

## 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).

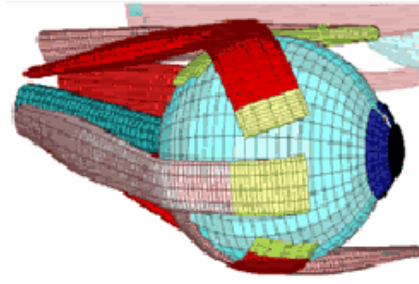


Figure 4.2 – Sur cette vue de côté du modèle de Miller *et al.*, on distingue bien le coude que fait le muscle oblique supérieure au niveau de sa poulie. Ce modèle masse-ressort intègre le globe, le nerf optique et les 6 muscles oculomoteurs.

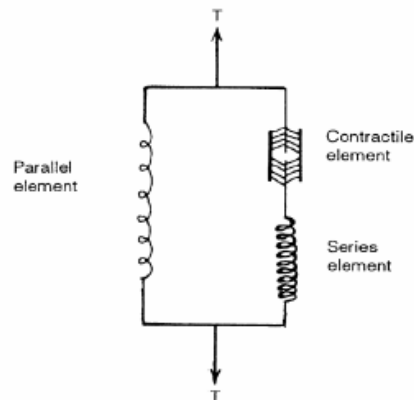


Figure 4.3 – Schéma d'un élément du maillage masse-ressort de Buchberger *et al.*, dans lequel on distingue le ressort (à gauche), l'amortisseur (en bas à droite) et l'actionneur permettant la contraction de l'élément (en haut à droite).

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.

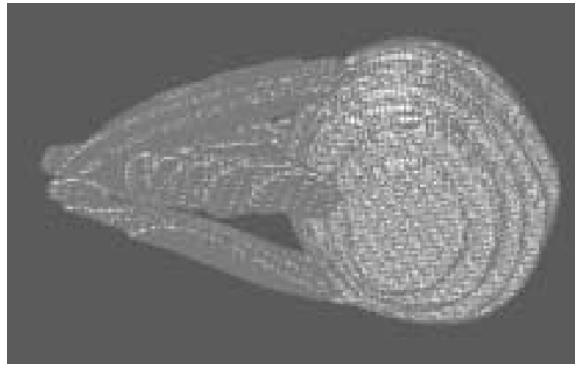


Figure 4.4 – Exemple d'un modèle orbital de Li [Li *et al.*, 2002] avec le globe et les muscles

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 ( $\nu$ ), puisqu'elles sont rigides, densité ( $\rho$ ) :  $1400 \text{ Kg.m}^{-3}$ .
- 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.

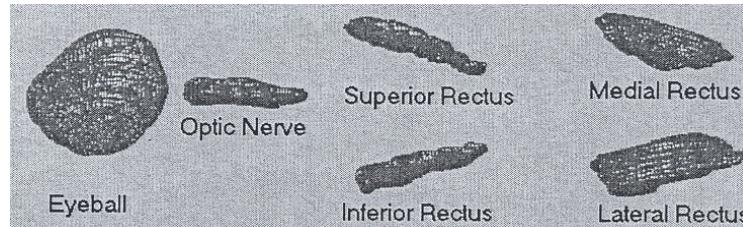


Figure 4.5 – Les contours initiaux des différentes structures servant au cours de la phase de segmentation des travaux de Li *et al.*

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.