

Le simulateur de chirurgie hépatique

Hervé DELINGETTE et Nicholas AYACHE

La simulation chirurgicale doit fournir un entraînement réaliste à ceux qui apprennent les techniques de chirurgie et permettre aux chirurgiens confirmés de répéter des opérations complexes. Comment y parvient-on ?

A

ujourd'hui, on opère dans l'abdomen en introduisant par de petites incisions des instruments que le chirurgien manipule à distance : c'est la chirurgie laparoscopique ou mini-invasive. Les avantages pour le patient sont non négligeables : une réduction de la douleur, moins de complications ultérieures, de petites cicatrices, une guérison plus rapide et plus généralement une meilleure récupération.

Les ablations de parties du foie sont un exemple d'interventions qui sont pratiquées de cette façon dans certaines circonstances. Du gaz, généralement du gaz carbonique, est insufflé dans l'abdomen du patient pour créer un espace ouvert à l'intérieur du corps. Une caméra vidéo est insérée dans l'abdomen par l'une des petites incisions. L'image vidéo est agrandie et transmise à un écran à haute résolution qui permet au chirurgien de visualiser l'anatomie abdominale avec une grande acuité.

Une telle opération nécessite d'acquiescer au préalable des compétences spécifiques et une coordination avancée de la main et de l'œil. Le chirurgien doit également maîtriser plusieurs gestes complexes comme la suture ou la cautérisation électrique de tissus mous à l'aide d'instruments chirurgicaux de 40 centimètres environ dont les mouvements sont contraints par leur insertion dans l'abdomen. Au-delà de l'ap-

prentissage de la gestuelle chirurgicale, il est essentiel qu'il connaisse les stratégies opératoires possibles de chaque intervention, c'est-à-dire l'enchaînement des tâches précises qu'il doit réaliser. La simulation chirurgicale trouve alors tout son intérêt.

Trois générations

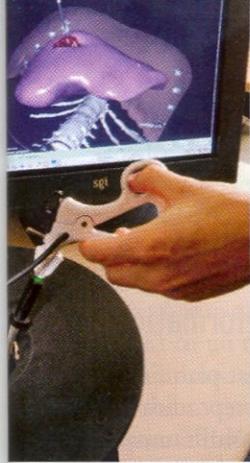
Il existe aujourd'hui trois générations de simulateurs : la première ne représente que l'anatomie, en particulier la géométrie des structures impliquées dans une intervention chirurgicale ; la deuxième comprend l'anatomie, mais aussi certaines propriétés physiques des tissus vivants ; la troisième associe la physiologie à l'anatomie et à la physique, c'est-à-dire la représentation des fonctions de certains systèmes organiques tels que les systèmes cardiovasculaire, respiratoire ou digestif.

Les simulateurs de première génération fournissent à l'utilisateur une représentation virtuelle du patient, avec un jeu limité d'interactions possibles. Ces simulateurs aident principalement à la planification des interventions chirurgicales, et sont peu adaptés à la simulation des gestes chirurgicaux. Les modèles géométriques des structures anatomiques sont, dans la plupart des cas, extraits d'images médicales en trois dimensions (scanners ou imagerie par résonance magnétique) et font appel aux

outils de traitement d'image réservés à cet effet. Il existe des modèles anatomiques « standards » et des modèles spécifiques à un patient. Les premiers sont utiles à l'enseignement des gestes chirurgicaux des internes, alors que les autres sont nécessaires à la répétition d'une intervention chirurgicale particulière.

L'interface du simulateur chirurgical avec l'utilisateur est essentielle pour que les chirurgiens agissent comme s'ils opéraient un patient réel. Les deux sens principaux qui doivent être reproduits sont la vue et le toucher. Pour obtenir une restitution visuelle convaincante, il est nécessaire de modéliser correctement les textures des tissus, les effets d'éclairage spécifiques d'un endoscope et différents phénomènes tels que les saignements. Il faut en outre calculer ces images 25 fois par seconde.

