le coefficient directeur de chacune des courbes de tendance ne dépasse pas 0,1 quel que soit le paramètre observé (rayon, profondeur ou volume de l'orbite). De plus, les Figures 9.9 et 9.10 ont permis de montrer que les influences du rayon et de la profondeur de l'orbite étaient moindres devant celle du volume de l'orbite. Cette tendance permet de supposer que le volume de l'orbite est le paramètre morphologique prédominant dans les variations du recul et du volume de la hernie. Ainsi, plus un patient a un volume d'orbite important et plus le recul oculaire et le volume de la hernie semblent pouvoir être conséquents.

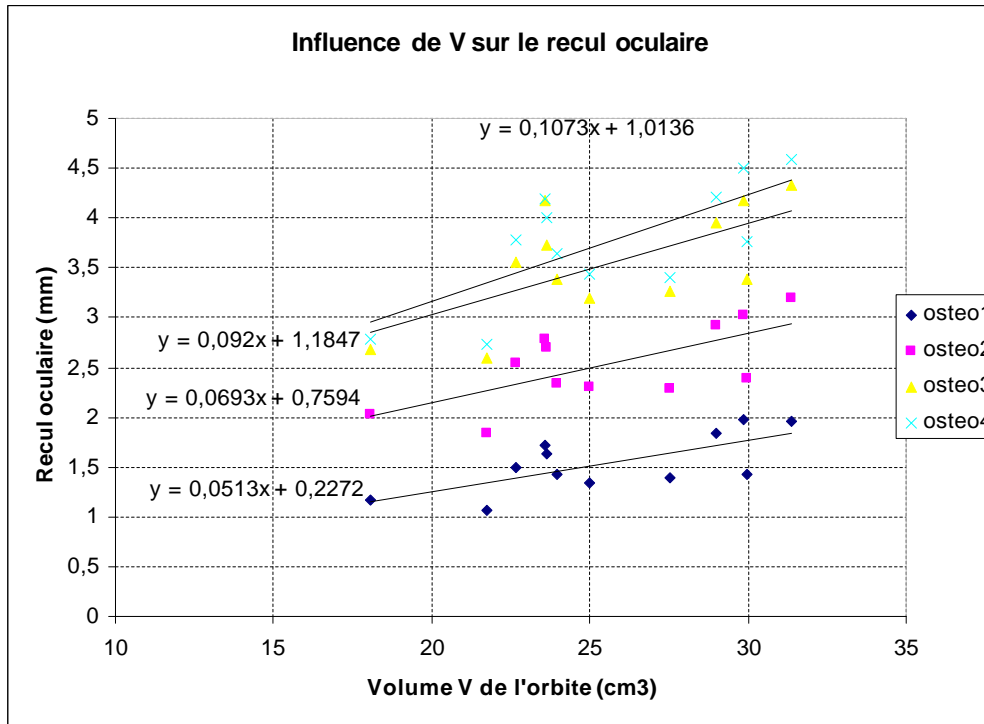


Figure 9.12 – Influence du volume de l'orbite sur le volume de la hernie créée pour les douze patients.

Nous avons déjà vu, au cours du chapitre précédent, l'influence de la surface d'ostéotomie sur le recul oculaire et le volume de la hernie. Nous retrouvons, pour tous les patients étudiés ici la même constatation : plus la surface d'ostéotomie est grande et plus le recul et le volume de la hernie sont importants (Figures 9.13 et 9.14). De ces courbes, nous pouvons évaluer le comportement moyen des tissus mous de l'orbite par rapport à la surface moyenne d'ostéotomie, x_{surf} . Le recul oculaire moyen, y_{recul} , est gouverné par l'équation (9.1) tandis que le volume moyen, y_{hernie} , de la hernie est traduit par l'équation (9.2) :

$$y_{recul} = 1,1429 * \ln(x_{surf}) + 1,9003 \quad (9.1)$$

$$y_{hernie} = 0,4926 * x_{surf} + 0,7399 \quad (9.2)$$

De plus, les observations qui étaient valables pour le patient de référence le sont encore plus pour ces onze nouveaux patients. Ces résultats sont consignés dans la Table 9.3.

Aire d'ostéotomie (cm ²)	Recul oculaire (mm)	Ecart type du recul (mm)	Volume de la hernie (cm ³)	Ecart type du volume (cm ³)
0,77	1,54	0,28	1,04	0,1
1,72 (+122%)	2,53 (+64%)	0,39	1,69 (+62%)	0,17
3,41 (+342%)	3,53 (+130%)	0,54	2,42 (+132%)	0,16
5,88 (+662%)	3,75 (+144%)	0,57	3,62 (+248%)	0,32

Table 9.3 – Reculs oculaires et volumes de hernie moyens en fonction des quatre différentes ostéotomies. Les pourcentages sont donnés à titre de comparaison par rapport à la plus petite ostéotomie.

Ainsi, pour notre patient de référence (le patient B), nous avons observé qu'une ostéotomie d'une surface 2,1 fois plus grande (de 1,4 cm² à 2,9 cm²) conduisait à une augmentation du recul oculaire et du volume de hernie d'environ 25 %. Pour les douze patients étudiés ici et pour des ostéotomies comparables à celles effectuées au cours du chapitre précédent (1,72 cm² et 3,41 cm²), une ostéotomie 2 fois plus grande conduit à une augmentation du recul oculaire et du volume de hernie d'environ 40 %.

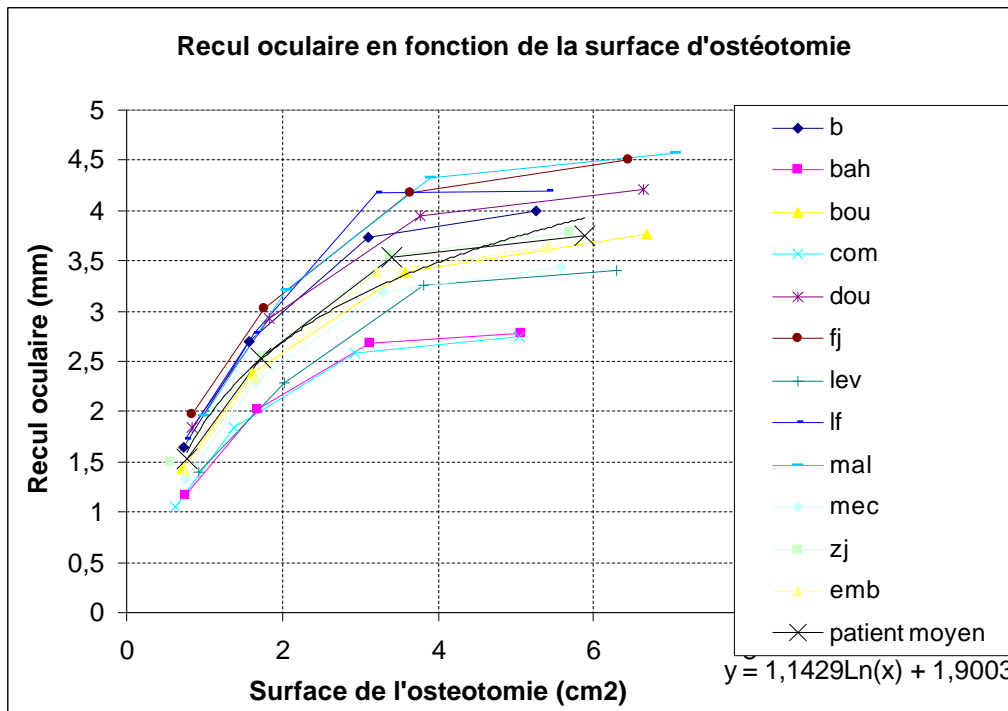


Figure 9.13 – Influence de la surface d'ostéotomie sur le recul oculaire pour les 12 patients.

Cette étude nous a également permis d'affiner nos observations liant le recul oculaire au volume de la hernie créée pendant une décompression orbitaire. La Figure 9.15 présente les courbes reliant ces deux paramètres. La courbe moyenne permet de déterminer, par l'équation (9.3), le volume moyen mesuré, y_{vol} , pour les douze patients en fonction du recul observé, x_{recul} , pour un effort de 12 N :

$$y_{vol} = 0,4769 * e^{0,5035x_{recul}} \tag{9.3}$$

Les écarts types pour ces valeurs sont sensiblement les mêmes que ceux décrit dans la Table 9.3. C'est-à-dire qu'il y a environ 10 % d'écart entre les deux valeurs extrêmes de

volume pour un recul donné. Cette observation vient elle aussi conforter les remarques précédentes sur l'influence modérée de la morphologie de l'orbite.

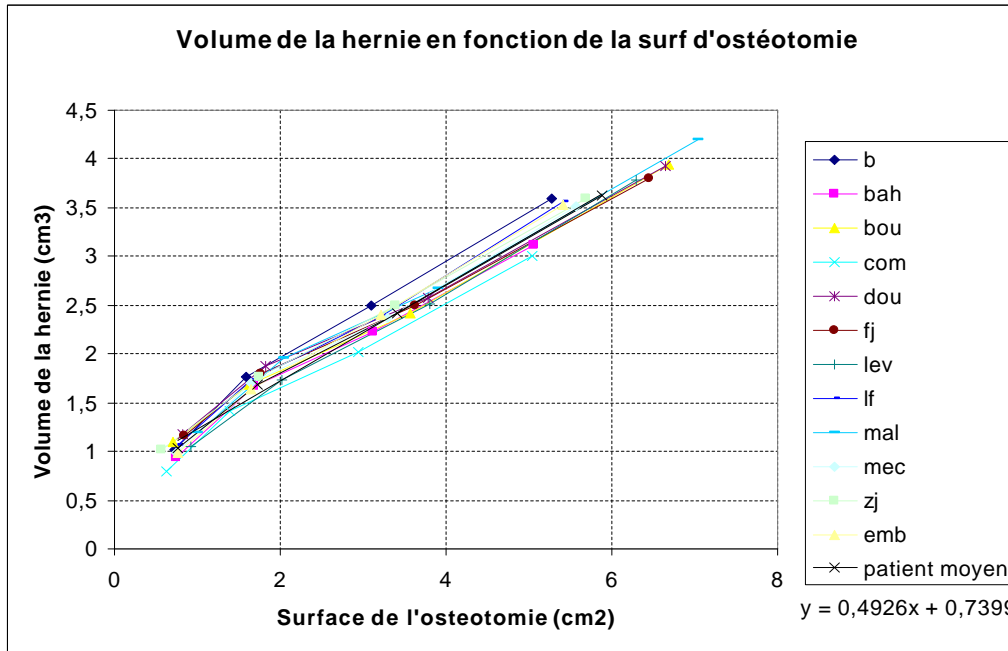


Figure 9.14 – Influence de la surface d'ostéotomie sur le volume de la hernie pour les 12 patients.

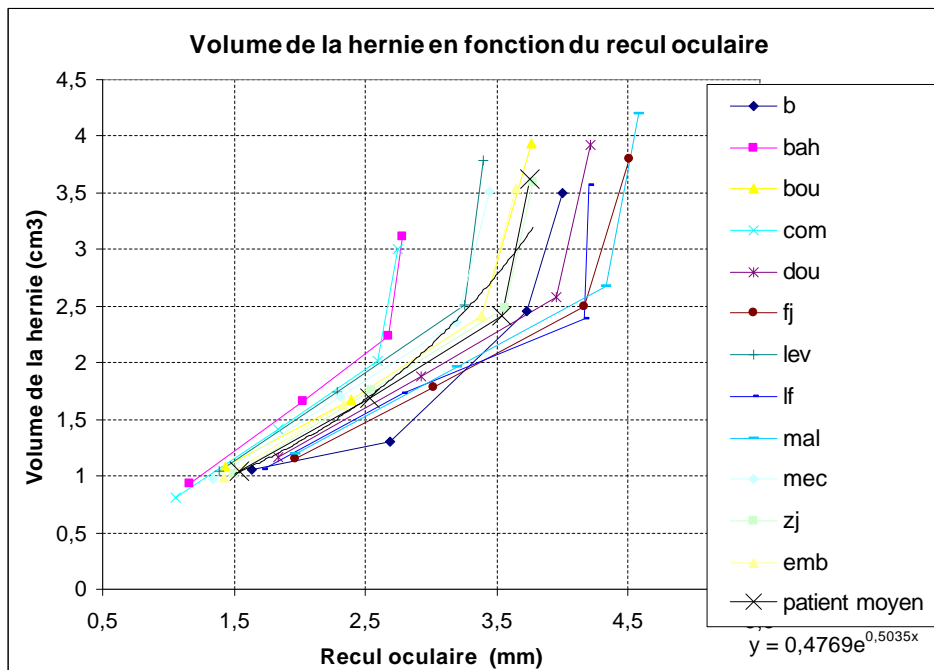


Figure 9.15 – Relation entre le recul oculaire et le volume de la hernie pour les douze patients.

Les chiffres donnés, dans le chapitre précédent, pour le patient de référence sont donc en dessous de cette moyenne. En conséquence, les simulations que nous venons de présenter tendent à exprimer le fait que l'influence de la surface d'ostéotomie est un peu plus importante que ce que nous avons vu pour le patient de référence. Néanmoins, la tendance non linéaire générale est confirmée : il faut augmenter de façon conséquente la taille de l'ostéotomie pour avoir une influence sur le recul et sur le volume de la hernie.

Etant donné l'impossibilité physiologique d'extension de cette surface à partir d'un certain point, il est intéressant de savoir qu'une augmentation de la surface d'ostéotomie ne conduira pas forcément à un gain important en terme de recul.

Les écarts type donnés dans la Table 9.3 sont d'environ 5 % par rapport à la valeur moyenne que ce soit pour le recul ou pour le volume décompressé. Il y a donc une différence de ± 5 % autour de la courbe moyenne observée pour ces deux paramètres. Ce qui signifie qu'il y a en moyenne une variabilité inter-patient de 10 % entre les valeurs extrêmes observées pour le recul oculaire et le volume de la hernie pour une surface d'ostéotomie donnée. Cette observation conforte celles faites précédemment et permet d'estimer l'influence de la morphologie patient sur le recul et le volume décompressé à environ 10 % d'une valeur moyenne qui serait indépendante des différences inter-patients.

En conclusion, ces 48 simulations (4 ostéotomies pour 12 patients) nous ont permis de déterminer que la morphologie de l'orbite du patient avait une influence d'environ 10 % sur le recul oculaire et sur le volume de la hernie pour une ostéotomie donnée. De plus, les courbes de répartition (Figures 9.9, 9.10, 9.11 et 9.12) conduisent à souligner que cette influence morphologique semble principalement due au volume de l'orbite patient et moins à son rayon et à sa profondeur. Ces résultats ne viennent pas pour autant contredire ceux du modèle analytique et qui montraient que le rayon de l'orbite avait une influence prédominante sur le volume de la hernie prédit pour un cône. Malgré tout, la Figure 9.16 montre bien à quel point les géométries réelles des orbites peuvent être éloignées d'un patient à l'autre et relativement différentes de celle d'un cône. Ainsi il est difficile de généraliser les résultats obtenus pour le cône à des géométries d'orbites si différentes.

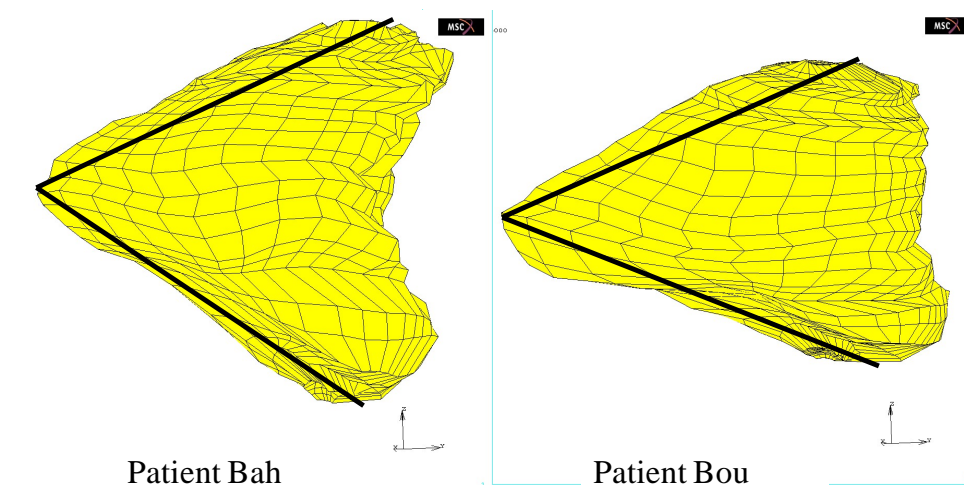


Figure 9.16 – Illustration de la différence de morphologies entre patients et par rapport à un cône.

Par ailleurs, ces analyses nous ont permis de formuler des équations sur le comportement du recul oculaire (équation (9.1)) et du volume décompressé (équation (9.2)) en fonction de la surface de l'ostéotomie et du recul en fonction du volume de la hernie (équation (9.3)). Ces équations pourraient être utilisées par la suite comme la relation (1) (définie dans le Chapitre 1 et sur laquelle s'appuient les chirurgiens) et ainsi aider dans le cadre d'une prédiction du recul, du volume décompressé ou de la surface d'ostéotomie, en vue d'une chirurgie de décompression orbitaire. Dans cette optique, l'équation qui nous

semble être la plus utile est celle mettant en relation la surface d'ostéotomie et le recul oculaire :

$$x_{surf} = e^{\frac{y_{recul} - 1.9003}{1.1429}} \quad (9.4)$$

et qui est dérivée de l'équation (9.1). En effet, elle permet de donner au clinicien une estimation de la surface d'ostéotomie à effectuer pour obtenir un recul souhaité.

Néanmoins, dans le but d'être plus précis (pour les équations (9.1) à (9.4)), une plus grande quantité de patients devra être étudiée.

Avant de passer à ce genre d'étude quantitative, il est important d'affiner qualitativement notre modèle. Pour cela, nous avons commencé à mettre en place une étude rhéologique des tissus mous de l'orbite qui aura pour but, à terme, de déterminer plus précisément les paramètres du modèle éléments finis. Nous allons présenter cette étude dans le chapitre suivant.

Chapitre 10 : Amélioration du modèle poroélastique : affinement des paramètres rhéologiques

La définition des paramètres rhéologiques, nous l'avons vu dans le Chapitre 7, découle d'une analyse dichotomique dont le but est de faire correspondre, aux valeurs mesurées cliniquement, la première simulation effectuée pour le patient de référence avec le modèle éléments finis. Ces paramètres rhéologiques ont ensuite été conservés pour les autres patients et les nouvelles simulations. Cette approche peut poser le problème de l'adaptabilité aux autres patients de valeurs définies dans un cas précis. En effet, celles-ci ont été définies pour le patient de référence et leur application à d'autres géométries de patient peut être discutée.

Pour améliorer le modèle EF de l'orbite et pour avoir des données plus adaptées à n'importe quel type de patient, une analyse rhéologique «classique» est nécessaire. C'est ce travail qui a été initié dans les derniers mois de notre thèse et qui fait l'objet de ce chapitre : étudier la rhéologie de la graisse et tester son comportement de façon à obtenir des paramètres rhéologiques plus proches de la réalité et applicables à n'importe quel patient. Dans la première partie de ce chapitre, nous allons présenter l'étude de la rhéologie de la graisse. La deuxième partie est, elle, consacrée aux tests réalisés *in vivo* sur les tissus intra-orbitaires.

1. Etude rhéologique de la graisse

La caractérisation rhéologique d'un matériau est un problème complexe. En effet, les matériaux utilisés en biomécanique sont de natures diverses, et vont des matériaux de la mécanique classique (fer, acier inoxydable) aux tissus biologiques (muscles, os, cartilages, graisse).

Si les matériaux de la mécanique classique sont bien caractérisés, on ne trouve en revanche que très peu d'informations quant aux propriétés mécaniques des tissus biologiques. Même si les travaux sur ces tissus commencent à se généraliser, les rares données existantes consistent souvent en de larges fourchettes de caractéristiques mécaniques, obtenues par des méthodes comparatives, dans des contextes très particuliers. Nous l'avons vu, dans notre cas, nous avons tout d'abord déterminé les paramètres rhéologiques de la graisse de manière *ad hoc* en nous basant sur un recalage de simulation sur un cas clinique. En général, les études présentées dans la littérature reproduisent le même travail ou se basent, plus rarement, sur des mesures *in vivo* des tissus, et en particulier leur raideur en mesurant l'effort fourni pour obtenir un allongement donné. C'est le cas par exemple des travaux de Fung sur la peau [Fung, 1993].

Le problème de ces approches est qu'elles ne donnent pas de valeur des paramètres des matériaux suffisamment fine pour être utilisée dans le cadre de calculs numériques précis et significatifs. Nous l'avons d'ailleurs vu dans le Chapitre 8, les premiers résultats obtenus pour le patient de référence sont entachés d'un pourcentage d'erreur qui est dans une certaine mesure dû à l'approximation faite sur les paramètres rhéologiques du matériau poroélastique. Il semble qu'il faille d'abord se concentrer sur l'étude d'échantillons de matériaux, avant de vérifier la valeur des résultats *in vivo*.

Les caractéristiques recherchées sont nombreuses : il est bien sûr indispensable, dans un premier temps, de déterminer pour les matériaux étudiés les caractéristiques « classiques »

de l'élasticité linéaire : module de Young, coefficient de Poisson, masse volumique. Mais les matériaux comme la graisse, la peau ou les muscles semblent tous avoir un comportement viscoélastique, et il paraît indispensable d'étudier leur comportement dynamique, et leur vieillissement. De plus, tous ces matériaux se révèlent non homogènes et anisotropes, et ils interagissent in vivo avec des écoulements de fluides.

Le problème de la caractérisation des matériaux appliqués à la biomécanique est donc vaste. Aussi, notre étude des paramètres rhéologiques de la graisse s'est rapidement orientée vers une première caractérisation de matériaux dans le cadre d'hypothèses simplificatrices : les matériaux ont été considérés comme non vieillissants, homogènes et isotropes, et, dans un premier temps, quasi élastiques et linéaires. L'aspect viscoélastique étant pour l'instant laissé en perspective.

Ce travail a été réalisé en collaboration avec Fabien Audry du laboratoire de biomécanique de Toulouse.

a. Matériel utilisé



Figure 10.1 – Test de l'Enduratec en compression. Au centre de la photo, on distingue les deux plateaux entre lesquels se trouvent des billes et un capteur d'effort en train d'être calibré.

Les tests réalisés au cours de cette étude ont été effectués à l'aide d'une machine de la société Enduratec © de la gamme ELF (pour ElectroForce). Cette machine, qu'on appellera par la suite Enduratec, permet la caractérisation de matériaux à faible rigidité et l'étude de corps de petites dimensions. Pour cela, elle a recours à des actionneurs électromagnétiques qui pilotent un plateau pour les compressions (Figure 10.1) ou un mord pour les tractions. L'avantage principal de ce type d'actionneurs est de permettre une grande précision que ce soit en effort ou en déplacement. En effet, Enduratec offre la possibilité de pouvoir piloter l'effort à 0,02 N près et le déplacement à 1 μm près. Néanmoins, cette machine est incapable de fournir des efforts élevés, puisqu'elle ne monte pas au delà de 225 N

(que ce soit en traction ou en compression), et des déplacements importants, puisque la course de son actionneur est de 13 mm. Quoiqu'il en soit, Enduratec est tout à fait adaptée pour l'étude des matériaux biologiques, et en particulier les tissus mous, étant données leur raideur relativement faible et la taille souvent limitée des échantillons.

La gestion des mesures de cette machine se décompose en cinq étapes :

- choix d'un type d'asservissement : déplacement, effort ou tension imposée aux bornes de l'actionneur ;
- choix des gammes d'effort, déplacement ou tension, et des limites entraînant une réaction de la machine ;
- choix d'un type de sollicitation (sinusoïdale, carrée, triangulaire, rampe, maintien d'un niveau ou programmée) ;
- réglage de l'asservissement ;
- mise sous tension de la partie opérative et lancement des mesures.

En utilisant cette machine, dont dispose le laboratoire de biomécanique de Toulouse, nous avons pu effectuer divers tests et en particulier deux séries de mesures ayant pour but la caractérisation des propriétés rhéologiques de la graisse. Dans les deux cas, nous avons utilisé une enveloppe permettant de contraindre la graisse et ainsi de pouvoir la maintenir sur le plateau de l'Enduratec pendant les compressions. En effet, nous avons vu dans le Chapitre 7 que la graisse est composée de nodules de tailles variables qui la rendent proche d'un comportement fluide dans certains cas. Pour des tests en compression, il nous est apparu nécessaire de contraindre les bords des échantillons que nous avons testés pour éviter que la graisse ne se déforme trop, ne s'écrase ou ne se disloque. Ce phénomène de dislocation est encore plus présent dans notre cas où il a fallu découper des échantillons, dans un volume de graisse, selon une forme qui ne respecte pas le réseau des fibres et de membranes. Or, dans les méthodes d'essai classiques, il est impératif de travailler avec un échantillon de formes régulières. Le rôle de cette enveloppe, quelque soit le matériau la composant, est donc de tenir la graisse en forme et en position.

