

MODELISATION ET CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR

Jocelyne Troccaz¹, Ph.D., Directeur de Recherche CNRS

Vincent Luboz¹, Ms.Sc.

Matthieu Chabanas¹, Ms.Sc.

Markus Fleute², Ph.D.

Yohan Payan¹, Ph.D., Maître de Conférences, Université Joseph Fourier

Laurent Desbat¹, Ph.D., Professeur, Université Joseph Fourier

¹Laboratoire TIMC

Faculté de Médecine, Domaine de la Merci, 38706 La Tronche cedex, France

Tel: 04 76 54 95 06 - Fax: 04 76 54 95 55

<mailto:{jocelyne.troccaz, vincent.luboz, matthieu.chabanas, yohan.payan, laurent.desbat}@imag.fr>

²Société PRAXIM

4, avenue de l'Obiou, 38700 La Tronche, France

Tel: 04 76 54 95 03 - Fax 04 76 03 75 21

fleute@praxim.fr

Modélisation et chirurgie assistée par ordinateur

Joelyne Troccaz, Vincent Luboz, Matthieu Chabanas, Markus Fleute,

Yohan Payan, Laurent Desbat

Titre en anglais: Models for computer-aided surgery

Mots clés: modèles statistiques, imagerie interventionnelle, modèles biomécaniques

Résumé

L'information médicale doit être perçue, partagée, enrichie et utilisée, pour être transformée en action coordonnée de santé individuelle ou publique. L'activité de modélisation est au cœur même de ce processus. Ce qui est vrai au niveau macroscopique l'est également dans de nombreux sous-domaines des technologies de l'ingénierie de l'information médicale. Nous présentons dans ce chapitre la place de plus en plus cruciale de la notion de modèle dans le domaine particulier des gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur. Après un aperçu général des besoins en terme de modélisation, nous nous focaliserons sur deux exemples de modèles - statistiques et biomécaniques - et verrons quelques unes de leurs applications cliniques en cours de développement au laboratoire TIMC en partenariat avec le CHU de Grenoble et le CHU de Toulouse (Hôpital Purpan).

Abstract

Medical information has to be acquired, shared, enhanced and used to result in a coordinated action for individual care of general healthcare. Modelling is a key component of this transformation process. This is not only true at a macroscopic level but also for many sub-domains of medical information engineering. In this chapter, we intend to make clearer the important role of models for Computer Aided Medical Interventions. After having presented a general overview of the needs in terms of modelling, we will focus on two types of models - statistical and biomechanical ones - and we will give examples of their clinical applications. These examples are work in progress developed in collaboration with the Grenoble and Toulouse (Purpan) university hospitals.

1. Quels modèles pour la chirurgie assistée par ordinateur?

La médecine et la chirurgie sont des domaines où le corpus de connaissances est extrêmement riche. Ces connaissances guident l'expert mais peuvent tout aussi bien profiter aux systèmes d'assistance au geste médico-chirurgical. En effet, imaginons qu'un logiciel ait pour tâche de permettre de segmenter automatiquement, c'est à dire d'isoler - on dira également "contourer" - une structure anatomique, par exemple une vertèbre, dans un examen IRM ou radiologique. Ce type de logiciel travaille le plus souvent sur les variations de niveaux de gris qui annoncent la présence probable de frontières d'objets. Ce qui peut s'appliquer à la reconnaissance d'objets manufacturés simples dans des conditions de prise de vue contraintes, s'applique plus difficilement à ces objets du vivant à forme complexe rencontrés dans nos disciplines. Cependant, si ces objets sont complexes, la connaissance que l'on peut en avoir peut grandement faciliter le traitement des images: ainsi, la forme d'une vertèbre d'un étage vertébral donné est relativement constante et peut donc aider la recherche des contours dans la masse des données acquises. Nous pouvons ainsi considérer un certain nombre de *connaissances explicites* utilisées par le clinicien et potentiellement utilisables dans les systèmes de chirurgie assistée par ordinateur tels que ceux développés en chirurgie orthopédique:

- connaissances anatomiques incluant les variabilités d'origine naturelle ou pathologique
- connaissances fonctionnelles
- connaissances procédurales (de type protocole chirurgical ou arbre de décision diagnostique)
- connaissances concernant l'environnement de prise en charge (par exemple, principales caractéristiques des capteurs d'imagerie disponibles et leurs modes préférentiels d'utilisation en terme d'indications, instrumentation disponible, etc.).

Le modèle de base associé au système de chirurgie assistée par ordinateur est un modèle construit à partir de la synthèse des données de toutes sortes concernant le patient X à traiter. Rappelons que la fusion des données multi-modales est le plus souvent un élément indispensable des systèmes de GMCAO¹ pouvant améliorer le diagnostic, et permettant la planification et la réalisation précises d'un geste optimal. A ce modèle de base, un certain nombre d'autres informations peuvent être adjointes sous la forme de modèles complémentaires:

- description anatomique d'un individu Y ou *atlas*
- description anatomique synthétique d'une population d'individus éventuellement regroupés en catégories représentatives de variations pathologiques ou *atlas statistique*

¹ Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur

- description fonctionnelle d'une ou plusieurs structures anatomiques normales ou pathologiques ou *modèle biomécanique*
- description de *protocoles chirurgicaux*
- description des *capteurs, outils et auxiliaires* disponibles
- description de *cas cliniques* regroupant toutes les informations relatives à la prise en charge d'un patient
Z donné selon une procédure P donnée.

Si nous reprenons la méthodologie des GMCAO telle que décrite par P.Merloz ci-avant et rappelée dans la figure 1.1, nous pouvons alors décrire plus précisément le rôle de ces différents modèles dans les systèmes de chirurgie par ordinateur et leur apport.

1.1 Modèles pour la perception et la fusion de données

L'acquisition de données du patient sous-entend l'usage de capteurs, et en particulier de capteurs d'imagerie. Tant que l'image reste diagnostique, ses caractéristiques géométriques sont d'une importance limitée. Par contre, dès que cette image guide le geste, non pas par un contrôle direct comme en radiologie interventionnelle mais de façon différée en fournissant une information quantitative de localisation par exemple, sa géométrie se doit d'être connue précisément. Ainsi, une image produite par un amplificateur de brillance comporte des distorsions importantes qu'il convient de corriger avant de se servir de cette image pour réaliser un geste. Ces distorsions pourront être déterminées de façon précise par le recours à des mires de calibration, objets dont le modèle très précis permet de caractériser les propriétés de l'image (cf. figures 1.2a et 1.2b). De même, si plusieurs images sous des incidences variées doivent être utilisées simultanément pour le guidage comme en fluoroscopie virtuelle [26], les positions respectives d'acquisition de ces images dans un référentiel commun devront être déterminées au moyen d'un système de localisation. Ces deux modes de calibration appelés respectivement intrinsèque et extrinsèque permettent de déterminer des *modèles des capteurs* [4] indispensables au guidage précis du geste.

Lors de la reconstruction tri-dimensionnelle en tomographie à rayons X, un volume de données est reconstruit à partir de multiples vues acquises en tournant autour du patient. La réduction de ce nombre de vues est un objectif d'importance: elle permet d'envisager une utilisation interventionnelle particulièrement intéressante en orthopédie et traumatologie dans des conditions d'irradiation du patient tout à fait favorables. Il s'agira non pas de reconstruire une cartographie anatomique complète mais de localiser précisément les structures osseuses.

Bien évidemment, la réduction du nombre de vues doit être compensée par l'introduction d'une connaissance a priori. Nous présenterons dans la section 2, un exemple d'utilisation de *modèles statistiques pour la reconstruction tri-dimensionnelle* à partir d'un faible nombre de vues.

Ces modèles statistiques ont d'autres usages: ils peuvent guider la segmentation des données (cf. [14]) comme nous l'avons évoqué précédemment. Ils interviennent également dans certains systèmes de chirurgie assistée par ordinateur, par exemple dans les systèmes de navigation sans imagerie. Ainsi, le système SurgétiqueTM développé pour la pose de prothèses totales du genou, repose sur l'acquisition de points par palpation des structures osseuses grâce à un outil localisé dans l'espace. Le recalage des données acquises avec un modèle statistique, encore appelé "bone morphingTM", permet d'inférer une information tri-dimensionnelle tout à fait déterminante pour la qualité de la planification du geste, à partir d'une acquisition d'un nombre réduit de points. On allie ainsi la simplicité au niveau de l'utilisation clinique à la robustesse et à la précision du système.

Le recalage élastique 3D/2D consistant à recaler par exemple deux images radiologiques à des données d'atlas ou à un modèle statistique permettra lui aussi de recouvrer une information tri-dimensionnelle complète absente des images radiologiques. [27] a démontré que les performances de la fluoroscopie virtuelle à partir d'un guidage de l'outil sur 2 images ou plus étaient variables selon les pathologies prises en charge; en particulier, dans les cas de scolioses ces quelques vues ne permettent pas d'apprécier réellement la forme 3D de la vertèbre comparativement à une navigation sur données scanner. Le recalage avec un modèle de vertèbre peut ainsi permettre de recouvrer cette information tri-dimensionnelle qui fait défaut en fluoro-navigation.

1.2 Modèles pour la planification

La planification de gestes sous-entend l'usage explicite ou implicite d'un modèle. Ainsi, la pose d'une vis intra-pédiculaire répond à un certain nombre de critères relevant de l'expertise du chirurgien. L'aide à la planification de gestes optimaux nécessite de rendre explicites les critères de réussite du geste et de les rendre évaluables par le calcul informatique. Certains systèmes privilégient l'interaction et permettent au chirurgien de déterminer une stratégie à partir de l'examen des données anatomiques et/ou fonctionnelles du patient; l'évaluation repose alors complètement sur la compétence du chirurgien. D'autres systèmes proposent des outils de calcul permettant au chirurgien de choisir la stratégie la plus adéquate. Ainsi, [20] calculent des cartes d'anisométrie utiles lors de la plastie du croisé antérieur. Ce système comporte un modèle cinématique et un modèle anatomique partiel du

genou du patient reconstruits à partir de données per-opératoires. Le chirurgien décide du geste optimal à partir de la modélisation et du calcul des critères; dans le cas du LCA, l'anisométrie et l'absence de conflit entre ligament et échancrure fémorale. D'autres systèmes pourraient totalement décider de la stratégie optimale et la proposer au chirurgien. De tels systèmes sont très rares; on peut citer des systèmes de planification de traitement en radiothérapie basés sur des modèles radio-physiques mais nous ne connaissons pas d'équivalents dans le domaine de l'orthopédie.

Certains modèles anatomiques de type atlas peuvent permettre de planifier le geste en tenant compte d'informations fonctionnelles importantes. Ceci a été particulièrement vrai dans le domaine de la neurochirurgie. Ainsi la société Elekta propose un logiciel permettant de recalcr un atlas de Schaltenbrand avec les données du patient concerné.