L'introduction des propriétés biomécaniques dans la deuxième génération de simulateurs est nécessaire pour simuler des interactions réalistes entre les instruments chirurgicaux et les tissus mous. Lorsqu'un instrument chirurgical entre en contact avec une structure anatomique, des efforts sont appliqués sur la frontière des modèles de tissus mous. Le tissu mou se déforme selon un comportement biomécanique donné et, en fonction de la nature de l'instrument, un morceau de tissu peut être prélevé. Les informations sont restituées à l'utilisateur au travers d'une interface



new/photo Jim Wallace



H. Delingette et N. Ayache



H. Delingette et N. Ayache

1. UN SIMULATEUR CHIRURGICAL (vignette en haut à gauche) reproduit les instruments chirurgicaux et restitue à l'utilisateur les interactions entre ces instruments et les tissus mous. L'emplacement des organes est reconstitué en trois dimensions (ci-dessus). La déformation du foie (vignette en haut à droite) est calculée à partir d'une combinaison linéaire de déformations élémentaires, mémorisées au préalable dans l'ordinateur. La découpe des tissus est aussi simulée : ci-contre, trois étapes de découpe sont représentées.

multimodale, avec rendu visuel et haptique. Le rendu haptique (ou retour d'effort) est la restitution des forces de résistance que les tissus opposent aux instruments. Les forces sont calculées en temps réel et transmises aux instruments par des petits moteurs spécifiques.

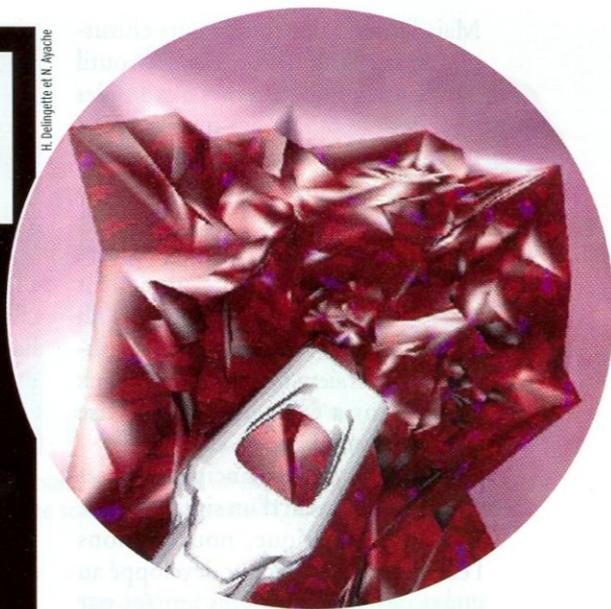
Ces divers éléments font l'objet de nombreuses recherches. Plusieurs modèles mathématiques ayant été proposés, le choix de l'un d'entre eux dépend de deux éléments antagonistes : le réalisme de la simulation qui doit être aussi poussé que possible et le temps de calcul nécessaire à la mise en œuvre du modèle, qui doit être aussi court que possible. Pour la restitution haptique, les forces doivent être calculées plus de 1 000 fois par seconde.

Du mécano à la simulation numérique

Avant le développement de la simulation chirurgicale numérique, la méthode la plus courante de formation reposait sur l'utilisation de systèmes mécaniques ou d'animaux. Les endotrainers permet-

tent au chirurgien d'utiliser les mêmes instruments que ceux de la chirurgie minimalement invasive, insérés par les ouvertures d'une boîte transparente. Le chirurgien interagit ensuite avec des objets en plastique représentant les divers organes. Ceci constitue une approximation grossière et statique de la réalité, qui ne restitue pas la nature dynamique des tissus, la présence des vaisseaux, la vision indirecte du champ opératoire ou, par exemple, le saignement potentiel des organes. L'entraînement chirurgical sur l'animal est beaucoup plus réaliste, mais soulève des problèmes éthiques qui limitent sa diffusion actuelle et future. En outre, l'utilisation d'animaux à des fins d'entraînement chirurgical reste une approche d'enseignement et de formation assez onéreuse.

En comparaison, la simulation numérique offre de réels avantages : la possibilité de s'exercer seul ou avec un formateur, ainsi que le choix entre divers scénarios allant des pathologies standards à des cas extrêmement rares.



