Simulation de Chirurgie Hépatique avec Système de Retour de Forces

Stéphane COTIN [1] - Hervé DELINGETTE [1] - Jean-Marie CLEMENT [2]
Vincent TASSETTI [2] - Jacques MARESCAUX [2] - Nicholas AYACHE [1]

[1] Projet EPIDAURE
INRIA Sophia Antipolis

2004, route des Lucioles - BP 93
06 902 Sophia-Antipolis Cedex
France

[2] IRCAD
Hôpitaux de Strasbourg

1, Place de l'hôpital
67 091 Strasbourg Cedex
France

tél : (+33) 93 65 76 63
fax : (+33) 93 65 76 69

e-mail : Stephane.Cotin@sophia.inria.fr

Surgical simulation increasingly appears to be a mandatory aspect of tomorrow's surgery. From today's gesture training, surgical simulators will evolve in order to perform surgical planning, thus reducing operating time and morbidity. In this paper, we describe the virtual environment for anatomical and surgical training on the liver, currently under development at INRIA. We specifically address the problems of physical modeling and force feedback and their impact on the two aforementioned problems : realism and real-time interaction.

Les simulateurs de chirurgie apparaissent de plus en plus comme un des aspects essentiels de la chirurgie du futur, que ce soit pour l'entraînement au geste opératoire ou la planification chirurgicale. Ils permettront ainsi de réduire les risques de complications opératoires ainsi que les durées d'hospitalisation. Dans cet article, nous décrivons les premières étapes de la mise au point du simulateur en cours de développement à l'INRIA. Nous détaillerons plus particulièrement la modélisation de l'environnement virtuel ainsi que les solutions retenues pour interagir en temps réel avec le modèle et disposer de retour de forces.

Keywords: *surgery simulation, force feedback, deformable models, elasticity, real time interaction.*

Mots clés : *simulation chirurgicale, retour de forces, modèles déformables, élasticité, interaction temps réel*

La chirurgie laparoscopique

Les progrès réalisés ces dernières années en chirurgie ont été marqués par l'émergence de la chirurgie minimalement-invasive dont le principe général consiste à ne plus ouvrir le corps du patient. Les domaines d'application de ce type de chirurgie croissent d'année en année (laparoscopie, coelioscopie, arthroscopie, ...). Dans le cas de la chirurgie laparoscopique, de petites incisions sont pratiquées, par lesquelles le chirurgien introduit un dispositif (appelé trocart) permettant le passage des outils chirurgicaux et d'une micro-caméra. Cette technique présente de nombreux avantages concernant essentiellement la santé du patient mais aussi des aspects économiques. La faible taille des incisions nécessaires à l'introduction des trocarts permet de réduire les traumatismes opératoires ainsi que la morbidité postopératoire (cicatrisation plus aisée, moins de risques d'infection). Ainsi, le rétablissement du patient est plus rapide et les durées d'hospitalisation limitées.

Face aux multiples avantages de la chirurgie laparoscopique, on peut s'attendre à un accroissement significatif du nombre d'opérations utilisant cette méthode. Cependant, par rapport à une intervention traditionnelle, les conditions de travail du chirurgien sont considérablement modifiées. Tout d'abord, les degrés de liberté des instruments sont réduits, leur passage dans la cavité abdominale se faisant par un point fixe, le trocart. Ensuite, la vision du champ opératoire est modifiée par rapport à la réalité, celui-ci étant vu par l'intermédiaire d'un moniteur relié à la caméra. En dehors de la réduction du champ visuel et de la déformation de l'image due à l'utilisation de lentilles panoramiques, la difficulté majeure réside dans la coordination oeil-main du chirurgien. En effet, selon la position des instruments et l'angle de vue de la caméra, il peut arriver que le mouvement réel des instruments soit complètement décorrélé de leur représentation sur le moniteur vidéo.

Un simulateur de chirurgie hépatique

Le chirurgien doit donc apprendre à maîtriser cette nouvelle technique et les nouvelles sensations qui lui sont associées. Pour cela un entraînement s'impose, et face aux possibilités actuelles (simulateur mécanique, entraînement sur l'Homme ou sur des animaux), un simulateur présenterait de nombreux avantages. Parmi ceux-ci, on peut noter la polyvalence, c'est à dire la possibilité de simuler l'opération de différents organes sans pour autant changer l'architecture même du simulateur. D'autre part, un tel outil permettrait de simuler différents cas pathologiques rarement rencontrés dans la réalité de façon à préparer le chirurgien à une opération inhabituelle. Enfin, un simulateur offrirait une fréquence d'entraînement beaucoup plus importante qu'à l'heure actuelle.