Dans un premier temps, nous avons choisi d'utiliser une gaine composée de silicone puis, au cours d'une seconde batterie de tests, composée de latex. Le fait que le silicone et le latex soient disponibles sous la forme de gaines, c'est-à-dire de cylindres creux, de dimensions connues et garanties, les rend intéressants pour notre étude. De plus, les propriétés, en particulier la souplesse, et le comportement de ces matériaux ne doivent pas influencer sur le comportement de la graisse au cours des tests. La souplesse du matériau, i.e. sa capacité à se déformer sous des contraintes, est une propriété nécessaire de la gaine pour les essais que nous envisageons puisque la graisse contenue dans la gaine doit pouvoir se déformer le plus librement possible au cours des tests. De plus, cette faible rigidité est guidée par le fait que la machine de test, Enduratec, ne peut pas imposer d'efforts très importants (moins de 225 N) sur les échantillons alors qu'une rigidité importante le nécessiterait. Le silicone et le latex ont tous les deux une faible rigidité leur permettant de vérifier cette propriété.

Le problème que pose l'utilisation d'une gaine autour de la graisse est qu'il est nécessaire de connaître les caractéristiques du matériau composant cette gaine afin de déterminer les contraintes et les interactions entre les deux milieux (gaine et graisse). Il a donc

fallu déterminer les paramètres matériaux du silicone et du latex que nous avons utilisé dans notre étude, pour pouvoir ensuite déterminer les paramètres de la graisse.

La définition des paramètres matériau du silicone a fait l'objet du stage de DEA de Fabien Audry (Audry, 2002). Dans la littérature, le module de Young du silicone est compris entre 0,1 et 10 MPa et son coefficient de Poisson est très proche de 0,5. Afin de simplifier son étude, Fabien Audry a pris les hypothèses suivantes : le silicone est (1) un matériau homogène, (2) isotrope, (3) non-vieillissant, (4) linéaire et (5) élastique pur. Pour définir le module de Young et le coefficient de Poisson du silicone, des tests en traction ont été effectués. En prenant un tube de silicone d'une longueur de 140 mm et d'un diamètre extérieur de 8 mm et intérieur de 5 mm, sans rien à l'intérieur, et en le plaçant dans des mords à ses deux extrémités, plusieurs tractions ont pu être appliquées puis répétées sur un ensemble de dix échantillons de tubes. Afin de mesurer les déformations induites par ces tractions, des repères ont été placés sur tous les tubes et suivis pendant les tests par un micromètre à balayage laser. Ces deux repères sont placés assez loin des points d'encrage pour éviter toutes perturbations et sont assez proches (20 mm) l'un de l'autre pour être tout le temps dans le faisceau du laser. Les allongements mesurés lors des tests étant inférieurs à 2 %, le comportement du silicone est quasiment linéaire et l'hypothèse de petites déformations est tout à fait acceptable. Afin de pouvoir calculer les paramètres matériau du silicone, il est aussi nécessaire de mesurer la réduction du diamètre du tube pendant son étirement. Dans ce but, le micromètre laser est placé de façon à ce que son faisceau coupe le tube en son milieu. Grâce aux mesures de l'étirement et de la réduction du diamètre du tube pour une même sollicitation, les relations de déformation longitudinale par rapport au déplacement des mords (pour l'étirement), d'effort par rapport au déplacement des mords et de déformation radiale par rapport au déplacement des mords (pour la réduction du diamètre) ont pu être définies. Il a alors été possible de définir une relation unique entre les déformations longitudinale et radiale. En conséquence, les valeurs du module de Young et du coefficient de Poisson ont pu être calculées : $E = 3,9 \text{ MPa}$ et $\nu = 0,474$.

L'étape de détermination des caractéristiques matériau n'a pas été nécessaire pour le latex étant donné que ses caractéristiques ont été fournies par le constructeur. Les valeurs pour le latex sont de : $E = 2 \text{ MPa}$ pour le module de Young et de $\nu = 0,49$ pour le coefficient de Poisson. Pour plus de simplicité, nous avons pris dans ce qui suit les mêmes hypothèses de modélisation que celles prises pour le silicone.

b. Le modèle analytique mis en place

A partir de ces valeurs, nous avons pu travailler sur la caractérisation des paramètres rhéologiques de la graisse. Il est nécessaire, si l'on souhaite remonter aux caractéristiques mécaniques de la graisse par un calcul direct, de mettre au point un modèle analytique assez simple pour être utilisable, mais rendant compte le plus fidèlement possible de la réalité. Le problème principal induit par l'utilisation d'une gaine autour de la graisse est qu'elle dissimule cette graisse et empêche tout accès et toute visibilité de la frontière entre les deux milieux. Le nombre de conditions aux limites est alors considérablement réduit, et repose donc sur des hypothèses, alors que le nombre d'inconnues est plus important par rapport au cas où on aurait qu'un seul matériau. L'utilisation d'une gaine autour de la graisse amène aussi un problème de contact entre les deux matériaux. En effet, ceux-ci doivent être continuellement en contact pour que les mesures des déformations à l'extérieur de la gaine

reflètent celles de la graisse. Nous avons donc supposé qu'il y avait toujours contact entre la graisse et la gaine.

Nous avons commencé nos mesures avec le silicone, étant donné que nous n'avions pas pensé au latex dans un premier temps. Nous avons repris les cinq hypothèses présentées précédemment. En particulier, nous avons fait attention à occasionner, au cours des mesures, uniquement des déformations qui permettent de faire l'approximation que le silicone est un matériau élastique. En plus de ces cinq hypothèses, les premières mesures nous ont conduit à en faire une supplémentaire : la graisse est incompressible. En effet, on constate les résultats suivants :

- pour un déplacement de 0,25 mm, il faut produire un effort de 2,03 N pour le silicone seul, alors qu'il faut un effort de 1,899 N pour le silicone rempli de graisse.
- pour un déplacement de 0,5 mm, il faut produire un effort de 4,251 N pour le silicone seul, alors qu'il faut un effort de 3,997 N pour le silicone rempli de graisse.

Ainsi, l'effort à fournir, pour obtenir la compression d'un tube de silicone diminue d'environ 6% lorsque le tube de silicone est rempli de graisse, pour un même déplacement. La graisse apparaissant comme moins raide que le silicone, une éventuelle incompressibilité de la graisse pourrait expliquer ce résultat. En effet, même si la majeure partie de l'effort de compression est transmis par le silicone, la graisse, incompressible, soumet la surface intérieure du tube de silicone à une pression (ou contrainte radiale), qui tend à dilater le tube radialement. L'effet de Poisson induit alors une réduction de la contrainte de compression : le tube aurait alors tendance à voir sa hauteur diminuer plus vite que lorsqu'il est vide. Cette hypothèse d'incompressibilité ne paraît pas illogique, puisque la graisse a une forte teneur en eau, dont la compressibilité est quasi nulle.

Dans le modèle analytique que nous avons considéré, l'hypothèse qu'il n'y a pas de frottement entre les extrémités du tube et les plateaux a été prise. On a supposé, en fait, que le tube fléchissait lors de l'application initiale de la contrainte et qu'un renflement se produisait à une hauteur donnée du tube. Grâce à cette dernière approximation, ce modèle est relativement simple et permet d'exprimer le module de Young de la graisse en fonction des variables du problème. L'avantage de cette simplicité est de limiter l'ampleur des incertitudes de mesures, ce qui compense le manque de précision du modèle.

Ce modèle est axisymétrique (Figure 10.2) de hauteur $h = 11.6$ mm, de rayon intérieur $R_i \approx 2.5$ mm (les mesures à l'intérieur de l'échantillon étant impossibles, cette valeur est approchée), et de rayon extérieur $R_e = 4.1$ mm après précontrainte (c'est-à-dire après une légère compression du plateau supérieur). Dans ce qui suit, toutes les variables seront indicées d'un g pour celles correspondant à la graisse et d'un s pour celles correspondant au silicone.

Au cours de l'essai en compression, les données enregistrées ont été les suivantes : un effort de $F = -F.ez$, avec $F = -1,9$ N, un écrasement (ou déplacement axial) de $U_0 = -0,25$ mm et un gonflement (ou déplacement radial pris sur le rayon extérieur) de $g = 0,0475$ mm.

Le problème étant axisymétrique, les déplacements n'ont pas de composante suivant la direction tangentielle.

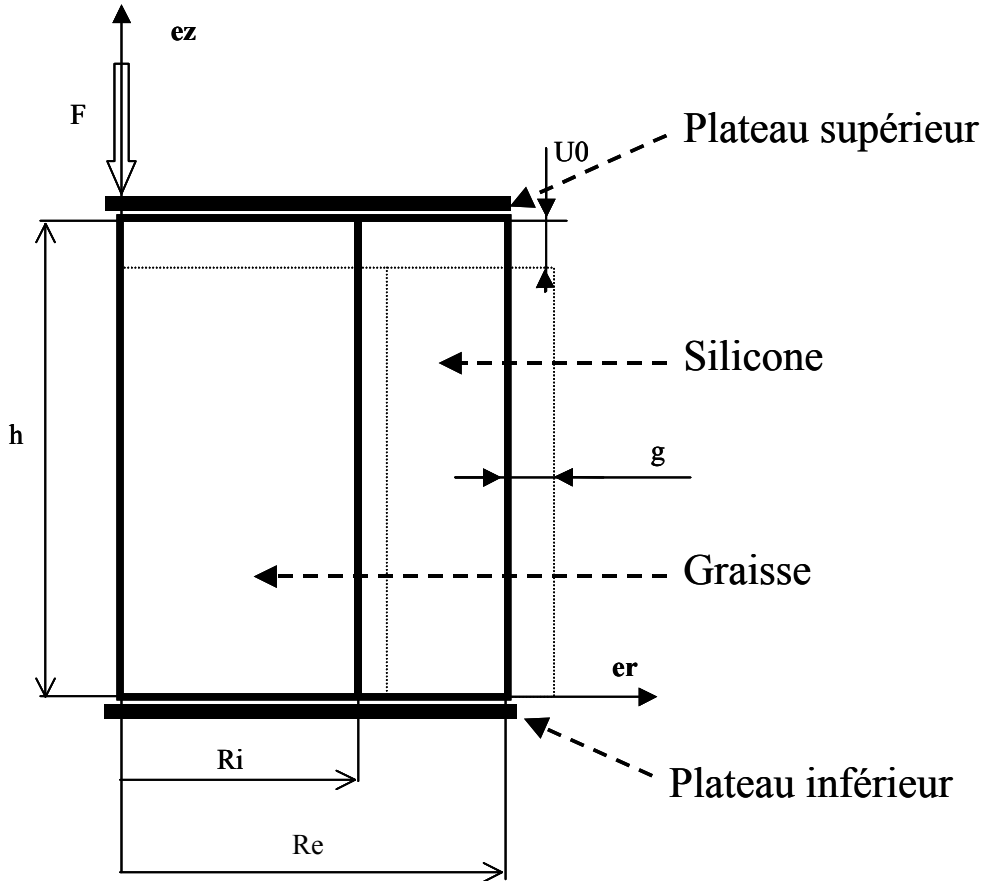


Figure 10.2 - Schéma de la demi section longitudinale du modèle analytique représentant l'échantillon mis en place pour caractériser la graisse dans le silicone.

Pour un point quelconque M de coordonnées (r, z) , on a, dans le cas général, les champs de déplacements \mathbf{U} suivants :

- Pour la graisse : $\mathbf{U}_g = \mathbf{U}_{r_g} \cdot \mathbf{er} + B_g/r + \mathbf{U}_{z_g} \cdot \mathbf{ez}$ (10.1)

avec : $\mathbf{U}_{r_g}(r,z) = A_g \cdot r + f_g(z)$ et $\mathbf{U}_{z_g}(r,z) = C_g \cdot z + g_g(r)$;

- Pour le silicone : $\mathbf{U}_s = \mathbf{U}_{r_s} \cdot \mathbf{er} + \mathbf{U}_{z_s} \cdot \mathbf{ez}$ (10.2)

avec : $-\mathbf{U}_{r_s}(r,z) = A_s \cdot r + B_s/r + f_s(z)$ et $\mathbf{U}_{z_s}(r,z) = C_s \cdot z + g_s(r)$

où f et g sont les forces volumiques et surfaciques.

Les conditions limites du modèle nous permettent deux simplifications :

- La déformée des génératrices extérieures de l'échantillon est la même pour tout z : On en déduit que $f_s(z)=0$. Cela est vrai quelque soit r , donc en particulier pour $r=R_i$. On en déduit que $\mathbf{U}_{r_g}(r,z)$ est le même en tout z , donc que $f_g(z)=0$.

- Le déplacement imposé U_z par les plateaux est le même quelque soit r :

- $\mathbf{U}_{z_g}(z=h) = \mathbf{U}_{z_s}(z=h) = -U_0$ (10.3)

- $\mathbf{U}_{z_g}(z=0) = \mathbf{U}_{z_s}(z=0) = 0$ (10.4)

Ces deux équations impliquent que $g_g(r) = g_r(r) = 0$; on déduit alors de la première équation que $C_g = C_s = C = -U_0/h$.

En résumé, le champ de déplacement est :

- Dans la graisse :
 - Sur l'axe r : $\mathbf{U}_{r_g} = A_g \cdot r$ (10.5)

- Sur l'axe z : $U_{z_g} = C.z$ (10.6)

- Dans le silicone :

- Sur l'axe r : $U_{r_s} = A_s.r + B_s/r$ (10.7)

- Sur l'axe z : $U_{z_s} = C.z$ (10.8)

Avec $C = -U_0/h$.

Ces formes de déplacements sont bien connues dans le domaine de la mécanique des milieux continus et elles satisfont à l'équation d'équilibre local.

A partir de ces champs de déplacements, on peut définir les tenseurs de déformations diagonaux, dans le référentiel (e_r, e_θ, e_z) :

- Pour la graisse : $\varepsilon_g = \begin{bmatrix} A_g & 0 & 0 \\ 0 & A_g & 0 \\ 0 & 0 & C \end{bmatrix}$ (10.9)

- Pour le silicone : $\varepsilon_g = \begin{bmatrix} A_g - \frac{B_g}{r^2} & 0 & 0 \\ 0 & A_g - \frac{B_g}{r^2} & 0 \\ 0 & 0 & C \end{bmatrix}$ (10.10)

Pour déterminer les tenseurs de contraintes, nous nous sommes basés sur la relation de comportement des matériaux élastiques avec les coefficients de Lamé, λ et μ :

$$\sigma = \lambda \cdot \text{Tr}(\varepsilon) \cdot 1_3 + 2 \cdot \mu \cdot \varepsilon \quad (10.11)$$

Les tenseurs de déformation, dans le référentiel (e_r, e_θ, e_z) , ont pour forme :

$$\sigma_i = \begin{bmatrix} \sigma_{ri} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{\theta i} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{zi} \end{bmatrix}$$

avec :

- Pour $i = g$:

- $\sigma_{r_g} = \sigma_{\theta_g} = 2 \cdot (\lambda_g + \mu_g) \cdot A_g + \lambda_g \cdot C$; (10.12)

- $\sigma_{z_g} = (\lambda_g + 2\mu_g) \cdot C + 2\lambda_g \cdot A_g$ (10.13)

- Pour $i = s$:

- $\sigma_{r_s} = 2 \cdot (\lambda_s + \mu_s) \cdot A_s + \lambda_s \cdot C - 2\mu_s \cdot B_s/r^2$ (10.14)

- $\sigma_{\theta_s} = 2 \cdot (\lambda_s + \mu_s) \cdot A_s + \lambda_s \cdot C + 2\mu_s \cdot B_s/r^2$ (10.15)

- $\sigma_{z_s} = (\lambda_s + 2\mu_s) \cdot C + 2\lambda_s \cdot A_s$ (10.16)

Les conditions aux limites permettent de contraindre le modèle et de le rendre plus simple à résoudre. Dans le cas de notre échantillon mixte (où R_i est le rayon interne et R_e est le rayon externe) :

- En déplacement, on a les propriétés suivantes :

- Le gonflement mesuré au niveau du silicone :

$$U_{r_s}(R_e) = A_s \cdot R_e + B_s/R_e = g \quad (10.17)$$

Ce qui conduit à :

$$A_s \cdot R_e + B_s/R_e = g \quad (10.18)$$

- L'égalité des déplacements radiaux à l'interface entre la graisse et le silicone :

$$U_{r_g}(Ri) = U_{r_s}(Ri) \quad (10.19)$$

Ce qui conduit à :

$$A_g.Ri = A_s/Ri + B_s/Ri \quad (10.20)$$

- En effort, on a les propriétés suivantes :

- La condition de bord libre en $r = Re$. Le fait que le vecteur contrainte, en $r = Re$, soit nul nous permet de réécrire l'équation (10.14) sous la forme :

$$2.(\lambda_s + \mu_s).A_s + \lambda_s.C - 2\mu_s.B_s/Re^2 = 0 \quad (10.21)$$

- La continuité du vecteur contrainte à l'interface entre les deux milieux conduit à :

$$\sigma_{r_g}(r=Ri) = \sigma_{r_s}(r=Ri) \quad (10.22)$$

et, en fonction des coefficients de Lamé :

$$2.(\lambda_g + \mu_g).A_g + \lambda_g.C = 2.(\lambda_s + \mu_s).A_s + \lambda_s.C - 2\mu_s.B_s/Ri^2 \quad (10.23)$$

- L'équilibre de pression du plateau supérieur. Avec l'équation de la résultante, projetée suivant ez , on arrive à la relation :

$$\Pi.Ri^2.((\lambda_g + 2\mu_g).C + 2\lambda_g.A_g) + \Pi.(Re^2 - Ri^2).((\lambda_s + 2\mu_s).C + 2\lambda_s.A_s) = -F \quad (10.24)$$

La résolution du sous-système linéaire composés des trois équations indépendantes (10.18), (10.20) et (10.21), nous permet de déterminer les constantes de déplacement A_g , A_s et B_s :

$$(10.20) \Rightarrow B_s = Re.(g - A_s.Re) \quad (10.25)$$

$$(10.21) \Rightarrow A_s = \frac{1}{2(\lambda_s + \mu_s)} \times \left[\frac{2.\mu_s.g}{Re} - \lambda_s.C \right] \quad (10.26)$$

$$(10.18) \Rightarrow A_g = A_s + \frac{B_s}{Ri^2} \quad (10.27)$$

Les équations (10.23) et (10.24) peuvent quant à elles s'écrire sous la forme :

$$(10.23) \Rightarrow (2.A_g + C).\lambda_g + 2.A_g.\mu_g = f_g(Ri) \quad (10.28)$$

$$(10.24) \Rightarrow (2.A_s + C).\lambda_s + 2.C.\mu_s = f_s(Ri) \quad (10.29)$$

avec :

$$f_g(Ri) = 2.(\lambda_g + \mu_g).A_g + \lambda_g.C - 2.\mu_g.\frac{B_g}{Ri^2}$$

$$f_s(Ri) = \frac{1}{Ri^2} \times \left\{ \frac{-F}{\Pi} - (Re^2 - Ri^2) [(\lambda_s + 2.\mu_s).C + 2.\lambda_s.A_s] \right\}$$

Dans l'optique de déterminer les paramètres rhéologiques, λ_g et μ_g , de la graisse, ce système peut s'écrire sous la forme :

$$\begin{bmatrix} (2.A_g + C)2.A_g \\ (2.A_g + C)2.C \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \lambda_g \\ \mu_g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_g(Ri) \\ f_s(Ri) \end{bmatrix} \quad (10.30)$$

Et sa solution est :

$$\lambda_g = \frac{2.C.f_g(Ri) - 2.A_g.f_s(Ri)}{2.C.(2.A_g + C) - 2.A_g.(2.A_g + C)} \quad (10.31)$$

$$\mu_g = \frac{(2.A_g + C).f_s(Ri) - (2.A_g + C).f_g(Ri)}{2.C.(2.A_g + C) - 2.A_g.(2.A_g + C)} \quad (10.32)$$

En utilisant les relations liant les coefficients de Lamé au module de Young et au coefficient de Poisson, on retrouve E_g et ν_g pour la graisse.

Remarque : Ri , qui est petit et n'est pas connu avec précision, intervient au carré et en dénominateur dans les expressions de A_g , f_g et f_s . Une petite erreur sur l'estimation de Ri conduit donc théoriquement à de grandes erreurs sur les valeurs de λ_g et μ_g , et donc de E_g et ν_g .

c. Résultats de la caractérisation

Le premier test réalisé sur un échantillon mixte a montré que la déformée pouvait raisonnablement être considérée comme rectiligne et verticale (Figure 10.3).

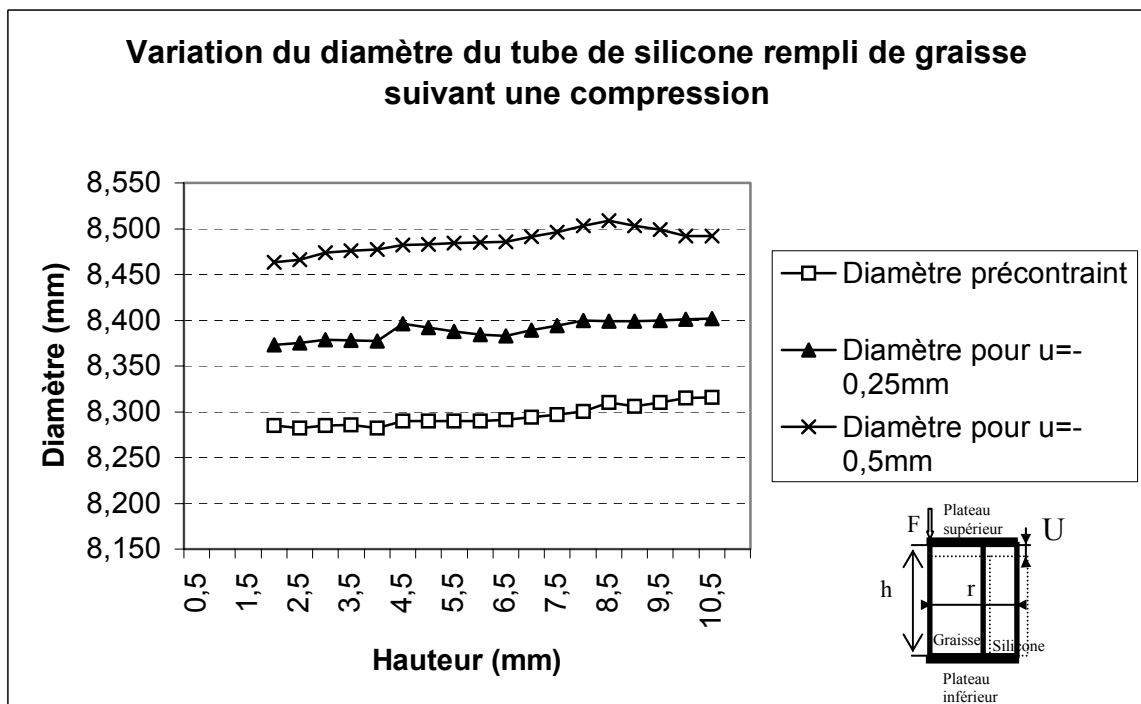


Figure 10.3 – Variation de la déformation (i.e. du diamètre) du tube de silicone rempli de graisse lorsqu'on lui applique une compression conduisant à un déplacement u (écrasement du tube) et donc à une augmentation du diamètre du tube.

Au cours des tests cherchant à déterminer les caractéristiques de la graisse, le chargement consiste en une rampe de déplacement à faible vitesse, pour réduire l'influence des effets visqueux et inertiels. Les premiers résultats expérimentaux donnant des valeurs négatives pour le module de Young, nous avons conclu que nos premières hypothèses n'étaient pas satisfaisantes. Il a donc été décidé de remettre en cause l'hypothèse d'incompressibilité de la graisse et donc de chercher aussi son coefficient de Poisson.

En partant du fait que la graisse était compressible, les applications numériques avec le modèle présenté ci-dessus et ce cas de chargement n'ont rien donné de concluant. En effet, toutes les solutions donnaient un couple de valeurs (λ_g , μ_g) dont l'une au moins des valeurs était négative, ce qui est physiquement impossible. Nous l'avons vu précédemment, ces

estimations sont fortement dépendantes du rayon intérieur du silicone. Ainsi, une variation de l'ordre du micromètre sur R_i change la valeur théorique du gonflement d'environ 3%, ce qui est une proportion très importante au vu des variations observées. Malgré tout, cette impossibilité à déterminer les valeurs (λ_g , μ_g) pour la graisse n'est pas due au choix de R_i , puisque l'étude d'un modèle paramétrique avec une valeur de R_i allant de 2,25 mm à 2,75 mm n'a pas permis de conduire à un couple de valeurs toutes les deux positives.

Dans ce cas, ce problème ne peut que venir du modèle que nous avons utilisé. Or, il semble raisonnable de considérer que la courbure initiale du tube de silicone est négligeable et que le champ de déplacement déterminé est le plus proche de la réalité possible. Il est alors possible que l'erreur vienne de la description des phénomènes se passant à l'interface.

