

# Simulation d'interventions chirurgicales

Hervé DELINGETTE

Projet Epidaure

INRIA, B.P. 93, 2004 route des Lucioles  
06902 SOPHIA ANTIPOLIS Cedex, FRANCE

Email: Herve.Delingette@sophia.inria.fr

Tel: +33 (4) 93 65 77 64

Fax: +33 (4) 93 65 76 69

## Résumé

La simulation d'interventions chirurgicales a pour but de reproduire à l'aide de systèmes informatiques, les sensations visuelles et gestuelles d'un chirurgien au cours d'une intervention. L'intérêt médical de ces systèmes est double. D'une part, ces simulateurs permettent de former les chirurgiens à des techniques opératoires aussi complexes que la vidéo-chirurgie (endoscopie, laparoscopie,...) avec une plus grande flexibilité et à un moindre coût qu'avec les moyens dont on dispose actuellement. D'autre part, de tels simulateurs peuvent contribuer à planifier avec précision des interventions chirurgicales délicates ou même de concevoir de nouvelles procédures d'intervention.

La mise au point des simulateurs chirurgicaux pose d'importants problèmes scientifiques et technologiques. Si la technologie des systèmes de navigation interactive est bien maîtrisée, le développement de modèles mathématiques relatifs au comportement physique et physiologique des tissus du corps humain reste un obstacle considérable à franchir. Il s'agit, par exemple, de caractériser les comportements biomécaniques des tissus mous mais aussi de modéliser les interactions mécaniques entre ces tissus.

Il existe de plus des contraintes importantes sur le temps de calcul des lois de comportement physiques et physiologiques. Effectivement, pour que ces simulateurs aient une quelconque utilité, il est indispensable d'immerger l'utilisateur dans un environnement virtuel et par conséquent de respecter plusieurs contraintes temps-réel. Tout d'abord l'immersion utilisant le canal visuel nécessite de calculer au moins 30 images par seconde, alors que pour les sensations de retour d'effort, il s'agit de calculer 300 à 1000 consignes de force par seconde.

## 1 Médecine et nouvelles technologies

L'informatique et l'automatique continuent de contribuer très largement au fort développement de nouvelles techniques médicales tant au niveau de la thérapie que du diagnostic. Parmi les technologies informatiques utilisées en médecine, celles qui font intervenir un niveau important d'interaction entre l'homme et la machine devraient à moyen terme avoir un impact important sur la pratique de la médecine. En effet, dans le domaine médical plus que tout autre domaine, les nouvelles technologies s'attachent d'avantage à fournir de meilleurs outils aux praticiens que de substituer les experts médicaux par une machine. De plus, une forte interactivité entre l'homme et la machine permet bien souvent, de diminuer les réticences du corps médical à utiliser ces nouveaux outils.

Dans la figure (1), nous établissons une classification approximative des nouvelles technologies informatiques en médecine en fonction de deux critères : l'interaction exigée entre l'homme et la machine et la puissance de calcul requise. Pour certaines applications en *traitement des images médicales*, comme les outils d'aide au diagnostic, il s'agit de mettre au point des algorithmes efficaces mais qui requièrent un faible niveau d'interaction avec le praticien. Au contraire, la *télé-chirurgie* nécessite la modélisation des interactions gestuelles entre le chirurgien et l'environnement opératoire à l'aide de systèmes robotiques.

Parmi les applications informatiques faisant appel à l'interaction homme-machine, nous décrivons ci-après une application particulièrement intéressante : la simulation d'interventions chirurgicales.

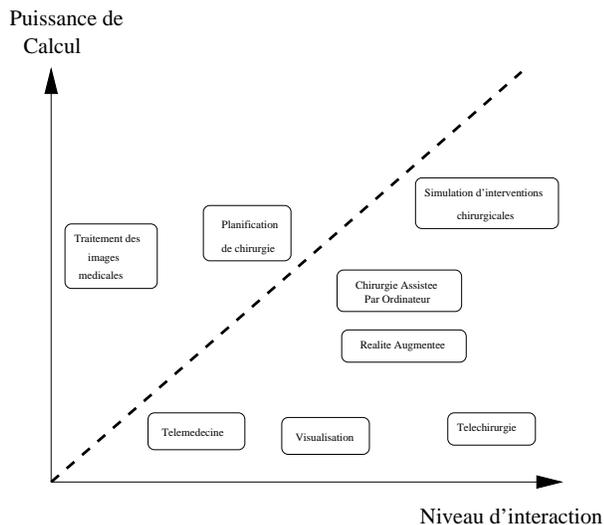


FIG. 1 – Classification de différentes applications informatiques médicales en fonction de l'interaction avec l'utilisateur.

## 2 Simulation d'interventions chirurgicales

### 2.1 Justification Médicale

La simulation d'interventions chirurgicales a pour but de reproduire à l'aide de systèmes informatiques et robotiques, les sensations visuelles et gestuelles d'un chirurgien au cours d'une intervention chirurgicale. L'intérêt médical de ces systèmes est lié au développement de la *vidéo-chirurgie* également appelée *chirurgie mini-invasive*. Cette technique chirurgicale consiste à réaliser les opérations par l'intermédiaire d'instruments longs introduits dans le corps du patient par de petits orifices d'un diamètre maximal de 1 cm. Le chirurgien visualise alors le champ opératoire à l'intérieur du patient sur un écran, par l'intermédiaire d'une caméra externe reliée à un endoscope introduit dans le patient. Cette technique présente plusieurs avantages par rapport à la chirurgie traditionnelle. D'une part, elle est moins traumatisante pour le patient que la chirurgie traditionnelle dite ouverte et permet donc de réduire le temps d'hospitalisation et par là les coûts hospitaliers. D'autre part, elle réduit la morbidité postopératoire (risque d'infection) comme l'a montré l'étude de Hunter et Sackier [HJ94].