H. Delingette et N. Ayache

Mais l'intérêt des simulateurs chirurgicaux va plus loin que le simple outil de formation des internes aux modes opératoires connus des interventions minimalement invasives. En effet, les simulateurs chirurgicaux donnent la possibilité au chirurgien de répéter une intervention complexe avec les données spécifiques du patient. Ils deviennent ainsi un prolongement naturel de la planification préopératoire. Les simulateurs pourraient également servir aux chirurgiens à évaluer leur expertise avant une intervention complexe.

Pour décrire les principales phases du développement d'un simulateur de chirurgie hépatique, nous prenons l'exemple du simulateur développé au cours des sept dernières années par l'équipe de recherche EPIDAURE de l'INRIA (Institut national de recherche en informatique et en automatique), en collaboration avec l'IRCAD (Institut de recherche contre le cancer de l'appareil digestif) de Strasbourg. Notre motivation première était liée à l'importance des pathologies hépatiques et à la complexité inhérente de la chirur-

gie hépatique. En outre, nous souhaitons dépasser les difficultés inhérentes à la modélisation de l'interaction avec des organes déformables de l'abdomen, en particulier du foie lui-même.

Nous avons alors développé deux outils complémentaires dans le cadre de ce projet. Le premier concerne la planification des interventions en chirurgie hépatique ; le deuxième est lié à la simulation des gestes et mouvements chirurgicaux.

Nous avons conçu des techniques de traitement de l'image afin d'extraire les structures hépatiques pertinentes à partir de scanners réalisés avant l'intervention (voir la figure 2). En premier lieu, on reconstruit le parenchyme hépatique, c'est-à-dire le tissu qui assure le fonctionnement du foie, puis les vaisseaux principaux et les zones délimitées par les segments de Couinaud (ou segments fonctionnels), qui correspondent aux territoires vasculaires principaux du foie ; enfin, on détecte les lésions. Ces images sont ensuite mémorisées dans l'ordinateur. Un tel travail a abouti au premier système informa-

tisé de planification de chirurgie hépatique utilisé à l'IRCAD et s'est avéré très utile pour l'entraînement et la pratique chirurgicale.

Précalculer des déformations

Quand l'intervention est planifiée, la simulation s'efforce de reproduire les gestes chirurgicaux avec suffisamment de réalisme pour permettre un entraînement efficace. La modélisation informatique des déformations des biomatériaux est extrêmement compliquée, ce qui en fait l'un des éléments qui limitent le plus les performances en temps réel. C'est pour cette raison que, depuis 1995, nous étudions de nouveaux algorithmes qui reproduisent une déformation réaliste des tissus mous, tout en maintenant les temps de calcul à un niveau raisonnable.

Nous nous sommes reposés sur deux théories bien établies : la mécanique des milieux continus et, plus précisément, la théorie de l'élasticité, qui permet de modéliser la déformation des tissus mous (voir l'encadré ci-dessous),

L'ÉLASTICITÉ DES TISSUS

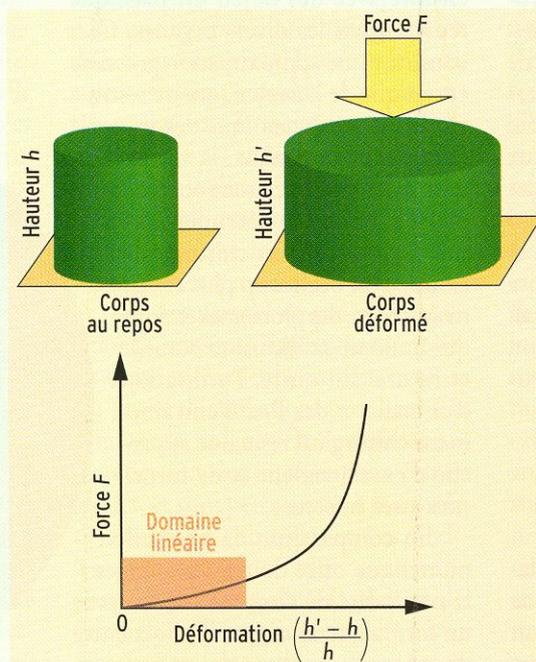
L'élasticité est une propriété de certains corps à se déformer sous l'action de forces, puis à reprendre leur forme après la suppression de celles-ci. Cela se traduit en physique par une relation entre la quantité de déformation d'un corps par rapport à une configuration de référence et la pression exercée sur ce corps (contrainte). Cette relation est fonctionnelle, c'est-à-dire que l'application de plusieurs contraintes sur un corps élastique conduit à une et une seule déformation possible de ce corps. De plus, en l'absence de forces appliquées, un corps élastique ne se déforme pas.