Afin de vérifier que le contact était maintenu à l'interface lors de la sollicitation de compression, les déplacements radiaux théoriques à l'interface pour les deux corps ($U_{r_g}(R_i)$ et $U_{r_s}(R_i)$) ont été calculés, dans le cas où la précontrainte est infiniment proche de zéro (c'est-à-dire lorsque la configuration initiale donne un rayon intérieur pour le tube de silicone égal au rayon extérieur de l'échantillon de graisse, sans pression de contact). Le calcul de ce système revient à résoudre le problème pour chaque corps pris seul, et soumis à une seule contrainte de compression, puisque leurs bords (extérieur pour la graisse, extérieur et intérieur pour le silicone) sont alors libres, d'après la condition de précontrainte quasi-nulle. En utilisant les mêmes champs de déplacement, et en modifiant les conditions d'interface (pas d'égalité des déplacements, σ_{r_g} et $\sigma_{r_s}=0$ en $r=R_i$), on obtient les déplacements suivants :

$$U_{r_g}(r) = v_g \cdot \frac{U_0}{h} \cdot r \quad (10.33)$$

$$U_{r_s}(r) = v_s \cdot \frac{U_0}{h} \cdot r \quad (10.34)$$

En $r=R_i$, on obtient :

$$U_{r_g}(R_i) = v_g \cdot \frac{U_0}{h} \cdot R_i \quad (10.35)$$

$$U_{r_s}(R_i) = v_s \cdot \frac{U_0}{h} \cdot R_i \quad (10.36)$$

On remarque immédiatement que, si $v_g < v_s$, alors $U_{r_g}(R_i) < U_{r_s}(R_i)$ dès le début du chargement. Même s'il y a une pression de contact non nulle à l'interface pour l'état initial, cette pression va rapidement s'annuler et le contact sera donc rompu puisque le silicone s'écrasera plus vite que la graisse créant ainsi une «bulle» d'air entre la surface interne du silicone et la graisse au niveau de la déformation.

Afin d'empêcher ce problème, il est donc nécessaire d'avoir $v_g > v_s$ pour que la graisse soit toujours en contact avec la gaine. Or le coefficient de Poisson du silicone déterminé expérimentalement est très élevé (0,474), et il ne serait pas étonnant que sa valeur exacte soit de 0,5 compte-tenu des incertitudes pesant sur sa détermination et des caractéristiques générales des élastomères. Le coefficient de Poisson de la graisse ne semble pas pouvoir être supérieur à celui du silicone, l'hypothèse considérant que le contact ne serait pas rompu entre la graisse et la gaine ne semble donc pas correcte dans ce cas. Notre modèle est donc inapplicable ici.

d. Améliorations de la méthode de caractérisation

En l'état, il est donc impossible de déterminer les caractéristiques de la graisse avec une gaine dont le coefficient de Poisson est supérieur à celui de la graisse.

La première idée que nous avons eu a été de garder notre modèle et de remplacer le silicone par un matériau dont le coefficient de Poisson serait le plus bas possible. Cette méthode présente deux inconvénients. Le premier est qu'il est impossible de savoir a priori si le coefficient de Poisson du nouveau matériau est inférieur à celui de la graisse, puisqu'on ne connaît pas celui de la graisse... Le deuxième inconvénient, si l'on suppose que la première condition est satisfaite, est qu'il faut que le matériau en question soit assez souple et/ou que l'on puisse en obtenir des épaisseurs suffisamment petites pour que la rigidité du tube final soit égale ou si possible inférieure à celle du tube de silicone, toujours dans un souci de précision. Ces deux inconvénients étant relativement difficiles à résoudre, nous avons laissé de côté cette approche.

Toujours dans l'optique de garder notre modèle analytique, mais en corrigeant le problème de contact, nous avons observé que la comparaison des déplacements radiaux est liée au signe de U_0 . Si l'on pouvait remplacer U_0 par $U_1 = -U_0$, l'échantillon s'allongerait et la graisse verrait sa section se réduire plus lentement que celle du silicone : on aurait alors l'assurance que le contact serait maintenu. Le problème, ici, réside dans l'impossibilité de solliciter la graisse en traction du fait de son relatif manque de tenue. Mais il est possible de contourner cet obstacle en partant d'un état précontraint (le moins possible) tel que la graisse et le silicone aient déjà établi le contact. Si l'on réduit l'écrasement, il semble possible, par la mesure de la variation de l'effort exercé, de déterminer les caractéristiques de la graisse. Cette méthode suppose néanmoins une bonne maîtrise des caractéristiques viscoélastiques du silicone (sa relaxation notamment), et des essais pour différentes amplitudes qui permettraient de valider le modèle. Une autre difficulté est le dosage de la quantité de graisse à introduire préalablement dans le tube de silicone, pour obtenir la précontrainte voulue en fonction du déplacement souhaité. L'application de cette méthode apparaît donc comme très délicate.

La dernière possibilité que nous avons envisagée a été d'utiliser une enveloppe souple (donc a priori constituée d'un élastomère) dont la paroi est suffisamment mince pour considérer que sa rigidité en compression est négligeable devant sa rigidité en «gonflement» (c'est-à-dire en traction tangentielle). Le déplacement radial de la surface interne du tube n'est alors plus dicté par la sollicitation en compression, mais par le déplacement radial de la surface externe de l'échantillon de graisse. Un autre avantage vient du fait que la graisse transmet la quasi-totalité de l'effort de compression, ce qui augmente la précision du calcul. Cette solution nous semblant la plus appropriée pour nos tests, nous avons décidé d'utiliser une enveloppe fine en latex pour caractériser la graisse orbitaire. Nous nous sommes donc basés sur le même modèle analytique, mais en prenant cette fois les caractéristiques matériau du latex : $E_1 = 2 \text{ MPa}$ et $\nu_1 = 0,49$. Malheureusement, le fait que la paroi de la gaine de latex soit très fine, nous avons fait des tests avec une paroi de 1 mm puis de 0,5 mm d'épaisseur, et que le latex soit relativement souple a introduit un phénomène de flambage de l'échantillon, c'est-à-dire que la tenue de l'échantillon mixte n'était pas assurée. Ce phénomène a donc conduit à une déformée complètement instable et donc l'impossibilité de mesurer quoi que ce soit. Ce problème ne vient pas seulement du fait de la faible épaisseur de l'enveloppe de latex. En effet, il est aussi dû à la découpe des bords de la gaine. Il aurait été sûrement possible, avec une découpe parallèle, nette et précise de réduire considérablement ce phénomène, voire

même de l'empêcher. Malheureusement, nous n'avons pas pu disposer, au cours de notre thèse, d'une machine suffisamment précise pour réaliser cette découpe et cette étude en est restée là.

Malgré le fait que nous n'ayons pas pu déterminer les caractéristiques rhéologiques de la graisse orbitaire, nos travaux ont permis de poser les premières bases à une caractérisation des paramètres de la graisse. Ainsi, le modèle analytique présenté dans ce chapitre, malgré ses approximations, pourrait être réutilisé dans de futures études. Le problème du contact au niveau de l'interface entre la graisse et la gaine semble pouvoir être résolu avec une découpe précise, nette, répétable et parallèle des bords de l'enveloppe. On pourrait, pour cela, fabriquer des gabarits pour la découpe du silicone et de la graisse et utiliser une machine de découpe comparable à celles utilisées dans les boucheries. Pour obtenir des échantillons de graisse avec des contours bien réguliers, l'utilisation de cette machine est plus délicate. En effet, la tenue de la graisse n'étant pas garantie à température ambiante, il faudrait certainement effectuer les coupes sur des échantillons congelés, ce qui ne pose pas de problème sur les propriétés physiologiques de la graisse. Par ailleurs, l'aspect de répétabilité de ces tests est capital. En effet, si, pour un procédé extrêmement stable, les résultats sont trop dispersés, on peut être amené à remettre en cause l'homogénéité de la graisse pour les tailles d'échantillons considérés ce qui nous conduirait alors à remettre en cause notre méthode de caractérisation sur de petits échantillons. Dans ce cas, il pourrait être intéressant d'utiliser, en compression, un piston rempli de graisse et de mesurer la raideur de celle-ci suivant différentes sollicitations. L'intérêt d'un tel test serait d'éviter tous les problèmes amenés par l'utilisation d'une enveloppe souple, puisque le corps du piston est complètement rigide.

2. Tests in vivo de la raideur des tissus intra-orbitaires

En parallèle aux essais de caractérisation in vitro des paramètres de la graisse, des tests in vivo, c'est-à-dire sur patients, ont été effectués. Pour cela, étant donné qu'aucun outil ne permet à l'heure actuelle de faire des tests in vivo sur les composants de l'orbite, un capteur adéquat a été créé pour l'occasion. Le but de celui-ci n'est pas de caractériser les paramètres rhéologiques de la graisse, comme nous avons essayé de le faire dans la partie précédente, mais plutôt de déterminer le comportement des composants de l'orbite face à une sollicitation du même type que celle appliquée durant la chirurgie de décompression. Cliniquement, le chirurgien exerce une pression sur le globe pour chasser des tissus intra-orbitaire dans les sinus. Nous avons donc essayé de caractériser le comportement de ces tissus lors de cette pression. Dans ce but, déterminer leur raideur nous est apparu comme intéressant. En effet, la raideur permet de savoir comment un corps va se comporter, au cours du temps, lors de l'application d'une contrainte, puisqu'elle relie l'effort imposé à ce corps au déplacement en résultant (ou inversement le déplacement imposé à un corps et l'effort qui en résulte).

Dans le cadre de la chirurgie de décompression orbitaire, nous avons choisi de construire un capteur capable de mesurer l'effort appliqué par le chirurgien sur le globe et de mesurer le déplacement résultant du globe. Nous allons présenter ce capteur dans la sous-partie suivante et nous verrons, ensuite, les résultats obtenus lors des tests que nous avons effectués sur patients.

a. Présentation du capteur

Le capteur (Figure 10.6) que nous avons utilisé au cours des mesures in vivo de la raideur des tissus intra-orbitaires a donc été conçu de toutes pièces à cet effet et est issu de la collaboration entre le laboratoire TIMC de Grenoble et le laboratoire de biomécanique de Toulouse. En effet, il n'existe rien de comparable actuellement qui puisse permettre ce genre de mesures. D'ailleurs, les universités Joseph Fourier de Grenoble et Paul Sabatier de Toulouse ont dernièrement donné leur accord pour la mise en place d'une procédure visant à déposer un brevet sur ce capteur.

La raideur, nous l'avons vu, est une représentation de l'effort en fonction du déplacement. Techniquement, l'effort est mesuré par un capteur d'effort, c'est-à-dire une jauge de déformation dont le signal est analysé et traité par un pont d'extensométrie, tandis que le déplacement est défini grâce à l'utilisation d'un système de suivi tridimensionnel d'objets au cours du temps. La mise en correspondance de ces deux valeurs permet de déterminer la raideur des tissus mous de l'orbite en fonction du temps. C'est le couplage de ces deux mesures qui est innovant en soi et qui devrait faire l'objet d'un brevet. Il y a donc deux dispositifs de mesures incorporés dans le capteur.

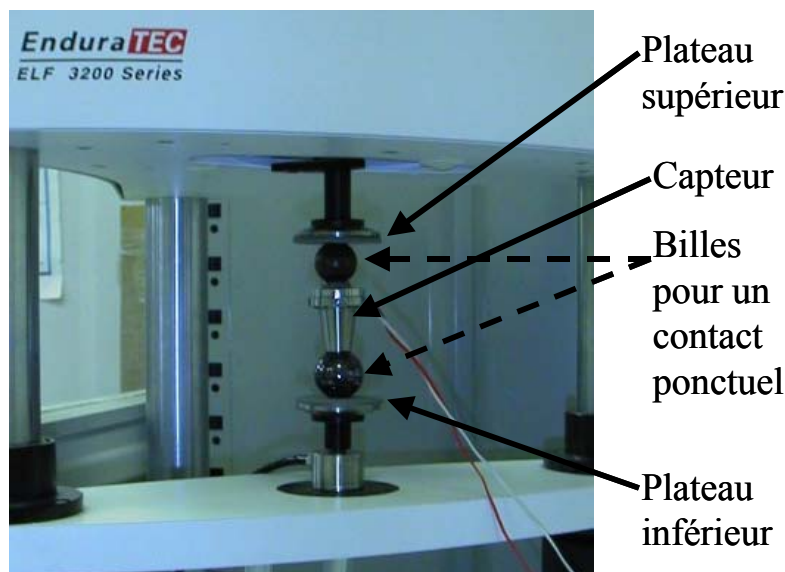


Figure 10.4 – Calibrage avec Enduratec. Les billes servent à simuler le contact du doigt du chirurgien sur le capteur, en haut, et le globe du patient sous le capteur, en bas.

Le premier est celui permettant de quantifier l'effort, en Newtons, exercé par le chirurgien sur le globe oculaire du patient. Cette partie du capteur est composée d'une membrane déformable très fine en métal sur laquelle est collée une jauge d'extensométrie et où l'effort est appliqué. Cette jauge, associée à un pont de Wheatstone, permet de mesurer les déformations de la membrane. C'est en fait une petite résistance qui, lorsque la membrane se déforme, s'allonge ou se rétracte. Cette déformation se traduit par une variation de la valeur de la résistance. Le pont de Wheatstone traite ces variations de résistance et donne en sortie une valeur de déformation de la membrane en $\mu\text{m.m}^{-1}$. Grâce à un calibrage du capteur d'effort, la mesure des déformations est associée à l'effort exercé sur la membrane.

Cette phase de calibrage a été effectuée via la machine Enduratec présentée dans la partie précédente. Il s'agit d'effectuer un grand nombre de mesures de déformations en fonction de l'effort appliqué avec Enduratec (Figure 10.4). Ces mesures sont ensuite moyennées de façon à obtenir le comportement moyen de la jauge lorsqu'elle est soumise à un effort (Figure 10.5). Cette courbe moyenne et son approximation polynomiale permettent de déduire de la déformation mesurée pendant la mesure in vivo l'effort appliqué par le chirurgien. L'approximation polynomiale de la courbe moyenne de l'effort y en fonction de la déformation x est la suivante :

$$y = 0,4048e^{0,0232x} \quad (10.37)$$

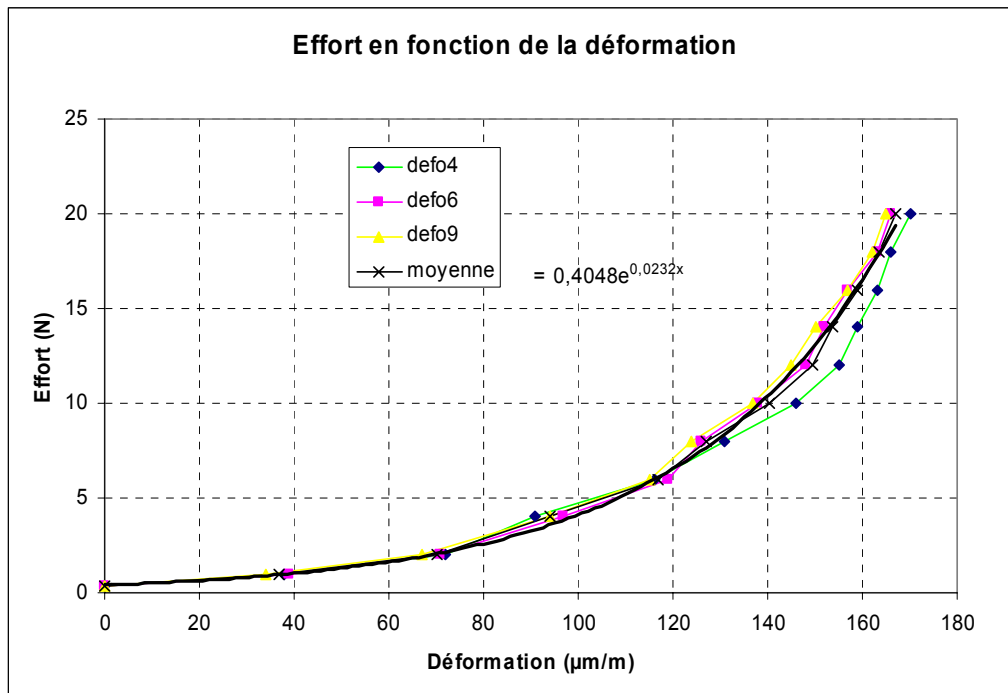


Figure 10.5 – Courbes de trois des dix mesures effectuées pour calibrer le capteur d'effort et obtenir sa courbe de comportement moyen (présenter par une exponentielle).

Le deuxième dispositif de mesure est basé sur l'utilisation d'un localisateur tridimensionnel. En réalité, le localisateur n'est pas fixé sur le capteur. Celui-ci est à deux ou trois mètres du capteur, donc du champ opératoire, et permet de repérer un corps rigide (une plaque en plastique) fixé sur le capteur. Sur ce corps rigide (noté (7) sur la Figure 10.6 (b)) se trouve quatre pastilles réfléchissantes qui renvoient les ondes infrarouges émises par le localisateur (dans notre cas, un localisateur Polaris ©). Le logiciel de traitement des données reçues par le localisateur détermine les déplacements, en millimètre, du corps rigide, donc du capteur, dans l'espace. Ainsi, le déplacement du globe est quantifié par ce dispositif puisqu'il est en contact rigide avec le capteur. Le capteur n'est pas directement en contact avec le globe. En effet, pour le protéger, une coque en métal polie est placée sur le globe et c'est sur celle-ci que vient appuyer le capteur.

Techniquement, le capteur doit donc regrouper ces deux dispositifs pour permettre de mesurer la raideur des tissus intra-orbitaires. La Figure 10.6 (b) donne une vue éclatée du capteur et permet de voir ses différentes pièces. La membrane (1) sous laquelle est collée la jauge (pas visible sur le schéma), est encadrée entre deux pièces métalliques : la collerette (3) et l'embase (4). L'embase (4), est en contact avec une coque ophtalmologique

conventionnelle posée sur l'œil et lui sert de protection. La collerette (3), sert à maintenir la membrane en position sur l'embase. Le capot (5) permet de répartir uniformément l'effort appliqué par le chirurgien par l'intermédiaire d'un cylindre en silicone (6). Toutes ces pièces sont composées de matériaux stérilisables avant l'utilisation clinique. Les pièces (3), (4), (5), sont en alliage d'aluminium. La membrane (1) est en acier inoxydable, et le cylindre (6) est en silicone. La collerette (3) est également la zone de fixation du corps rigide (7) permettant de localiser le capteur dans l'espace. Elle comporte deux points d'ancrage dans lesquels le corps rigide peut être vissé. Le poids total du capteur, avec le corps rigide, est de 47 grammes (dont 10 grammes pour le corps rigide). La Figure 10.6 (a) représente le capteur une fois monté et la Figure 10.7 le capteur en situation clinique. Les plans et les cotes du capteur sont donnés dans l'Annexe H.

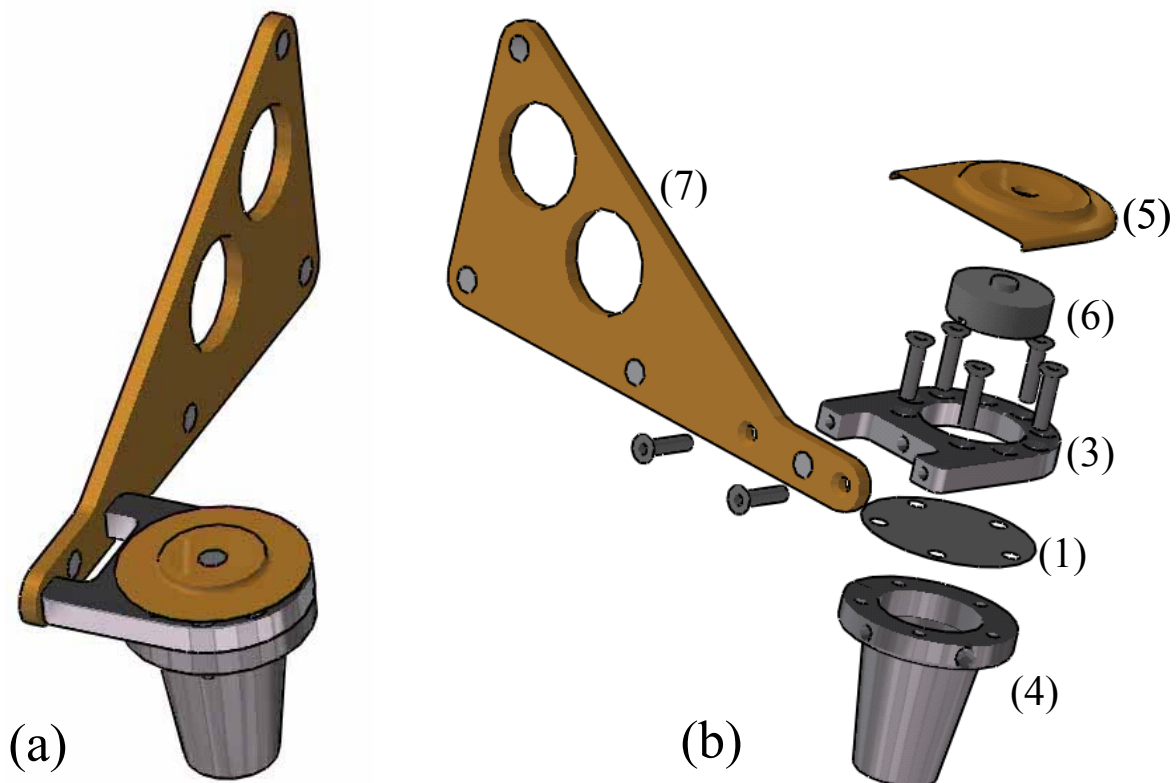


Figure 10.6 – (a) Représentation du capteur «monté». (b) Schéma «éclaté» du capteur. Ses composants sont les suivants : (1) membrane sur laquelle est collée la jauge, (3) collerette de fixation de la membrane, (4) embase en contact avec la coque de protection, (5) capot sur lequel le chirurgien appuie, (6) cylindre de silicone et (7) corps rigide pour le repérage tridimensionnel.

Ce capteur a été conçu, pour cette thèse, dans le but de mesurer sur patient la raideur des tissus mous orbitaires. Une autre application est aussi possible, mais n'a pas encore été testée. Il s'agit de mesures in vivo de raideurs de la peau ou de muscles. La méthode serait exactement la même, sauf qu'à la place de la coque de protection du globe, un embout plat permettrait de répartir la pression sur la surface des tissus mous à tester. Ce point fait également partie du dépôt de brevet.

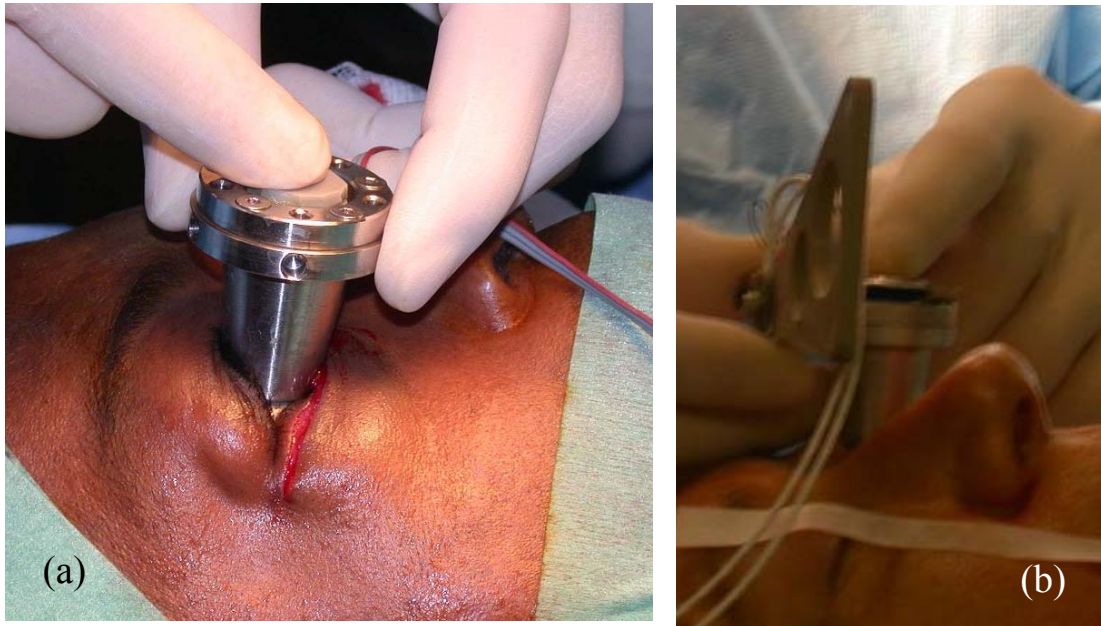


Figure 10.7 – Illustration de l'utilisation clinique de notre capteur pour mesurer la raideur dans le cadre d'interventions de décompression orbitaire. (a) Capteur sans le corps rigide et (b) Capteur avec le corps rigide.

b. Premiers tests in vivo

Les premières mesures effectuées sur un patient ont été réalisées sans moyen de localisation tridimensionnelle (Figure 10.7 (a)) et ont permis d'étalonner notre capteur d'effort. Ainsi, nous avons pu déterminer que la plage de mesure serait entre 0 et 20 N.

Pour pouvoir être intéressant, il est nécessaire de coupler notre capteur d'effort à un localisateur tridimensionnel, de façon à pouvoir remonter à la raideur des tissus intra-orbitaires. La deuxième série de mesures in vivo a donc été réalisée en utilisant la version du capteur équipée d'un corps rigide permettant de le localiser dans l'espace (Figure 10.7 (b)).