C'est pourquoi de nombreuses équipes (*Georgia Institute of Technology - Atlanta, USA* ; *EPFL - Lausanne, Suisse et LIFL - Université de Lille, France*), regroupant chercheurs en informatique et chirurgiens, tentent actuellement de mettre au point de nouvelles techniques pour l'enseignement de la chirurgie laparoscopique. Notre collaboration avec l'IRCAD vise ainsi deux buts complémentaires : tout d'abord le développement d'un modèle anatomique du foie à des fins d'enseignement ; ensuite le développement d'un simulateur de chirurgie hépatique, pour l'entraînement au geste opératoire.

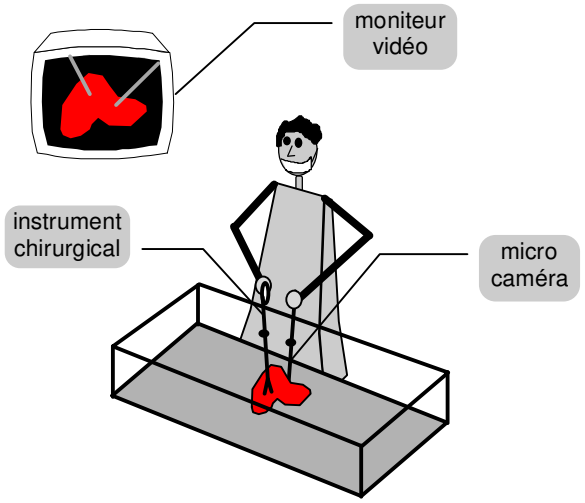

Figure 1: *une opération de chirurgie laparoscopique « schématisée »*

Figure 2: *le simulateur de chirurgie hépatique avec retour de forces.*

Modélisation géométrique

Afin de créer un modèle très réaliste du foie, nous avons utilisé un ensemble de techniques de traitement d'images médicales tridimensionnelles développées dans le projet EPIDAURE. Les données initiales proviennent de la *National Library of Medecine* et sont composées d'un ensemble d'images couleur de très haute résolution correspondant aux différentes coupes physiques effectuées au niveau du foie.

Dans un premier temps, une segmentation (par détection de contours) semi-automatique a été réalisée sur chaque coupe, de façon à isoler d'une part l'enveloppe externe du foie et d'autre part les différents vaisseaux (veine cave, veine porte, artère hépatique, canal biliaire). Ensuite, les différentes images résultant de cette segmentation ont été « empilées » afin de créer une image volumique.

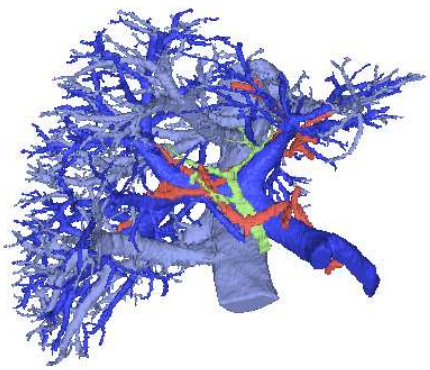

Figure 3: *extraction de la vascularisation selon la même méthode.*

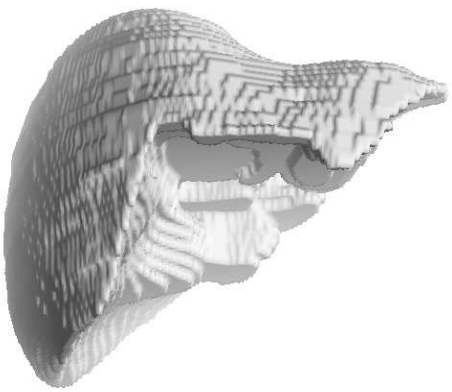

Figure 4: *modèle du foie construit par superposition d'un ensemble d'images 2D segmentées.*

« simplexe » [Del93] [Del94]. Ces surfaces peuvent être manipulées interactivement à l'écran via une interface graphique. Le chirurgien va ainsi pouvoir planifier l'opération en repérant les emplacements des principales arborescences (cf. Figure 6) par rapport à la surface externe du foie, seule chose visible en réalité par le chirurgien lors d'une hépatectomie. Jusqu'à présent, la préparation de l'opération passait essentiellement par l'étude des coupes scanner et de l'anatomie du foie. Grâce à cette modélisation tridimensionnelle, il est possible de visualiser par transparence les différents vaisseaux du foie et donc de prévoir l'incidence de chaque geste opératoire. On peut ainsi espérer réduire au maximum les risques de section d'une veine ou d'une artère.