Prenons l'exemple d'un corps de forme cylindrique de hauteur h , soumis à une force F sur sa face supérieure, et dont la face inférieure repose sur un plan. Sous l'effet de la pression (ou contrainte) exercée, le cylindre se déforme. Si le matériau qui compose ce corps est homogène (identique dans tout le cylindre) et isotrope (de même comportement dans toutes les directions), alors ce cylindre aura une nouvelle hauteur h' . La déformation du cylindre est mesurée par

la variation relative de la hauteur du cylindre. Lorsque le corps est élastique, la relation entre la contrainte appliquée et la déformation observée est une simple courbe qui passe par l'origine (pas de déformation sans contrainte).

L'élasticité linéaire est une formulation simplifiée de la théorie de l'élasticité, dans laquelle on considère que la courbe entre contraintes et déformations est une simple droite et que les déplacements des points matériels par rapport à leur position de référence sont faibles (quelques pour cent de la dimension de l'objet).

En réalité, le comportement des matériaux du vivant est bien plus complexe que celui décrit par la loi de l'élasticité linéaire, puisque ces matériaux sont hétérogènes, comportent des directions privilégiées de déformations, réagissent différemment en fonction de la vitesse à laquelle on applique les forces et sont souvent constitués de milieux à la fois solides et liquides.



et la méthode d'analyse par éléments finis. Cette dernière est une méthode de discrétisation qui transforme des problèmes physiques de dimensions infinies et à variables continues (comme ici le champ de déplacement des tissus mous) en un nombre fini de systèmes d'équations avec un nombre fini de variables. Pour cela, cette méthode requiert de décomposer le domaine de calcul (ici le volume du foie) en un nombre fini d'éléments géométriques.

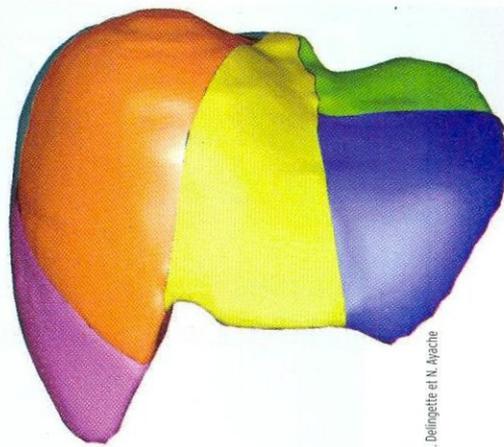
Le nombre de ces éléments, et donc le nombre d'équations, atteint une dizaine de milliers, si bien que les calculs menés classiquement prennent des minutes, voire des heures. Notre contribution a été de proposer de nouveaux algorithmes permettant de calculer la déformation des tissus mous en quelques millisecondes.

Pour optimiser le calcul des déformations d'un matériau linéaire élastique sur la base de la méthode d'analyse par éléments finis, nous avons proposé deux approches complémentaires. La première consiste à précalculer des déformations en exploitant la linéarité du modèle. En effet, selon un modèle linéaire, la déformation sous l'application de plusieurs forces est égale à la somme des déformations produites par chaque force, indépendamment. Par conséquent, il est possible de calculer à un stade préliminaire un jeu de déformations obtenues à partir des forces élémentaires appliquées à chaque nœud du modèle géométrique du foie et de conserver cette information. Pendant la simulation, il suffit alors de calculer une combinaison linéaire de ces déformations mémorisées pour en déduire les déformations du modèle. On calcule ainsi la déformation d'un organe complet comme le foie en quelques millisecondes.