Pour effectuer une acquisition dynamique (c'est-à-dire permettant un petit intervalle de temps entre chaque mesure), nous avons développé deux programmes permettant de commander les deux systèmes de mesures. Pour le localisateur Polaris ©, nous avons développé, en Visual C++, un logiciel mesurant tous les dixièmes de secondes la position du corps rigide et donc du capteur. Pour la jauge de déformation, nous avons utilisé le langage de programmation Labview pour développer un logiciel qui a été interfacé avec un pont de Wheatstone (prêté par Elisabeth Lebreau de l'INSA Toulouse). Ce logiciel permet, lui aussi toutes les 0,1 s, l'acquisition de la déformation de la jauge collée sur la membrane du capteur et par voie de conséquence de l'effort appliqué sur le globe. Ces deux logiciels créent en sortie des fichiers d'acquisition en fonction de l'horloge interne de la machine. Pour les mesures au bloc opératoire nous avons utilisé le PC portable équipé d'un processeur de 250 MHz et de 64 Mo de mémoire, du laboratoire de biomécanique de Toulouse.

Les tests in vivo ont été réalisés par le Professeur Boutault. La procédure d'acquisition a été la suivante :

- lancer les deux logiciels de mesures,
- placer le capteur en position,
- effectuer trois séries d'appui sur le globe

- enregistrer les efforts et déplacements résultants,
- stopper l'acquisition des deux logiciels,
- sortir le capteur du champ opératoire.

Une acquisition type est représentée par la Figure 10.8. Sur cette figure, les mesures des déplacement effectués avant et après les variations d'effort ont été supprimées de façon à avoir le moins possible de mouvements ne correspondant pas aux pressions sur le globe. Néanmoins, il est parfois nécessaire pour le chirurgien de retirer le capteur du globe, en cours de mesure, pour avoir une meilleure visibilité du champ opératoire. La mesure continuant, le déplacement et parfois l'effort mesuré sur le capteur peuvent varier sans rapport avec l'appui que l'on cherche à quantifier lors de la mesure. Ce genre d'incident est d'ailleurs visible sur la Figure 10.8 dans l'intervalle de temps $t = 41494$ s et $t = 41497$ s où le déplacement est négatif (le capteur a été soulevé au dessus du globe) tandis que l'effort est nul (aucune pression n'est appliquée sur la membrane). Néanmoins, ce genre d'incidents est sans conséquence sur la mesure, puisqu'ils n'interviennent pas sur les conditions d'acquisition.

La Figure 10.8 permet d'observer lors de chaque appui, l'effort mesuré et le déplacement résultant du capteur. Concrètement, on observe l'effort appliqué au globe et son recul dans la cavité orbitaire. L'effort est borné dans l'intervalle 0-19 N tandis que le déplacement se situe dans l'intervalle 0-17mm.

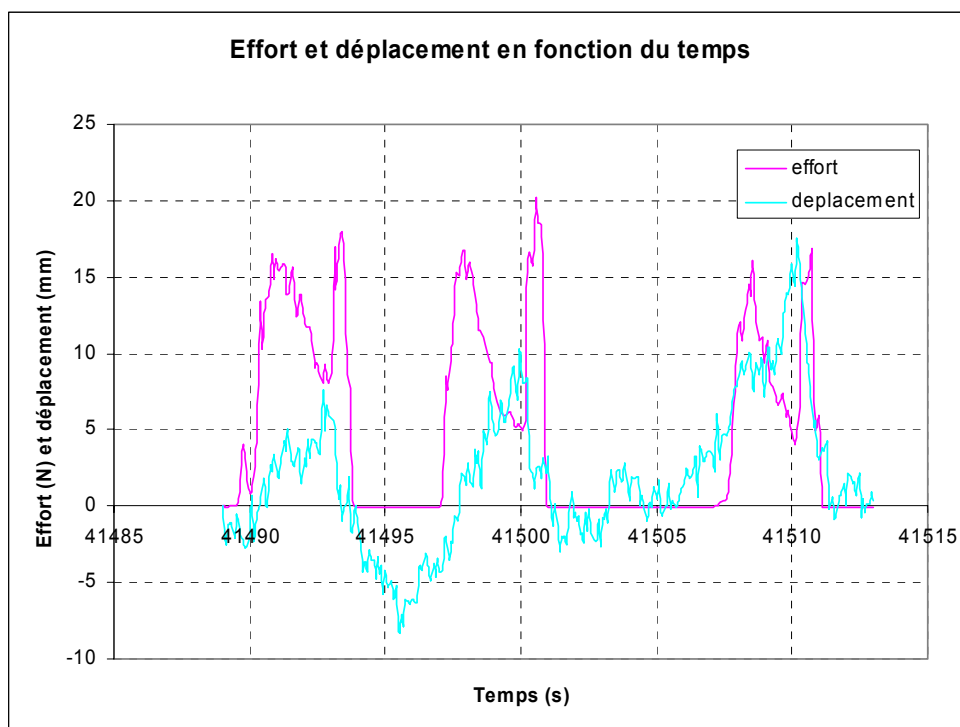


Figure 10.8 – Acquisition de l'effort et du déplacement au cours d'une mesure in vivo avec le capteur, sur l'orbite gauche, après ostéotomie des parois orbitaires.

Six mesures in vivo ont été effectuées. Trois l'ont été avant l'intervention, c'est-à-dire sur le globe pathologique et sans qu'aucune incision ni ostéotomie n'aient été effectuées. Les trois autres ont été réalisées après l'intervention, donc après l'ouverture du plancher orbitaire et après avoir appuyé «conventionnellement» (i.e. sans capteur) sur l'œil.

Etant donné que les courbes de déplacement du globe sont en léger retard sur celles de l'effort, il est difficile de déterminer une courbe de raideur représentative de la raideur des tissus composants l'orbite. De façon à avoir des valeurs représentatives, nous nous sommes basés sur des valeurs d'effort et de déplacement nous semblant intéressantes. Ainsi, nous avons pris les valeurs maximales du déplacement et les effort leurs correspondants (il y a entre 4 et 6 pics pour chaque courbe). On obtient les valeurs de raideur moyenne R consignées dans la Table 10.1 :

Mesure	Orbite concernée	Moment	Raideur moyenne (N.mm ⁻¹)	Ecart type (N.mm ⁻¹)
1	gauche	pré-opératoire	2,84	1,9
2	gauche	pré-opératoire	2,18	0,4
3	droite	pré-opératoire	3,73	2,2
4	gauche	post-opératoire	1,66	0,7
5	gauche	post-opératoire	0,91	0,1
6	droite	post-opératoire	2,11	1,2

Table 10.1 – Valeurs moyennes de la raideur des orbites gauche et droite, avant et après l'intervention.

Les raideurs moyennes présentées dans la Table 10.1 sont issues de valeurs relativement hétérogènes. Pour éviter une trop grande incertitude sur ces mesures il sera nécessaire par la suite de définir un protocole plus strict, en accord avec le clinicien utilisant le capteur. Il s'agit par exemple de prendre garde à ne pas soulager le poids du capteur lorsque celui-ci est posé sur la coque de protection du globe, ou d'éviter de rompre le contact entre le capteur et la coque pendant la mesure.

Néanmoins, malgré les incertitudes qui pèsent sur ces valeurs moyennes de raideur, elles sont en accord avec les valeurs préliminaires déterminées dans le but d'étudier les efforts et les déplacements appliqués au patient de référence. En effet, dans le Chapitre 7, nous avons vu que l'effort que nous avons supposé être imposé au patient était de 12 N et le déplacement en résultant était de 4 mm. Ces valeurs impliquent une raideur maximum de 3 N.mm⁻¹ avant l'intervention. Ce résultat est cohérent avec les raideurs moyennes présentées dans la Table 10.1, qui sont comprises entre 2,18 N.mm⁻¹ et 3,73 N.mm⁻¹, ce qui conduit à une raideur moyenne pour ces trois mesures de 2,92 N.mm⁻¹.

Par ailleurs, les valeurs données dans la Table 10.1 sont intéressantes car elles permettent de déterminer qualitativement la variation de la raideur avant et après la décompression orbitaire. Ainsi, pour l'orbite gauche, la raideur moyenne est de 2,51 N.mm⁻¹ (moyenne entre les mesures 1 et 2) avant l'intervention, et de 1,29 N.mm⁻¹ (moyenne entre les mesures 4 et 5) après l'intervention, soit une réduction de 24 % entre ces deux moments. De même, pour l'orbite droite, la raideur moyenne est de 3,73 N.mm⁻¹ avant l'intervention (plus importante qu'à gauche peu être parce que la protrusion de l'œil droit est plus importante), et de 2,11 N.mm⁻¹ après l'intervention, soit une réduction de 43 % entre ces deux moments. Aux vues de ces valeurs, il semble donc que la réduction de l'exophtalmie par décompression orbitaire réduise la raideur des tissus orbitaires d'environ 30 %. Pour pouvoir déterminer si cette tendance est réaliste, il faudra, dans le futur, effectuer de nouvelles mesures sur de nouveaux patients atteints d'exophtalmie.

Malgré le fait que ces mesures ne concernent qu'un patient, leurs résultats sont intéressants puisqu'ils permettent de déterminer la valeur moyenne de la raideur des tissus d'une orbite pathologique (environ $2,9 \text{ N.mm}^{-1}$) et celle de tissus sains, ou tout du moins la raideur des tissus une fois la décompression effectuée (environ $1,6 \text{ N.mm}^{-1}$). Il faudrait, ici aussi, confirmer cette tendance sur des patients souffrant d'exophtalmie et sur des gens sains. Ces mesures pourraient alors, sans aucun doute, aider au cours d'une phase de diagnostic en permettant de déterminer si la raideur des tissus intra-orbitaires du patient est trop importante et s'il est nécessaire de pratiquer une décompression orbitaire ou pas.

De plus, ces mesures nous permettent de valider une partie des résultats de notre modèle éléments finis. En effet, dans le Chapitre 8, nous avons estimé la raideur moyenne du patient de référence à $2,85 \text{ N.mm}^{-1}$. Cette raideur prédite est relativement proche de la raideur mesurée pour les tissus pathologiques et estimée à $2,92 \text{ N.mm}^{-1}$. Malgré le fait que ces valeurs ne portent pas sur le même patient, cette comparaison est encourageante et laisse penser que notre modèle éléments finis permet une estimation relativement correcte de la raideur moyenne des tissus et donc du recul en fonction de l'effort imposé par le chirurgien au cours de la décompression orbitaire.

Il est à noter que ces mesures ont été effectuées avec une version du capteur utilisant deux jauges collées en opposition, c'est-à-dire une sur chaque face de la membrane. Néanmoins seule la jauge située sous la membrane, donc sur laquelle aucun effort n'est appliqué directement, a été utilisée pour les mesures. En effet, la jauge située sur la membrane est en contact direct avec le silicone et elle mesure à la fois la déformation de la membrane et la déformation de la jauge sous la pression du silicone... Cette jauge faussant les mesures, elle n'a pas été prise en compte. La future version du capteur sera donc basée sur une seule jauge, collée sous la membrane ce qui permettra des mesures plus précises (puisque la plage de mesure, prévue pour une seule jauge, sera plus grande pour le même effort) et à un coût moindre.

En conclusion, ces mesures in vivo permettent une estimation relativement satisfaisante du recul et de l'effort au cours de la chirurgie visant à réduire l'exophtalmie. Ce capteur permet, de plus, de déterminer la raideur avant et après l'intervention et semble ainsi capable de fournir une aide au diagnostic sur les exophtalmies en donnant une indication sur la tension des tissus intra-orbitaires.

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.

Annexe A : Les parois orbitaires

Il y a deux cavités orbitaires, symétriques par rapport au nez qui les sépare. Elles se situent entre les os du crâne et de la face. Les parois sont constituées de sept os : l'ethmoïde, l'os lacrymal, le maxillaire, le processus orbitaire du palatin, l'os zygomatique, le sphénoïde et l'os frontal.

La forme de l'orbite est celle d'une pyramide quadrangulaire à base antérieure (ventrale) et à sommet postérieur (dorsal). En dorsal, la disparition de la paroi inférieure en fait une pyramide triangulaire. La profondeur de la cavité orbitaire est en moyenne de 45 mm (chez l'adulte, le minimum est de 42 mm et le maximum est de 50mm) selon Rouvières [Rouvières et Delmas, 1991]. Le grand axe de l'orbite est oblique (cf. axe 2, Figure A.1).

L'orifice ventral de la cavité orbitaire (c'est-à-dire la base de la pyramide) mesure en moyenne 40 mm de large et 35 mm de haut [Rouvières et Delmas, 1991]. Ces valeurs varient selon l'âge et le sexe du sujet. La distance entre les deux orbites varie entre 27 et 33 mm. Le volume total de l'orbite osseuse est de 16 à 30 ml avec le globe [Forbes *et al.*, 1985, Gola *et al.*, 1995]. Il existe des différences entre les volumes mesurés à droite et à gauche chez le même sujet (de 8 à 17%). Néanmoins, il est estimé par beaucoup d'auteurs à 30 ml Gola *et al.*, 1995]. Ce volume est inextensible chez l'adulte.

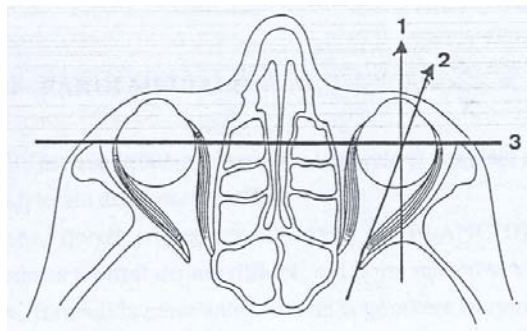


Figure A.1 – Axes de l'orbite : (1) axe visuel, (2) axe de l'orbite osseuse et (3) ligne bi-zygomatique.

L'orbite osseuse est composée de quatre parois (Figure A.2) et de quatre bords, une base (ou rebord orbitaire) et un apex.

La paroi médiale (Figure A.2 a)) est un quadrilatère à peu près vertical et parallèle au plan sagittal. Elle marque la séparation entre la paroi latérale des fosses nasales et le contenu orbitaire. Elle est constituée du processus frontal du maxillaire, de l'os lacrymal, de la lame orbitaire de l'ethmoïde (qui est en partie visée par les propositions thérapeutiques développées plus loin) et de la face latérale du corps sphénoïde. Cette paroi médiale est très fine et constitue certainement la paroi la plus fragile de la cavité orbitaire.

La paroi inférieure (Figure A.2 b)), qu'on appelle communément le plancher orbitaire, n'existe que dans les deux tiers antérieurs de l'orbite. Elle a une forme globalement triangulaire. Elle est constituée de trois os : la face orbitaire du maxillaire, la face orbitaire de l'os zygomatique et le processus orbitaire de l'os palatin. Cette paroi sépare la cavité orbitaire du sinus maxillaire, située en dessous d'elle. Elle est fine et par conséquent fréquemment sujette aux fractures lors des traumatismes orbitaires. Sa configuration est, elle aussi, mise à profit dans les choix de traitement de l'ophtalmopathie dysthyroïdienne.

La paroi latérale (Figure A.2 c)) est la paroi la plus solide de l'orbite et constitue un des piliers de résistance latérale de la face. Elle est de forme triangulaire à base ventrale. Elle

est constituée de faces orbitaires de trois os : l'os frontal, l'os zygomatique et la grande aile du sphénoïde. Cette paroi latérale, ou temporale, bien que très épaisse, est facilement abordable chirurgicalement, ce qui permet de la réséquer ou de la déplacer.

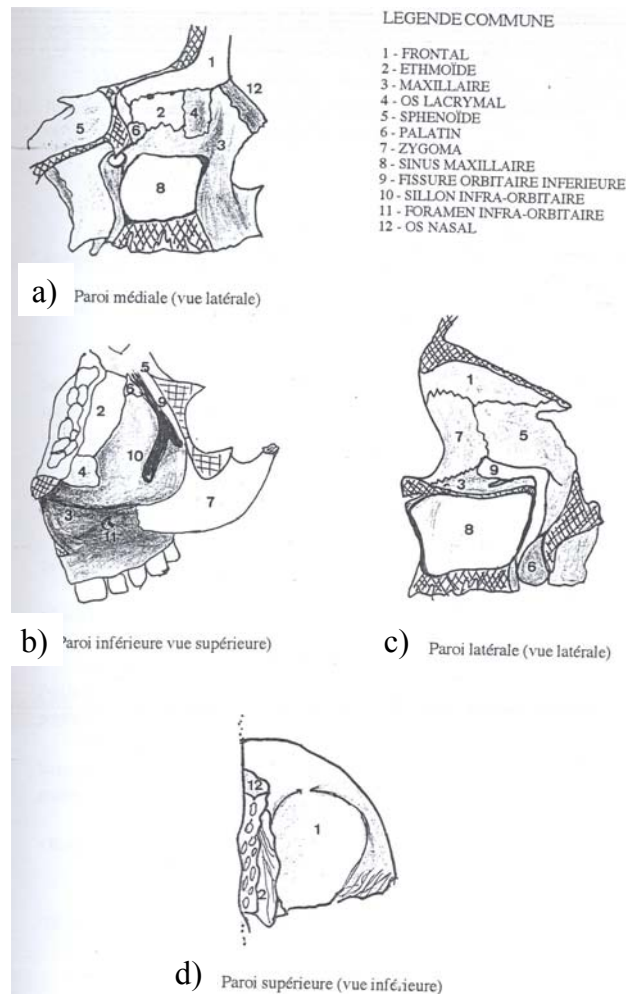


Figure A.2 – Les quatre parois de l'orbite (d'après [Sobotta, 1994]).

La paroi supérieure (Figure A.2 d)), ou plafond ou voûte orbitaire, est triangulaire et constitue la cloison séparant le contenu orbitaire du lobe frontal du cerveau. Elle est constituée, de deux os : la lame horizontale de l'os frontal et la petite aile du sphénoïde. La paroi supérieure est aussi une paroi fine et peut constituer une voie d'abord pour un neurochirurgien.

Les quatre parois orbitaires sont réunies entre elles par des bords généralement émoussés qui les lient deux à deux. Il y a le bord supéromédial, liant les parois supérieure et médiale, le bord inféromédial, entre les parois inférieure et médiale, le bord inférolatéral, liant les parois inférieure et latérale, et le bord supérolatéral, entre les parois latérale et supérieure.

Le rebord orbitaire est de forme circulaire chez l'enfant et grossièrement quadrilatère chez l'adulte. Il est formé par un os solide et relativement épais.

L'apex orbitaire (le sommet de la pyramide) est situé au niveau de la partie médiale de la fissure orbitaire supérieure. Au dessus et à l'intérieur de lui est percé le canal optique. La fissure orbitaire supérieure fait communiquer la cavité orbitaire avec l'étage moyen de la base du crâne et est traversée par de nombreux éléments vasculo-nerveux. Ces éléments sont : les

nerfs oculomoteurs (III), trochléaire (IV), abducens (VI), les nerfs naso-ciliaire (ou ophtalmique), lacrymal et supraorbitaire (i.e. supérieur), la racine sympathique du ganglion ophtalmique, ainsi que les veines ophtalmiques. A l'intérieur de la partie médiale de la fissure orbitaire supérieure et sous le canal optique, le corps sphénoïde porte le tubercule sous-optique. Ce tubercule est un des points d'insertion du tendon commun des muscles droits de l'œil, le tendon de Zinn. Ce tendon se divise rapidement en quatre bandelettes fibreuses divergentes donnant naissance aux quatre muscles droits.

Le canal optique est creusé entre les deux racines de la petite aile du sphénoïde et fait communiquer l'orbite avec l'étage antérieur de la base du crâne. Il est long de 6 à 12 mm. Son orifice orbitaire est ovalaire, large d'environ 5 mm, et laisse passer le nerf optique accompagné des méninges et de l'artère ophtalmique.

Annexe B : Le complexe aponévrotique orbitaire

Chacun des muscles décrits dans le Chapitre 1 est entouré par une enveloppe cellulo-fibreuse qui s'étend de la zone d'insertion proximale à sa terminaison sclérale. Ces enveloppes, et leur expansion, la capsule de Tenon, forment l'aponévrose orbitaire. Ces gaines musculaires s'épaississent régulièrement de dorsal en ventral. Elles sont reliées entre elles par des ailerons ou membranes inter-musculaires, qui forment le cône rétro bulbaire, divisant ainsi, comme nous l'avons évoqué plus haut, le contenu orbitaire en éléments intra et extra coniques. Il faut noter que la gaine du muscle droit supérieur émet une expansion la reliant à celle du muscle releveur de la paupière supérieure, expliquant ainsi leur synergie d'action physiologique : la paupière s'élevant automatiquement lors du regard extrême vers le haut. Ce lien explique aussi les rétractions palpébrales supérieures rencontrées lors des atteintes musculaires consécutives à l'orbithopathie dysthyroïdienne.

Les gaines des muscles droits horizontaux possèdent des expansions, appelées ligaments d'arrêt, qui vont les lier en particulier aux parois osseuses de l'orbite, et constituer ainsi des éléments de fixation du contenu orbitaire dans le volume osseux. Ces ligaments jouent un rôle d'amarrage des muscles au rebord orbitaire et empêchent la compression du globe lors de la contraction musculaire.

Les gaines des muscles droits verticaux et les muscles obliques envoient aussi des expansions aponévrotiques. En particulier, celle du droit inférieur va s'unir avec la gaine de l'oblique inférieur pour former le ligament de Lockwood. Ce ligament permet la coordination synergique des actions de ces muscles et forme un hamac au dessous du globe qu'il soutient.

La capsule de Tenon est une membrane fibreuse qui va envelopper les éléments de l'appareil de la vision en recouvrant la sclère. Elle s'étend de l'orifice du canal optique au limbe scléro-cornéen. Comme toutes les enveloppes de glissement de l'organisme, elle est divisée en deux feuillets : l'un viscéral, plaqué contre la sclère, l'autre pariétal, en contact avec la graisse rétro-bulbaire en dorsal et avec la conjonctive en ventral. En rétro-équatorial, le feuillet superficiel de la capsule de Tenon est constitué par le feuillet réfléchi des gaines musculaires et est en rapport avec la graisse intra-conique dans laquelle il envoie des cloisons fibreuses [Hullo, 1989]. Ces cloisons représentent des éléments de fixation relative du contenu orbitaire dans la cavité. La capsule est perforée au pôle postérieur par le nerf optique et les éléments vasculo-nerveux.

Annexe C : Les autres origines de l'exophtalmie

Nous avons vu dans le Chapitre 1 que les exophtalmies peuvent être dues à de nombreuses autres causes, sans rapport avec la thyroïde : des anomalies des parois, des traumatismes, des inflammations, des tumeurs. Les exophtalmies dues à des problèmes endocriniens ont été présentées au cours du Chapitre 1.

Les exophtalmies par anomalie des parois peuvent être dues : à un méningocèle, ou à une craniosynostose.

- Le méningocèle est dû à une déhiscence de la paroi supérieure ou interne de l'orbite qui peut aboutir à une hernie méningée. L'exophtalmie ainsi créée est pulsatile par transmission du pouls cérébral et le plus souvent réductible. Le traitement est chirurgical et suppose une collaboration neurochirurgicale.
- La craniosynostose correspond à la soudure précoce des sutures crâniennes. Cette soudure aboutit à un refoulement en avant de l'étage supérieur de l'orbite qui est verticalisée. Dans les cas extrêmes, l'exophtalmie ainsi créée est considérable.

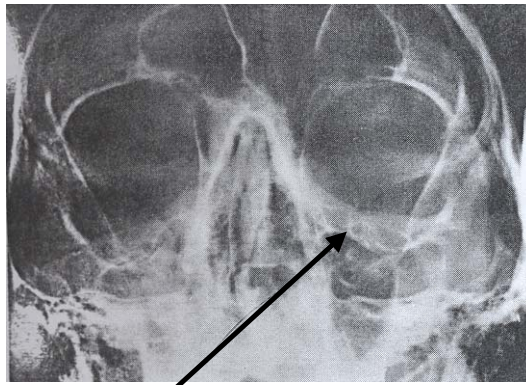
Les exophtalmies d'origine traumatiques ont de nombreuses causes. Elles peuvent être dues à :

- Un hématome orbitaire, d'apparition rapide avec tension des tissus orbitaires, un aspect violacé des paupières et rapidement une hémorragie sous conjonctivale. Il entraîne souvent une limitation des mouvements et se résorbe spontanément en quelques jours.
- Un emphysème orbitaire, qui se reconnaît à la crépitation que l'on ressent au doigt lors de la pression sur les paupières. L'emphysème traduit la rupture d'une des parois de l'orbite au niveau d'une cavité sinusienne (plancher, os planum). Il faut recommander au sujet d'éviter de créer une surpression dans les fosses nasales en se mouchant et pratiquer une désinfection nasale. La guérison spontanée est la règle.
- Un corps étranger dans l'orbite. Il pénètre soit à l'occasion d'un traumatisme avec plaie palpébrale importante (fragment de pierre ou de bois lors d'un accident de la route par exemple), soit par projection (corps étranger métallique). Les corps étrangers peuvent entraîner une inoculation septique déclenchant une cellulite orbitaire, une simple réaction inflammatoire ou agir seulement par leur volume limitant la motilité oculaire.
- Une fracture de l'orbite. Elle peuvent être classées en trois rubriques : les fractures par blow out, les fractures du malaire et les fractures complexes.