Si la chirurgie mini-invasive présente de nombreux avantages pour le patient, elle impose en contrepartie plusieurs contraintes pour le chirurgien. Tout d'abord, la gestuelle opératoire est rendue complexe par la limitation des degrés de liberté des instruments puisque

chaque instrument doit passer par un point fixe : l'orifice d'entrée des instruments dans l'abdomen. De plus, le chirurgien ne voyant pas ses mains en regardant l'écran, la coordination oeil-main est plus difficile.

La chirurgie mini-invasive est donc un mode opératoire plus difficile à acquérir pour le chirurgien. À l'heure actuelle, il existe principalement deux modes d'enseignement de ces nouvelles pratiques chirurgicales : les simulateurs mécaniques et l'entraînement sur les animaux. Le premier consiste à utiliser un système mécanique appelé "endotrainer" qui représente une cavité abdominale dans laquelle sont situés des objets en plastique représentant les organes. Quoique suffisant pour apprendre les bases de la vidéo-chirurgie, la capacité pédagogique des endotrainers est très limitée car peu réaliste par rapport aux problèmes courant d'un organisme (mouvements respiratoires, vaisseaux et tissus fragiles, etc.). Le second mode d'apprentissage consiste à pratiquer sur l'animal les gestes élémentaires, mais également des opérations chirurgicales parfois complexes. L'inconvénient majeur de ce type de formation est un problème éthique lié à l'expérimentation sur animaux, qui, à terme, ne devrait pas connaître d'autre issue que l'arrêt définitif de ce genre d'apprentissage.

Face aux limitations des techniques d'apprentissage actuelles de la chirurgie mini-invasive, la simulation d'intervention chirurgicale apparaît comme une alternative prometteuse qui permettra une formation à la fois efficace et quantifiable. Parmi les avantages notables de la simulation informatique, il est notable que ce mode d'apprentissage offrirait une grande flexibilité avec l'utilisation de scénarios combinant la présence de plusieurs pathologies. De plus, grâce au développement de l'imagerie médicale et des algorithmes de reconstruction tridimensionnelle, il est possible de simuler une intervention sur un patient donné permettant de vérifier et d'optimiser la stratégie opératoire.

### 2.2 Simulateurs de chirurgie

Satava *et al.* ont proposé une classification des simulateurs en trois catégories (voir figure (2)). Les simulateurs de première génération décrivent uniquement l'anatomie, en particulier la géométrie, des structures mises en jeu dans une intervention chirurgicale. Dans ces simulateurs, l'utilisateur peut uniquement se déplacer virtuellement dans le corps humain et dispose d'une interaction assez limitée avec les modèles géométriques des organes. À ce jour, de nombreux simulateurs de première génération ont été développés, notamment afin d'effectuer des endoscopies virtuelles (colonoscopie, trachéoscopie, ..) y compris des logiciels

commerciaux installés sur des consoles liées à un système d'imagerie médicale (scanner, IRM,...). Ces simulateurs permettent d'améliorer parfois de manière spectaculaire le diagnostic de certaines pathologies. Pour la simulation d'interventions chirurgicales, ces simulateurs sont surtout utilisés pour effectuer la planification opératoire plutôt que pour simuler la gestuelle opératoire.

Les simulateurs de deuxième génération utilisent en plus des informations géométriques du corps humain, des informations physiques liées à la nature déformable des tissus mous. L'addition de propriétés mécaniques rend possible la simulation de l'utilisation d'instruments chirurgicaux sur des tissus mous, en particulier les gestes de découpe et de suture. A ce jour, il n'existe pas de simulateurs commerciaux de ce type, mais plusieurs prototypes de simulateurs de deuxième génération sont en cours de développement dans le monde, incluant notamment la simulation de la résection de la vésicule biliaire [CEO93], la simulation de l'arthroscopie du genou [GSMF97] ainsi que la simulation de chirurgie gynécologique [GS99]. Dans le chapitre 4 sera décrit le simulateur de chirurgie hépatique en cours de développement à l'INRIA en collaboration avec l'IRCAD.

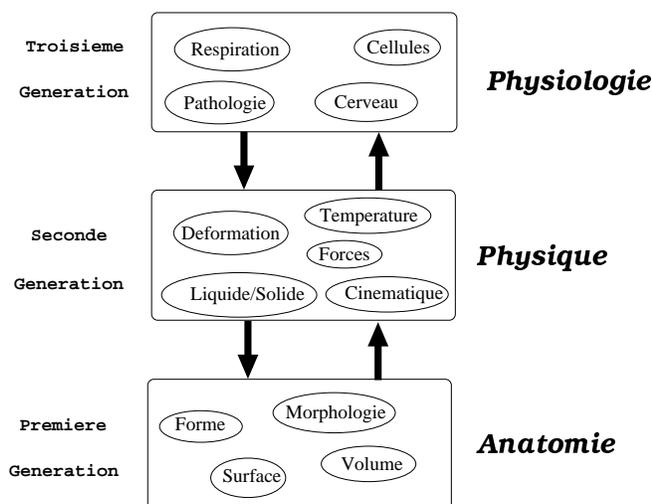


FIG. 2 – Les différentes générations de simulateurs médicaux.