La limite principale de cette première approche tient à l'hypothèse que la topologie du modèle reste la même pendant la simulation : ceci exclut la résection avec un scalpel ou les gestes de suture. En outre, cette méthode, dite quasi statique, calcule directement la solution d'équilibre produite par l'application de l'instrument contre la surface du foie. Elle ne prend pas en compte la nature viscoélastique des tissus mous et l'existence d'un temps de remise à l'équilibre après chaque contact.



H. Delingette et N. Ayache



H. Delingette et N. Ayache

2. RECONSTITUTION DES PRINCIPAUX TERRITOIRES VASCULAIRES DU FOIE, dénommés segments de Couinaud (à droite), à partir d'une image scanner réalisée avant l'opération (à gauche).

Optimisation et découpe

En raison de ces limites, nous avons proposé une deuxième approche introduisant des modèles déformables originaux baptisés « masses-tenseurs », comparables à celui « masses-ressorts » couramment utilisé dans le domaine de la synthèse d'images. Ce dernier modèle consiste à discrétiser un objet comme un ensemble de nœuds auxquels sont attachées des masses, chaque nœud étant en interaction avec ses nœuds voisins par l'intermédiaire de ressorts élastiques : c'est donc une extension discrète d'un modèle physique unidimensionnel. En revanche, nos modèles « masses-tenseurs » mettent en œuvre de façon rigoureuse une approximation discrète d'un comportement à trois dimensions.

Cette deuxième approche demande un temps de calcul plus long, car elle nécessite l'intégration de l'équation différentielle du mouvement à chaque itération. Par conséquent, en fonction des performances de l'ordinateur et de la rigidité du matériau, il est nécessaire de limiter le nombre de nœuds du maillage à quelques milliers, afin d'obtenir une simulation en temps réel.

Pour cette raison, nous avons introduit des modèles hybrides, qui combinent les déformations précalculées et les « masses-tenseurs ». En limitant les régions sur lesquelles une résection avec un scalpel est possible, on peut insérer dans le simulateur des modèles déformables de grande taille.

Dans le contexte de la chirurgie hépatique, nous avons décomposé notre

modèle en huit régions, correspondant aux segments de Couinaud détectés (voir la figure 2), et nous avons limité les zones de résection aux régions situées à l'interface de ces segments. Ces zones sont décrites par des modèles « masses-tenseurs » alors que le reste du maillage est décrit par des modèles précalculés.

Dans le cadre du projet européen Eureka-Odysseus, nous œuvrons actuellement au développement d'un simulateur clinique et industriel qui reposera sur ces travaux. Par ailleurs, ces derniers seront intégrés dans la plateforme logicielle SOFA destinée à la communauté scientifique internationale et à laquelle contribuent notamment le CIMIT (Boston), l'IRCAD et trois équipes de l'INRIA (Alcove, Asclepios et Évasion).

Hervé DELINGETTE et Nicholas AYACHE sont directeurs de recherche au sein de l'équipe ASCLEPIOS à l'INRIA Sophia-Antipolis.

S. COTIN, H. DELINGETTE et N. AYACHE, *Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation*, in *IEEE Transactions On Visualization and Computer Graphics*, vol. 5, n° 1, pp. 62-73, janvier-mars 1999.

Clément FOREST, *Simulation et chirurgie, sur les chemins de la découverte*, Presses universitaires de France, janvier 2006.

J. MARESCAUX, *La robotique médicale et la télé-médecine. Les nouvelles thérapies*, Odile Jacob, pp. 75-85, 2004.

J. MARESCAUX, J.-M. CLÉMENT, V. TASSETTI, C. KOEHL, S. COTIN, Y. RUSSIER, D. MUTTER, H. DELINGETTE et N. AYACHE, *Virtual reality applied to hepatic surgery simulation : the next revolution*, in *Annals of Surgery*, vol. 28, n° 5, pp. 627-34, novembre 1998.

L. SOLER, N. AYACHE, S. NICOLAOU, X. PENNEC, C. FOREST, H. DELINGETTE et J. MARESCAUX, *Traitement d'images médicales pour la planification, la simulation et l'aide intra-opératoire des actes chirurgicaux*, in *La Revue de l'Électricité et de l'Électronique*, pp. 64-71, janvier 2004.