Les modèles particulièrement impliqués en orthopédie sont des modèles biomécaniques permettant de prédire les comportements des tissus et leurs interactions avec des matériaux lors de l'application d'efforts. De tous temps, des modèles par éléments finis ont été utilisés pour aider les fabricants à la conception de prothèses pour l'orthopédie mais beaucoup plus récemment on a cherché à individualiser les modèles biomécaniques par patient afin de permettre une étude au cas par cas de la pose de prothèse; la déformation de modèles types par éléments finis sur les données d'un patient particulier par utilisation de méthodes de recalage élastique [8] permet ce genre d'approche. De tels modèles ont ainsi une vertu prédictive permettant au chirurgien de planifier le geste et de le modifier itérativement selon les résultats de simulation biomécanique. Nous verrons dans la section 3 différents exemples d'utilisation de modèles biomécaniques pour la préparation du geste notamment en chirurgie plastique et maxillo-faciale.

1.3 Modèles pour la simulation, l'éducation et l'action

Le développement de simulateurs en chirurgie est de première importance pour faciliter l'apprentissage du geste ou la préparation d'interventions délicates. Nous entendons ici par simulation quelque chose d'un peu différent de ce qui fut évoqué précédemment. Il s'agit de permettre au chirurgien de réaliser l'intervention de manière fictive, non pas en définissant une stratégie opératoire sous forme d'un objectif comme précédemment mais en la "jouant" de manière analogue à une répétition théâtrale. De tels simulateurs (cf. [7], [17]) doivent comporter des systèmes d'interaction homme/machine permettant au chirurgien de transmettre son geste à l'ordinateur, et à ce

dernier de renvoyer en temps réel vers le chirurgien un retour visuel et tactile réaliste sur l'effet de son geste. Cela sous-entend l'existence d'au moins deux types de modèles: un modèle anatomique de patient et des modèles biomécaniques permettant de connaître les effets des outils chirurgicaux sur les tissus et de les modifier en conséquence au fur et à mesure que le geste est réalisé. On imagine très aisément la complexité de tels modèles pour que le réalisme de la simulation soit convaincant. Les modèles biomécaniques impliqués ici doivent être par ailleurs calculables en temps réel ce qui n'est pas une contrainte aussi forte dans le cas de la planification du geste même lorsqu'elle est per-opératoire.

De tels simulateurs deviennent de véritables outils éducatifs s'ils sont enrichis d'informations complémentaires relatives à l'apprentissage du geste et à ses difficultés spécifiques. On peut tout d'abord vouloir simplement contrôler que le protocole chirurgical est respecté. Ceci requiert la modélisation de celui-ci; nous parlerons de *protocole chirurgical informatisé*. Différents modèles sont à l'étude; on pourra citer pour mémoire le modèle en UML proposé par [19] pour rendre compte des étapes du geste et des flots de données multi-modales nécessaires à la réalisation à ce geste chirurgical. Mais on peut également vouloir assister l'apprentissage en soulignant par exemple les étapes délicates d'une procédure chirurgical et en proposant éventuellement des outils facilitant leur acquisition. Ainsi, la chirurgie du pelvis assistée par ordinateur par navigation scanner telle que présentée dans [36] nécessite l'acquisition de données échographiques à partir desquelles un modèle per-opératoire sera recalé avec les données scanner. De la qualité du recalage et donc indirectement de la qualité de l'acquisition de données échographiques dépendra la précision du guidage de geste. Cette étape est particulièrement critique dans l'apprentissage de l'utilisation d'un tel système. [24] propose un simulateur assistant l'apprentissage de ces étapes critiques de la procédure GMCAO. [35] a une approche similaire pour d'autres domaines chirurgicaux. Bien évidemment, ces simulateurs éducatifs reposent sur l'utilisation de cas réels et nécessitent le développement de modèles propres à intégrer les informations nécessaires à la description de ces cas. La standardisation de tels modèles de description de cas cliniques est d'un intérêt fondamental pour le partage des connaissances en médecine en général et en chirurgie en particulier.

Enfin, pour ce qui concerne le guidage du geste grâce à des systèmes robotisés, là encore la présence du modèle est indispensable. Le robot comme le capteur d'imagerie se doit d'être calibré intrinsèquement - on détermine ses paramètres dimensionnels très précisément - et extrinsèquement - on recherche la relation entre le système de

coordonnées du robot et celui qui est relatif au patient. Ce sont ces modèles acquis par calibration du robot qui permettront de garantir une partie de la précision d'un geste par exemple de découpe osseuse robotisée.

2. Modélisation statistique pour la perception et la fusion

2.1 Des modèles statistiques pour l'imagerie interventionnelle : pourquoi ?

L'imagerie médicale a révolutionné les pratiques médicales. L'avènement du scanner a permis de fournir des informations précises pré-opératoire sur le patient qui servent à la fois à établir un diagnostic, à élaborer un planning chirurgical mais aussi à guider le chirurgien, en particulier dans les approches de GMCAO en orthopédie [25]. Néanmoins, dans de nombreuses applications, l'utilisation de techniques d'imagerie interventionnelle apporte l'avantage, parfois crucial, d'une information sur le patient tel qu'il est lors de l'intervention et non tel qu'il était dans les conditions de l'imagerie pré-opératoire. En général, on se fixe pour objectif, lors du développement de tels systèmes interventionnels, de réduire le caractère invasif de l'imagerie. C'est typiquement le cas du système FluoroNav de Medtronic/Sofamor-Danek présenté dans un chapitre de cet ouvrage, où l'objectif est de naviguer dans un très faible nombre de projections radiographiques obtenues à l'aide d'un système de radiographie mobile de type C-arm et mises en correspondance avec les organes cibles du patient (ici une vertèbre) qui sont suivis par un localisateur optique. Cette approche permet de réduire la dose délivrée au patient par rapport à une approche (comme celle de la Stealth Station de Medtronic/Sofamor-Danek) de navigation basée sur des images de scanner pré-opératoire. L'idée de la navigation virtuelle dans des projections radiographiques est extrêmement pertinente. Cependant, comme nous l'avons évoqué précédemment, on constate que le taux d'échec dans le cas du vissage pédiculaire pourrait être alors supérieur à celui de l'approche basée sur des images de scanner [27]. En effet, les projections ne permettent pas d'obtenir de bonnes informations dans une vue axiale de la vertèbre, ce qui est essentiel pour une navigation précise et performante. Il est donc crucial en pratique dans des interventions comme le vissage pédiculaire de disposer d'informations réellement tri-dimensionnelles, y compris à partir de systèmes de radiologie interventionnelle. Cependant, pour atteindre cet objectif il faut relever de nombreux défis :

- Le C-arm utilisé dans le système de radiologie interventionnelle doit être très précisément calibré, tant du point de vue de la géométrie des acquisitions que de la qualité radiographique des images [15]. L'émergence de la radiologie numérique [5] permet de réduire sensiblement la difficulté en éliminant les problèmes de distorsions géométriques des images.

- Il faut mettre en place des techniques rapides d'acquisition et de traitement des images radiographiques pour que le temps de reconstruction d'informations tri-dimensionnelles soit compatible avec les conditions d'un opérateurs. Ceci implique actuellement d'utiliser des algorithmes approchés et non-exacts [11], [13], [18], [21], en particulier lorsqu'on cherche à produire des images dans la région du thorax qu'on ne sait pas acquérir en projection complète suivant tous les angles d'incidences nécessaires à une reconstruction 3D. Les conditions d'échantillonnage, connues dans les cas les plus simples de la reconstruction 3D [12] indiquent d'ailleurs que plus de 300 projections radiographiques sont théoriquement nécessaires pour reconstruire un volume de $20 \times 20 \times 20 \text{cm}^3$ avec une résolution de 1mm^3 . Le volume typique de stockage informatique d'une radiographie numérique étant de l'ordre de 10Mo, on voit qu'il faut traiter plusieurs Go de données avec des algorithmes nécessitant plusieurs Tflops (ou teraflops = 10^{12} opérations flottantes). Les architectures modernes des calculateurs permettent à peine seulement aujourd'hui d'envisager de tels calculs en des temps compatibles avec des interventions chirurgicales. L'intérêt de ces approches est bien entendu de fournir une information sans biais sur le patient.

Si l'on souhaite réduire le nombre de projections radiographiques, c'est à dire la quantité d'information disponible pour identifier les structures anatomiques, il faut introduire de l'information a priori. Une idée, originalement introduite au début des années 1990, est d'utiliser des modèles statistiques déformables pour coder de l'information sur les organes à identifier (voir [6]). L'idée est à la fois simple et séduisante : construire une analyse statistique des modes de déformation d'une forme représentant un organe par une analyse en composantes principales (ACP) et chercher à identifier la forme 3D de l'organe à partir de ses contours obtenus sur quelques projections radiographiques - deux ou trois en pratique - en n'utilisant que quelques modes principaux de déformation, afin d'accélérer et de stabiliser la phase de mise en adéquation du modèle statistique et des données; ici, les contours obtenus dans les radiographies segmentées (voir la figure 2.1).

En pratique, cette approche extrêmement prometteuse nécessite la résolution des problèmes suivants

- Construction d'une base de formes de l'organe à partir d'une base de données de scanner (plutôt que d'IRM pour les modèles d'os) et d'un modèle générique de l'organe (construit manuellement une unique fois).
- Analyse en composantes principales de la base de formes extraites pour la construction du modèle statistique déformable
- Segmentation des projections radiographiques obtenues en salle d'opération sur un système de radiographie interventionnelle calibré et dont la géométrie d'acquisition est identifiée dans un

référentiel lié à l'organe (qui doit donc être suivi lors de l'intervention, ce qui est classique en GMCAO)

- Mise en correspondance élastique du modèle statistique 3D avec les contours des projections radiographiques 2D et/ou de points palpés pendant l'opération à la surface de l'organe.

Seules les deux dernières étapes sont effectuées lors des interventions. Cette démarche générique est schématisée dans la figure 2.2. Dans la section suivante, nous l'illustrons dans le cas de la vertèbre

2.2 Mise en œuvre d'un modèle statistique déformable de vertèbre pour l'orthopédie

2.2.1 Construction d'une base de formes de vertèbres

Le problème de l'extraction automatique d'une base de formes 3D de vertèbre à partir d'une base de données de scanner 3D n'est pas trivial. Pour résoudre ce problème de segmentation 3D automatique, nous proposons une approche de mise en correspondance 3D/3D [32] d'un modèle déformable avec les gradients des données scanner obtenus par un filtre de Canny Deriche. Cette construction s'opère donc en deux étapes, comme nous le décrivons dans la figure 2.3 : une construction manuelle d'un modèle générique de vertèbre à partir de la segmentation manuelle d'un volume de scanner 3D d'une vertèbre « normale ». Le modèle réduit selon des techniques de simplification de maillage est visualisé dans la figure 2.4. Une mise correspondance élastique 3D/3D entre ce modèle générique et chaque nouveau volume 3D de scanner est effectuée par une technique décrite dans [14]. Elle nécessite l'apprentissage empirique de paramètres de seuillage utilisés pour la sélection de points à apparier du modèle et des données de scanner. Un résultat typique est présenté dans les figures 2.5 (résultat après une mise en correspondance rigide) et 2.6 (influence des valeurs de seuil sur le résultat final de la segmentation automatique de formes). Après réglage de ces paramètres, l'erreur quadratique moyenne résiduelle entre le modèle et les données de scanner décroît de 2,4mm pour une mise en correspondance seulement rigide à 0,8mm pour une mise en correspondance élastique.