Les simulateurs de troisième génération combinent les informations anatomiques, physiques et physiologiques. Il n'existe que très peu de simulateurs incluant ces trois niveaux de modélisation essentiellement en raison de la difficulté de décrire mathématiquement le couplage entre physiologie et physique. Il faut noter cependant les travaux de Kaye *et al.* [JK97] qui ont

développé un simulateur du système respiratoire.

### 3 Problématique de la simulation

Pour permettre la formation des chirurgiens aux techniques de la chirurgie mini-invasive, il est nécessaire de disposer d'un simulateur de deuxième génération incluant la simulation de la déformation des tissus mous. Si la technologie des simulateurs de première génération est bien maîtrisée, la mise au point des simulateurs de deuxième génération pose d'importants problèmes scientifiques et technologiques. Les différentes composantes d'un tel simulateur sont résumées dans la figure (3).

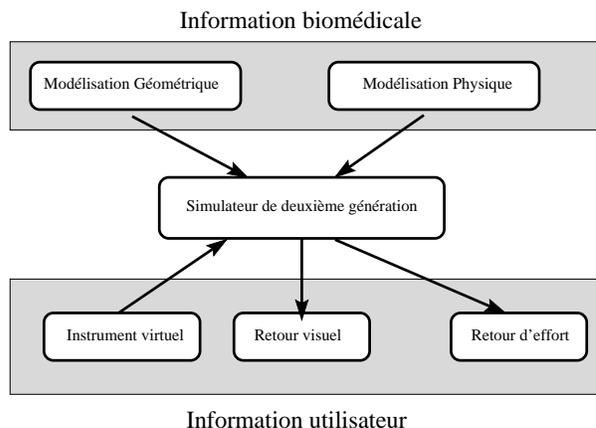


FIG. 3 – Les différentes composantes d'un simulateur de deuxième génération.

Tout d'abord, comme indiqué précédemment, il est nécessaire de modéliser géométriquement et physiquement les structures anatomiques qui sont représentées dans le simulateur. De plus, le simulateur doit fournir une interface avec l'utilisateur qui manipule un instrument chirurgical à retour d'effort. Pour cela, trois modules doivent être développés. Le premier modélise l'interaction d'un ou plusieurs instruments chirurgicaux virtuels avec les structures anatomiques virtuelles dont on dispose dans le simulateur. Le second permet à l'utilisateur d'observer sur un moniteur vidéo, le champ opératoire lors de la chirurgie virtuelle. Enfin, le dernier module permet à l'utilisateur de ressentir des forces au bout de son instrument virtuel qui sont corrélées avec la déformation et la découpe des tissus mous. Par la suite, nous décrivons de manière plus précise les différentes composantes d'un simulateur de deuxième génération.

### 3.1 Modélisation Géométrique

La création de modèles géométriques tridimensionnels de structures anatomiques est en général fondée sur l'utilisation d'images médicales : images tomodensitométriques (scanner), images par résonance magnétique (IRM), images cryogéniques, images ultrasons tridimensionnelles, etc... C'est le développement de l'imagerie médicale notamment par l'obtention d'images de meilleure résolution et présentant un meilleur contraste, qui a permis l'émergence de nouveaux outils informatiques permettant de reconstruire en trois dimensions différentes structures anatomiques. Par exemple, la création en 1995 de la base de données du "Visible Man" par la bibliothèque nationale de médecine des États-Unis, a permis de recréer un modèle virtuel assez complet du corps humain [Ack98]. Cependant, la segmentation des structures anatomiques dans les images médicales nécessite encore beaucoup d'interaction manuelle. Pour un état de l'art sur le traitement informatique des images médicales consulter [Aya98].

### 3.2 Modélisation Physique

Pour modéliser la physique des structures anatomiques, il faut s'intéresser au domaine de la *biomécanique* qui cherche à caractériser au niveau microscopique et macroscopique le comportement mécanique des tissus biologiques. Ce comportement est en général d'une grande complexité, faisant intervenir des phénomènes non linéaires, d'hystérésis, de plasticité et de fatigue. En fait, seuls les comportements de quelques structures anatomiques ont été étudiés avec précision, essentiellement la peau, les os et les muscles. Pour mesurer ce comportement, on fait appel à des expériences rhéologiques, où un fragment de tissu est testé dans une éprouvette. En mesurant la relation entre les contraintes appliquées sur le tissu et les déformations induites, on essaie de caractériser le comportement du tissu.

Plusieurs modèles mathématiques [MWT98] ont été proposés pour représenter les comportements les plus caractéristiques. Ces modèles mathématiques reposent en général sur la théorie de la mécanique des milieux continus. Pour pouvoir intégrer ces modèles dans un simulateur, il est bien souvent nécessaire de les simplifier ou d'optimiser considérablement leur mise en oeuvre informatique. Un état de l'art sur les modèles de tissus mous est disponible dans [Del98].