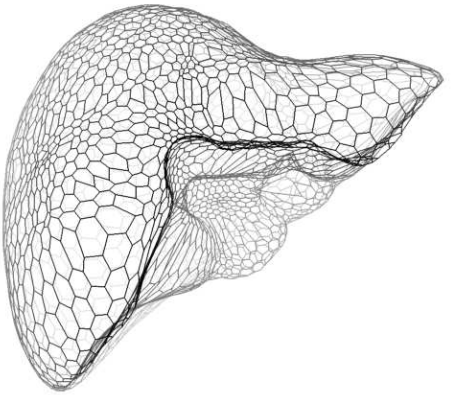

Figure 5: *maillage surfacique du foie.*

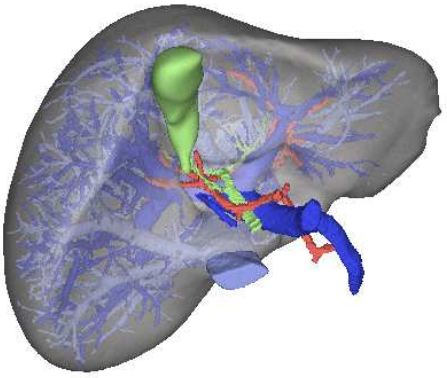

Figure 6: *modèle anatomique du foie.*

Modélisation physique

La création d'un modèle très réaliste et très précis du foie n'est qu'une étape dans le développement d'un simulateur de chirurgie hépatique. En effet, comme nous l'avons précisé plus haut, le principal objectif est de permettre au chirurgien non expérimenté d'arriver à appréhender les nouvelles sensations liées à cette technique et plus particulièrement de maîtriser les problèmes de coordination oeil-main. En ce qui concerne le réalisme visuel, nous devons simuler ce qui apparaît sur le moniteur vidéo. Cela implique qu'il n'est pas nécessaire d'être immergé dans le monde virtuel pour ce genre de simulation. Par contre, et c'est là un point très important, les chirurgiens arrivent assez rapidement à s'adapter à la vision bidimensionnelle d'un monde tridimensionnel grâce au sens du toucher qui leur permet de percevoir la forme des organes qu'ils manipulent. Il semble donc *indispensable*, pour un simulateur de chirurgie laparoscopique, de disposer d'un *système de retour de forces*.

Les organes du corps humain sont en général déformables, et les lois régissant leur comportement très complexes, voire inconnues. De nombreuses solutions ont déjà été proposées afin de modéliser des objets déformables, soit dans le domaine de l'animation par ordinateur [TPBF87] [TF88] [PB88], soit dans un domaine plus proche de la physiologie [WT90] [BN95]. Nous avons opté pour un modèle assez simple mais présentant de nombreux avantages, en particulier en ce qui concerne la rapidité des temps de calcul. En effet, notre objectif est de développer un simulateur qui ne reste pas qu'un modèle de laboratoire mais qui puisse, par la suite, être expérimenté par des chirurgiens. Pour cela, le matériel utilisé doit être le plus standard possible et d'un coût raisonnable. Les caractéristiques de notre modèle doivent ainsi permettre :

autorisant la simulation d'opération chirurgicales telles que l'incision, la suture, etc.
- de tenir compte des différentes *caractéristiques d'élasticité* des tissus hépatiques et du réseau vasculaire, bien qu'il soit en général difficile de quantifier le réalisme d'un modèle déformable vu le peu d'informations disponibles en ce qui concerne les caractéristiques de déformabilité des tissus humains.

Retour d'efforts

De récents travaux ont montré que la notion de présence dans un environnement virtuel était fortement corrélée avec la notion de réalisme de cet environnement qui ne se limite pas au réalisme visuel [BH95]. En particulier, la sensation des forces et des textures est très importante dans des applications médicales [SR95b] [JR95]. En outre, même si le sens du toucher est plus réduit dans une opération de chirurgie laparoscopique que dans une opération classique, il reste fondamental pour l'apprentissage et la maîtrise de cette technique. C'est le seul moyen de restituer le contact physique entre la main du chirurgien et les différents organes.