Les fractures par blow out sont causées lors d'une contusion (coup de poing, balle) au cours de laquelle se crée une hyper-pression dans la cavité orbitaire. S'en suit une fracture d'une des parois fragiles de l'orbite (Figure C.1) : plancher le plus souvent, os planum parfois. Cette fracture peut aboutir à l'incarcération, dans le foyer fracturaire, de la graisse orbitaire et des muscles oculomoteurs : droit inférieur et petit oblique s'il s'agit du plancher, droit interne s'il s'agit de l'os planum. Les signes essentiels seront donc l'énophtalmie (puisque'il y a passage d'une partie du contenu orbitaire dans le foyer de fracture et limitation des mouvements oculomoteurs). Le diagnostic sera fait

sur la tomographie de l'orbite ou sur le scanner qui visualise le problème osseux. Le traitement uniquement chirurgical consiste à reconstituer la paroi défectueuse avec soit un greffon osseux, soit du matériel synthétique.

Les fractures du malaire sont souvent entraînées par un traumatisme de la région jugale. Le malaire est alors arraché de ses deux points d'attache, la suture fronto-malaire et la suture maxillo-malaire. Le diagnostic clinique sera fait sur la constatation, par palpation du rebord orbitaire, d'un décalage et d'une douleur au niveau de ces deux sutures. Certaines formes sont complexes avec éclatement du malaire. La fracture du malaire entraîne presque toujours une fracture du plancher comportant les mêmes signes que dans les fractures par blow out. Le traitement comporte alors une repose du malaire avec ostéosynthèse et une réfection du plancher.



Fracture du plancher de l'orbite droite

Figure C.1 – Radiographie de face d'un patient souffrant d'une fracture du blow out. On peut voir ici une fracture de l'orbite droite avec dislocation des sutures front-malaires et maxillo-malaires.

Les fractures complexes succèdent souvent à un traumatisme grave (type accident de voiture). Elles réalisent plus ou moins complètement une disjonction cranio-faciale. Ces fractures associent souvent une atteinte du malaire et du plancher à une fracture de la paroi interne et il est essentiel alors de préciser la position du ligament interne. Les fractures du plafond orbitaire sont assez rare et relèvent de la collaboration neurochirurgicale. Les fractures du canal optique entraînent une cécité d'apparition brutale.

Les exophtalmies inflammatoires ont de nombreuses causes :

- La première est due à un corps étranger ou un traumatisme perforant auquel succède l'apparition de cellulite orbitaire par inoculation directe. Elle entraîne un œdème avec limitation des mouvements oculomoteurs et douleurs. Elle réagit bien à l'antibiothérapie et à l'éventuelle ablation du corps étranger.
- La cellulite orbitaire d'origine sinusienne s'observe plus fréquemment chez l'enfant et l'adolescent. Il s'agit d'un œdème palpébral orbitaire d'apparition rapide, avec une élévation thermique parfois discrète. Cet œdème est parfois douloureux et s'aggrave progressivement, prenant une teinte rosée. Le diagnostic sera fait sur la radiographie qui montre l'opacification d'un sinus ou d'une cellule ethmoïdale. Ici aussi, une antibiothérapie générale permet de traiter cette inflammation.

- La mucocèle orbitaire succède à une infection sinusienne latente, avec réaction inflammatoire au niveau des parois osseuses qui se boursouflent, le plus souvent à l'angle supéro-interne. Le traitement peut se compléter par une cellulite orbitaire. Le traitement est l'ouverture de la cavité sinusienne et son drainage.
- La pseudo-tumeur inflammatoire de l'orbite cause une exophtalmie rapide et souvent diffuse, s'accompagnant parfois de diplopie ou de modifications de l'acuité. Une augmentation diffuse de l'opacité de la graisse orbitaire est visible au scanner. Les signes cliniques régressent bien à l'association antibiotiques et cortisone.

Les exophtalmies tumorales ont de nombreuses origines. L'apparition de la tomодensitométrie a rendu leur diagnostic plus aisé.

- Les tumeurs du cône sont des tumeurs situées en arrière de l'œil, à l'intérieur du cône formé par les muscles oculomoteurs, au centre desquels se trouve le nerf optique. Elles réalisent une exophtalmie axiale. Elles s'accompagnent souvent d'un retentissement sur le pôle postérieur ou le nerf optique. Selon le type tumoral, l'exophtalmie peut être réductible (tumeur vasculaire), ou irréductible (tumeur nerveuse). Les tumeurs du cône les plus fréquentes sont les gliomes du nerf optique (qui comprime et détruit progressivement le nerf), les méningiomes du nerf optique (qui se développent à partir de la gaine du nerf) et les tumeurs vasculaires (ou hémangiome). La thérapeutique de ces tumeurs est difficile. L'ablation de la tumeur est possible mais discutable quand celle-ci se trouve proche du nerf optique et qu'il persiste une acuité visuelle puisqu'elle nécessite la section du nerf dans la plupart des cas. La radiothérapie a un certain succès sur les processus expansifs.
- Les tumeurs extra-coniques siègent latéralement, refoulant à l'opposé le globe oculaire. Ceci explique l'aspect non axial de l'exophtalmie. La tumeur peut se situer au niveau des parois ou dans le tissu orbitaire lui-même. Les tumeurs extra-coniques les plus fréquentes sont les méningiomes des parois (tumeur progressive, volumineuse et exorbitante), les ostéomes isolés (d'origine sinusienne), les tumeurs lymphoïdes de l'orbite (lymphome de la partie interne ou inférieure de l'orbite), les tumeurs vasculaires (hémangiome, comme à l'intérieur du cône ou varices orbitaires). Le traitement de ces tumeurs passe en général par une radiothérapie ou une chimiothérapie, mais peut nécessiter l'ablation des tissus tumoraux.

Certaines tumeurs secondaires de l'orbite sont assez fréquentes. Il s'agit des métastases orbitaires (d'apparition rapide, entraînant des compressions avec paralysie oculomotrice), des tumeurs propagées de l'orbite (développée à partir des sinus, entraînant une exophtalmie et des compressions). Le traitement de ces tumeurs est chirurgical ou à base de radiothérapie selon l'extension de la lésion.

Annexe D : Les traitements des orbithopathies dysthyroïdiennes.

La première partie des traitements de l'orbithopathie dysthyroïdienne consiste en un traitement médicamenteux (à base de corticoïdes) ou radiothérapique. Dans un deuxième temps, si les séquelles physiques persistent après le succès du traitement de la pathologie, un traitement chirurgical peut être mis en œuvre.

1. Les traitements médicaux

Les corticoïdes sont actifs dans le cadre du traitement des maladies oculaires à la fois par leur action anti-inflammatoire et par leur action immunosuppressive. Plusieurs modalités d'administration ont été proposées en fonction des symptômes et de l'urgence du traitement. Il semble dans tous les cas que les corticoïdes ont une action bénéfique sur tous les symptômes de l'OT à un degré variable, mais cette action ne se produit qu'aux stades inflammatoires de la maladie. L'inconvénient majeur de l'utilisation de corticoïde au long cours est l'apparition fréquente d'effets secondaires plus ou moins grave, obligeant l'arrêt du traitement. Le protocole le plus fréquent est celui utilisant de la prédnisone par voie orale à doses progressivement décroissantes. Une amélioration des symptômes oculaires est constatée dans 50% des cas. Elle porte essentiellement sur les tissus mous et les signes inflammatoires, moins sur l'exophtalmie et la rétraction palpébrale. Un autre protocole de traitement par corticoïdes consiste en l'administration intraveineuse de fortes doses de méthyl-prédnisolone pendant plus ou moins 3 jours. Ce schéma procure des résultats thérapeutiques nettement supérieur à la corticothérapie conventionnelle avec des effets secondaires moindres. L'amélioration observée concerne tous les symptômes de l'OT.

La radiothérapie orbitaire combine un effet immunosuppresseur et un effet anti-inflammatoire non spécifiques, comme la corticothérapie. Elle repose sur la radiosensibilité des lymphocytes, qui comptent parmi les effecteurs de la séquence auto-immune. La dose d'ondes radio est délivrée par un accélérateur linéaire en un faisceau de rayons collimatés, permettant d'éviter l'irradiation des structures adjacentes. Le repérage des limites des champs est effectué à partir d'une radiographie du squelette facial, de telle façon qu'ils couvrent le cône musculaire rétro-orbitaire et lui seul. En pratique, les champs utilisés sont des champs carrés de 4cm de côté [Burch et Wartofsky, 1993]. Les limites des champs sont, pour chaque patient : immédiatement en arrière du canthus latéral pour la limite antérieure, immédiatement en avant de la selle turcique pour la limite postérieure, le plancher orbitaire pour la limite inférieure, et le toit de l'orbite pour la limite supérieure. La dose totale habituellement délivrée est de 20 Gy (20 grays = 2000 rads). La radiothérapie a peu d'effets secondaires : parfois une sécheresse oculaire, et probablement une fibrose orbitaire (même si des études récentes [Hartemann *et al.*, 1986] semblent prouver le contraire). Des résultats bénéfiques du traitement par radiothérapie sont observés dans la plupart des séries, avec 65 % environ de cas d'amélioration rapportés. Par contre, les résultats positifs sont enregistrés à partir de quelques semaines et se poursuivent pendant des mois, (pouvant aller jusqu'à 2 ans). Ce délai fait réserver la radiothérapie aux OT ne nécessitant pas une prise en charge urgente.

2. Les chirurgies palpébrale et oculomotrice

La chirurgie palpébrale est très souvent utile dans la réhabilitation du regard des patients atteints d'OT. Malgré l'amélioration obtenue suite aux traitements anti-inflammatoires, une correction chirurgicale est souvent nécessaire. Les techniques de chirurgie palpébrale sont divisées en deux groupes. Le premier est celui regroupant les cas de lésion cornéenne menaçante à court terme ; des gestes d'urgence, tarsorrhaphie (fermeture réversible de la fente palpébrale) ou canthorrhaphie latérales pourront être réalisés, en cas d'inefficacité des traitements médicaux. Le deuxième groupe regroupe les chirurgies après stabilisation de l'OT ; la chirurgie est alors essentiellement dirigée vers la correction des rétractions palpébrales, à la fois dans un but de protection cornéenne et dans un but cosmétique. Les techniques classiques de blépharoplastie pourront également être efficaces dans la réhabilitation du regard en corrigeant la lipoptose parfois importante. Le traitement des rétractions de la paupière supérieure peut faire appel à plusieurs techniques différentes, d'efficacité croissante : résection simple du muscle de Muller et/ou transposition de l'aponévrose du releveur associé, myotomies marginales du releveur, reculs plus ou moins importants du releveur avec ou sans interposition d'une structure d'allongement [George, 1991]. La voie d'abord la plus employée est la voie d'abord antérieure, dans le pli palpébral supérieur. A la paupière inférieure, les gestes chirurgicaux chercheront aussi à détendre les rétracteurs, et à augmenter la hauteur du tarse de façon à retrouver un positionnement correct du bord libre vis à vis du limbe scléro-cornéen. La voie d'abord est ici le plus souvent postérieure, trans-conjonctivale. Que ce soit pour la paupière supérieure ou la paupière inférieure, une blépharoplastie peut être nécessaire de façon à gommer l'aspect de «poches» qui gênent le patient. La lipectomie porte sur la graisse extra-conique repoussée en avant par la protrusion oculaire et doit être modérée de façon à conserver l'équilibre de l'unité fonctionnelle de l'orbite [Gola *et al.*, 1995]. Enlever de la graisse intra-conique est possible mais plus rare en raison du déséquilibre que cela peut apporter.

La chirurgie oculomotrice est une chirurgie difficile techniquement. Les traitements médicaux et la radiothérapie étant efficaces sur les troubles oculomoteurs, on a bien souvent recours à eux plutôt qu'à une chirurgie. Néanmoins, lorsque l'OT est éteinte et les muscles fibrosés, il est bien souvent nécessaire de recourir à la chirurgie. Nous avons vu précédemment que les muscles les plus souvent atteints sont le droit inférieur et le droit médial. Le principe est de détendre les muscles concernés en réalisant des reculs musculaires plus ou moins importants.

Annexe E : Historique des différentes techniques de décompression et présentation de leur modes opératoires.

La première description de chirurgie décompressive pour le traitement de l'OT a été faite par Dollinger en 1911, qui enlève la paroi latérale par voie d'abord canthale latérale précédemment décrite par Krönlein en 1888 [Jorissen et Feenstra, 1992] permettant une expansion du contenu de la cavité dans la fosse temporale. Naffziger, neuro-chirurgien, rapporte en 1931 une technique de décompression orbitaire par ablation partielle de la paroi supérieure par voie de craniotomie fronto-temporale (voie coronale). Sewal, en 1936, réalise cette décompression en effondrant la paroi médiale, tandis que l'effondrement de la paroi inférieure par voir d'abord trans-sinusienne (voie de Caldwell-Luc) est proposé par Hirsch en 1950. En 1957, Walsh et Ogura vont combiner l'effondrement des parois médiale et inférieure par la même voie de Caldwell-Luc. Cette technique, appelée technique trans-antrale, est restée longtemps la plus utilisée, surtout chez les Anglo-Saxons. Elle demeure pour certains la technique de référence, en particulier pour ce qui concerne le traitement de orbitopathies avec neuropathie optique rapidement progressive [Bartley et Gorman, 1995, Burch et Wartofsky, 1993]. Tessier décrit, en 1969, l'expansion de la cavité orbitaire par la combinaison de l'impaction de la paroi médiale, de l'ablation du plancher orbitaire, et de l'ostéotomie de valgisation de l'os zygomatique. Cette intervention est menée par une voie d'abord coronale. A cette décompression de trois parois peut être associée l'ablation du toit orbitaire, décrit par Naffziger, réalisant alors une expansion des quatre parois de l'orbite [Rougier *et al.*, 1977A]. Au cours des trente dernières années, les techniques de décompression ont surtout évolué pour ce qui concerne les voies d'abord des parois à effondrer, le choix de celle-ci interférant avec le résultat final de la décompression, à la fois sur le plan esthétique et oculomoteur. Ainsi, une décompression de deux parois peut être menée à bien par voie trans-palpébrale inférieure (moins de troubles oculomoteurs secondaires), décrite par Léone en 1980, ou par voie trans-conjonctivale inférieure (absence de cicatrice cutanée), décrite par McCord et Tanenbaum en 1987. Olivari [Olivari, 1991] rapporte, en 1991, une technique radicalement différente dont le principe n'est plus d'augmenter le contenant, mais de diminuer le contenu, en pratiquant l'ablation de la graisse intra et/ou extra-conique. Actuellement, la pratique chirurgicale semble s'orienter vers une combinaison de deux principes, associant à la fois des techniques osseuses et une résection plus ou moins importante de la graisse orbitaire [Morax *et al.*, 1997, Roncevic et Jackson, 1989]. La prise en charge chirurgicale peut être unilatérale, mais elle est le plus souvent bilatérale et plus ou moins symétrique selon le patient. Un délai de plusieurs semaines est nécessaire pour évaluer la réduction de l'exophtalmie.

Pour augmenter le volume de l'orbite, nous venons de le voir, il existe plusieurs techniques. Voici la description des principales techniques avec décompression de deux parois :

- La technique trans-antrale (Figure E.1) : après voie d'abord vestibulaire supérieure, une large ostéotomie de type Caldwell-Luc est réalisée. Elle permet d'accéder facilement au plancher orbitaire qui est fracturé puis réséqué médialement au passage du nerf infra orbitaire. La partie toute médiale du plancher est évitée car c'est là que prend insertion le muscle oblique inférieur. La paroi médiale est réséquée ou impactée assez loin en arrière sans léser les éléments vasculo-nerveux. Les limites de résection de la paroi médiale sont donc : la crête lacrymale postérieure en avant, la suture fronto-ethmoïdale en haut et l'apex orbitaire en arrière [Lemke et Shovlin, 1994]. L'intervention se poursuit par la réalisation d'avant en arrière d'incisions longitudinales du périoste orbitaire, permettant au contenu de faire hernie dans les espaces sinusiens (Figure E.2).

Eventuellement, la résection peut être étendue à la partie du plancher orbitaire située latéralement par rapport au nerf infra orbitaire.

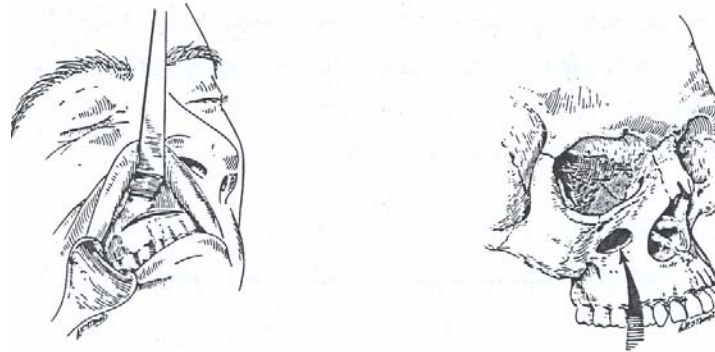


Figure E.1 : Décompression des parois inférieure et médiale par voie trans-antrale.

Les complications les plus fréquentes de la technique trans-antrale sont d'une part l'anesthésie de la joue et/ou de la lèvre et de l'arcade dentaire correspondant à une lésion du nerf infra orbitaire, et d'autre part les perturbations secondaires de la motilité oculaire. L'anesthésie est quasi constante en post opératoire immédiat [Garrity *et al.*, 1993], parfois définitive, mais souvent transitoire, se résolvant spontanément au bout de quelques mois [Weisma et Osguthorpe, 1994]. Le retentissement sur la motilité oculaire est décrit comme très fréquent dans la plupart des études [Garrity *et al.*, 1993, Burch et Wartofsky, 1993] et entraîne une diplopie post-opératoire dans 64 % des cas. Ces diplopies peuvent régresser spontanément, être corrigées par des prismes, ou bien être traitées chirurgicalement. Il arrive qu'il y ait des complications moins fréquentes : hémorragie rétro-bulbaire, fuite de liquide céphalo-rachidien, aggravation de la rétraction palpébrale supérieure, lésion des voies lacrymales, ou encore énoptalmie secondaire par perte du soutien inférieur du plancher orbitaire.

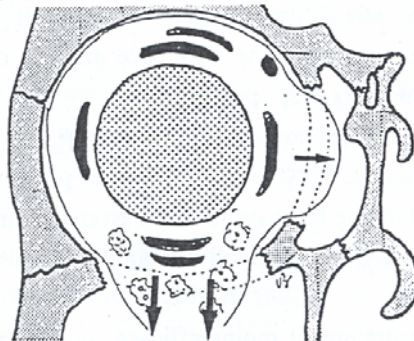


Figure E.2 – Expansion du contenu orbitaire lors d'une décompression des parois inférieure et médiale. On peut voir sur ce schéma le passage (simulé par les flèches) du contenu orbitaire vers les sinus.

Les avantages de cette technique sont : l'absence de cicatrice cutanée, une durée d'hospitalisation courte (environ deux jours), une intervention courte, une bonne visibilité pendant l'opération avec une exposition idéale des parois orbitaires intéressées. La technique trans-antrale est la plus efficace sur l'exophtalmie (en moyenne 4mm) et la neuropathie parmi les techniques jouant sur deux parois [Garrity *et al.*, 1993].

- La technique par voie trans-palpébrale : plusieurs voies d'abord des parois médiale et inférieure sont possibles par la paupière inférieure, soit sur son versant cutané (voie sous ciliaire) soit sur son versant muqueux (voie trans-conjonctivale).

La voie d'abord sous ciliaire (Figure E.3) consiste en une incision cutanée située à environ 1 mm au dessous de la ligne d'implantation ciliaire, s'infléchissant vers le bas latéralement dans les plis cutanés. Le plancher orbital est alors atteint après discision de l'orbiculaire et dissection pré-septale. Après abord par voie trans-palpébrale, le périoste orbitaire est décollé des parois médiale et inférieure. Ensuite, on procède à l'ostéotomie du plancher en préservant le pédicule infra orbitaire, et en enlevant l'os de chaque côté. Cette ostéotomie est poursuivie le plus loin possible en arrière, puis complétée par l'ablation ou l'impaction de la paroi médiale. La péri-orbite est incisée, pour permettre la hernie de la graisse dans les cavités sinusiennes. Cette incision se fait comme précédemment d'avant en arrière, dans la partie postérieure de l'orbite.

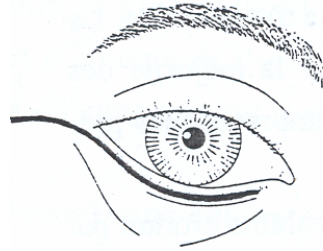


Figure E.3 – Voie d'abord sous-ciliaire. On voit ici le tracé (trait gras) de l'incision sous les cils de la paupière inférieure.

La voie d'abord trans-conjonctivale (Figure E.4) donne également accès aux parois médiale et inférieure par une incision situé dans le cul de sac conjonctival inférieur. Par rapport à la voie sous ciliaire, elle évite une cicatrice cutanée, procure sensiblement la même visibilité sur les parois médiale et inférieure, mais ne permet pas de geste sur la paroi latérale. Elle est toutefois difficile à réaliser lorsqu'il existe une exophtalmie sévère ; on lui préférera alors la voie sous ciliaire.

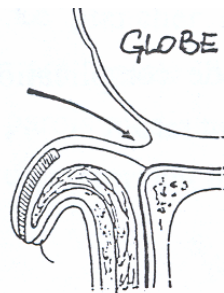


Figure E.4 – Voie d'abord trans-conjonctivale. La flèche montre où a lieu l'incision : au niveau de la muqueuse entre le globe et la paupière inférieure.

Les complications de ces deux techniques sont globalement les mêmes que pour la technique trans-antrale, puisque portant sur les mêmes parois. Toutefois la diplopie post-opératoire, bien que possible, est beaucoup plus rare par l'abord trans-palpébral [Gola, 1995]. Cela s'explique par le fait que la décompression est moins importante postérieurement, à l'endroit où les muscles sont le plus proches de la paroi orbitaire.

Les résultats sur l'exophtalmie sont eux aussi comparables à ceux de la technique trans-antrale. La régression de la protrusion atteignant en moyenne 4 mm. Il semble exister une relation linéaire entre le pourcentage d'augmentation de volume produit par l'intervention et la réduction de la protrusion oculaire : pour une augmentation de volume d'environ 1 ml, un recul du globe d'environ 1 mm est observé [Wilson et Manke, 1991]. Du fait du peu de risques pour la motilité oculaire, et de la relative

absence de cicatrice, cette technique, bien qu'un peu moins efficace que la trans-antrale, est la plus utilisée.

- La technique endoscopique : développée par les oto-rhino-laryngologistes, elle permet de réaliser une décompression des deux parois (médiale et inférieure) en évitant la morbidité liée à l'abord de Caldwell-Luc [Metson *et al.*, 1994]. Sous visualisation endoscopique, l'intervention commence par une incision de la muqueuse de la paroi nasale latérale, en arrière de l'ostium du sinus maxillaire. Celui-ci est élargi de façon importante afin de procurer le meilleur jour possible pour la réalisation du geste de décompression proprement dit. L'élargissement réalisé va du processus frontal du maxillaire en avant, au plancher orbitaire en haut, à la face supérieure de l'insertion du cornet inférieur en bas, et à la paroi postérieure du sinus. La décompression commence par l'ablation de la paroi médiale de l'orbite, après repérage des pédicules ethmoïdaux antérieur et postérieur. Au niveau du plancher orbitaire, une fracture est réalisée médialement au nerf infra orbitaire qui sert de limite latérale. L'intervention se termine alors par l'incision de la péri-orbite, en prenant garde de ne pas léser les structures orbitaires. Ces incisions permettent l'expansion de la graisse et de l'ensemble du contenu orbitaire dans les cavités sinusiennes (Figure C.2). Par cette technique, une décompression de la paroi latérale et une licpectomie sont aussi réalisables. La principale complication rapportée est l'aggravation de la diplopie lorsqu'elle existe avant l'opération. L'anesthésie de la joue et de la lèvre est moins fréquente avec cette technique. La proximité des structures nobles de l'orbite (nerf optique entre autre) rend cette technique assez complexe et la cantonne à n'être maniée que par des praticiens entraînés.

Les résultats de cette technique sur l'exophtalmie sont un peu moins intéressants que pour les techniques précédentes, à cause de la difficulté d'accès à la partie du plancher située latéralement au pédicule orbitaire. Néanmoins, cela permet de préserver un soutien latéral du globe et donc d'éviter ainsi les risques d'énophtalmie séquellaire.

Les techniques où une seule paroi est décompressée sont moins utilisées, mais elles trouvent encore leur utilité dans la réduction des symptômes de l'OT. Il existe :

- La décompression de la paroi latérale qui consiste à déplacer ou à fenestrer la paroi latérale ou à effectuer la valgisation du zygoma. Cette action est intéressante car elle agit sur la seule paroi se trouvant entièrement en arrière de l'axe du bulbe, au niveau de la partie utile de la décompression. Deux voies d'abord sont possibles pour cette décompression : la voie canthale latérale, ou la voie coronale. La voie canthale latérale est transversale à partir du canthus latéral, longue de 20 à 25 mm et va d'emblée jusqu'au plan périoste et à l'aponévrose temporale [Rougier *et al.*, 1977A]. Le périoste est incisé sur le rebord orbitaire et en arrière de celui-ci. Les faisceaux antérieurs du muscle temporal sont sectionnés, à la fois pour permettre l'expansion ultérieure du contenu orbitaire dans la fosse infra-temporale, et pour éviter que le muscle lui-même n'entre dans l'orbite. La face antérieure de la cavité orbitaire est alors découpée jusqu'à la fissure orbitaire. Plusieurs options sont alors possibles : soit la fenestration simple de la paroi latérale, soit la dépose associée de l'apophyse orbitaire latérale, soit la valgisation du zygoma. En cas de fenestration simple, la paroi latérale est réséquée en totalité jusqu'à la fissure orbitaire inférieure, puis les incisions péri-orbitaires sont réalisées. Dans le cas de la dépose de l'apophyse orbitaire latérale, on pratique l'ostéotomie de celle-ci, puis elle est replacée en valgus (avec un angle vers l'extérieur) et fixée à l'aide de

plaques. La valgisation du zygoma (Figure C.5) est réalisée grâce à des ostéotomies qui détachent le corps du malaire en haut, au niveau de la suture frontale ; en bas, latéralement au foramen sous orbitaire ; et en arrière au niveau de la suture sphéno-malaire. Le trait d'ostéotomie inférieure est horizontal au niveau de l'arcade. Celle-ci est fracturée, en gardant une continuité périostée, ce qui permet la rotation du corps du zygoma qui est repositionné en valgus et maintenu par des ostéosynthèses [Rougier *et al.*, 1977A]. La valgisation du malaire réalise à elle seule une décompression de deux voire trois parois, puisque l'écartement du zygoma de sa position initiale crée un manque osseux à la fois au niveau de la paroi latérale et de la paroi inférieure (Figure E.5).