2.2.2 Analyse en composantes principales de la base de forme

Les différents modèles de forme obtenus à l'étape précédente sont mis en correspondance puis moyennés pour obtenir un modèle central moyen. Les déformations entre les modèles alignés et le modèle central moyen sont analysés dans une ACP. On constate alors sur une base de données de forme de vertèbre que les 5 modes principaux de déformation expliquent plus de 85% des déformations (voir la figure 2.7). Comme on peut le

deviner, le premier mode principal de déformation est essentiellement une homothétie et correspond à la taille de la vertèbre.

2.2.3 Segmentation des projections radiographiques

Afin de mettre en correspondance le modèle statistique de la forme de la vertèbre avec les projections radiographiques, il faut segmenter la projection de la vertèbre du patient dans la radiographie (voir Figure 2.1). En pratique quelques points isolés obtenus manuellement sur chacune de deux radiographies de la vertèbre suffisent (voir figure 2.8). En pratique, la segmentation des projections radiographiques est l'étape la plus difficile à automatiser. Un effort est en cours de développement pour une approche conjointe segmentation/recalage élastique pour la segmentation automatique des radiographies de vertèbres [14].

2.2.4 Mise en correspondance élastique 3D/2D

La mise en correspondance élastique est réalisée par un algorithme ICP (Iterative Closest Point) [37]. L'idée consiste à optimiser le modèle statistique déformable, d'abord en le positionnant et en l'orientant (transformation rigide), de sorte à ce que ses contours projetés (voir figure 2.9) s'adaptent au mieux - c'est l'idée illustrée par la figure 2.1 - aux points de contour des radiographies identifiés à l'étape précédente (figure 2.8). Dans un second temps, une mise en correspondance élastique est effectuée avec l'optimisation des principaux modes de déformation du modèle élastique suivant la même démarche que pour la mise en correspondance rigide. On ne retient qu'une petite dizaine de modes de déformation ce qui permet d'accélérer et stabiliser fortement la convergence de l'optimisation. Enfin, on itère les deux optimisations rigide et élastique précédentes jusqu'à convergence; une ou deux itérations suffisent. Les temps de calcul obtenus sont inférieurs à une minute et sont donc compatibles avec le contexte interventionnel. Dans la figure 2.10, on peut constater l'amélioration forte due au modèle statistique déformable de la vertèbre. Sa mise en correspondance est excellente et l'erreur quadratique moyenne est inférieure à 1mm, l'erreur maximale étant inférieure à 2mm, ce qui est compatible avec la précision requise dans de nombreuses interventions d'orthopédie. Ces chiffres sont obtenus sur les données réelles d'une pièce anatomique [14].

3. Modélisation biomécanique pour la planification et la simulation

La plupart des procédures de chirurgie assistée, 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 [34]. Des travaux plus récents ont commencé à étudier et prendre en compte les déformations intrinsèques des tissus mous du vivant. La majorité de ces travaux se focalise sur le développement d'outils de simulation, avec par exemple des objectifs pédagogiques comme pour la mise au point d'un simulateur de chirurgie laparoscopique [7]. Quelques travaux encore relativement rares visent l'étude et la prise en compte des tissus mous du vivant pour la planification et le guidage de gestes chirurgicaux. C'est dans ce cadre que nous allons revenir sur la notion de modélisation biomécanique des tissus déformables, avant de citer quelques applications cliniques qui bénéficient actuellement de l'intégration de modèles des tissus mous dans des dispositifs de GMCAO. Notons que cette modélisation s'avère tout aussi indispensable dans le domaine de la chirurgie orthopédique dès que l'on s'intéresse aux structures attenantes aux structures osseuses tels que par exemple cartilages, ligaments, tendons, ou muscles, pour planifier et réaliser des gestes plus précis.

3.1 Modélisation biomécanique de structures anatomiques déformables

3.1.1 Introduction

Les scientifiques qui ont cherché à prendre en compte les déformations des tissus mous du vivant dans des applications de GMCAO se sont tournés vers le champ de la biomécanique, avec comme objectif une meilleure compréhension du comportement mécanique des tissus du vivant, via l'élaboration de modèles biomécaniques, pour tenter, à plus long terme, de prédire les déformations des tissus et d'intégrer ces prédictions dans les procédures robotisées de guidage du geste chirurgical. Deux étapes sont nécessaires à l'élaboration d'un modèle biomécanique : la reconstruction de la géométrie de la structure et la prise en compte de la biomécanique de cette structure.

3.1.2 Reconstruction d'une géométrie statique 3D patient

Que la structure anatomique modélisée soit rigide ou déformable, une étape de reconstruction de la géométrie globale statique de cette structure doit être tout d'abord mise en oeuvre. Cette étape est classiquement effectuée à l'aide des techniques d'imagerie médicale (scanner, IRM et échographie par exemple). Ces examens, utilisés individuellement ou associés les uns aux autres, permettent à l'utilisateur de segmenter manuellement ou semi-automatiquement les structures anatomiques. La géométrie statique obtenue est caractérisée par l'ensemble des points issus de l'étape de segmentation, classiquement regroupés dans une ou plusieurs surfaces 3D. Les figures

3.1.a et 3.1.b présentent des exemples de segmentation de données IRM et échographiques d'un foie humain, avec les visualisations tri-dimensionnelles correspondantes (figures 3.1.c et 3.1.d), et les surfaces 3D ainsi reconstruites (figures 3.1.e et 3.1.f).

3.1.3 Définition et modélisation du comportement biomécanique de la structure

La géométrie 3D statique reconstruite à partir des données du patient sert de base à la modélisation de la biomécanique de la structure anatomique. En d'autres termes, après avoir recueilli, par segmentation, la géométrie 3D de cette structure, il nous reste à définir le comportement mécaniquement déformable de cette structure. De manière générale, on distingue souvent deux méthodes de modélisation biomécanique des tissus du vivant : les modèles discrets et les modèles continus.

D'un point de vue fondamental, les modèles discrets font l'hypothèse que la matière qui constitue une structure anatomique peut être modélisée par un ensemble d'éléments discrets ayant chacun une identité individuelle. Le modèle discret le plus utilisé est le modèle « masses-ressorts », caractérisé par une relation inter-éléments de type ressort. Ce type de modèles est souvent utilisé en informatique graphique du fait de ses performances calculatoires et de sa simplicité algorithmique. Cependant, il reste confronté à des problèmes de stabilité, d'expression de contraintes globales et de corrélation directe entre paramètres du modèles et mesures rhéologiques acquises in vivo.

La modélisation continue part d'une approche beaucoup plus mathématique que fonctionnelle, puisqu'elle se base sur les équations de la mécanique des milieux continus, à l'origine de la description mathématique des relations entre contraintes subies par un corps continu et déformations de ce corps [2]. La recherche informatique des positions d'un corps déformable passe par une représentation discrète des inconnues : on cherche à résoudre le problème, i.e. l'estimation de la déformation en fonction des contraintes externes, en un nombre discret de points situés à l'intérieur de la structure modélisée. La méthode de discrétisation la plus souvent utilisée est la Méthode des Éléments Finis [9], [38]. Du fait des hypothèses sous-jacentes à une modélisation continue - respect des équations de la mécanique des milieux continus, choix d'une loi de comportement cohérente avec la rhéologie du matériau modélisé - les modèles biomécaniques basés sur la Méthode des Éléments Finis sont souvent préférés aux modèles discrets de par la précision reconnue des simulations numériques résultantes.

Après discrétisation du volume de la structure modélisée - on parle de « maillage volumique » -, la Méthode des Éléments Finis permet par exemple de simuler, puis de représenter, les niveaux des contraintes mises en jeu à l'intérieur de la structure, en réaction à des contraintes externes diverses; on parle de « conditions aux limites ». La figure 3.1.g présente le maillage volumique généré automatiquement à partir de la géométrie hépatique du patient, tandis que la figure 3.1.h montre le résultat, en terme de contraintes internes, d'un geste simulé de pression sur le lobe droit du fait d'un examen échographique par exemple, et donc d'une pression de la sonde à la surface du foie.

3.2 Modélisation des tissus mous pour la planification de gestes chirurgicaux

3.2.1 Introduction

Afin de mieux cerner l'intérêt et l'apport des outils de modélisation biomécanique des structures déformables, nous nous proposons de citer deux pathologies cliniques, pour lesquelles la prise en compte (et donc indirectement la prédiction) des déformations des tissus mous est un enjeu crucial pour le succès du geste chirurgical : (1) la chirurgie orthognatique ou chirurgie des maxillaires, et (2) la chirurgie des exophtalmies dysthyroïdiennes.

3.2.2 Chirurgie orthognatique

Le complexe maxillo-mandibulaire, situé dans les portions moyenne et basse du massif facial, est constitué d'une partie supérieure, le maxillaire, et d'une partie inférieure, la mandibule. Le maxillaire est fixe et solidaire du massif crânio-facial ; il porte l'arcade dentaire supérieure. La mandibule est mobile et porte l'arcade dentaire inférieure. La chirurgie orthognatique intervient dans le cadre d'une prise en charge multidisciplinaire par l'orthodontiste, l'orthopédiste dento-facial, le chirurgien, le radiologue et le prothésiste dentaire, afin de corriger les dysmorphoses maxillo-mandibulaires [29]. On entend par dysmorphoses maxillo-mandibulaires un ensemble de pathologies dont le facteur commun est une anomalie de la relation entre maxillaire et mandibule. Ce décalage des bases osseuses a des implications fonctionnelles (occlusion dentaire, articulations temporo-mandibulaires) et esthétiques (équilibre de la face). Un décalage important peut alors nécessiter un traitement chirurgical reposant sur des ostéotomies maxillaire et/ou mandibulaire avec des gestes d'avancement, de recul, d'élévation ou d'abaissement.

Si plusieurs groupes de recherche se sont déjà penchés sur la planification des ostéotomies des bases osseuses [1], [10], [22], peu de travaux ont fourni des résultats satisfaisants quant à la prédiction des conséquences esthétiques de ces repositionnements osseux. En effet, l'esthétique du visage après opération, source d'attentions du chirurgien mais aussi d'inquiétudes du patient, est extrêmement complexe à prévoir, essentiellement parce que les structures mises en jeu, i.e. les tissus mous peauciers, ont un comportement mécanique difficile à prédire et donc à modéliser.