### 3.3 Gestion d'un Instrument virtuel

Un logiciel de simulation de chirurgie est d'abord une interface utilisateur. Ici, l'interface matérielle consiste essentiellement en un ou plusieurs systèmes à retour d'effort ayant l'apparence et les degrés de liberté d'un instrument utilisé en chirurgie mini-invasive (voir figure (4)). Ces systèmes sont en général commandés en force, c'est à dire qu'ils envoient des informations sur la position de l'instrument et doivent recevoir des consignes de force à imposer au bout de l'instrument.



FIG. 4 – Un système à retour d'effort ayant l'aspect d'un instrument chirurgical (provenance Immersion Corporation [www.immerse.com](http://www.immerse.com))

Le simulateur doit donc périodiquement mesurer la position de l'instrument et lui envoyer en retour des consignes de force. La discussion sur le retour d'effort est reportée dans le paragraphe 3.5. Lorsque la position d'un instrument est connue, il faut alors tester s'il rentre en collision avec d'autres instruments ou des structures anatomiques voisines. La détection de collision est rendue complexe par le fait que les modèles anatomiques sont déformables et donc leur géométrie est susceptible de changer à chaque itération. Par conséquent, l'utilisation d'algorithmes de détection de collisions fondés sur une géométrie fixe (par exemple l'approche de [GLM96]) n'est pas appropriée. Dans [LCN99], Lombardo *et al.* proposent une méthode originale de détection utilisant la bibliothèque graphique OpenGL, en assimilant un instrument chirurgical à un parallélépipède rectangle. Lorsqu'une collision est détectée, il s'agit d'imposer des contraintes géométriques et physiques sur les modèles de tissus mous afin de représenter le contact avec l'instrument. Là encore, la modélisation physique du contact étant

extrêmement complexe, un traitement purement géométrique de la collision est souvent adopté.

### 3.4 Retour Visuel

Afin de contribuer à la formation des chirurgiens, un simulateur doit fournir une représentation visuelle réaliste du champ opératoire. En effet, il est nécessaire que les utilisateurs agissent comme s'ils opéraient réellement un patient. Hors en vidéo-chirurgie, c'est en regardant précisément un moniteur vidéo que le chirurgien arrive à percevoir en trois dimensions les structures anatomiques qui sont dans le champ opératoire. Ainsi les effets d'éclairage, d'ombrage et de texture sont des indices qu'il est important de reproduire dans un simulateur.

Pour produire ces effets visuels, deux techniques sont couramment utilisées : le rendu surfacique et le rendu volumique. Ces deux techniques bénéficient à présent d'accélérateurs graphiques dont le rapport prix-performance ne cesse de s'améliorer. Une comparaison entre les deux techniques de rendu pour la simulation chirurgicale est décrite dans l'article [ZS98]. Parmi les effets qui renforcent considérablement le réalisme du simulateur, il faut citer l'épanchement du sang et les effets liés à l'action d'un bistouri électrique (fumée, coloration, etc.). Tous ces effets demandent généralement beaucoup de ressources de calcul et ainsi que des accélérateurs graphiques performants.

### 3.5 Retour d'effort

La sensation de toucher ressentie par l'utilisateur en manipulant un instrument chirurgical est également un indice important pour la compréhension tridimensionnelle du geste chirurgical. Cependant, la faible vitesse de déplacement des instruments ainsi que les frottements secs intervenant au niveau du trocard, font que c'est essentiellement le couplage entre retour visuel et le retour d'effort qui produit la sensation d'immersion de l'utilisateur. Dans [Mar96], il est démontré que l'utilisation d'un système à retour d'effort contribue positivement à l'évaluation d'un simulateur chirurgical.

Contrairement au retour visuel où la fréquence nécessaire à une bonne immersion est de 30 images par seconde, la fréquence de mise à jour pour le retour d'effort dépend de la nature déformable des matériaux considérés. Ainsi pour simuler le contact avec des objets relativement mous, des fréquences de simulation de l'ordre de 300Hz suffisent en général, alors que pour des objets plus rigides, il est nécessaire de considérer des fréquences dépassant 1000Hz. Les contraintes des

systèmes à retour d'effort pour la simulation chirurgicale sont discutées dans [EC98].

### 3.6 Réalisation d'un simulateur

La mise en oeuvre d'un simulateur d'interventions chirurgicales pose de nombreux problèmes qui sont à la fois de nature algorithmique et de nature purement informatique. Ces difficultés proviennent essentiellement du fait que la réalisation d'un simulateur doit satisfaire deux contraintes contradictoires : la contrainte d'*interaction temps-réel* et la contrainte de *crédibilité chirurgicale*.

La première contrainte indique qu'il est nécessaire de respecter une fréquence minimale de calcul liée à l'interaction visuelle ou haptique entre l'utilisateur et la machine. Si cette contrainte n'est pas respectée, le système devient très rapidement inutilisable en tout cas pour la formation des chirurgiens aux nouveaux gestes chirurgicaux. Cependant le terme "temps-réel" désigne plusieurs réalités. Dans la plupart des cas, ce terme indique que la fréquence moyenne de calcul du simulateur est suffisamment élevée pour satisfaire le rendu visuel ou haptique. Cependant, il est possible que lors de la simulation, certains événements (comme la collision avec un nouvel organe) font que la charge de calcul du simulateur devient ponctuellement plus élevée entraînant une perte de synchronicité entre l'utilisateur et ce qu'il voit à l'écran ou ressent au bout de l'instrument. Là encore, si la fréquence de calcul est trop irrégulière, le système peut devenir inutilisable. Pour garantir une bonne interaction de l'utilisateur, il est nécessaire d'utiliser de vrais systèmes de calcul "temps-réel" comme ceux utilisés en robotique où un module de contrôle permet d'équilibrer les tâches existantes sur le calculateur pour garantir une fréquence de calcul.