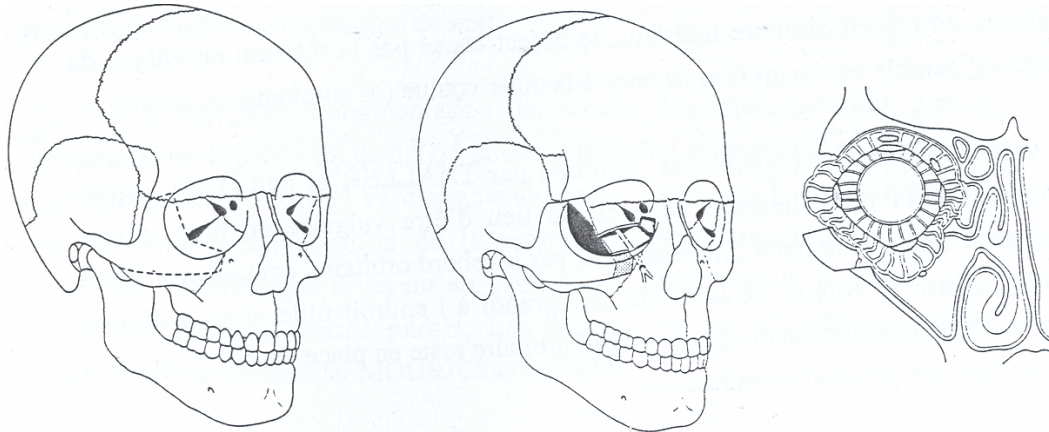


Figure E.5 – Valgisation du zygoma. A gauche : tracé de l'ostéotomie. Au centre : repositionnement de l'os après effondrement des parois inférieure et médiale. A droite : expansion du contenu orbitaire en post-opératoire.

La voie coronale a elle aussi pour but l'agrandissement du cadre orbitaire général. L'incision débute en arrière de la ligne d'implantation des cheveux afin de réduire les cicatrices visibles. Au dessus des cadres orbitaires, le périoste est incisé et la dissection se poursuit en sous périoste, permettant la protection des éléments vasculo-nerveux au dessus de l'orbite et de la branche temporelle du nerf facial. Latéralement, l'aponévrose est ouverte et le chef antérieur du muscle temporal est résséqué, donnant accès à la paroi latérale. L'intervention se poursuit alors par une des techniques décrites plus haut : fenestration simple de la paroi latérale, dépose associée de l'apophyse orbitaire latérale, ou valgisation du zygoma.

Il est rare que cette technique soit entreprise seule. En effet, il arrive fréquemment qu'elle soit intégrée dans une intervention portant sur trois parois [Shore *et al.*, 1992].

La décompression de la paroi latérale en plus des parois médiale et inférieure permet de traiter des exophtalmies plus prononcées, un recul plus important étant naturellement obtenu suite à la décompression de cette troisième paroi. Sur le plan cosmétique, les techniques de valgisation ont pour inconvénient d'élargir la face dans le sens transversal.

- La décompression de la paroi supérieure est très peu utilisée à cause des risques imposés par un abord neurochirurgical. En règle générale, elle n'est appliquée que lorsque les autres techniques ont échoué et que l'évolution de la neuropathie nécessite toujours un traitement rapide. En combinant cette technique avec la décompression des trois autres parois, la diminution de la protrusion peut atteindre jusqu'à 14 mm (alors que la décompression de trois parois est limitée à 9 ou 10 mm). Ainsi, ce traitement est essentiellement réservé aux exophtalmies

extrêmement sévères et non améliorées par des techniques classiques [Feldon, 1993]. L'intervention se déroule en milieu neurochirurgical et consiste en une craniotomie frontale permettant l'accès à la paroi supérieure de l'orbite. Cette paroi est alors enlevée. Le contenu orbitaire est alors, dans la plupart des cas, en contact avec le lobe frontal encéphalique. On comprend de ce fait les risques élevés et les complications potentiellement graves : hémorragie intra cérébrale, lésion du lobe frontal, méningite, paralysies des paires crâniennes, transmission au globe des pulsations cérébrales. Pour toutes ces raisons, le bénéfice apporté par la réduction de l'exophtalmie est considérablement réduit et rend cette technique dangereuse.

- La décompression par déplacement du tiers médian de la face (Lefort III et Lefort I) est relativement lourde. Elle a d'abord été utilisée pour les malformations faciales et orbitaires. Dans le traitement des orbitopathies dysthyroïdiennes, elle permet de réaliser une projection antérieure du cadre orbitaire dans son ensemble, avec tout l'étage orbito-nasal du massif facial [Rougier *et al.*, 1977A]. Cette technique a l'avantage d'avoir une grande efficacité pour un déplacement modéré, de respecter les contours orbitaires, et de déplacer les commissures des yeux et les paupières en même temps que le cadre orbitaire. Elle représente toutefois une intervention majeure avec une projection de la pyramide nasale concomitante, qui peut devoir être corrigée ultérieurement. C'est en fait une alternative moins risquée à la décompression trans-frontale dans les cas exceptionnels où elle est indiquée.

Annexe F : Formulations des milieux élastique et poreux

1. L'approche élastique

La méthode des éléments finis est basée sur la mécanique des milieux continus qui permet de décrire le comportement d'un corps qui se déforme ou se déplace sous l'influence de contraintes externes. Cette déformation, ainsi que les contraintes qu'elle engendre à l'intérieur du matériau, vont permettre de calculer le mouvement résultant du corps étudié. Dans cette partie, nous allons nous placer dans le cas d'un modèle élastique. Notons tout de suite que les équations décrites au début de cette partie restent valables quelque soit le type de matériau. Une description plus complète est donnée dans divers ouvrages comme ceux de Zienkiewicz [Zienkiewicz et Taylor, 1994] ou de Touzot [Touzot, Daht, 1984].

Les matériaux élastiques sont les matériaux les plus simples et les plus utilisés, que ce soit dans l'industrie (par exemple dans la conception des avions) ou dans la recherche (par exemple dans la modélisation éléments finis des os). Sous une contrainte, un corps élastique se déforme. La particularité des matériaux élastiques fait que, lorsque cette contrainte cesse, le corps reprend sa forme initiale. Ceci est valable que la contrainte soit une compression ou une extension du corps étudié. La déformation d'une structure élastique est donc réversible. Un corps parfaitement élastique restitue totalement l'énergie fournie.

a. Déformation du corps élastique

Considérons un corps S , dans l'espace, et sa frontière L . Ce corps passe de sa position de repos à sa position déformée sous l'action de la déformation Φ (Figure F.1). En tous points X du corps, on peut représenter de manière équivalente la déformation par le champ de déplacements $U(X)$ qu'elle induit :

$$\Phi(X) = X + U(X) \quad (F.1)$$

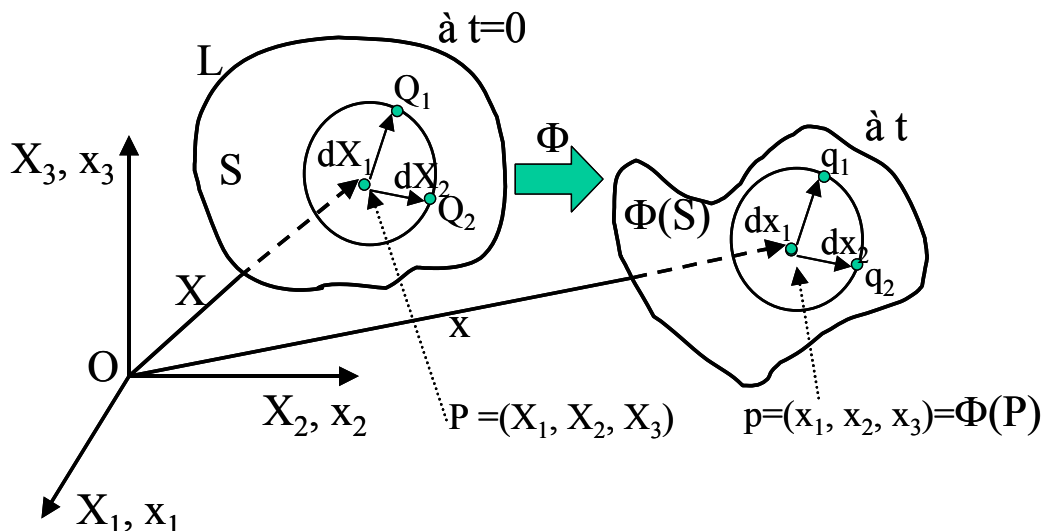


Figure F.1 – Application d'une déformation Φ à un corps S et à ses points P . (X_1, X_2, X_3) sont les coordonnées Lagrangiennes (avant la déformation) et (x_1, x_2, x_3) sont les coordonnées Eulériennes (après la déformation).

Φ est la transformation qui fait passer des variables Lagrangiennes, c'est-à-dire pour lesquelles le solide est dans au repos (non déformé), aux coordonnées Eulériennes, pour lesquelles le solide est déformé. On a donc :

$$x = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} = \Phi(X) = \begin{bmatrix} \Phi(X_1) \\ \Phi(X_2) \\ \Phi(X_3) \end{bmatrix} \quad (\text{F.2})$$

Afin de quantifier la déformation d'un élément de volume du corps, on définit un tenseur gradient de déformation F , qui se traduit pour chaque point X de S par une matrice 3x3 qui dépend du gradient de la déformée $\nabla\Phi$:

$$F = \nabla\Phi = \frac{\partial\Phi}{\partial X} \quad (\text{F.3})$$

Pour tout vecteur \vec{X} , on a :

$$F(\vec{X}) = \begin{bmatrix} \frac{\partial\Phi_1}{\partial X_1}(\vec{X}) & \frac{\partial\Phi_1}{\partial X_2}(\vec{X}) & \frac{\partial\Phi_1}{\partial X_3}(\vec{X}) \\ \frac{\partial\Phi_2}{\partial X_1}(\vec{X}) & \frac{\partial\Phi_2}{\partial X_2}(\vec{X}) & \frac{\partial\Phi_2}{\partial X_3}(\vec{X}) \\ \frac{\partial\Phi_3}{\partial X_1}(\vec{X}) & \frac{\partial\Phi_3}{\partial X_2}(\vec{X}) & \frac{\partial\Phi_3}{\partial X_3}(\vec{X}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} & \frac{\partial x_1}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} & \frac{\partial x_2}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial X_1} & \frac{\partial x_3}{\partial X_2} & \frac{\partial x_3}{\partial X_3} \end{bmatrix} \quad (\text{F.4})$$

En notant dX_1 et dX_2 (respectivement dx_1 et dx_2) les vecteurs élémentaires (Figure F.1) définissant un volume élémentaire autour de P (respectivement p), on peut alors écrire :

$$dx_1 = F dX_1 \text{ et } dx_2 = F dX_2 \quad (\text{F.5})$$

F apparaît donc comme un tenseur mesurant la déformation entre les vecteurs dX_1 et dx_1 (respectivement dX_2 et dx_2).

Comme autre mesure de la déformation (on parle de «strain» en anglais, par opposition au «deformation gradient tensor F »), la différence entre les produits scalaires des deux vecteurs élémentaires dX_1 et dX_2 (transformés en dx_1 et dx_2) est proposée. Cette mesure tient compte à la fois du changement de longueur (étirement ou raccourcissement) et du changement d'angle entre les vecteurs. En posant :

$$C = \nabla\Phi^T \nabla\Phi \quad (\text{F.6})$$

on a :

$$dx_1 \cdot dx_2 = dX_1 \cdot C dX_2 \quad (\text{F.7})$$

où C est le tenseur de dilatation de Cauchy-Green.

De plus, en posant :

$$\varepsilon = \frac{1}{2}(C - I)$$

où I est la matrice identité, on a :

$$\frac{1}{2}(dx_1 \cdot dx_2 - dX_1 \cdot dX_2) = dX_1 \cdot \varepsilon dX_2 \quad (\text{F.8})$$

où ε est le tenseur de déformation de Green-Lagrange.

Si la transformation Φ est rigide (i.e. une translation et une rotation), on a alors :

$$C = I \text{ et } \varepsilon = 0.$$

Le tenseur de Green-Lagrange ε apparaît donc comme une bonne mesure de la déformation propre du corps élastique (sans prise en compte des translations et des rotations).

En notant \vec{U} le champ de déplacement, la déformation du vecteur \vec{X} s'écrit alors :

$$\bar{\Phi}(\bar{X}) = \bar{X} + \bar{U}(\bar{X}) \quad (\text{F.9})$$

et on peut alors écrire :

$$\varepsilon = \frac{1}{2}(C-I) = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{U}^T + \nabla \mathbf{U} + \nabla \mathbf{U}^T \nabla \mathbf{U}) \quad (\text{F.10})$$

Dans le cas où la déformation est faible (inférieure à 10 %), le second ordre du tenseur de déformation E peut être négligé. On parle alors d'élasticité en «petites déformations» (ou élasticité linéaire), par opposition aux «grandes déformations» (équation (F.10)). Les petites déformations ne considèrent alors que la partie linéaire du tenseur de déformation :

$$\varepsilon_i = \frac{1}{2}(C-I) = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{U}^T + \nabla \mathbf{U}) \quad (\text{F.11})$$

b. Contraintes à l'intérieur du corps élastique

La déformation du domaine du corps S peut résulter de l'application de deux types de forces :

- Les forces volumiques, \mathbf{f} , appliquées sur une partie ou sur la totalité du domaine. L'exemple le plus simple est la force de gravité.
- Les forces surfaciques, \mathbf{g} , appliquées sur la partie libre L_1 de la frontière du domaine, le reste L_0 de la frontière étant contraint en déplacement. Ce sont par exemple des forces de pression ou de contact.

Le théorème de Cauchy fait l'hypothèse suivante : il existe un tenseur \mathbf{T} tel que, en tout élément de surface dA , de normale \bar{n} :

$$\mathbf{T} \cdot \bar{n} \, dA = \bar{\mathbf{g}} \, dA \quad (\text{F.12})$$

De plus, selon la loi fondamentale de la dynamique :

$$\sum \bar{\mathbf{F}} = \rho \cdot \ddot{\mathbf{U}} \quad (\text{F.13})$$

où ρ est la densité de masse. L'équation (F.13) conduit à l'équation de l'équilibre local du milieu :

$$\rho \ddot{\mathbf{U}} = \mathbf{f} + \text{div} \mathbf{T} \quad (\text{F.14})$$

où ρ est la densité de masse et \mathbf{f} est la densité de force volumique. $\text{div} \mathbf{T}$ correspond aux forces volumiques internes résultant des forces surfaciques, par application du théorème de Gauss :

Selon le théorème de Gauss :

$$\iint_L \mathbf{T} \bar{n} \, dA = \iiint_{x_1, x_2, x_3} \text{div} \mathbf{T} \, dS = \left[\begin{array}{c} \iint g_1 \, dA \\ \iint g_2 \, dA \\ \iint g_3 \, dA \end{array} \right] \quad (\text{F.15})$$

$$\text{avec } \text{div}T = \begin{bmatrix} \frac{\partial T_{11}}{\partial X_1} + \frac{\partial T_{12}}{\partial X_2} + \frac{\partial T_{13}}{\partial X_3} \\ \frac{\partial T_{21}}{\partial X_1} + \frac{\partial T_{22}}{\partial X_2} + \frac{\partial T_{23}}{\partial X_3} \\ \frac{\partial T_{31}}{\partial X_1} + \frac{\partial T_{32}}{\partial X_2} + \frac{\partial T_{33}}{\partial X_3} \end{bmatrix} \quad (\text{F.16})$$

Comme T est exprimé dans un référentiel Eulérien, on lui préfère parfois le second tenseur de contrainte de Piola Kirchhoff Σ introduit dans la plupart des ouvrages sur la méthode des éléments finis (par exemple [Zienkiewicz et Taylor, 1994]).

c. Loi de comportement du milieu

Depuis le début de cette partie, nous avons vu, d'une part, comment quantifier une déformation (équations (F.2), (F.4) et (F.5)) et, d'autre part, comment le tenseur de contrainte gouverne les équations du mouvement (équation (F.7)). Il ne reste donc plus qu'à décrire la relation liant les contraintes et les déformations pour établir le comportement biomécanique du matériau étudié. Cette relation est la loi de comportement du matériau traduite par l'équation constitutive du milieu. Dans le cas de l'élasticité linéaire, on suppose qu'il existe un tenseur d'élasticité C tel que :

$$[T] = [C][\varepsilon] \quad (\text{F.17})$$

C est un tenseur caractérisé par 81 coefficients et qui a été représenté par la fonction h dans le Chapitre 6.

Afin de rendre plus facile la résolution des problèmes basés sur la mécanique des milieux continus, il est intéressant de réduire le nombre d'inconnues de ce tenseur. Par exemple, on peut supposer que $[C]$ est symétrique (lorsque T et ε le sont), on passe alors à 36 coefficients indépendants.

Dans le cas d'un matériau isotrope et linéaire (propriétés d'élasticité identiques dans toutes les directions), on a uniquement deux coefficients indépendants (loi de Hooke). Les propriétés d'élasticité sont donc totalement définies à l'aide de ce couple de coefficients : soit les coefficients de Lamé, soit le module de Young et le coefficient de Poisson. Ces couples sont reliés entre eux par les formules :

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad \text{et} \quad \mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (\text{F.18})$$

où λ et μ sont les coefficients de Lamé et E est le module de Young et ν , le coefficient de Poisson.

Le module de Young, E , caractérise la raideur du matériau, tandis que le coefficient de Poisson, ν , représente sa déformation transverse en fonction de la déformation appliquée (qu'on appelle aussi compressibilité) et qui vaut entre -1 et $0,5$ [Germain et Muller, 1995]. Un matériau avec un coefficient de Poisson proche de $0,5$ est quasi-incompressible.

Dans le cas général de l'élasticité non linéaire, on ne sait pas trouver la relation entre déformation et contrainte. On peut alors faire l'hypothèse de l'hyperélasticité. Un matériau est hyperélastique s'il existe une fonction d'énergie potentielle telle que le tenseur de contraintes dérive de cette énergie :

$$\Sigma = \nabla \Phi^{-1} T = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon} \quad (\text{F.19})$$

On définira alors l'énergie totale de déformation sur tout le domaine S à partir de l'énergie potentielle :

$$E_p = \int_s W dX \quad (\text{F.20})$$

Pour les matériaux isotropes et homogènes, la fonction d'énergie potentielle W est complètement caractérisée par les invariants principaux du tenseur de déformation de Cauchy-Green C . Ces invariants, l_i , sont les coefficients du polynôme caractéristique $\det(C - \lambda I)$ et s'écrivent en fonction de C et du tenseur de déformation de Green ε :

$$\begin{cases} l_1 = \text{tr} C = 3 + 2 \text{tr} \varepsilon \\ l_2 = \frac{1}{2} ((\text{tr} C)^2 - \text{tr}(C^2)) = 3 + 4 \text{tr} \varepsilon + 2((\text{tr} \varepsilon)^2 - \text{tr}(\varepsilon^2)) \\ l_3 = |C| = |2\varepsilon + I| \end{cases} \quad (\text{F.21})$$

A l'aide de ces invariants, on peut exprimer la fonction d'énergie potentielle pour un matériau hyperélastique quelconque comme une somme infinie de la forme :

$$W = \sum_{r,s,t=0}^{\infty} L_{rst} (l_1 - 3)^r (l_2 - 3)^s (l_3 - 1)^t \quad \text{avec } L_{000} = 0 \quad (\text{F.22})$$

Il est intéressant de noter que le troisième invariant mesure la variation locale du volume. Pour des matériaux incompressibles, ce terme vaut 1. La donnée de l'ensemble des constantes L_{rst} permet de définir un modèle de comportement et donc un modèle de matériau hyperélastique.

Il existe plusieurs modèles de matériaux hyperélastiques, comme par exemple : celui de Saint Venant-Kirchhoff (Néo-Hooke) ou celui de Mooney-Rivlin.

En utilisant les expressions des invariants principaux en fonction de E (équation (F.21)), on obtient la formulation de l'énergie potentielle élastique du matériau de Saint Venant-Kirchhoff :

$$W = \frac{\lambda}{2} (\text{tr} \varepsilon)^2 + \mu \text{tr}(\varepsilon)^2 \quad (\text{F.23})$$

L'équation (F.23) est l'équation de Néo-Hooke.

Il est à noter que ce matériau est physiquement linéaire puisque la relation entre contraintes et déformations est linéaire :

$$\Sigma = \frac{\partial W}{\partial E} = \lambda (\text{tr} \varepsilon) I + 2\mu \varepsilon \quad (\text{F.24})$$

Par contre, la relation non-linéaire entre ε et ∇U conduit à une non linéarité géométrique (élasticité en grandes déformations).

Les équations (F.23) et (F.24) permettent de caractériser le comportement biomécanique d'un matériau élastique obéissant au modèle de Kirchhoff.

En remplaçant le tenseur ε par sa version linéarisée (équation (F.11)) dans l'équation de l'énergie potentielle élastique (équation (F.23)), on obtient la loi de Hooke :

$$W^l = \frac{\lambda}{2} (\text{tr} \varepsilon_i)^2 + \mu \text{tr}(\varepsilon_i)^2 \quad (\text{F.26})$$

Remarques :

- en utilisant les composantes de déformation introduites dans l'équation (F.11) et les définitions des opérateurs gradient, divergence et rotationnel, on peut exprimer l'énergie W^l en fonction du champ de déplacements par :

$$W^l = \frac{\lambda}{2}(\text{div}\mathbf{U})^2 + \mu\|\nabla\mathbf{U}\|^2 - \frac{\mu}{2}\|\text{rot}\mathbf{U}\|^2 \quad (\text{F.27})$$

- Les propriétés des opérateurs présents dans l'équation (F.27) permettent d'obtenir l'équation aux dérivées partielles (EDP) gouvernant les déformations linéaires élastiques dans le cas statique :

$$\mu\Delta\mathbf{U} + (\lambda + \mu)\nabla(\text{div}\mathbf{U}) + \mathbf{f} = 0 \quad (\text{F.28})$$

où \mathbf{f} est le champ de forces volumiques externes appliquées au domaine. L'équation (F.28) est l'équation de comportement pour les matériaux élastiques en statique, aussi appelée équation de Navier.

Les solutions analytiques des problèmes d'élasticité linéaire sont difficiles à obtenir, à part dans des cas très particulier. C'est pour cela que la méthode des éléments finis (présentée dans le Chapitre 3) est souvent utilisée afin de discrétiser la structure étudiée.

Quelque soit le type de matériau, la théorie de la mécanique des milieux continus ne change pas. Seules les inconnues et l'équation du comportement diffèrent.

2. L'approche biphasique des milieux poroélastiques

La première approche décrivant les milieux poreux à été faite par pour les milieux géologiques (les sols en particulier). La déformation d'un milieu poreux saturé de fluide a d'abord été présentée par Terzaghi [Terzaghi *et al.*, 1948] pour un problème à une dimension et étendue à trois dimensions par Biot [Biot, 1941]. Elle consiste à moyenner les équations du comportement des deux matériaux composant le milieu poreux : celle pour le solide et celle pour le fluide. Cette formulation décrit les deux milieux séparément avant de moyenner leurs équations de comportement (voir notamment [Quintard *et al.*, 2001] ou [Almeida *et al.*, 1997]). Dans ce cadre d'hypothèses, la phase fluide est considérée comme un milieu homogène et uniforme.

Dans cette formulation, la modélisation des milieux poroélastiques est basée sur la mécanique des milieux continus et en particulier sur la théorie des mélanges, c'est-à-dire les matériaux ayant plusieurs constituants. Physiquement, un mélange est une superposition de milieux continus qui occupent le même domaine S dans un espace à trois dimensions à un temps t donné. Chaque composant du mélange, à l'instant t , est dans une configuration B^α donnée (pour le $\alpha^{\text{ième}}$ composant du milieu) dont le domaine est S^α et la frontière est L^α . Chaque constituant suit un mouvement indépendant et a une configuration de référence B_0^α arbitraire. Entre chaque composant, il peut y avoir des transferts que ce soit au niveau de la masse, des mouvements, des moments angulaires et de l'énergie.