C'est afin d'avancer sur la prédiction des déformations des visages des patients après opération, mais aussi sur les conséquences fonctionnelles du geste chirurgical, i.e. en termes de mimiques faciales ou de production de parole, que notre équipe de recherche a développé un modèle biomécanique des tissus mous peauciers, intégrant le derme, l'hypoderme (fixé sur les structures osseuses sous-jacentes), ainsi que les principales fibres musculaires (figures 3.2.a). Ce modèle biomécanique, basé sur un maillage de type Éléments Finis avec des propriétés mécaniques calquées sur des mesures rhéologiques de tissus peauciers [16], est appelé « modèle générique » ou « atlas » [3], [28]. Des algorithmes de conformation - on parle de « matching » ou de recalage - sont ensuite requis pour adapter ce modèle générique aux différentes morphologies des patients [8], générant ainsi automatiquement un modèle biomécanique pour chaque nouveau patient (figures 3.2.b). Les repositionnements des bases osseuses prescrits par le chirurgien peuvent alors être couplés au modèle biomécanique du patient afin de simuler leurs conséquences sur l'esthétique du visage (figure 3.2.c). Ces résultats nécessitent une validation quantitative sur patient, avant d'être intégrés dans un dispositif complet d'aide au planning et au guidage du geste de chirurgie orthognatique. Cette validation est en cours en collaboration avec le service du Pr Boutault du CHU de Toulouse (Hôpital Purpan).

b) Chirurgie des exophtalmies dysthyroïdiennes

L'exophtalmie est caractérisée par une avancée du globe oculaire hors de l'orbite (vers l'avant : on parle de *protrusion* du globe) liée à une augmentation du contenu de l'orbite, globe oculaire exclu [31]. Elle a des conséquences esthétiques et psychologiques très importantes, puisqu'elle peut être extrêmement défigurante. Elle a également des conséquences fonctionnelles, avec une exposition cornéenne qui peut, par exemple, aboutir à l'ulcération et surtout à une baisse de l'acuité visuelle voire de cécité par distension du nerf optique (exophtalmie maligne). L'origine de cette pathologie peut être traumatique, tumorale, infectieuse ou, plus couramment, dysthyroïdienne. En effet, cause d'exophtalmie bilatérale la plus fréquente, la maladie de Basedow trouve une

origine dysthyroïdienne à l'orbitopathie exophtalmique. L'association de troubles ophtalmologiques et thyroïdiens a ainsi été mise en avant, avec plus de 50 % des cas de dysthyroïdies qui présenteraient une orbitopathie. Parmi ceux-ci, l'exophtalmie semble cliniquement évidente dans 25 à 50 % des cas. Son origine semble essentiellement en rapport avec l'augmentation de volume des muscles oculomoteurs et à un moindre degré de la graisse intra-orbitaire. Une fois la situation endocrinienne contrôlée et stabilisée, la correction de l'exophtalmie ne peut être que chirurgicale.

Une des techniques chirurgicales les plus employées pour corriger une exophtalmie repose sur le principe de la décompression orbitaire [30], [33], c'est-à-dire de la résection partielle de certaines parois orbitaires, par effondrements ou ostéotomies, de façon à augmenter le volume de l'orbite osseuse. Par pression externe sur l'œil, le chirurgien obtient alors un recul du globe, une partie des graisses intra-orbitaires s'évacuant à travers les parois effondrées. Les parois supérieures de l'orbite étant très proches du cerveau, l'effondrement des parois internes et inférieures est souvent préconisé (figure 3.3.a).

Si le chirurgien sait aujourd'hui définir l'objectif chirurgical, ici la localisation approximative de l'effondrement de la paroi et le recul souhaité du globe oculaire, il se heurte à deux difficultés : (1) la voie d'abord transpalpébrale (sous-ciliaire ou trans-conjonctivale) qui minimise le risque oculomoteur, offre une vision directe réduite et rend délicate l'appréciation exacte de la position des instruments ainsi que l'importance réelle du geste effectué ; (2) le chirurgien ne dispose d'aucun moyen quantitatif pour estimer à l'avance, au cours de son planning, la localisation idéale et la taille optimale de la zone à effondrer ainsi que le volume de graisse orbitaire à évacuer pour obtenir le recul souhaité du globe oculaire. Si la première limitation peut être levée par l'utilisation d'outils de navigation per-opératoire, la seconde nécessite l'élaboration d'un modèle de l'effondrement de la paroi orbitaire, suffisamment réaliste pour pouvoir assister de manière effective le planning chirurgical.

C'est dans ce contexte que notre équipe de recherche a travaillé au développement d'un outil de modélisation biomécanique de l'orbite osseuse et de son contenu déformable, utilisé pour l'aide au planning de la chirurgie des exophtalmies, avec comme double objectif : (1) la mise en place d'outils de mesure quantitative des volumes intra-orbitaire (muscles oculomoteurs et graisse intra-orbitaire essentiellement) et (2) l'exploitation du modèle pour tenter de prédire par simulation les conséquences de l'effondrement d'une paroi sur le recul du globe.

Un examen TDM étant systématiquement prescrit pour ce type de pathologies, la reconstruction de la géométrie orbitaire 3D est obtenue par segmentation des différentes structures constituantes de l'orbite, mesurées sur chacune des coupes de l'examen scanner (fig. 3.3.b, 3.3.c). A partir du volume 3D reconstruit, une modélisation biomécanique par Éléments Finis peut alors être définie, avec, dans le cas des tissus mous de l'orbite, un modèle de type « poro-élastique », afin de prendre en compte la structure visco-élastique des graisses intra-orbitaires.

La modélisation du geste d'ostéotomie sur une des parois de l'orbite est réalisée en fixant des conditions aux limites particulières pour les éléments du maillage situés dans la région du trou d'ostéotomie (aucun contact avec les parois osseuses dans cette région). Ces éléments sont ainsi susceptibles de s'échapper à travers l'ouverture réalisée par le chirurgien, en réponse à la pression qui est exercée sur les tissus intra-orbitaires, par l'intermédiaire du globe oculaire (figure 3.3.d). Les figures 3.3.e présentent les résultats des simulations pour un patient donné, avec quatre conditions aux limites différentes pour les régions concernées par l'ostéotomie, et donc avec un planning simulé pour quatre trous différents : deux tailles (1.4cm² et 2.9cm².) et deux localisations (en avant et en arrière de la région du sinus ethmoïdal) possibles pour le trou d'ostéotomie. Notons que ces quatre possibilités de planning ont été définies par notre partenaire clinicien, le Pr Boutault, et correspondent donc à des gestes chirurgicaux tout à fait réalistes.

Les résultats de ces simulations sont intéressants à analyser (cf. [23] pour une revue plus détaillée). En effet, ils mettent tout d'abord en évidence les limites d'une ostéotomie trop réduite : pour un trou d'une taille de l'ordre de 1.4cm², le recul du globe ne pourra excéder 3mm, avec des niveaux de surpression de l'ordre de ce qui est mesuré classiquement. Ensuite, et de façon encore plus intéressante, ces résultats montrent une certaine hétérogénéité dans l'efficacité du geste d'ostéotomie selon la localisation du trou d'ostéotomie. Ainsi, avec une taille de trou similaire (2.9cm²), les ostéotomies des zones avant et arrière du sinus ethmoïdal diffèrent de plus de 10% dans leur efficacité à faire reculer le globe oculaire : pour une même surpression exercée par le globe oculaire, un recul de 5mm est observé avec le trou avant, contre 4,4mm pour le trou situé plus en arrière.

Enfin, pour évaluer l'éventuelle hétérogénéité inter-patient, quatre modèles biomécaniques ont été construits à partir des examens scanner de quatre patients différents. Pour chacun de ces patients, un même trou a été introduit dans le modèle (même taille et même localisation), et des simulations du geste de décompression ont

été réalisées. Là encore, des différences de l'ordre de 25% ont été observées d'un patient à l'autre, dans les reculs simulés du globe oculaire [23]. Ces résultats doivent bien sûr être validés par des données cliniques de cas réels. Ce constitue une des étapes prochaines de ce projet.

Conclusion

Nous l'avons vu dans ce chapitre, la place du modèle dans les systèmes de chirurgie assistée par ordinateur devient de plus en plus prégnante. Deux exemples ont été évoqués en détail. Pour ce qui concerne l'imagerie tri-dimensionnelle à partir de la radiographie interventionnelle, nous avons illustré comment celle-ci offre des perspectives d'amélioration sensibles dans la précision du guidage par l'apport d'informations 3D sur le patient, sans recours aux multiples coupes d'un examen scanner préopératoire. Nous avons vu que l'utilisation de modèles statistiques déformables permet de fournir des informations tri-dimensionnelles à partir d'un très faible nombre de projections radiographiques, ce qui permet de réduire la dose délivrée au patient et à l'équipe chirurgicale. De plus, les temps de traitement des données et la précision obtenue sont compatibles avec les contraintes et les objectifs de nombreuses interventions de chirurgie orthopédique assistées par ordinateur. Les limitations actuelles concernent d'une part la difficulté de la segmentation automatique des projections radiographiques pendant l'intervention, d'autre part les cas où l'organe du patient n'est pas bien représenté par la statistique du modèle déformable (cas d'une vertèbre très anormale ou plus simplement fracturée, par exemple). Dans ce cas, les méthodes classiques et plus lourdes de reconstruction 3D à partir d'un grand nombre de projections radiographiques sont une alternative intéressante car les résultats obtenus ne sont pas biaisés par une information a priori. Cependant, on peut penser raisonnablement que la classe des modèles statistiques déformables va continuer à se développer et à s'enrichir pour affronter ces difficultés : les enjeux de l'amélioration de la précision du guidage et de la réduction de dose nous incitent fortement à poursuivre les recherches sur cette voie. Pour ce qui est de la simulation et de la planification de gestes, que ce soit dans l'exemple de la chirurgie orthognatique ou dans celui des exophtalmies, les résultats que nous présentons semblent confirmer l'intérêt que peuvent présenter des modèles biomécaniques pour la prédiction des déformations des tissus mous mis en jeu dans de tels actes chirurgicaux. Ces modèles, de par leur définition cohérente avec les lois de comportements des tissus humains, peuvent prendre en compte certaines non-linéarités observées, et apporter une aide précieuse au clinicien, dans l'élaboration de son planning chirurgical. Bien évidemment, nous l'avons vu dans la partie introductive à ce chapitre, l'usage des modèles ne se limite pas à ces deux exemples. Il est plus que probable que l'introduction des modèles dans les différents composants des

systemes de chirurgie assistee par ordinateur ne va aller qu'en s'accroissant, repoussant ainsi certaines des limitations des systemes actuels.