La seconde contrainte concerne la crédibilité chirurgicale du simulateur qui est indispensable pour améliorer effectivement la gestuelle des chirurgiens. Comme précisé dans les sections précédentes, l'augmentation du réalisme visuel et haptique du simulateur entraîne une augmentation au moins proportionnelle du temps de calcul et donc une diminution de la fréquence de calcul ce qui est contradictoire avec la contrainte d'interaction temps-réel.

La difficulté principale dans la réalisation d'un simulateur est d'en optimiser le réalisme à partir de ressources de calcul et systèmes graphiques et haptiques donnés. Pour cela, il est nécessaire d'une part de développer de nouveaux algorithmes plus performants et d'autre part de faire des choix algorithmiques judicieux afin de ne pas gaspiller des ressources pour des

développements n'ayant pas d'impact sur la crédibilité chirurgicale du simulateur. Plusieurs nouveaux algorithmes ont été introduits dans le cadre des travaux menés à l'INRIA et sont brièvement présentés dans le chapitre (4). Ces algorithmes portent essentiellement sur deux composantes : la modélisation physique et le retour d'effort. En effet, parmi les différentes composantes d'un simulateur, la modélisation physique est certainement la composante qui requiert le plus de ressources de calcul. Plusieurs approches sont proposées afin de diminuer le temps de calcul nécessaire à la mise à jour des modèles physiques. D'autre part, le traitement du retour d'effort demande peu de ressources de calcul mais c'est l'interaction avec un système à retour d'effort qui impose la fréquence de calcul la plus élevée (au minimum 300 Hz). Une méthode permettant de diminuer cette fréquence par un facteur cinq a été proposée dans [PL99]. Cette méthode consiste à extrapoler entre deux pas de temps de calcul les forces envoyées au système à retour d'effort.

## 4 Simulateur de chirurgie hépatique

Dans ce chapitre, les différents travaux menés à l'INRIA dans le domaine de la simulation de chirurgie sont brièvement présentés. Une présentation plus précise de ces travaux sont disponibles dans [CDA99, ACDC98, CDA98, MCTK98]. Ces travaux ont été menés en collaboration avec l'équipe de l'IRCAD<sup>1</sup> qui héberge l'institut européen de télé-chirurgie (EITS). C'est avec l'expertise du Professeur Marescaux de l'IRCAD, qu'a été décidé de développer un simulateur de chirurgie du foie en 1995, en raison de l'importance des pathologies hépatiques et de la complexité de la chirurgie hépatique. De plus, à partir de 1997, une action concertée INRIA appelée AISIM<sup>2</sup> a été créée. Elle regroupe plusieurs projets INRIA travaillant dans le domaine du calcul numérique, de la robotique, de la synthèse d'images et de l'imagerie médicale.

Dans nos travaux sur la chirurgie hépatique, deux outils complémentaires ont été mis au point. Le premier outil concerne la planification de la chirurgie hépatique à partir des images d'un patient alors que le second s'attache à simuler le geste opératoire. La planification permet de mettre au point la stratégie opératoire. Dans le cas du foie, il s'agit essentiellement de déterminer les segments anatomiques qui devront

subir une résection lors de l'intervention. Une fois déterminée la stratégie opératoire, il s'agit d'améliorer la gestuelle du chirurgien grâce à la simulation.

### 4.1 Modélisation géométrique

Des outils de traitement d'images ont été mis au point afin de reconstruire à partir d'images scanner, les principales structures anatomiques du foie : l'enveloppe hépatique, les arborescences portales et sus-hépatiques, les 8 segments anatomiques du foie et les éventuelles lésions hépatiques. La reconstruction s'effectue en deux temps : tout d'abord l'enveloppe du foie est isolée puis les voies veineuses et les lésions sont extraites. Pour extraire l'enveloppe du foie, on utilise un modèle a priori du foie (maillage simplexe) que l'on va déformer dans l'image afin qu'il s'ajuste aux contours de l'image scanner. Cette approche est décrite dans [MD97]. L'extraction des structures veineuses et pathologiques est décrite dans [LS98] et utilise essentiellement des techniques de morphologie mathématique et de topologie discrète. Enfin l'extraction des 8 segments hépatiques dits de Couinaud est effectuée en utilisant une connaissance a priori sur la disposition de l'arborescence portale (voir [Sol99] pour plus de détails). La figure (5) montre des exemples de reconstructions à partir d'images médicales acquises par un scanner hélicoïdal.