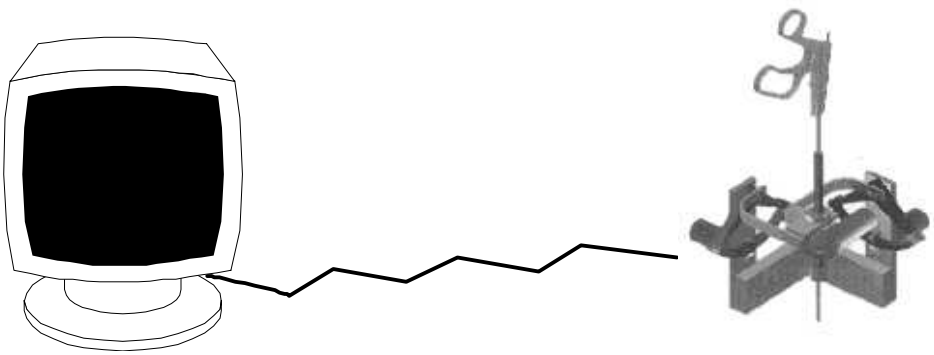

Figure 7: *simulateur de chirurgie laparoscopique comprenant une station de travail graphique et un système de retour de forces « Laparoscopic Impulse Engine »*

Le système de retour de forces, ***Laparoscopic Impulse Engine***™, que nous avons choisi d'utiliser dans notre simulateur, présente des caractéristiques techniques très intéressantes. Parmi celles-ci, on peut noter 5 degrés de liberté (dont 3 peuvent être contrôlés en force), une précision dans la mesure des déplacements de l'ordre de 0.025 mm et une intensité maximale de la force exercée le long de l'axe du trocart de 8.9 N.

Afin d'intégrer un tel système à notre simulateur, il est nécessaire de déterminer les forces mises en jeu. Pour respecter ces contraintes, la théorie de l'élasticité linéaire apparaît être une solution intéressante. L'élasticité linéaire a souvent été utilisée [TF88] [Spe92] [SR95a] comme une bonne approximation du comportement d'un corps déformable mais la résolution des différentes équations associées nécessite l'utilisation d'une *méthode d'éléments finis*, dont l'un des inconvénients majeurs est l'importance des temps de calcul. Or, comme nous l'avons mentionné précédemment, un des points clés de tout simulateur réside dans sa capacité à interagir et modifier instantanément les éléments du monde virtuel. Afin de résoudre ce problème, nous avons utilisé une méthode fondée sur le pré-calcul d'un ensemble de déformations élémentaires permettant ensuite de déduire en temps réel la déformation globale du modèle.

Elasticité linéaire 3D

Rappelons rapidement les bases de l'élasticité linéaire. Soit Ω_0 la configuration d'un corps élastique avant déformation. Sous l'action d'un champ de forces volumiques f_1 et de forces surfaciques f_2, le corps élastique se déforme et prend une nouvelle configuration Ω. Le problème est alors de déterminer le champ de déplacement u qui associe à la position P_0 de chaque particule du corps avant déformation, sa position P dans la configuration finale.

Afin de résoudre ce problème numériquement, nous avons utilisé une méthode d'éléments finis via une formulation variationnelle. Le problème se résume alors à la résolution d'un système linéaire :

$$\mathbf{[K]\,[U] = [F]}$$

où **[K]** est la matrice de rigidité décrivant les propriétés élastiques de l'organe, **[U]** le champ de déplacement inconnu et **[F]** représente les forces externes. Une discrétisation du volume du foie par un ensemble de tétraèdres est la solution qui nous a semblé la plus adaptée puisque nous disposons de la triangulation de l'enveloppe externe de cet organe. De plus, les tétraèdres sont des éléments classiques de la méthode des éléments finis.

Le problème principal dans l'application de la théorie de l'élasticité linéaire à notre modèle est dû aux conditions aux limites. Dans une approche classique, les données sont représentées par un ensemble de forces appliquées à la surface du modèle plus un ensemble de points de déplacement nul. Le système de retour de forces utilisé dans notre simulateur ne permettant pas de mesurer les forces exercées par l'utilisateur mais uniquement les déplacements correspondant au mouvement d'un instrument chirurgical, nous devons donc résoudre un problème sensiblement différent où nos conditions limites sont représentées par les déplacements des points de contact entre l'instrument chirurgical et l'objet déformable. Nous en déduirons la déformation globale du modèle et la force de réaction qui sera finalement envoyée au système de retour de forces pour simuler la résistance mécanique dans la main du chirurgien.