Bibliographie

1. Bettega G., Payan Y., Mollard B., Boyer A., Raphaël B. and Lavallée S. A simulator for maxillo-facial surgery integrating cephalometry and orthodontia, *Journal of Computer Aided Surgery*, Vol. 5(3), 156-165, 2000
2. Bonet J., Wood R.D. Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis. Cambridge University Press, 1997.
3. Chabanas M., Marecaux C., Payan Y., Boutault F. Computer aided planning for orthognatic surgery. *Radiology and Surgery, Proceedings of the International Conference on Computer Aided Radiology and Surgery, CARS 2002, Paris, 2002.*
4. Champleboux G., Lavallée S., Sautot P., Cinquin P. Accurate calibration of cameras and range imaging sensors, the {NPBS} method. In *Proceedings of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp1552-1558, Nice (France), 1992
5. Chaussat C., Chabbal J., Ducourant T., Spinnler V., Vieux G. New superior detectivity Silicium 43cm x 43cm x-ray flat panel detector for general radiography provides immediate direct digital output and easy interfacing to digital radiographic systems. In H.U. Lemke, editor, *CAR*, 1998.
6. Cootes T.F., Taylor C.J., Cooper D.H., and Graham J.. Training models of shape from sets of examples. In *Proc. British Machine Vision Conference*, pages 266-275, Berlin, Springer, 1992.
7. Cotin S., Delingette H., Ayache N. Real-Time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 5(1), pp. 62-73, 1999.
8. Couteau B., Payan Y., Lavallée S. The Mesh-Matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures. *Journal of Biomechanics*, 33(8):1005-1009, 2000.
9. Craveur J.C. *Modélisation des structures: Calcul par éléments finis*, Masson, 1996.
10. Cutting C, Bookstein FL, Grayson B, Fellingham L, Mc Carthy JG. Three-dimensional computer-assisted design of craniofacial surgical procedures : optimization and interaction with cephalometric and CT-based models. *Plastic Reconstruct Surg*, 77(6): 877-885, 1986.
11. Defrise M., Clack R. Cone-beam reconstruction using shift-variant filtering and cone-beam backprojection, *IEEE Trans. Med. Imag.*, MI-13, 186-195, 1994.
12. Desbat. L. Echantillonnage parallèle efficace en tomographie 3D. *C.R. Acad. Sci. Paris, Série I*, 324, 1193-1199, 1997.
13. Feldkamp L. A, Davis L. C. and Kress J. W. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am.* A6, 612-619, 1984.
14. Fleute M. *Shape reconstruction for computer assisted surgery based on non-rigid registration of statistical models with intra-operative point data and X-ray images*. Thèse de l'Université Joseph Fourier, Grenoble 1, 2001.
15. Fleute M., Desbat L., Martin R., Lavallée S., Defrise M., Liu X. et Taylor R. Statistical model registration for a C-arm CT system, *IEEE NSSMIC2001*, abstract book pp. 112, San Diego, 2001.
16. Fung, Y.C. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. New York: Springer-Verlag, 1993.
17. Gibson S. et al. Volumetric object modelling for surgical simulation, *Medical Image Analysis*, 2(2):121-132, 1998.
18. Grangeat P. Mathematical framework of cone-beam 3D reconstruction via the first derivative of the Radon transform, *Mathematical Methods in Tomography* (eds Herman G T, Louis A K, Natterer F), *Lecture Notes in Mathematics* (Berlin: Springer), vol. 1497, 66-97, 1991
19. Jannin P., Raimbault M., Morandi X., Gibaud B. Modeling surgical procedures for multimodal image-guided neurosurgery. In *MICCAI'2001 Proceedings*. LNCS vol 2208, pp565-572, Eds W.J. Niessen and M.A. Viergever, Springer Verlag, 2001
20. Julliard R., S. Lavallée, and V. Dessenne. Computer Assisted Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (354):57-64, September 1998
21. Liu X., Defrise M., Desbat L. and Fleute M., Cone-Beam reconstruction for a C-arm CT system, communication to *IEEE NSSMIC2001*, abstract book, pp. 117, San Diego, 2001.
22. Lo L.J., Marsh J.L., Vannier M.W., Patel V.V. Craniofacial computer assisted surgical planning. *Clin Plastic Surg* 21:501-516. 1994.
23. Luboz V., Pedrono A., Boutault F., Swider P., Payan Y. Evaluation of the exophthalmia reduction with a finite element model. *Proceedings of the International Conference on Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS 2002, Paris, 2002.*
24. Martin R., Valderrama M., Vadcard L., Tonetti J., Viera S., Troccaz J. Educational tools for surgery: a simulator for pelvic surgery. *Proceedings of the International Conference on Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS 2002, Paris, 2002.*
25. Merloz et al., Computerized pedicular screw fixation : technology and clinical practice, *Surgical techniques in orthopaedics and traumatology*, 55-060-F-10, 2000.

26. Merloz Ph., Huberson C., Tonetti J., Martinez T., Eid A., Lavallée S., Plaweski S. Fluoroscopy-Guided Surgical Navigation : A Preliminary Study. *J Bone Joint Surg (Br)* 2001 ; 83-B : Supp I : 49, 2001
27. Merloz P, Huberson CJ, Eid A, Tonetti J, Martinez T, Plaweski S. Surgical Navigation For Spine: Ct-Based Imaging Versus Virtual Fluoroscopy. 88 patients, 223 pedicle screws. *Syllabus of Fifth Annual North American Program on Computer Assisted Orthopaedic Surgery (CAOS)*. Pittsburgh, USA, pp203-205, 2001.
28. Payan Y., Chabanas M, Pelorson X., Vilain C., Levy P., Luboz V., Perrier P. Biomechanical models to simulate consequences of maxillofacial surgery. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences CRAS (série III)*, Volume 325, Issue 5, 2002.
29. Richter M., Mossaz C., Laurent F., Goudot P. Chirurgie correctrice des malformations maxillomandibulaires : approche diagnostique et plan de traitement. *Encycl. Méd. Chir.* (Elsevier, Paris), Stomatologie, 22-066-D-10, 1998, 16p. 1998.
30. Sagar M.A., Bullivant D., Mallinson G.D., Hunter P.J., Hunter I.W. A virtual environment and model of the eye for surgical simulation. *Supercomputing '94 Special Issue* vol. 2, Numb. 7. 1994.
31. Saraux H., Biais B., Rossazza C. *Ophthalmologie*. Ed. Mason. Chap. 22 Pathologie de l'orbite, pp. 341-353, 1987.
32. Szeliski R., Lavallée S. Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *Int. J. of Computer Vision (IJCV)*, (18)(2):171-186, 1996.
33. Stanley R.J., McCaffrey T.V., Offord K.P., DeSanto L.W. Superior and transantral orbital decompression procedures. Effects on increased intraorbital pressure and orbital dynamics. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, vol. 115, pp. 369-373, 1989.
34. Taylor R., Lavallée S., Burdea G. & Mosges R. *Computer-Integrated Surgery. Technology and clinical applications*, Cambridge, MA: MIT Press, 1996.
35. Tendick F. Projet VESTA, <http://robotics.eecs.berkeley.edu/~tendick/vesta.html>
36. Tonetti J., Clopet O., Clerc M., Pittet L., Troccaz J., Merloz P., Chirossel J.-P. Optimal placement of the iliosacral screws: 3D computer tomography simulation, *Rev Chir Orthop*, 86, pp194-198, 2000
37. Wunsch P., Hirzinger G. Registration of cad-models to images by iterative inverse perspective matching. In *Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition*, 1996.
38. Zienkiewicz O.C., Taylor R.L. *The Finite Element Method. Basic Formulation and Linear Problems*. MacGraw-Hill Book Company Limited (UK), 1989.

Liste des figures

Figure 1.1 : Méthodologie générale des Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur

Figure 1.2: Mires de calibration pour amplificateurs de brillance

(a) Mire développée par le laboratoire TIMC - (b) Mire utilisée dans le système Fluoronav™ de Medtronic. La position de ces mires est connue grâce à un localisateur optique

Figure 2.1 : Reconstruction d'une vertèbre lombaire à partir de deux projections radiographiques orthogonales segmentées et d'un modèle statistique déformable de vertèbre mis en correspondance avec les contours identifiés sur les radiographies lors de l'intervention.

Figure 2.2 : Diagramme des tâches pour la construction d'un modèle statistique déformable (partie « offline », pré-opératoire, mise en place une fois pour toute) et son utilisation interventionnelle pour l'identification d'organes par mise en correspondance élastique du modèle statistique avec des informations per-opératoire (partie « on line ») par palpation de points à la surface de l'organe ou radiologie interventionnelle. Extrait de [14]

Figure 2.3 : Diagramme des tâches pour l'extraction automatique d'une base de formes 3D à partir d'une base de données scanner. Extrait de [14]

Figure 2.4 : Modèle déformable générique : maillage obtenu par segmentation manuelle d'un volume CT d'une vertèbre « normale ». Diagramme des tâches pour l'extraction automatique d'une base de formes 3D à partir d'une base de données scanner. Extrait de [14]

Figure 2.5 : Modèle générique (point en jaune) et sa correspondance dans un volume de CT après mise en correspondance rigide 3D/3D : comparaison d'un résultat manuel et d'un résultat automatique.

Figure 2.6 : Influence des valeurs des paramètres de seuil de rejet des points à apparier dans le modèle et dans les données scanner, sur la qualité de la mise en correspondance élastique : (a) seuils trop faibles, (b) seuils corrects (c) seuils trop larges.

Figure 2.7 : variabilité intégrée du modèle statistique d'une vertèbre en fonction des premières composantes principales (d'importance décroissante).

Figure 2.8 : Identification manuelle de points du bord de la projection radiographique d'une vertèbre.

Figure 2.9 : Contours générés par simulations de projections du modèle statistique élastique de la vertèbre. Haut : vue AP ; bas : vue latérale ; a : haute densité de points des contours intérieur et extérieur ; b : faible densité de points des contours intérieur et extérieur ; c : faible densité de points du contour extérieur seulement.

Figure 2.10 Mise en correspondance du modèle de vertèbre à partir de deux projections radiographiques orthogonales ; a : manuelle, b : rigide c : élastique.

Figure 3.1: Modélisation biomécanique des organes mous : (a) segmentation d'une coupe IRM, (b) segmentation d'une image échographique, (c) visualisation 3D des coupes IRM segmentées, (d) visualisation 3D des coupes écho segmentées, (e) coupes IRM segmentées approchées par des fonctions paramétriques (courbes Spline), (f) Reconstruction de la surface externe du foie, (g) maillage automatique du foie, (h) niveau de contraintes internes, suite à un geste simulé de pression sur le lobe droit

Figure 3.2 : Modélisation du visage pour planification et simulation des gestes en chirurgie orthognatique: (a) modèle biomécanique générique : derme et hypoderme fixés au crâne (centre), course (gauche) et action (droite) des fibres musculaires, (b) conformation du modèle générique vers la morphologie du patient. *Gauche* : modèle générique (bleu) et reconstruction 3D de la morphologie du patient (jaune) - *Droite* : résultat de la conformation. Le nouveau maillage patient garde une topologie identique à celle du modèle générique. (c) prédiction des déformations de la peau engendrées par les repositionnements planifiés des structures osseuses.

Figure 3.3 : Modélisation pour la planification en chirurgie des endo- et exophtalmies: (a) Décompression orbitaire, (b) Segmentation des images scanner, (c) Reconstruction des géométries 3D, (d) Maillage éléments finis et conditions aux limites, (e) Simulation du geste de décompression des orbites, avec deux tailles (haut/bas) et deux localisations (gauche/droite) possibles pour les ostéotomies.