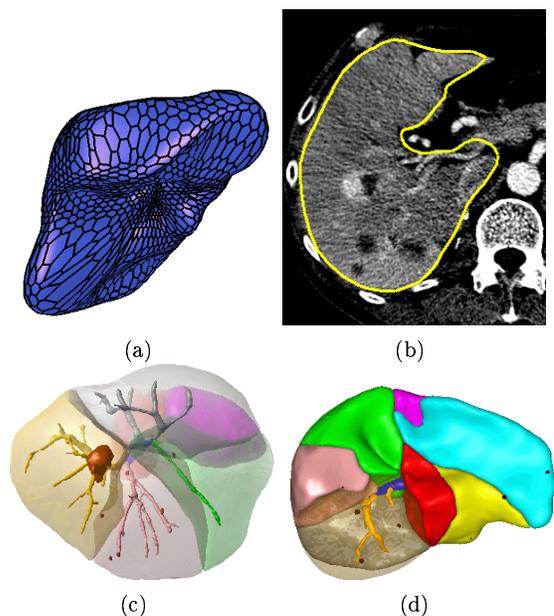


FIG. 5 – Extraction de l'enveloppe du foie (figures (a) et (b)) et des structures veineuses et pathologiques (figures (c) et (d)) à partir d'une image scanner

1. Institut de Recherche Contre le Cancer de l'Appareil Digestif, 1, Place de l'Hôpital, 67091 STRASBOURG Cedex, <http://www.ircad.com/>

2. <http://www-sop.inria.fr/epidaure/AISIM/>

## 4.2 Modélisation physique

Pour modéliser la nature déformable des bio-matériaux, il est généralement nécessaire de consacrer beaucoup de ressources de calcul, ce qui en fait bien souvent la tâche la plus critique pour l'obtention de performance "temps-réel". C'est pourquoi depuis 1995, nous avons travaillé à la mise au point de nouveaux algorithmes permettant de représenter de manière réaliste la déformation des tissus mous tout en optimisant le temps de calcul.

Afin d'obtenir une modélisation assez réaliste des déformations, notre approche repose sur la théorie de la mécanique des milieux continus et plus précisément la théorie de l'élasticité linéaire. En effet, il est prouvé que pour des petites déformations, la plupart des matériaux du vivant se comportent comme des matériaux élastiques et linéaires. De plus, afin de garantir la continuité spatiale des déformations, nous utilisons la méthode des éléments finis lors de la discrétisation des modèles déformables. Ainsi, notre approche diffère notablement des approches utilisant les modèles masses-ressorts qui constituent une représentation purement discrète et ponctuelle des matériaux.

Deux approches complémentaires ont été proposées afin d'optimiser le temps de calcul des déformations. La première approche consiste à pré-calculer les déformations du modèle en exploitant sa linéarité. En effet, l'hypothèse de linéarité implique que la déformation du modèle sous l'effet de l'application de plusieurs forces est égale à la superposition des déformations associées à chacune des forces. Ainsi, on peut dans un premier temps calculer l'ensemble des déformations élémentaires et les stocker dans un fichier. Lors de la simulation, une fois chargé les composantes élémentaires de déformation, le calcul se résume alors au produit d'une matrice par un vecteur et devient donc extrêmement efficace (moins de 3ms pour le modèle du foie de la figure (6-a)). Cette méthode est décrite plus précisément dans [CDA99].

Cependant cette approche souffre d'une limitation majeure: elle ne permet pas de simuler la découpe de tissus mous puisque les déformations pré-calculées correspondent à une topologie donnée d'un maillage. D'autre part, cette méthode calcule directement la position d'équilibre du modèle lorsqu'il rentre en contact avec un instrument, sans prendre en compte la nature visco-élastique des matériaux. Une deuxième approche a donc été proposée permettant de simuler la découpe et la suture des tissus mous et d'introduire un comportement visco-élastiques. Nous avons appelé ces modèles déformables "masse-tenseurs" parce qu'ils ont plusieurs caractéristiques communes avec les mo-

dèles "masse-ressorts" très couramment utilisés en synthèse d'images. La principale différence entre ces deux formulations est que les modèles "masse-tenseurs" reposent sur une représentation continue des tissus mous et obéissent à un comportement élastique linéaire.

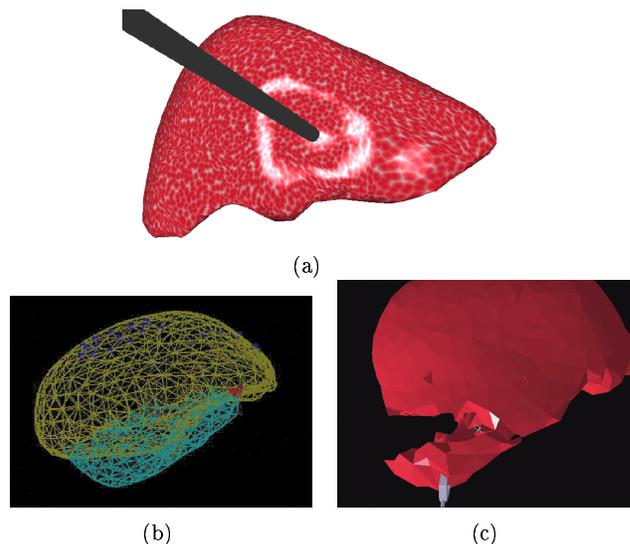


FIG. 6 – (a) Déformation d'un foie en utilisant la superposition de déformations élémentaires pré-calculées; (b) Définition d'un modèle hybride du foie, le modèle masse-tenseur apparaissant en bas de la figure; (c) Découpe effectuée sur le modèle hybride.