Un matériau poroélastique est, en l'occurrence, un mélange entre deux phases : un matériau élastique et un matériau fluide, c'est donc un milieu biphasique. Dans le cas des matériaux poroélastiques, le milieu biphasique est un mélange composé d'une matrice solide poreuse saturée avec un fluide. Dans certains cas, et en particulier pour les tissus mous biologiques, les constituants de ce matériau sont supposés immiscibles (i.e. ils ne peuvent pas

être mélangés de façon homogène et stable, comme c'est le cas pour l'eau et l'huile) ce qui empêche les échanges de volume et de masse, intrinsèquement incompressibles et chimiquement inactifs. De plus, on suppose classiquement qu'un matériau poroélastique est isotherme et a une température constante au cours du temps, pour éviter les échanges de température entre phases et simplifier l'équilibre énergétique. L'équilibre des masses pour les constituants du matériau peut alors être exprimée par :

$$\phi^s + \phi^f = 1 \quad (\text{F.29})$$

$$\text{div}(\phi^s v^s + \phi^f v^f) = 0 \quad (\text{F.30})$$

Les paramètres ϕ^s et ϕ^f sont les fractions de volume des composants solide et fluide, respectivement appelées solidité et porosité du mélange. Par ailleurs, v^s et v^f sont les vitesses des phases solide et fluide. L'équation (F.29) indique que le mélange est saturé : le fluide remplit tous les pores du solide. L'équation (F.30), elle, est l'équation de continuité pour un milieu biphasique [Holmes, 1986]. Dans la mesure où la densité doit rester constante pour la phase solide, puisqu'elle est supposée incompressible, on a :

$$\phi^s = \frac{\phi_0^s}{\det J(D^s)} \text{ et } \phi^f = 1 - \frac{\phi_0^s}{\det J(D^s)} \text{ avec } D^s = \nabla_{X^s} x = \frac{\partial x}{\partial X^s} \quad (\text{F.31})$$

où l'indice 0 concerne la configuration de référence, $\det J(D^s)$ représente le déterminant du jacobien de la déformation et D^s est le gradient de déformation qui montre que les modifications dans chaque fraction de volume sont complètement déterminées par la déformation de la phase solide. Concrètement, $\det J(D^s)$ représente la variation de la densité de la phase solide.

Du fait de la relativement faible perméabilité des tissus mous biologiques hydratés, qui sont en général saturés de fluide, les termes d'inertie et les forces externes sont souvent négligées par rapport aux contributions des mouvements des tissus (ou les forces de frottements diffus) pour les fréquences et les taux de déformation qui apparaissent physiologiquement [Bowen, 1980]. Pour cette raison, les équations du mouvement en régime quasi statique deviennent :

$$\text{div} C^s + \pi^s = 0 \text{ et } \text{div} C^f + \pi^f = 0 \quad (\text{F.32})$$

où, pour les phases solide ou fluide, C est le tenseur de déformation de Cauchy et π est l'échange de mouvement dans le milieu, entre chaque phase. Concrètement, π est la quantité de mouvement transmise à l'autre phase. A partir de l'équation du mouvement pour les mélanges et de l'inégalité entropique [Bowen, 1980], on obtient :

$$\pi^s = -\pi^f = p \nabla \phi^s + \zeta (v^f - v^s) \quad (\text{F.33})$$

où ζ est un coefficient représentant les frottements diffus par le biais d'un tenseur du second ordre qui mesure la friction du fluide à travers la matrice solide. Ce sont ces frottements qui donnent aux tissus leurs propriétés viscoélastiques. En se basant sur cette équation, on se rend compte qu'il peut y avoir un transfert de mouvement d'une phase à l'autre, seulement si les phases ont une vitesse différente l'une de l'autre et/ou si la phase solide subit un mouvement.

Les équations du comportement peuvent alors être écrites sous la forme :

$$\sigma^s = -\phi^s p T_{Id} + \sigma_E^s \quad \text{avec } \sigma_E^s = 2\rho^s D^s \frac{\partial \hat{\Psi}^s}{\partial C^s} D^{s^T} \quad (\text{F.34})$$

$$\text{et } \sigma^f = -\phi^f p T_{Id} \quad (\text{F.35})$$

où $\hat{\Psi}^s$ est la fonction d'énergie libre de Helmholtz pour la phase solide, C^s est le tenseur de déformation de Cauchy-Green et T_{Id} est le tenseur identité.

Le tenseur de Cauchy de contrainte globale du milieu poroélastique est donc donné en ajoutant les contraintes pour les phases solide et fluide :

$$\sigma^{tot} = \sigma^s + \sigma^f = -pT_{Id} + \sigma_E^s \quad (F.36)$$

Il est intéressant de noter que ce tenseur de contrainte de Cauchy a deux contributions : (1) la contrainte de Cauchy élastique σ_E^s (aussi appelée contrainte effective) qui est complètement déterminée par la déformation et (2) une contrainte hydrostatique qui dépend de la pression, p . La pression, aussi appelée pression poreuse, contribue aux contraintes des phases solide et fluide selon les proportions de chacune (dépendantes de σ^s et σ^f) et est déterminée à l'équilibre. Pour la phase solide, la pression joue un rôle dans le calcul de la contrainte solide. Néanmoins, cette influence est relativement petite par rapport à la contrainte élastique de la plupart des matériaux, ce qui est le cas pour les tissus mous biologiques.

Dans la formulation éléments finis, le second tenseur de Piola-Kirchhoff est très utilisé :

$$\Sigma_E^s = \det J(D^s) D^s^{-1} \sigma_E^s D^s \quad (F.37)$$

La valeur de σ_E^s , issue de l'équation (F.36), introduite dans (F.37) conduit à :

$$\Sigma_E^s = 2\rho_0^s \frac{\partial \hat{\Psi}^s}{\partial C^s} \quad \text{et} \quad \sigma_E^s = \frac{1}{\det J(D^s)} D^s S_E^s D^s \quad (F.38)$$

En introduisant les équations (F.35) et (F.33) dans l'équation du mouvement linéaire pour la phase fluide (équation (F.32)), et en notant, à partir de l'équation (F.29), que $\nabla \phi^f = -\nabla \phi^s$, on obtient :

$$\nabla p = -\frac{1}{\phi^f} \zeta (v^f - v^s) \quad (F.39)$$

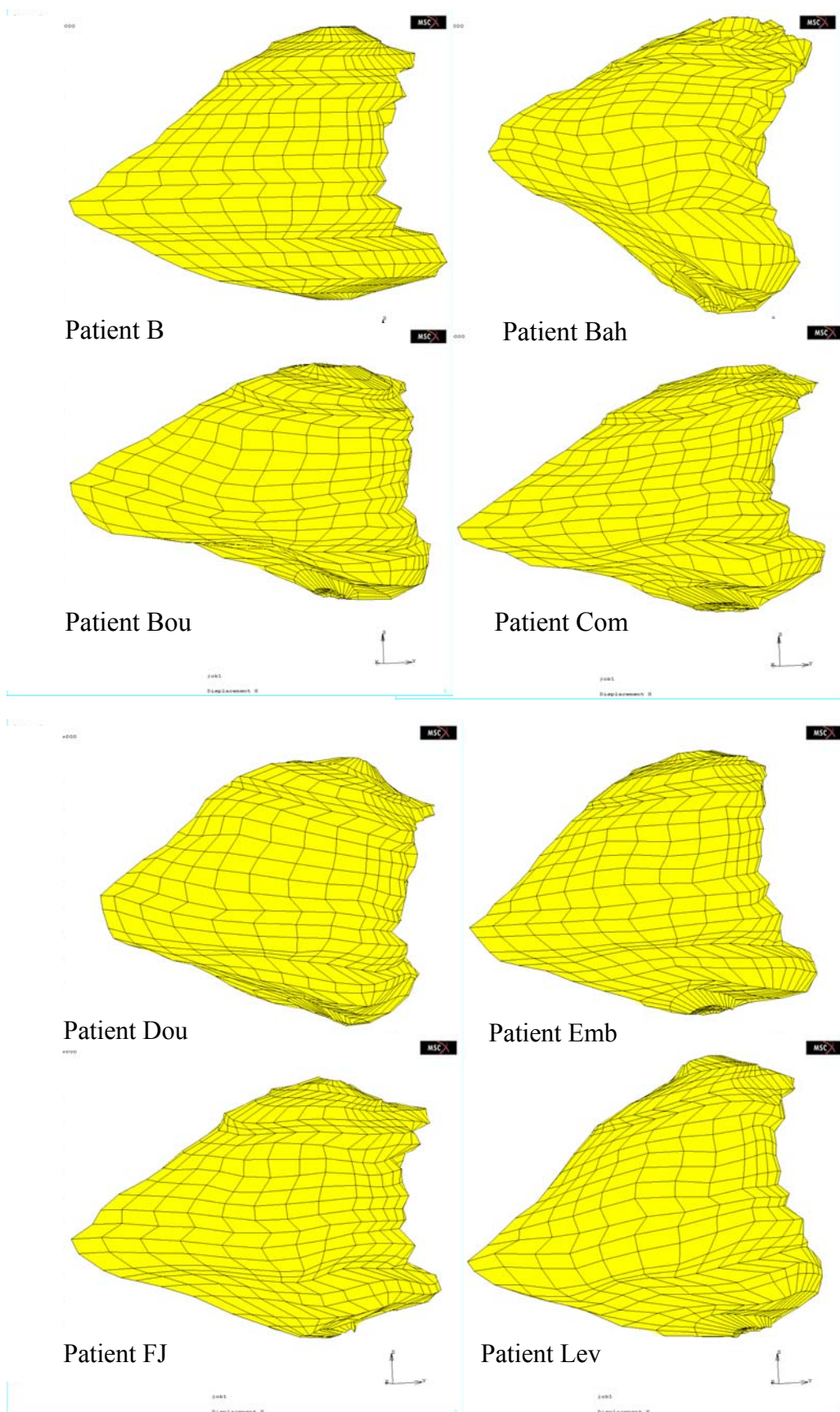
Si ζ est inversible, on peut alors écrire :

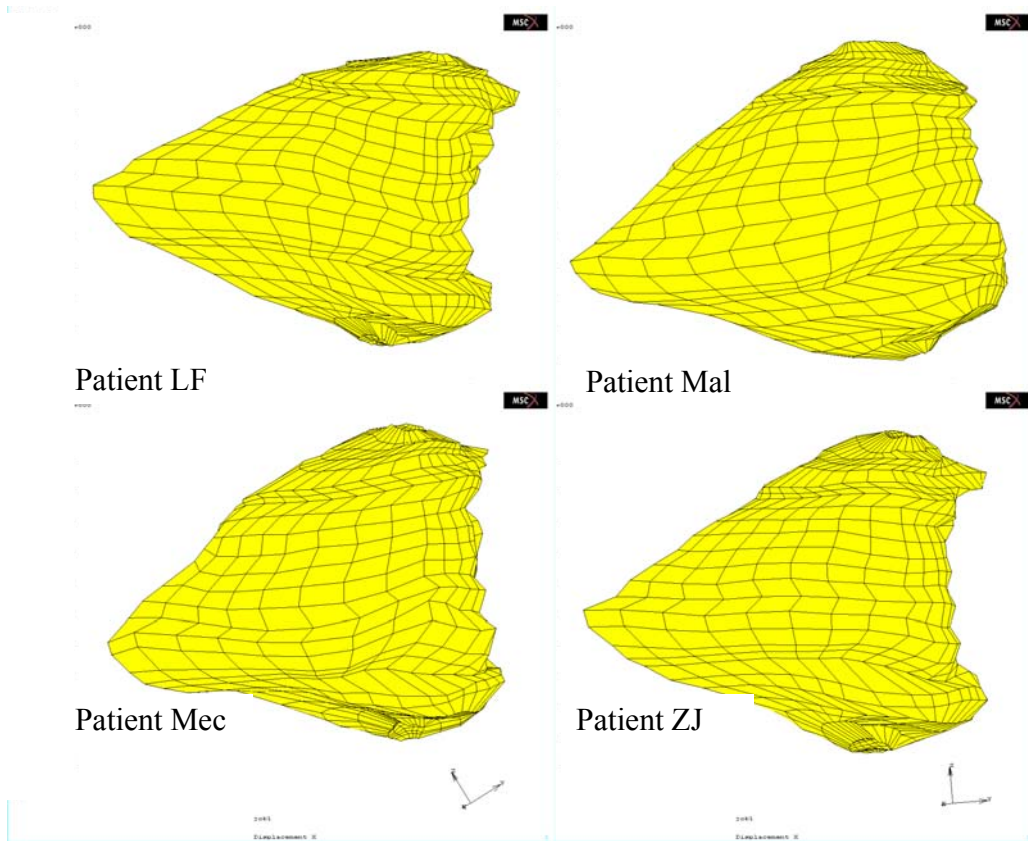
$$K \nabla p = -\phi^f (v^f - v^s) \quad (F.40)$$

où $K = \phi^{f^2} \zeta^{-1}$ est le tenseur de perméabilité intrinsèque.

L'équation (F.40) est la loi de Darcy. Une version légèrement différente de la perméabilité est donnée dans Biot [Biot, 1972]. Cette loi gouverne le flux du fluide à l'intérieur de la matrice solide et montre bien que ce flux est dépendant du gradient de pression. Le cas où la matrice solide est composée par un matériau hyperélastique est développé dans Almeida [Almeida *et al.*, 1997]. Dans ce même article, différentes formulations éléments finis sont présentées pour les milieux biphasiques.

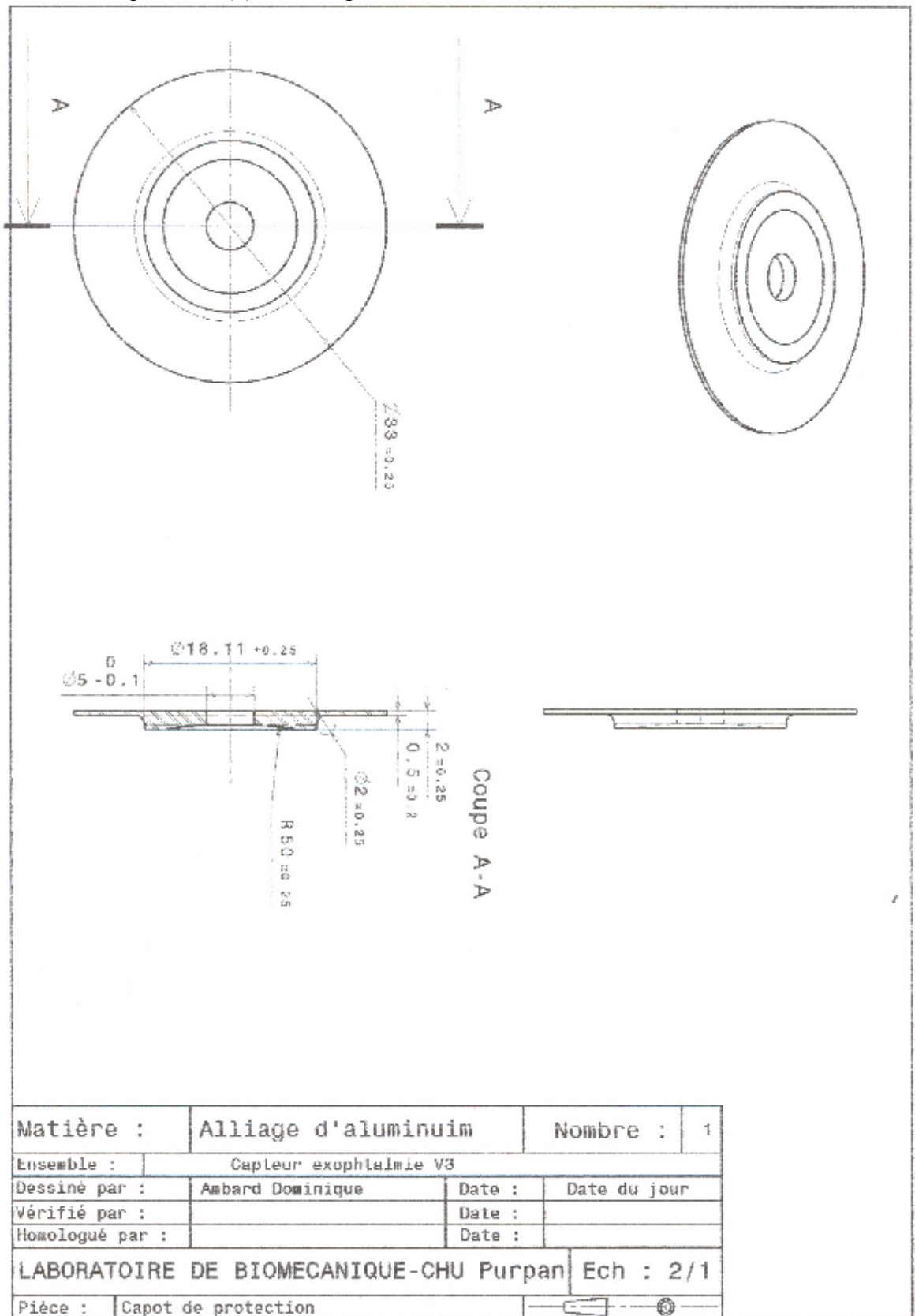
Annexe G : Les 12 maillages patients créés avec le Mesh-Matching.



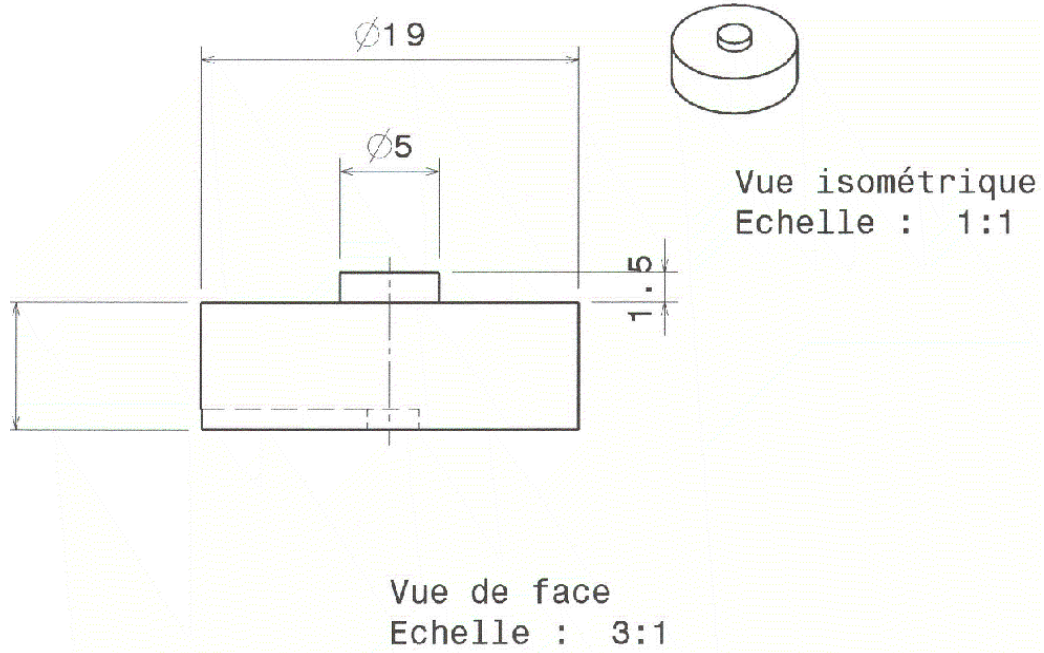


Annexe H : Plans du capteur d'effort et de déplacement pour les tissus in-vivo.

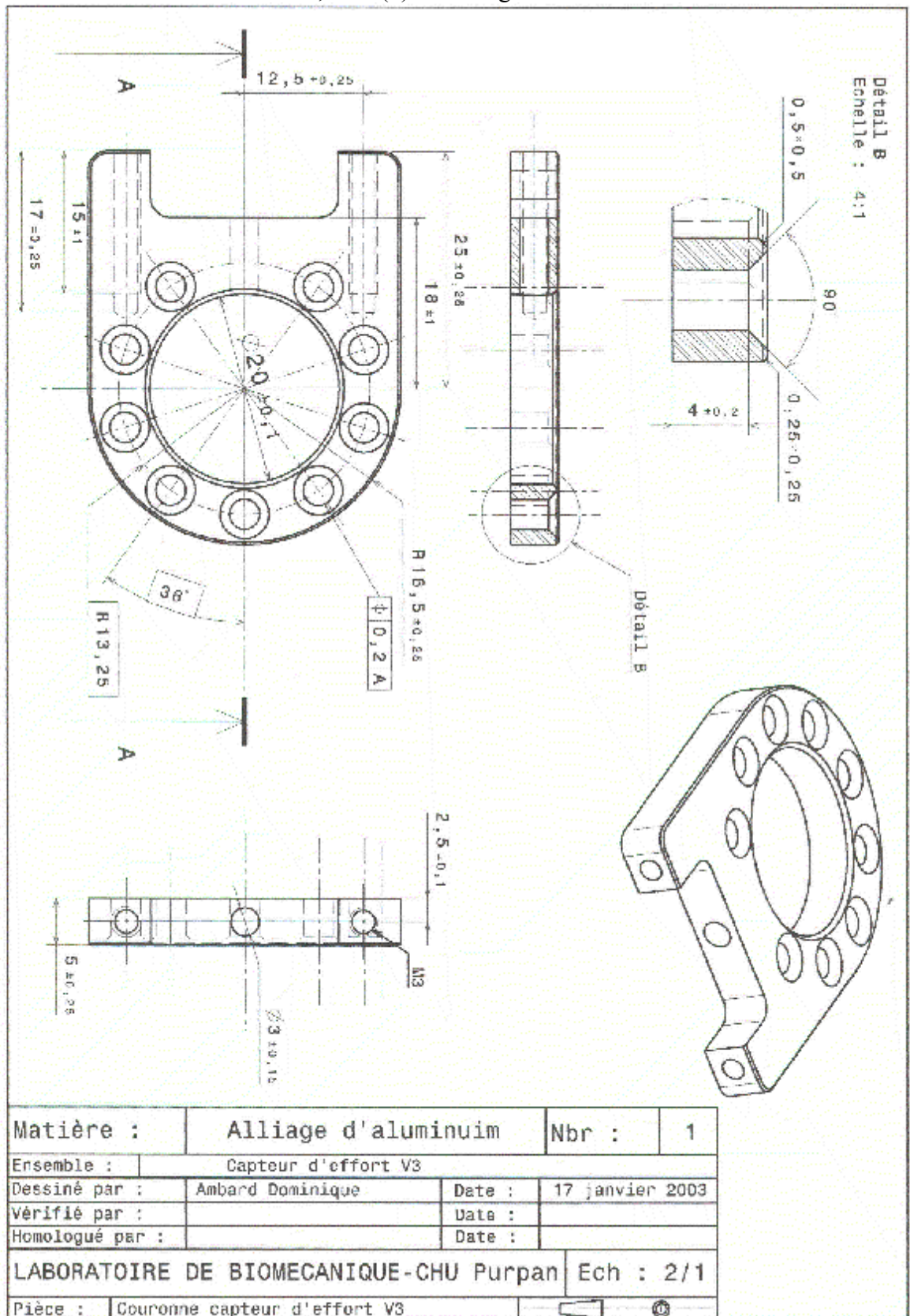
Plan du capot, noté (5) sur la Figure 10.6 :



Plan du cylindre en silicone, noté (6) sur la Figure 10.6 :

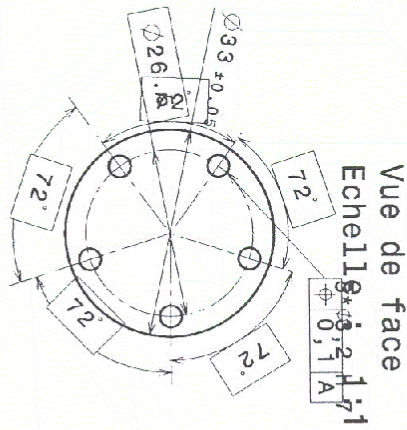
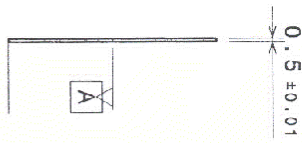


Plan de la collerette de fixation, noté (3) sur la Figure 10.6 :