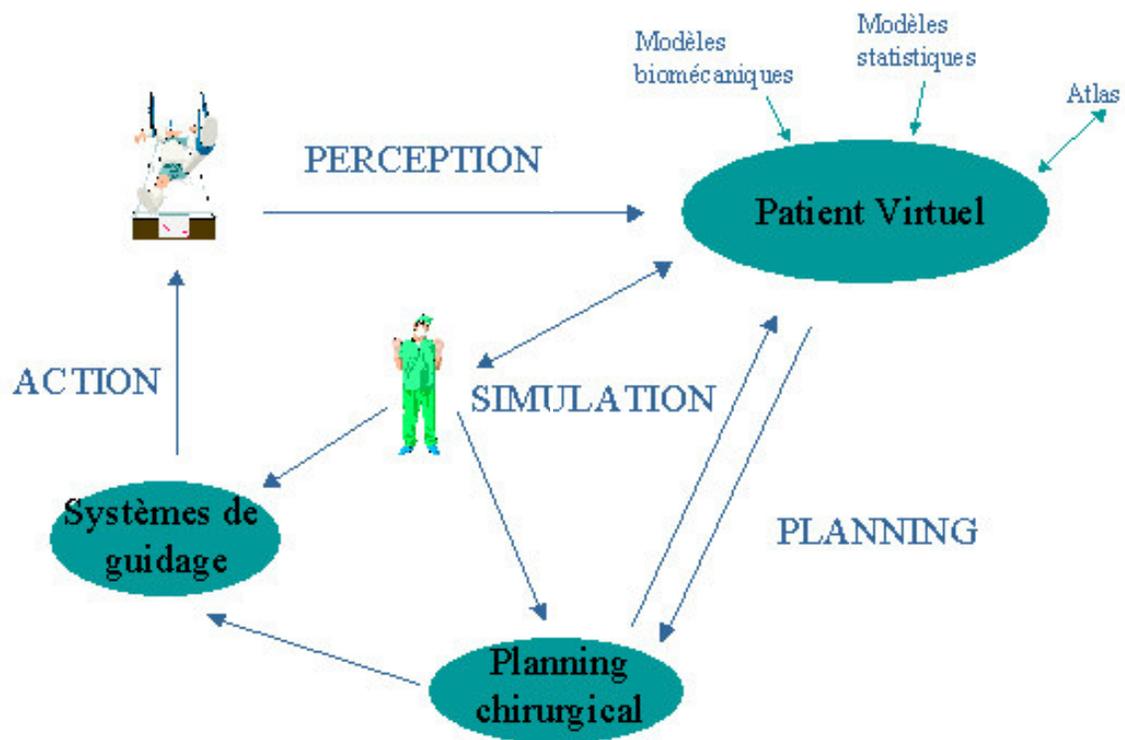
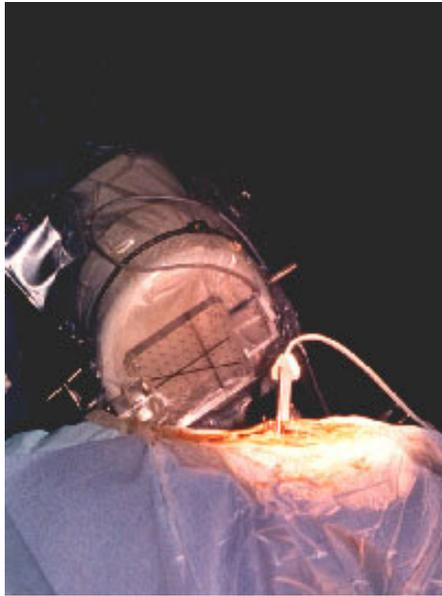


Figure 1.1: Méthodologie générale des Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur



(a)



(b)

Figure 1.2: Mires de calibration pour amplificateurs de brillance
(a) Mire développée par le laboratoire TIMC - (b) Mire utilisée dans le système Fluoronav™ de Medtronic. La position de ces mires est connue grâce à un localisateur optique

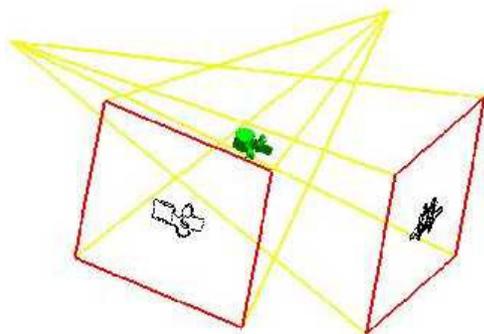


Figure 2.1 : Reconstruction d'une vertèbre lombaire à partir de deux projections radiographiques orthogonales segmentées et d'un modèle statistique déformable de vertèbre mis en correspondance avec les contours identifiés sur les radiographies lors de l'intervention.

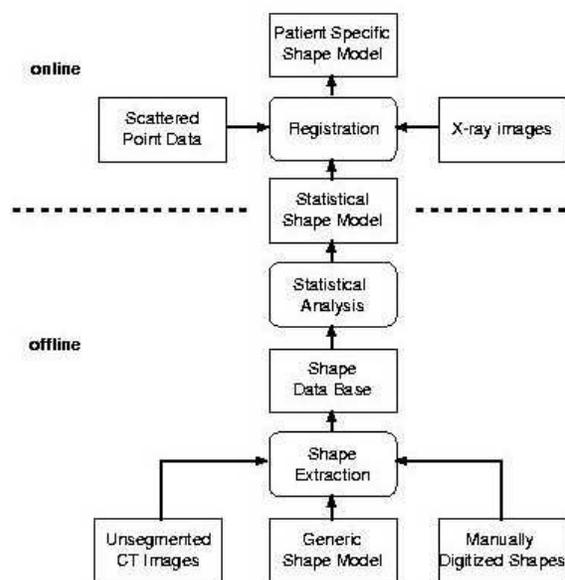


Figure 2.2 : Diagramme des tâches pour la construction d'un modèle statistique déformable (partie « offline », pré-opérateur, mise en place une fois pour toute) et son utilisation interventionnelle pour l'identification d'organes par mise en correspondance élastique du modèle statistique avec des informations per-opérateur (partie « on line ») par palpation de points à la surface de l'organe ou radiologie interventionnelle. Extrait de [14]

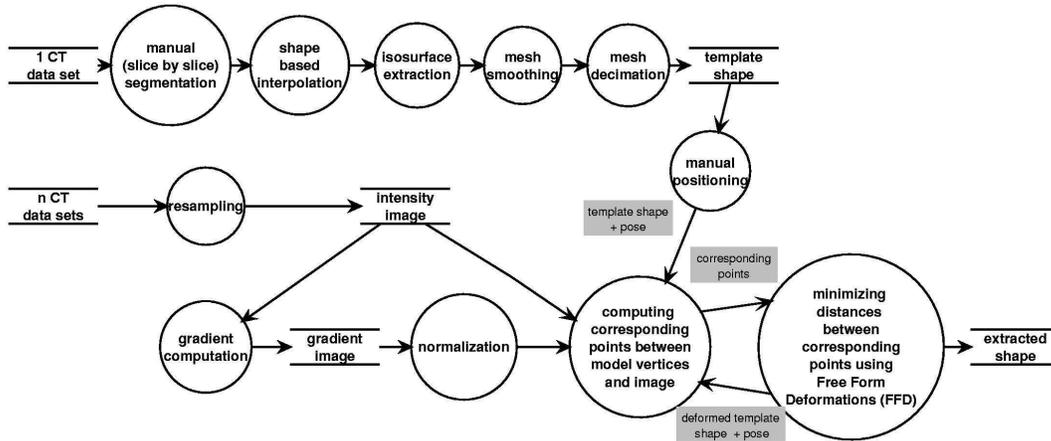


Figure 2.3 : Diagramme des tâches pour l'extraction automatique d'une base de formes 3D à partir d'une base de données scanner. Extrait de [14]

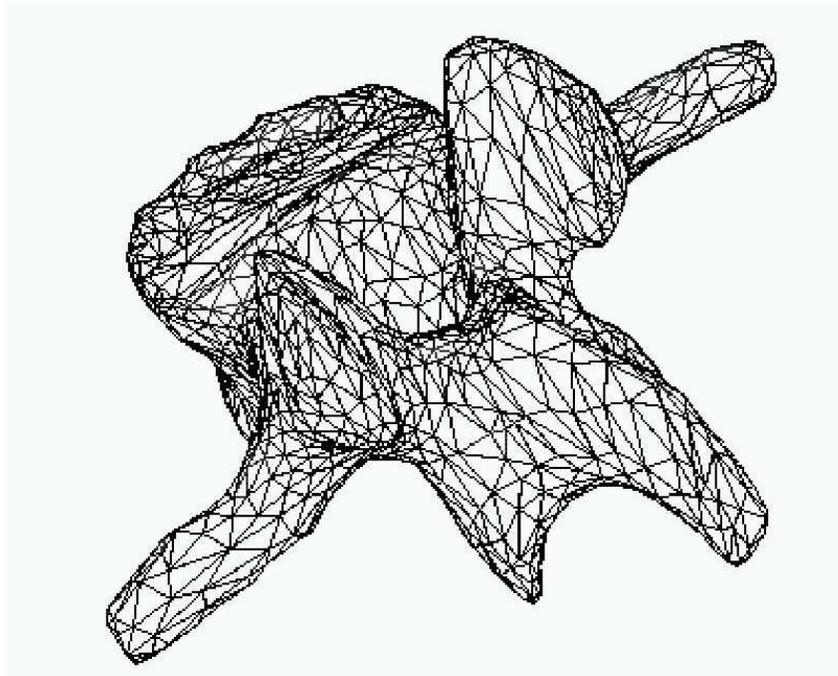


Figure 2.4 : Modèle déformable générique : maillage obtenu par segmentation manuelle d'un volume CT d'une vertèbre « normale ». Diagramme des tâches pour l'extraction automatique d'une base de formes 3D à partir d'une base de données scanner. Extrait de [14]

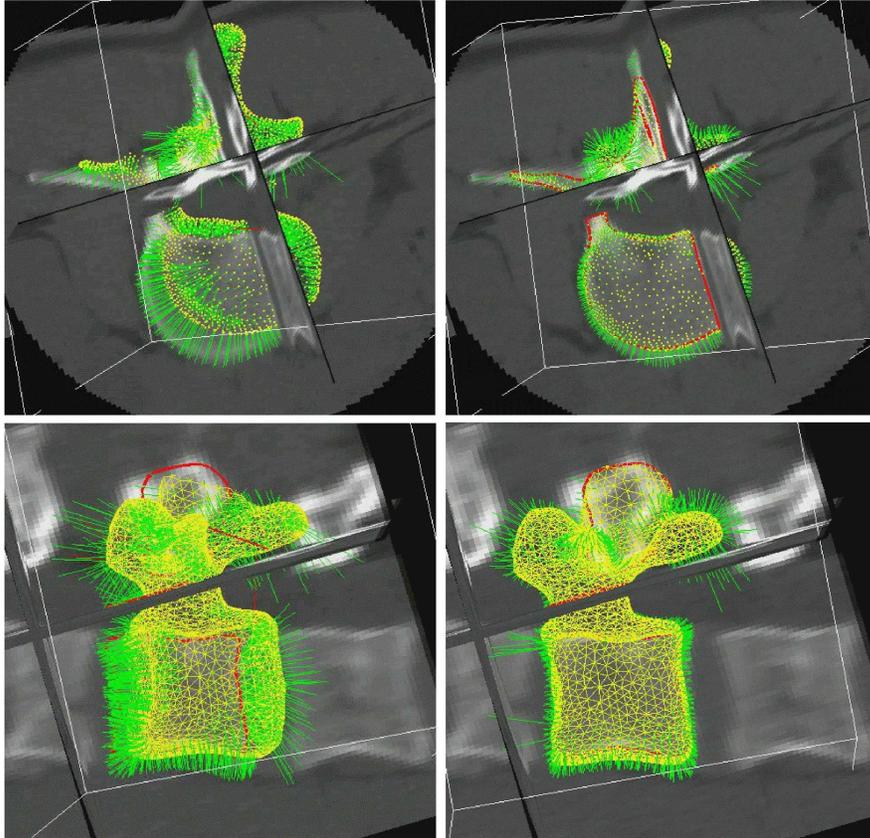


Figure 2.5 : Modèle générique (point en jaune) et sa correspondance dans un volume de CT après mise en correspondance rigide 3D/3D : comparaison d'un résultat manuel et d'un résultat automatique.