Cette deuxième approche est cependant beaucoup plus coûteuse en terme de temps de calcul puisqu'il s'agit d'intégrer à chaque itération l'équation différentielle du mouvement. Par conséquent, en fonction de la puissance de la machine et de la rigidité du matériau, il est nécessaire de restreindre le nombre de noeuds pour satisfaire les contraintes d'interaction temps-réel (typiquement quelques milliers de noeuds pour un PC de dernière génération). C'est pourquoi nous avons introduit des modèles "hybrides" combinant à la fois le modèle élastique pré-calculé et le modèle masse-tenseur. En restreignant la découpe de tissus à quelques zones pré-définies, il est ainsi possible d'inclure dans le simulateur de chirurgie hépatique des modèles déformables de grande taille. Dans le cas de la chirurgie hépatique, nous avons représenté un des 8 segments anatomiques du foie par des modèles masses-tenseurs (voir figure (6-b)) sur lequel il est possible d'effectuer des coupes (voir figure (6-c)). Les détails des modèles masse-tenseurs et hybrides ont été publiés dans [CDA98].

### 4.3 Rendu visuel

Dans le cadre de l'action collaborative AISIM<sup>3</sup> des travaux ont été menés pour modéliser le rendu du foie lors d'une intervention laparoscopique. En particulier la prise en compte des reflets de la lumière endoscopique de forme annulaire améliore considérablement la compréhension tridimensionnelle des formes. De plus, une méthode originale de plaquage de texture a été utilisée [NC99] afin d'assurer l'absence de distorsion de la texture en tout point du modèle géométrique du foie. Enfin, l'effet de l'application de plusieurs instruments tel que le bistouri électrique a été mis en oeuvre renforçant ainsi le réalisme de la simulation.

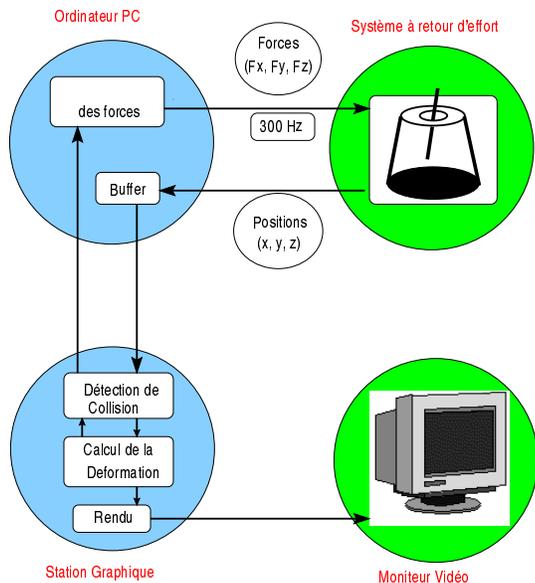


FIG. 7 – Description de l'architecture du simulateur.

### 4.4 Description du simulateur

L'architecture logicielle et matérielle du simulateur de chirurgie hépatique est décrite dans la figure (8-a). La plupart des calculs sont effectués sur une machine graphique (une station Onyx2 InfiniteReality ou un PC Linux) qui affiche sur un moniteur vidéo le champ opératoire virtuel. Cette machine est connectée via un réseau Ethernet, à un PC qui sert d'interface pour un ou plusieurs systèmes à retour d'effort. Ainsi, cette machine envoie les positions des instruments virtuels à la station graphique et en retour reçoit des consignes de forces aux systèmes à retour d'effort. Afin de pouvoir diminuer la fréquence de mise à jour des modèles

3. Des exemples de rendu sont disponibles à la page <http://www-imagis.imag.fr/Membres/Fabrice.Neyret/laparo/>

déformables, un module d'extrapolation des forces a été mis au point (voir [PL99]). Ce module est particulièrement efficace lorsque l'on simule la collision avec des objets relativement mous, ce qui est le cas du foie et des organes abdominaux.



FIG. 8 – Vue extérieure du simulateur.

Sur la machine graphique est effectuée la mise à jour des modèles déformables et de la visualisation de la simulation. Pendant une itération, on procède tout d'abord à la détection de la collision entre chaque instrument et chaque modèle anatomique. Dans [LCN99], il a été montré que dans le cas de la vidéo-chirurgie, où chaque instrument doit passer par un point fixe, il est possible de détecter les collisions avec des modèles déformables de manière extrêmement efficace grâce à l'utilisation de la bibliothèque graphique OpenGL. Dans le cas où une collision a été détectée, on calcule la déformation ou la découpe des structures anatomiques suivant la nature du contact. Les forces appliquées sur l'instrument sont ensuite envoyées au système à retour d'effort via le serveur PC.

## 5 Conclusion

Dans cet article, nous avons décrit les éléments technologiques indispensables pour la réalisation d'un simulateur de deuxième génération. Ces éléments sont de nature pluridisciplinaire puisqu'ils recouvrent les domaines de la médecine, de l'analyse d'images médicales, du calcul numérique, de la synthèse d'image et de la robotique. Afin de pouvoir réaliser des simulateurs crédibles pour la formation des chirurgiens, il reste à améliorer plusieurs points difficiles comme la modélisation des tissus mous, l'obtention d'un rendu réaliste et le contact entre plusieurs structures déformables. De manière certaine, ces travaux ont et auront

un impact bien au delà du domaine de la simulation de chirurgie. Ainsi, la modélisation temps-réel des tissus mous peut contribuer à résoudre des problèmes en traitement d'images médicales (prédiction de l'évolution de lésions au cours du temps) ou en synthèse d'images ou encore en mécanique des structures.

**Remerciements** Je tiens à remercier pour leur contribution à cet article ainsi qu'aux travaux sur la simulation de chirurgie Johan Montagnat, Guillaume Picinbonno, Jean-Christophe Lombardo, Nicholas Ayache, les membres de l'action collaborative AISIM ainsi que le Pr. Marescaux, Joel Mutter et Luc Soler de l'IR-CAD.