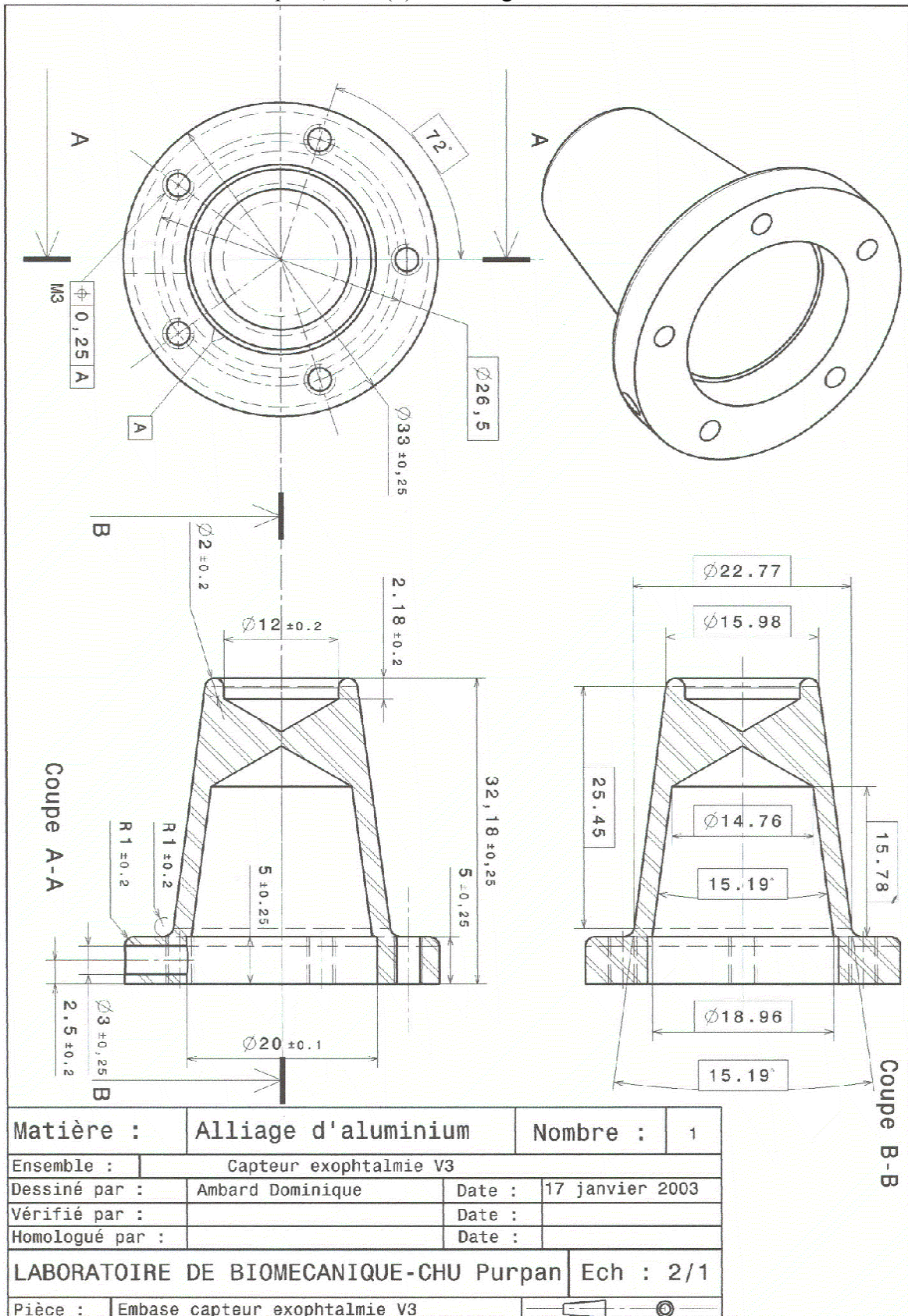
Plan de la membrane sur laquelle est collée la jauge, noté (1) sur la Figure 10.6 :

Vue de droite
Echelle : 1:1



Matière :	Inox	Nombre :	1
Ensemble :	Capteur d'effort V2		
Dessiné par :	Ambar d Dominique	Date :	03 juin 2002
Vérifié par :		Date :	
Homologué par :		Date :	
LABORATOIRE DE BIOMECHANIQUE-CHU Purpan			
Pièce : Corps d'épreuve V2			Ech : 1/1

Plan de l'embase du capteur, noté (4) sur la Figure 10.6 :



Références :

- Adenis J. P., Robert P. Y., 1994. Décompression orbitaire selon la technique d'Olivari. *J. Fr. Ophthalmol.*, 17(1) : 686-691.
- Almeida E. S., Spilker R. L., 1997. Mixed and penalty finite element models for the non linear behavior of biphasic soft tissues in finite deformation: Part I – Alternate formulations. *CMBBE*, 1: 25-46.
- Audry F., 2002. Contribution à la caractérisation mécanique des tissus biologiques ; application à la graisse animale. Rapport de DEA en Génie Mécanique, Université Paul Sabatier, Toulouse 3.
- Bahn R. S., Garrity J. A., Gorman C. A., 1990. Diagnosis and management of Graves' ophthalmopathy (clinical review 13). *J. Clin. Endocrinol. Metab.*, 71(3): 559-563.
- Bartley G. B., Gorman C. A., 1995. Diagnostic criteria for Graves' ophthalmopathy. *Am. J. Ophthalmol.*, 119: 792-795.
- Bernardin D., 2003. Introduction à la rhéologie des fluides, approche macroscopique. Ecole de Printemps. GDR Matériaux Vitreux.
- Biot M. A., 1941. General theory of three-dimensional consolidation. *Journal of Applied Physics*, 12: 155-164.
- Biot M. A., 1972. Theory of finite deformations of porous solids. *Indiana Univers. Math. J.*, 21: 597-620.
- Bowen, 1980. Incompressible porous media models by use of the theory of mixtures. *Int. J. Eng. Science*, 18 : 1129-1148.
- Buchberger M., Mayr H., 2000. SEE-Kid: software engineering environment for knowledge-based interactive eye motility diagnostics. Proceedings of the Int. Symposium on Telemedicine, Gothenburg, Sweden.
- Burch H. B., Wartofsky L., 1993. Graves' ophthalmopathy: current concepts regarding pathogenesis and management. *Endocrine Review*, 14(6): 747-793.
- Cai Y., Chui C. K., Wang Y., Wang Z., Anderson J. H., 2002. Parametric model for interactive simulation of ophthalmologic surgery, Proceedings of MICCAI conference, 465-472.
- Campbell R.J., 1989. Immunology of Graves' ophthalmopathy: retrobulbar histology and histochemistry. *Acta Endocrinologica*, 121 (Suppl. 2): 9-16.
- Cannan, S., Stephenson, M., Blacker, T., 1993. Optismoothing: an optimization-driven approach to mesh smoothing. *Finite Elements in Analysis and Design*, 13, pp. 185-190.
- Chabanas M., 2002. Modélisation de tissus mous de la face pour la chirurgie orthognatique assistée par ordinateur. Thèse de Sciences de l'Université Joseph Fourier, Grenoble 1.

- Chabanas M, Luboz V., Payan Y., 2003. Patient specific finite element model of the face for computer assisted maxillofacial surgery. *Medical Image Analysis (Media)*.
- Char D.H., 1996. Thyroid eye disease. *Br. J. Ophthalmol.*, 80: 922-926.
- Club Thyroïde, 1995. L'ophtalmopathie basedowienne. *Compte rendu du 4eme Symposium du club thyroïde*, Toronto.
- Cotin S., Delingette H. & Ayache N., 1999. Real-Time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. *IEEE Transactions Visualization and Computer Graphics*, 5(1), 62-73.
- Couteau B., Payan Y., Lavallée S., 2000. The mesh matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures. *J. Biomechanics*. 33(8): 1005-1009.
- Coussy O., 1991. *Mécanique des milieux poreux*. Technip Editions.
- Craveur J.C., 1996. *Modélisation des structures: calcul par éléments finis*. Masson.
- Dantzig G. B., 1990. Origins of the simplex method. In S G Nash (ed.), *A history of scientific computing*, 141-151.
- Delaunay B., 1934. Sur la sphère. *Izvestia Akademia Nauk SSSR, VII Seria, Otdelenie Matematicheskii i Estestvennyka Nauk*. 7: 793-800.
- Fatourechi V., Garrity J.A., Bartley G.B, 1994. Graves ophthalmopathy: results of transantral orbital decompression performed primarily for cosmetic indications. *Ophthalmology*, 101(5): 938-942.
- Feldon S. E., 1993. Management of Graves' ophthalmopathy with optic nerve involvement. *Mayo Clin. Proc.*, 68: 616-617.
- Forbes G., Gehring D. G., Gorman C.A., 1985. Volume measurements of normal orbital structures by computed tomographic analysis. *A. J. R.*, 149-154.
- Forbes G., Gorman C.A., Gehring D. G., 1993. Computer analysis of orbital fat and muscle volumes in Graves' ophthalmopathy. *A.J.N.R.*, 4: 737-740.
- Freitag, L.A., Plassmann, P., 1999. Local optimization-based simplicial mesh untangling and improvement. *ANL/MCS*, 39, pp. 749-756.
- Fung Y.C., 1993. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. New York: Springer-Verlag.
- Garrity J.A., Fatourechi V., Bergstralh E.J., 1993. Results of transantral orbital decompression in 428 patients with severe graves' ophthalmopathy. *Am. J. Ophthalmology*, 116(5): 553-547.
- Gas C., 1997. *Prise en charge multi-disciplinaire des orbitopathies dysthyroïdiennes*. Thèse de médecine de l'Université Paul Sabatier, Toulouse 3.

- Gellrich N. C., Schramm A., Zizelmann C., Hammer B., Schipper J., Schmelzeisen R., 2003. Computer-assisted orbital reconstruction – a new gold standard for complex reconstructive surgery. Proceedings of CASH conference, p. 60.
- George J.L., 1991. La prise en charge chirurgicale des orbitopathies basedowiennes. Rev. Franc. Endocrinol. Clin., 32 : 4-5.
- Germain P., Muller P., 1995. Introduction à la mécanique des milieux continus, Editions Masson.
- Gola R., 1995. Exophtalmie basedowienne : lipectomie ou expansion orbitaire ? Ann. Chir. Plast. Esthét., 40(1) : 31-45.
- Gola R., Carreau J. P., Faissal A., 1995. Le tissu graisseux de l'orbite (rappel anatomique, déductions thérapeutiques). Revue de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale, 96(3): 123-136.
- Gorman C. A., 1983. Temporal relationship between onset of Graves' ophthalmopathy and diagnosis of thyroxicosis. Mayo Clin. Proc., 58: 515-519.
- Gunther S., 1986. Die modellmassige beschreibung der augenmuskelwirkung. Diplomarbeit am Fachbereich Physik der Universität Hamburg, Deutschland.
- Hanna K. D., Jouve F. E., Waring G. O., Ciarlet P. G., 1989. Computer simulation of accurate keratotomy for astigmatism. Refractive and Corneal Surgery. 8: 152-163.
- Hartemann P., Leclere J., Bey P., 1986. Le traitement des ophtalmopathies thyroïdiennes par la radiothérapie orbitaire externe. Am. Endocrinol., 47 : 389-394.
- Holck D. E., Boyd E. M., Nguyen J., 1999. Benefits of stereolithography in orbital reconstruction. Ophthalmology, 106(6), 1214-1218.
- Holmes, 1986. Finite deformation of soft tissue : analysis of a mixture model in uniaxial compression. J. Biomech. Eng., 108: 372-381.
- Hullo A., 1989. Muscles oculo-moteurs. E.M.C, Ophtalmologie, 21-005-A-10.
- Jin H. R., Shin S. O., Choo M. J., Choi Y. S., 2000. Relationship between the extent of fracture and the degree of enophthalmos in isolated blowout fractures of the medial orbital wall. J. Oral Maxillofac. Surg., 58 : 617-621.
- Jorissen M., Feenstra L., 1992. Dysthyroid orbitopathy and orbital decompression : a review. Acta oto-rhino-laryngol. Belg., 46 : 303-309.
- Jost G., Vergnon L., Lafolle P., 1980. Etude anatomique de ma graisse orbitaire. A propos des constatations faites lors des blépharoplasties. Ann. Chir. Plast., 25(3) : 225-229.

- Lavallée S., Sautot P., Troccaz J., Cinquin P., Merloz P., 1995. Computer Assisted Spine Surgery: a technique for accurate transpedicular screw fixation using CT data and a 3D optical localizer. *J. Image Guided Surg.*, 1(1), 65-73.
- Lavallée S., 1996. Registration for Computer-Integrated Surgery: Methodology, State of the Art. In R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea & R. Mosges (Eds.), *Computer Integrated Surgery*, Cambridge, MA: MIT Press: 77-97.
- Lemke B. N., Shovlin J. P., 1994. Thyroid eye disease : orbital decompression. *Opht. Plast. Surg.*, 363-379.
- Li Z., Chui C. K., Cai Y., Amrith S., Goh P. S., Anderson J. H., Theo J., Liu C., Kusuma I., Nowinski W. L., 2002. Modeling of the human orbit from MR Images. *Proceedings of the MICCAI conference*. Springer-Verlag. 339-347.
- Lo S. H., 1991. Volume Discretization into tetrahedra – II. 3D triangulation by advancing front approach. *Computers and structures*, 39(5): 501-511.
- Luboz V., Couteau B., Payan Y., 2001A. 3D Finite element meshing of entire femora by using the mesh matching algorithm. In *Proceedings of the Transactions of the 47th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, p. 522. Transactions Editor, B. Stephen Trippel, Chicago, Illinois, USA.
- Luboz V., Payan Y., Swider P., Couteau B., 2001B. Automatic 3D Finite Element Mesh Generation: Data Fitting for an Atlas in *Proceedings of the Fifth Int. Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, CMBBE*.
- Luboz V., Pedrono A., Boutault F., Swider P., Payan Y., 2002. Simulation of the Exophthalmia Reduction using a Finite Element Model of the Orbital Soft Tissues. *Proceedings of the Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention Conference, MICCAI*.
- Luboz V., Marécaux C., Pedrono A., Boutault F. , Swider P., Payan Y., 2003. Computer aided orbital surgery for exophthalmia. *Proceedings of CASH conference*, p. 59.
- Luboz V., Estivalèzes E., Swider P., Payan Y., 2004. Regularization of a mesh generated with the mesh matching algorithm. *Journal of Biomechanics*, in revision.
- Manson P.N., Clifford C.M., Suc T., 1986. Mechanisms of global support and posttraumatic enophthalmos: I. The anatomy of the ligament sling and its relation to intra muscular cone orbital fat. *Plast. Reconstr. Surg.*, 77(2): 193-202.
- Metson R., Dallow R. L., Shore J. W., 1994. Endoscopic orbital decompression. *Laryngoscope*, 104 : 1020 : 950-957.
- Midoux N., 1967. *Mécanique et rhéologie des fluides en génie chimique*, Lavoisier, second tirage (2000) Cambridge University Press.
- Miller J. M., Demer J. L., 1999. Clinical applications of computer models for strabismus. Eds Rosenbaum, Santiago, AP, *Clinical Strabismus Management*. Pub. W. B. Saunders.

- Morax S., Bok C., Chabi M., 1997. Décompression orbitaire au cours de l'exophtalmie dysthyroïdienne. A propos de 69 cas. *Ann. Chir. Plast. Esthét.*, 42(3) : 207-215.
- Mow V. C., Kuei S. C., Lai W. M., Armstrong C.G., 1980. Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: theory and experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 102: 73-84.
- Mow V. C., Kwan M. K., Lai W. M., Holmes M. H., 1986. A finite deformation theory for non linearly permeable cartilage and other soft hydrated connective tissues. *Frontier in Biomechanics*, Springer Verlag: 73-84.
- Nkenke E., Kramer M., Benz M., Maier T., Wiltfang J., Hausler G., Neukam F. W., 2001. Application of optical 3D imaging in exophthalmometry. *Proceedings of the CASH conference*, Elsevier Science, p. 1407.
- Nugent R.A., Belkin R.I., Neigel J.M., 1990. Graves orbitopathy: correlation of CT and clinical findings. *Radiology*, 177: 675-682.
- Nguyen D., Ivanov N., Aziz A., Nowinski W. L., 2003. A digital atlas of the human orbit: atlas construction and atlas-to-data registration. *Proceedings of the CARS conference*. p. 1289.
- Olivari N., 1991. Transpalpebral decompression of endocrine ophthalmopathy (Graves' disease) by removal of intra orbital fat: experience with 147 operations over 5 years. *Plast. Reconstr. Surg.*, 87(4): 627-641.
- Olivari N., 2001. *Endocrine Ophthalmopathy - Surgical treatment*. Kaden verlag.
- Owen S., 1998. A survey of unstructured mesh generation technology. *Proceedings of the 7th International Meshing Roundtable*, Sandia National Lab: 239-267.
- Panton R.L., 1984. *Incompressible flow*. John Wiley & Sons Inc.
- Payan Y., 2002. *Etude de la modélisation des tissus mous du vivant pour la planification et le guidage de gestes chirurgicaux*. Habilitation à diriger des recherches, Université Joseph Fourier, Grenoble 1.
- Peyster R.G., Ginsberg F., Silber J.H., Adler L.P., 1986. Exophthalmos caused by excessive fat: CT volumetric analysis and differential diagnosis. *A.J.R.*, 146: 459-464.
- Power E. D., Stitzel J. D., West R. L., Herring I. P., Duma S. M., 2001. A non linear finite element model of the human eye for large deformation loading. *Proceedings of the 25th Annual Meeting of Biomechanics*, San Diego, 44-45.
- Quintard M., Cherblanc F., Whitaker S., 2001. Dispersion in Heterogeneous Porous Media: One-Equation Non-Equilibrium Model. *Transport in Porous Media* 44(1): 181-203.

- Raskin E. M., Millman A. L., Lubkin V., Della Rocca R. C., Lisman R. D., Maher E. A., 1998. Prediction of late enophthalmos by volumetric analysis of orbital fractures. *Ophthalmic Plast. Reconstr. Surg.*, 14(1): 19-26.
- Riemann C.D., Foster J.A., Kosmorsky G.S., 1999. Direct orbital manometry in patients with thyroid-associated orbitopathy; vol. 106: pp. 1296-1302.
- Roncevic R., 1992. Decompression of ophthalmopathy (discussion). *Plast. Reconstr. Surg.*, 90(2) : 337-338.
- Roncevic R., Jackson I. T., 1989. Surgical treatment of thyrotoxic exophthalmos. *Plast. Reconstr. Surg.*, 84(5): 754-760.
- Rougier J., Tessier P., Hervouet F., 1977A. Les exophtalmies. L'expansion de la cavité orbitaire. *Chirurgie Plastique Orbito-palpébrale (Chap. XIV) – Masson.*
- Rougier J., Tessier P., Hervouet F., 1977B. Anatomie chirurgicale et moyens d'exploration de l'orbite. *Chirurgie Plastique Orbito-palpébrale (Chap. I) – Masson.*
- Rouvière H., Delmas A., 1991. Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle. Ed. Masson, Paris, Tome 1.
- Sagar M.A., Bullivant D., Mallinson G.D., Hunter P.J., Hunter I.W., 1994. A virtual environment and model of the eye for surgical simulation. *Supercomputing*; Vol. 2: No. 7.
- Salvi M., Zhang Z.G., Haegert D., 1990. Patients with endocrine ophthalmopathy not associated with thyroid disease have multiple thyroid immunological abnormalities. *J. Clin. Endocrinol. Metab.* 70(1) : 89-94.
- Saroux H., Biais B., Rossazza C., 1987. Ophthalmologie, Chap. 22 : Pathologie de l'orbite. Ed. Masson., 341-353.
- Shore J. W., Carvajal J., Westfall C. T., 1992. Miniplate reconstruction of the lateral orbital rim after orbital decompression for Graves disease *ophthalmology*, 99(9) : 1433-1439.
- Simon B.R., Wu J.S.S., Carlton M.W., Evans J.H., Kazarian L.E. , 1985. Structural models for human spinal motion segments based on a poroelastic view of the intervertebral disk. *Journal of Biomechanical Engineering*, 107: 327-335.
- Sobotta, 1994. Atlas d'anatomie humaine. Editions médicales internationales, Paris, Tome I.
- Stanley R.J., McCaffrey T.V., Offord K.P., DeSanto L.W., 1989. Superior and transantral orbital decompression procedures. Effects on increased intra-orbital pressure and orbital dynamics. *Archive of Otolaryngology Head Neck Surgery*; vol. 115: pp. 369-373.
- Szeliski R. and Lavallée S., 1996. Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *Int. J. of Computer Vision*, 18(2): 171-186.
- Taylor R., Lavallée S., Burdea G., Mosges R., 1996. *Computer-Integrated Surgery. Technology and clinical applications*, Cambridge, MA: MIT Press.

- Terzaghi K., Peck R. B., Mesri G. 1948. Soil mechanics in engineering practice. 3rd edition (1996), John Wiley and Sons Editions.
- Touzot G., Daht G., 1984. Une représentation de la méthode des éléments finis. Collection université de Compiègne.
- Troccaz J., Peshkin M., Davies B., 1998. Guiding systems for Computer-assisted Surgery (CAS) : introducing synergistic devices and discussing the different approaches. *Medical Image Analysis*, 2(2):101-119.
- Troccaz J., Henry D., Laieb N., Champleboux G., Bosson J.L., Pichot O., 2000. Simulators for medical training : application to vascular ultrasound imaging. *Journal of Visualization and Computer Animation*, 11:51-65, Wiley.
- Uchio E., Ohno S., Kudoh J., Aoki K., Kisielewicz L.T., 1999. Simulation model of an eyeball based on finite element analysis on a supercomputer. *Journal of Ophthalmology*. 83(10):1101-2.
- Weisman R.A., Osguthorpe J.D., 1994. Orbital decompression in Graves' disease. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 120: 831-834.
- Wendling S., Canadas P., Chabrand P., 2003. Toward a generalized tensegrity model describing the mechanical behaviour of the cytoskeleton structure. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 6 (1): 45-52.
- Wilson W.B., Manke W.F., 1991. Orbital decompression in Graves' disease. The predictability of reduction of proptosis. *Archive of Ophthalmology*; vol. 109: pp. 343-345.
- Yab K., Tajima S., Ohba S., 1997. Displacement of the eyeball in orbital blowout fractures. *Plast. Reconstr. Surg.*, 100: 1409-1417.
- Yu C. P., Jagannathan L., Srinivasan R., Nowinski W. L., 1998. Development of an eye model from multimodal data. *Proceedings SPIE Medical Imaging. Image display*. 3355: 93-99.
- Zienkiewicz O.C., Taylor R.L., 1994. *The Finite Element Method*, fourth edition. McGraw-Hill Book Company.

Résumé :

Cette thèse propose une étude du comportement des tissus mous intra-orbitaires dans le cadre du traitement des exophtalmies, caractérisées par une protrusion du globe oculaire. La partie chirurgicale de ce traitement consiste en une décompression de l'orbite par le biais d'une ostéotomie des parois orbitaires pour réduire la protrusion du globe.

Nos travaux visent à prédire les relations entre le volume des tissus décompressés, la surface d'ostéotomie et le recul oculaire résultant pour apporter une aide au planning chirurgical. Pour cela, deux modèles ont été développés.

Le premier est un modèle analytique simple de l'orbite assimilant les parois orbitaires à un cône et le globe à une sphère. Il permet de déterminer de façon satisfaisante le volume décompressé en fonction du recul souhaité.

Le deuxième est un modèle biomécanique des tissus mous intra-orbitaires et de leurs interactions avec les parois osseuses et le globe. Il s'agit d'un maillage Eléments Finis utilisant un matériau poroélastique et prenant en compte la morphologie de l'orbite du patient, les propriétés mécaniques des tissus mous. Il permet de quantifier le recul oculaire et le volume de tissus décompressés en fonction de l'effort (ou du déplacement) imposé par le chirurgien et de l'ostéotomie (surface et position). Ses résultats sont relativement intéressants et permettent d'évaluer le comportement des tissus intra-orbitaires.

La méthode de génération automatique de maillage éléments finis, développée dans cette thèse, a permis d'effectuer différentes simulations d'ostéotomies et de conclure que la morphologie de l'orbite patient a un impact sur le recul et le volume décompressé et que l'influence de la surface d'ostéotomie est modérée.

Une analyse rhéologique des tissus mous orbitaires a été effectuée. Les tests in vitro ont permis de poser les bases de futures mesures. Les tests in vivo, réalisés avec un capteur ad hoc, ont déterminé la raideur des tissus mous.

Bien que les modèles présentés dans cette thèse ne soient pas encore utilisables dans le cadre d'un planning chirurgical, ils fournissent des résultats satisfaisants et une bonne estimation des phénomènes observés lors d'une décompression orbitaire.

Mots clés : chirurgie orbitaire, exophtalmie, planning assisté par ordinateur, modèles biomécaniques, poroélasticité, méthode des Eléments Finis.

Abstract:

This thesis proposes a study of the intra-orbital soft tissue behaviour in the framework of the exophthalmia treatment, characterised by a protrusion of the ocular globe. The surgical part of this treatment consists in an orbital decompression via an osteotomy of the bone structures to reduce the globe protrusion.

This study aims to predict relationships between the decompressed tissue volume, the osteotomy area and the resulting ocular backward displacement in order to help during the surgical planning phase. Two models have been developed.

The first one is a simple analytical model of the orbit, assuming that the bony walls and the eye ball are a cone and a sphere. It allows to give a satisfying estimation of the decompressed tissue volume in function of the given backward displacement.

The second one is a biomechanical model of the intra-orbital soft tissues and of their interactions with the bony walls and the eye ball. It is a Finite Element mesh using a poroelastic material and taking into account the patient orbit morphology, the mechanical properties of the soft tissues. It allows to quantify the ocular backward displacement and the decompressed tissue volume in function of the load (or the displacement) imposed by the surgeon and the osteotomy (surface and location). Its results are relatively interesting and give an evaluation of the behaviour of the intra-orbital soft tissues.

The automatic method to generate Finite Element meshes, developed in this thesis, has permit to do various osteotomy simulations and to conclude that the patient orbit morphology has an impact on the backward displacement and on the decompressed volume and that the influence of the osteotomy surface is moderated.

A rheologic analysis of the orbital soft tissues has been performed. These in vitro tests have allowed to set the bases for future measurements. In vivo tests, done with an ad hoc sensor, have determined the stiffness of the soft tissues.

Though the models presented here are not yet usable in a surgical planning framework, they give satisfying results and a good estimation of the phenomenon observed during an orbital decompression.

Keywords: orbital surgery, exophthalmia, computer assisted planning, biomechanic models, poroelasticity, Finite Element method.