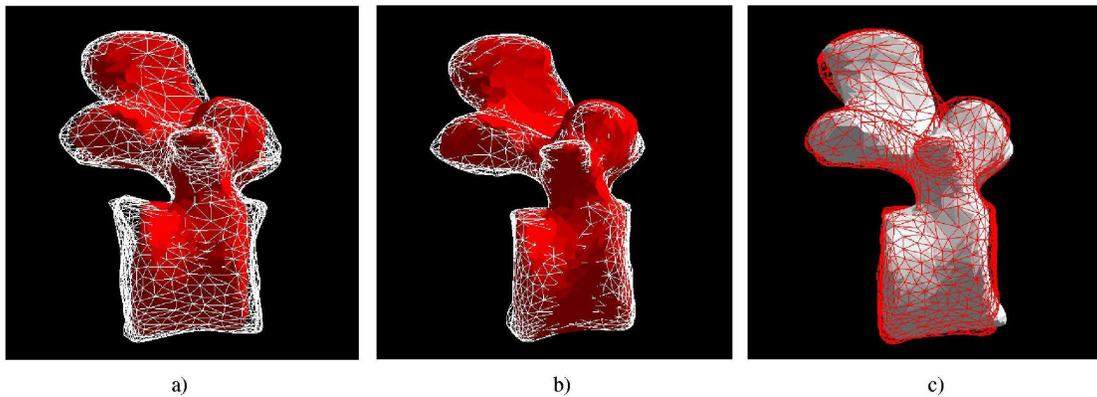


Figure 2.6 : Influence des valeurs des paramètres de seuil de rejet des points à apparier dans le modèle et dans les données scanner, sur la qualité de la mise en correspondance élastique : (a) seuils trop faibles, (b) seuils corrects (c) seuils trop larges.

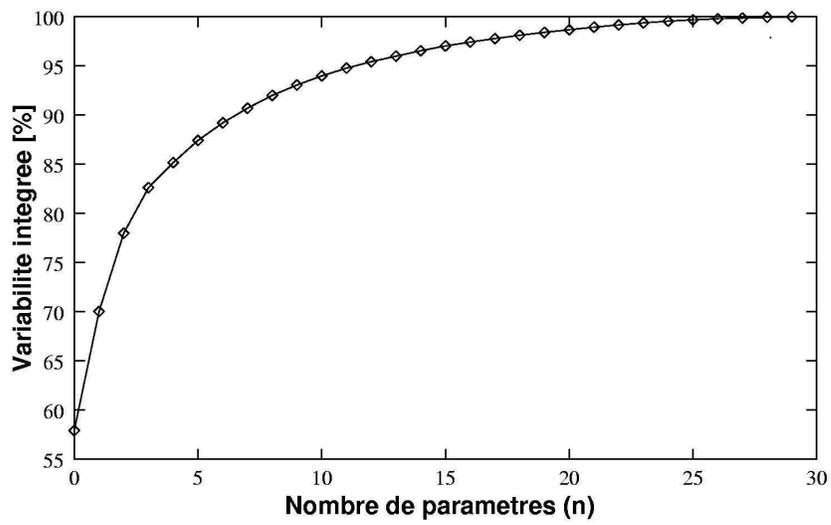


Figure 2.7 : variabilité intégrée du modèle statistique d'une vertèbre en fonction des premières composantes principales (d'importance décroissante).

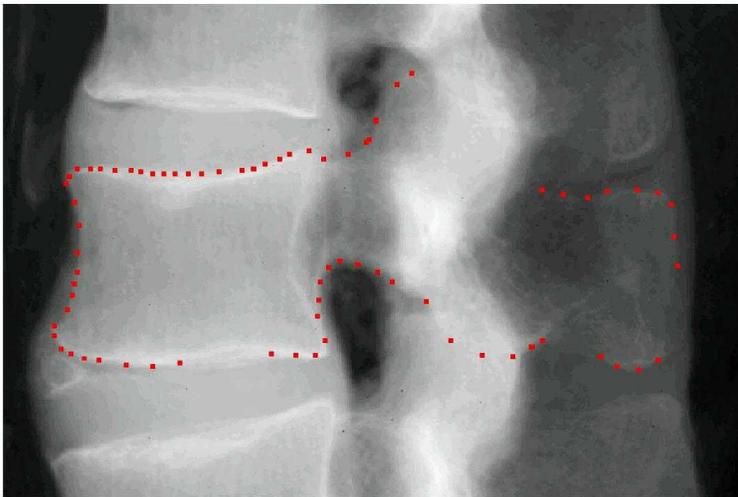


Figure 2.8 : Identification manuelle de points du bord de la projection radiographique d'une vertèbre.

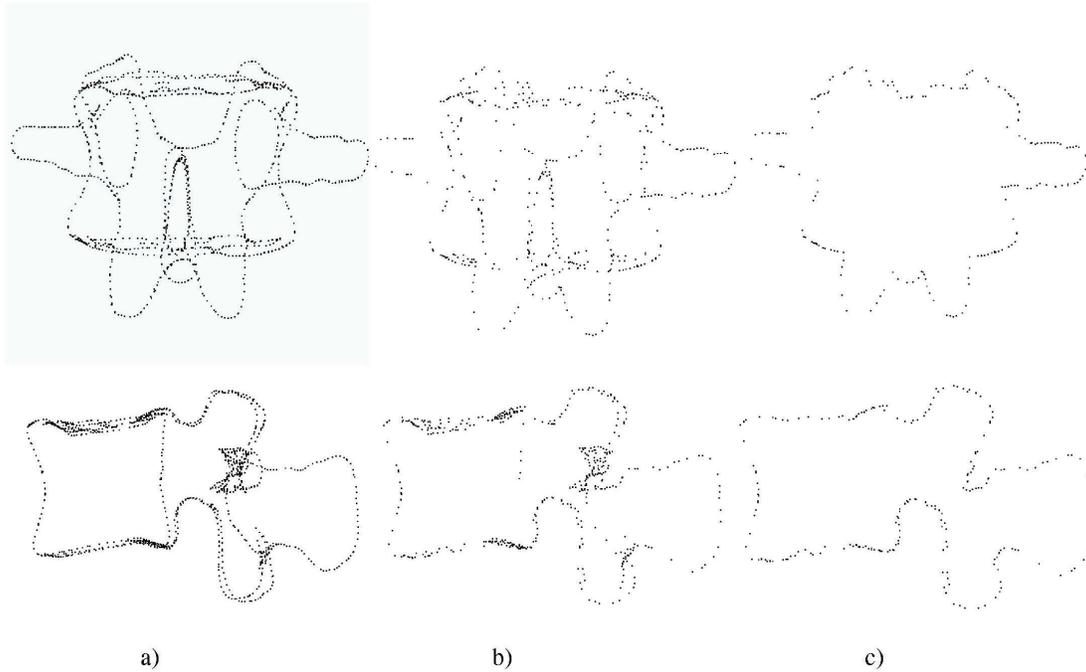


Figure 2.9 : Contours générés par simulations de projections du modèle statistique élastique de la vertèbre. Haut : vue AP ; bas : vue latérale ; a : haute densité de points des contours intérieur et extérieur ; b : faible densité de points des contours intérieur et extérieur ; c : faible densité de points du contour extérieur seulement.

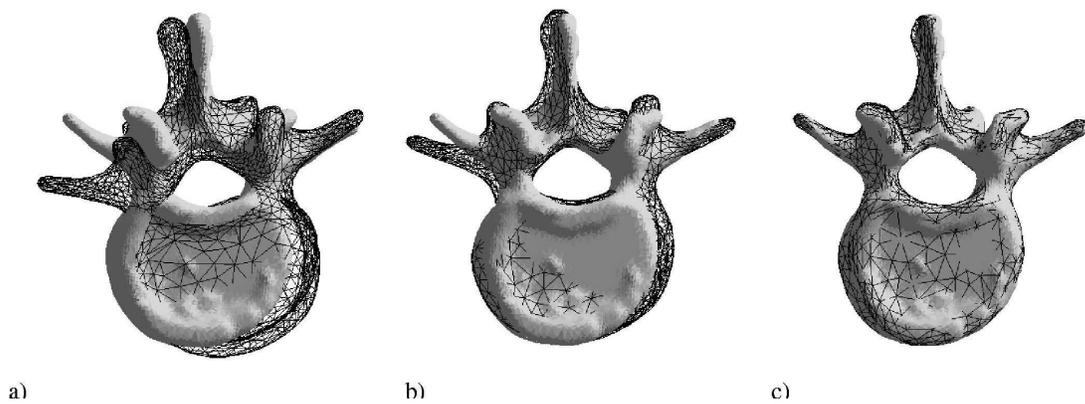


Figure 2.10 : Mise en correspondance du modèle de vertèbre à partir de deux projections radiographiques orthogonales ; a : manuelle, b : rigide c : élastique.