## Références

- [ACDC98] N. Ayache, S. Cotin, H. Delingette, J.-M. Clement, J. Marescaux, and M. Nord. Simulation of endoscopic surgery. *Journal of Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies (MITAT)*, 7(2):71–77, July 1998.
- [Ack98] M. J. Ackerman. The visible human project. *Proceedings of the IEEE: Special Issue on Surgery Simulation*, 504–511, March 1998.
- [Aya98] N. Ayache. L'analyse automatique des images médicales, état de l'art et perspectives. *Annales de l'Institut Pasteur: Numéro spécial sur les progrès récents de l'imagerie médicale*, 9(1):13–21, avril-juin 1998.
- [CDA98] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. *Efficient Linear Elastic Models of Soft Tissues for real-time surgery simulation*. Technical Report RR-3510, INRIA, 1998.
- [CDA99] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. *IEEE Transactions On Visualization and Computer Graphics*, 5(1):62–73, January-March 1999.
- [CEO93] S. A. Cover, N. F. Ezquerra, and J. F. O'Brien. Interactively Deformable Models for Surgery Simulation. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 68–75, 1993.
- [Del98] H. Delingette. Towards realistic soft tissue modeling in medical simulation. *Proceedings of the IEEE: Special Issue on Surgery Simulation*, 512–523, March 1998.
- [EC98] B. Marcus E. Chen. Force feedback for surgical simulation. *Proceedings of the IEEE: Special Issue on Surgery Simulation*, 524–530, March 1998.
- [GLM96] Stefan Gottschalk, Ming Lin, and Dinesh Manocha. Obb-tree: A hierarchical structure for rapid interference detection. *Proceedings of SIGGRAPH 96*, 171–180, August 1996. ISBN 0-201-94800-1. Held in New Orleans, Louisiana.
- [GSMF97] S. Gibson, J. Samosky, A. Mor, C. Fyock, E. Grimson, T. Kanade, R. Kikinis, H. Lauer, and N. McKenzie. Simulating arthroscopic knee surgery using volumetric object representations, real-time volume rendering and haptic feedback. In J. Troccaz, E. Grimson, and R. Mosges, editors, *Proceedings of the First Joint Conference CVRMed-MRCAS'97*, pages 369–378, March 1997.
- [HJ94] Berci G. Hunter J.G., Sackier J.M. Training in laparoscopic cholecystectomy: Quantifying the learning curve. *Journal of Endoscopic Surgery*, 8:28–31, 1994.
- [JK97] D. Metaxas J. Kaye, F. Primiano. A 3d virtual environment for modeling meachanical cardiopulmonary interactions. *Medical Image Analysis (Media)*, 3(5):1–26, 1997.
- [LCN99] Jean-Christophe Lombardo, Marie-Paule Cani, and Fabrice Neyret. Real-time Collision Detection for Virtual Surgery. In *Computer Animation*, Geneva - Switzerland, May 26-28 1999.
- [Mar96] B. Marcus. Hands on: Haptic feedback in surgical simulation. In *Proc. of Medecine Meets Virtual Reality IV (MMVR IV)*, pages 134–139, San Diego, CA, January 1996.
- [MCTK98] J. Marescaux, J.-M. Clément, V. Tasseti, C. Koehl, S. Cotin, Y. Russier, D. Mutter, H. Delingette, and N. Ayache. Virtual reality applied to hepatic surgery simulation: The next revolution. *Annals of Surgery*, 228(5):627–634, November 1998.
- [MD97] J. Montagnat and H. Delingette. Volumetric Medical Images Segmentation using Shape Constrained Deformable Models. In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, pages 13–22, March 1997.
- [MWT98] W. Maurel, Y. Wu, and N. Magnenat Thalmann D. Thalmann. *Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation. ESPRIT Basic Research Series*, Springer-Verlag, 1998.
- [NC99] Fabrice Neyret and Marie-Paule Cani. Pattern-based texturing revisited. In , editor, *SIGGRAPH 99 Conference Proceedings*, page , ACM SIGGRAPH, Addison Wesley, August 1999.
- [PL99] G. Picinbonno and J-C. Lombardo. Extrapolation: a solution for force feedback. In *Workshop on Virtual Reality and Prototyping (Laval Virtual'99)*, Laval (France), June 1999.
- [SMB99] G. Szekely, M.Baijka, and C. Brechbuhler. Virtual reality based simulation for endoscopic gynaecology. In *proceedings of Medicine Meets*

*Virtual Reality (MMVR'99)*, pages 351–357, San Francisco (USA), 1999.

- [SMD98] L. Soler, G. Malandain, and H. Delingette. Segmentation automatique: application aux angioscanners 3d du foie. *Traitement du signal*, 15(5):411–431, 1998.
- [Sol98] L. Soler. *Une nouvelle méthode de segmentation des structures anatomiques et pathologiques: application aux angioscanners 3D du foie pour la planification chirurgicale*. Ph.D. dissertation, Université d'Orsay, 1998.
- [ZS98] N. John Z. Soferman, D. Blythe. Advanced graphics behind medical virtual reality: Evolution of algorithms, hardware and software interfaces. *Proceedings of the IEEE: Special Issue on Surgery Simulation*, 531–554, March 1998.