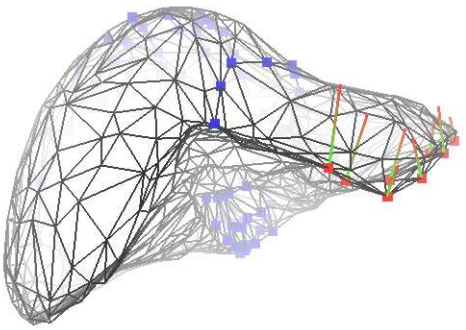

Figure 8: *représentation du modèle du foie à l'équilibre ainsi que des différentes conditions aux limites.*

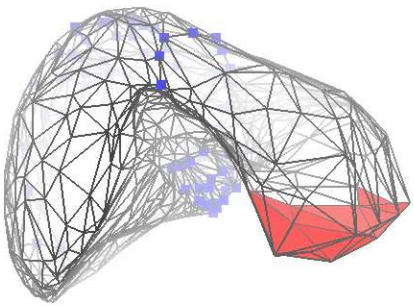

Figure 9 *le même modèle déformé en déplaçant certains noeuds de la surface.*

Accélération des calculs

Compte tenu des fréquences de calcul élevées qu'implique l'utilisation d'un système à retour de forces, nous avons développé une méthode permettant de

soumis à un ensemble de forces induisant un champ de déplacement *u* alors ce même champ de déplacement peut être obtenu en appliquant séparément chaque force et en faisant la somme de leurs effets. Le principe de linéarité énonce que si une force *f*, appliquée à la surface d'un corps élastique induit un champ de déplacement *u*, alors une force égale à *2f* induira un champ de déplacement égal à *2u*.

Par conséquent, n'importe quelle déformation de notre modèle élastique peut s'obtenir par combinaison linéaire d'un ensemble de champs de déplacements « élémentaires », eux-mêmes obtenus en appliquant en chaque noeud de la surface du modèle, un déplacement élémentaire. La force de réaction en un point de la surface s'obtient selon le même principe. Notre méthode permet ainsi de calculer, en temps réel, la déformation d'un modèle complexe du foie sous l'action d'un instrument virtuel ainsi que la force de réaction de l'organe sur cet outil. La théorie de l'élasticité linéaire permet, par rapport à d'autres modèles tels que les systèmes masses-ressorts, de donner une signification physique à la force de réaction puisque celle-ci est directement liée à la déformation de l'objet et à ses propriétés élastiques.

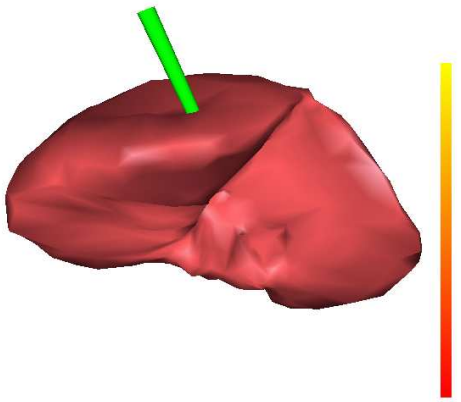

Figure 10: *déformation volumique du foie en temps réel et visualisation de la force retour (schématisée par la barre verticale).*

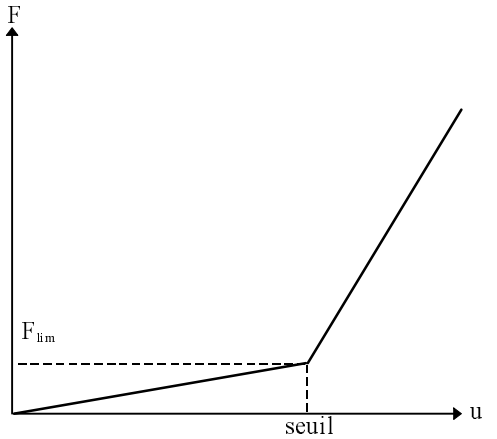

Figure 11: *afin de limiter l'amplitude des déformations, nous introduisons une force de retour non-linéaire.*

Caractéristiques anatomiques

Il ne suffit pas de permettre au chirurgien de manipuler et de déformer le modèle du foie, nous devons aussi associer le comportement du modèle avec la réalité anatomique :