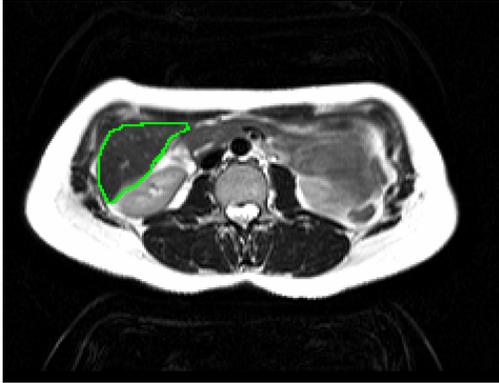


Figure 3.1.a : segmentation d'une coupe IRM

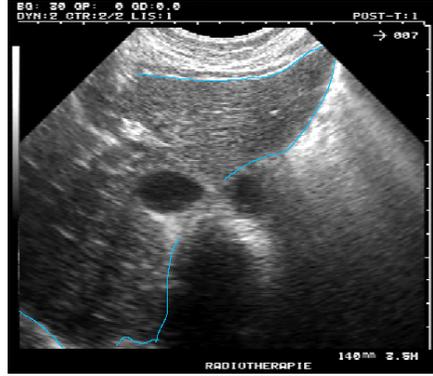


Figure 3.1.b : segmentation d'une image échographique

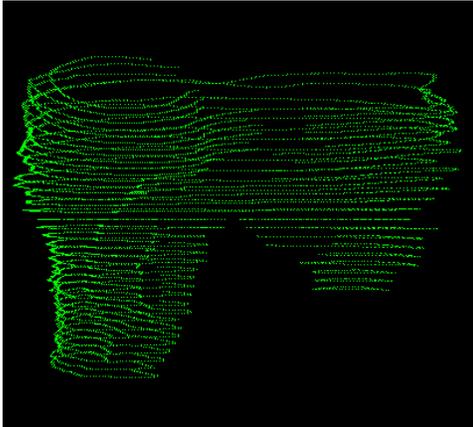


Figure 3.1.c : visualisation 3D des coupes IRM segmentées

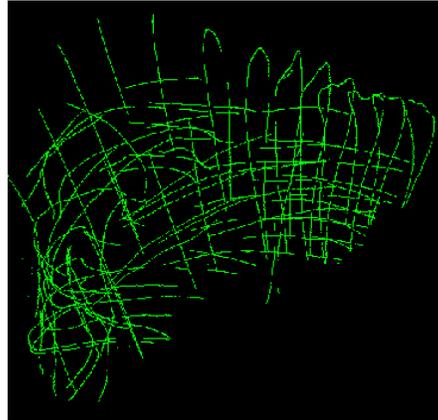


Figure 3.1.d: visualisation 3D des coupes écho segmentées

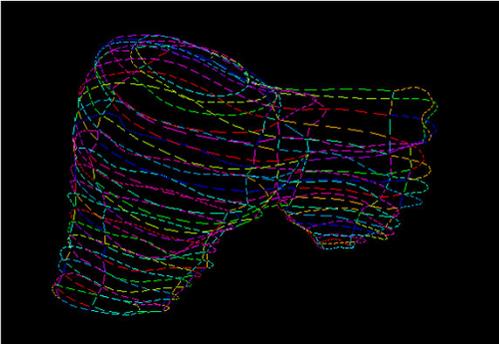


Figure 3.1.e : coupes IRM segmentées approchées par des fonctions paramétriques (courbes Spline)

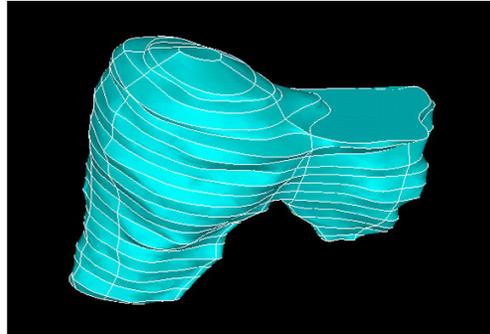


Figure 3.1.f : Reconstruction de la surface externe du foie

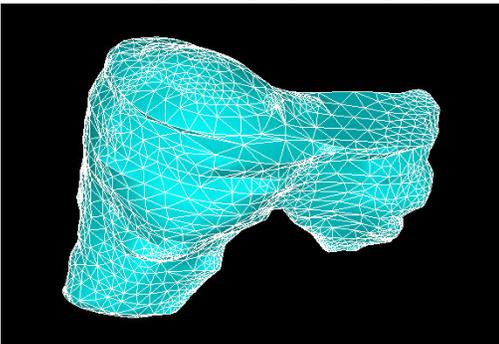


Figure 3.1.g : Maillage automatique du foie

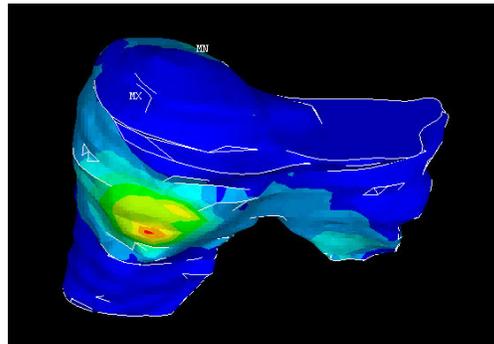


Figure 3.1.h : Niveau de contraintes internes, suite à un geste simulé de pression sur le lobe droit

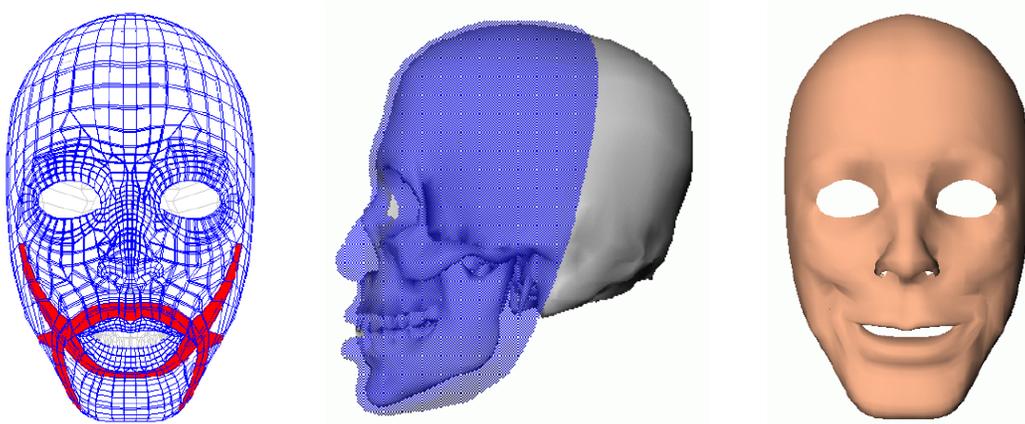


Figure 3.2.a : Modèle biomécanique générique : derme et hypoderme fixés au crâne (centre), course (gauche) et action (droite) des fibres musculaires.

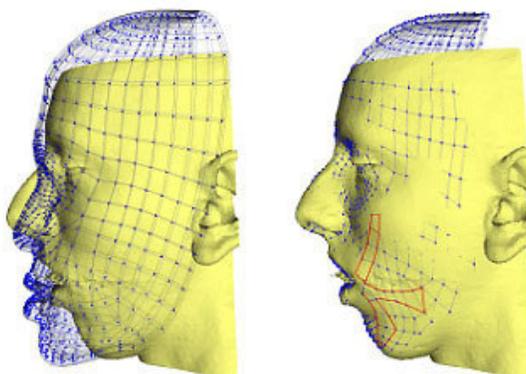


Figure 3.2.b : Conformation du modèle générique vers la morphologie du patient.
Gauche : modèle générique (bleu) et reconstruction 3D de la morphologie du patient (jaune).
Droite : résultat de la conformation. Le nouveau maillage patient garde une topologie identique à celle du modèle générique.

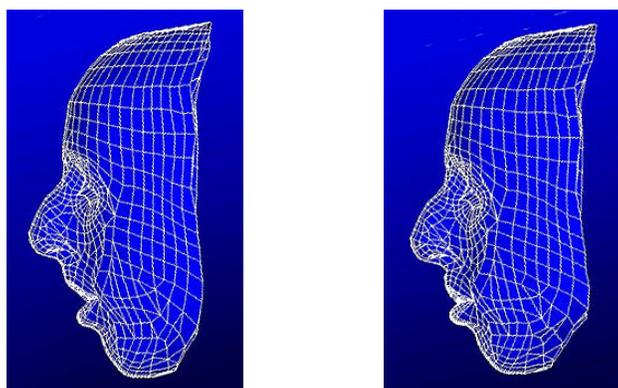


Figure 3.2.c : prédiction des déformations de la peau engendrées par les repositionnements planifiés des structures osseuses.

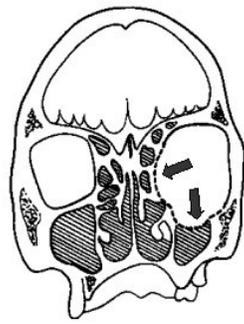


Figure 3.3.a : Décompression orbitaire



Figure 3.3.b : Segmentation des images scanner

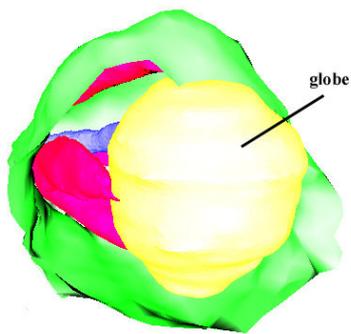


Figure 3.3.c : Reconstruction des géométries 3D

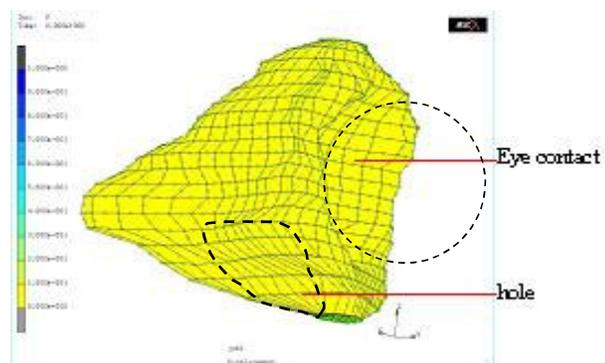


Figure 3.3.d : Maillage éléments finis et conditions aux limites

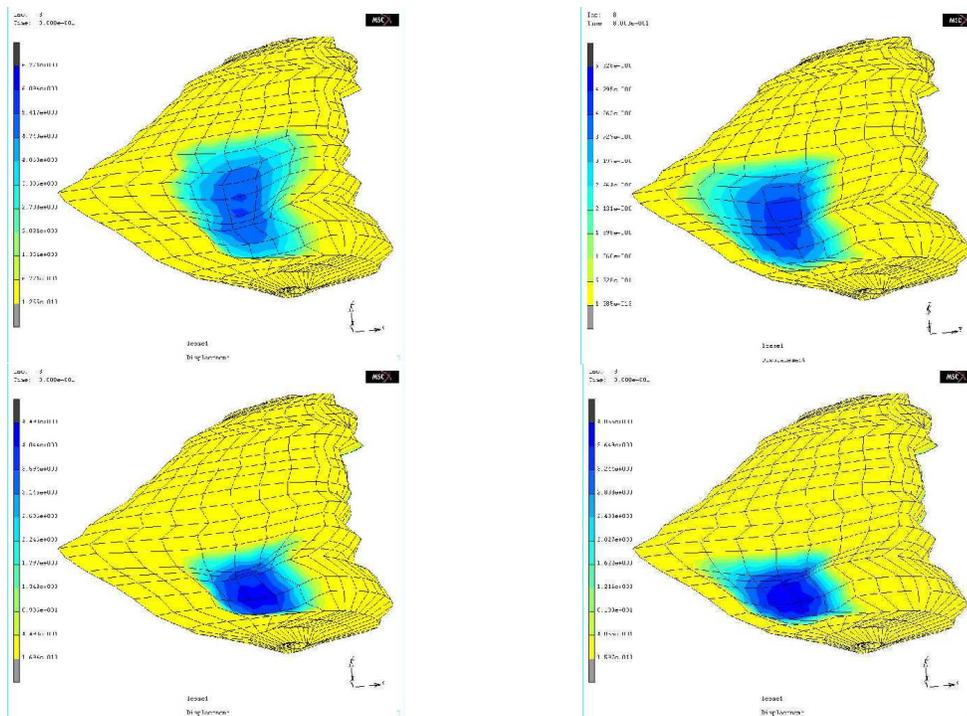


Figure 3.3.e : Simulation du geste de décompression des orbites, avec deux tailles (haut/bas) et deux localisations (gauche/droite) possibles pour les ostéotomies.