- *nature des tissus hépatiques* : en fonction des niveaux de gris dans l'image médicale du foie, nous associons un coefficient élastique au noeud correspondant dans le modèle volumique. Incidemment, nous pouvons prendre en compte la rigidité vasculaire qui joue un rôle important dans le comportement global du foie.
- *ligament suspenseur et plexus vasculaire* : le foie est attaché à l'abdomen par un ligament qui contraint fortement son mouvement. De plus, les points d'entrée des veines dans le foie sont immobiles. Par conséquent, les noeuds correspondants de notre modèle sont contraints (soit de façon rigide, soit de façon élastique) durant la déformation de façon à restituer cette caractéristique.

exprimées sous forme de ressorts attachés à la surface du modèle.
- *texture* : une texture (extraite à partir d'un enregistrement vidéo d'une opération chirurgicale) sera prochainement appliquée à notre modèle afin d'en augmenter le réalisme graphique.

Conclusion

Ce travail doit être considéré pour l'instant comme une simple maquette. Nous avons montré que la déformation en temps réel d'un modèle élastique est possible, par combinaison d'un modèle physique approprié et d'une représentation géométrique adéquate. Nous pensons qu'il est indispensable d'avoir une modélisation volumique de l'organe, d'une part pour avoir des déformations plus réalistes, d'autre part pour permettre de couper ce modèle en vue de simuler une hépatectomie. En nous basant sur la théorie de l'élasticité linéaire, nous pouvons obtenir des déformations en temps réel et calculer les forces de contact avec un outil chirurgical. Ces forces ont une signification physique puisqu'elles dépendent directement du déplacement imposé et des caractéristiques élastiques du matériau.

La poursuite de notre travail se fera dans deux directions principales. Premièrement, nous projetons de construire un modèle géométrique plus complet (comprenant les différents organes périphériques). Ce modèle devrait être d'un grand intérêt pour l'enseignement de l'anatomie abdominale. Deuxièmement, nous souhaitons étudier différentes lois de comportement pour générer des déformations plus réalistes. Finalement, nous étudierons différents algorithmes pour « découper » les modèles volumiques et simuler ainsi une opération complète.

Bibliographie

[BH95] W. Barfield et C. Hendrix. *Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare*, chapter 4 : Factors Affecting Presence and Performance in Virtual Environments, pages 21-28. IOS Press and Ohmsha, 1995.

[BN95] M. Bro-Nielsen. Modelling elasticity in solids using active cubes - application to simulated operations. In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medecine*, volume 905 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 535-541. Springer, Avril 1995.

[Del93] H. Delingette, G. Subsol, S. Cotin, et J. Pignon. Simulation de Chirurgie Craniofaciale et Réalité Virtuelle. *L'interface des Mondes Réels et Virtuels*, pages 399-408. Montpellier, France, 1994.

[Del94] H. Delingette. Simplex Meshes : a General Representation for 3D Shape Reconstruction. *Technical Report 2214, INRIA*, Mars 1994.

[JR95] B.G. Jackson et L.B. Rosenberg. *Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare*, chapter 24 : Force Feedback and Medical Simulation, pages 147-151. IOS Press and Ohmsha, 1995.

[PB88] J. C. Platt et A. H. Barr. Constraint Methods for Flexible Models. In *Computer*

Tactile Sensing. *The International Journal of Robotics Research*, 11 No 1:1-19, Février 1992.

[SR95a] G. J. Song et N. P. Reddy. *Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare*, chapter 54 : Tissue Cutting in Virtual Environment, pages 359--364. IOS Press and Ohmsha, 1995.

[SR95b] S.M. Sukthankar et N.P. Reddy. *Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare*, chapter 56 : Force Feedback Issues in Minimally Invasive Surgery, pages 375-379. IOS Press and Ohmsha, 1995.

[TF88] D. Terzopoulos et K. Fleisher. Modeling Inelastic Deformation : Viscoelasticity, plasticity, fracture. In *Computer Graphics (SIGGRAPH '87)*, volume 22, no. 4, pages 269-278, 1988.

[TG95] J.-P. Thirion et A. Gourdon. Computing the differential characteristics of iso-intensity surfaces. In *CVGIP*, pages 190--202, Mars 1995.

[TPBF87] D. Terzopoulos, J. Platt, A. Barr, et K. Fleisher. Elastically Deformable Models. In *Computer Graphics (SIGGRAPH '87)*, volume 21 No 4, pages 205--214, Juillet 1987.

[WT90] K. Waters et D. Terzopoulos. A Physical Model of Facial Tissue and Muscle Articulation. *IEEE*, 1990.