

Traitement d'images médicales pour la planification, la simulation et l'aide intra-opératoire des actes chirurgicaux.

Luc Soler¹, N. Ayache², S. Nicolau^{1,2}, X. Pennec², C. Forest^{1,2}, H. Delingette², Jacques Marescaux¹

IRCAD/EITS, 1 place de l'hôpital, 67091 Strasbourg

EPIDAURE Project, INRIA Sophia Antipolis, 2004 Route des Lucioles, 06902 Sophia Antipolis

Mots clés : Segmentation, Simulation, Réalité augmentée, Imagerie médicale.

Accroche : Nous présentons nos derniers résultats de reconstruction 3D du patient, de simulation chirurgicale réaliste et de vue en transparence virtuelle du patient appliquée aux opérations chirurgicales de l'appareil digestif.

L'essentiel : Le traitement d'images médicales a permis une amélioration sensible de la prise en charge du patient. La modélisation 3D du patient à partir de son image TDM ou IRM permet ainsi de mieux planifier l'acte chirurgical. La simulation quant à elle offre la possibilité de s'entraîner au geste avant de le réaliser. Enfin, la réalité augmentée donne au chirurgien une vue en transparence de son patient qui permettra demain d'obtenir une automatisation des gestes les plus complexes.

Synopsis : Medical image processing led to a major improvement of patient care. The 3D modeling of patients from their CT-scan or MRI thus allows a better surgical planning. Simulation offers the opportunity to train the surgical gesture before carrying it out. And finally, augmented reality provides surgeons with a view in transparency of their patient, which in the future will allow to obtain automation of the most complex gestures.

Introduction

Au cours du XX^{ème} siècle, la médecine a vu l'apparition d'un nouvel outil qui l'a révolutionnée : l'imagerie médicale 3D IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) ou TDM (TomoDensitoMétrie). Elle offre une série de plans 2D du patient dont l'intensité des pixels représente une propriété physique différente selon les caractéristiques des tissus concernés. Cependant, si les techniques d'acquisition évoluent chaque jour, la lecture et la compréhension des images restent souvent un art difficile à maîtriser. Les progrès réalisés en technologie informatique ont permis de résoudre en partie les difficultés de lecture en traduisant l'information contenue dans l'image sous la forme d'une image 3D ou 4D (c'est-à-dire 3D + le temps). Le patient virtuel, reconstruit à partir d'une image médicale, doit être précis et fiable et le logiciel de reconstruction doit être d'utilisation conviviale et rapide

Grâce à une meilleure connaissance pré-opératoire de l'anatomie interne d'un patient, les médecins sont aujourd'hui en mesure d'établir un meilleur diagnostic et de mieux planifier la thérapie la plus appropriée à un cas donné. La modélisation 3D du patient est ainsi généralement utilisée dans des outils d'aide au diagnostic ou de planification opératoire. L'autre utilisation réside dans le suivi temporel des patients permettant de visualiser plus facilement l'efficacité d'une thérapie. La simulation opératoire par contre reste aujourd'hui limitée à des modèles virtuels sans exploiter réellement les données médicales des patients. Ainsi, aucun simulateur commercial ne permet aujourd'hui de simuler un acte sur un patient virtuel reconstruit à partir de son image médicale. Pourtant, il s'agit là d'une recherche majeure qui permettrait de réduire sensiblement les erreurs médicales par un meilleur entraînement pré-opératoire sur une copie conforme du patient opéré.

A l'utilisation pré-opératoire des modélisations 3D du patient s'ajoute enfin l'utilisation per-opératoire qui permet d'améliorer le geste chirurgical. Dans ce domaine, la réalité augmentée propose d'offrir un guidage plus efficace du geste opératoire superposant au patient les informations pré-opératoire

(modélisation 3D du patient, planification du placement des outils chirurgicaux ou des trajectoires). La majorité de ces applications a été développée en neurochirurgie et en orthopédie du fait de la fiabilité des repères osseux non mobiles qui permettent de recalibrer plus facilement le patient virtuel sur le patient réel. Les rares travaux réalisés sur la région abdominale n'offrent alors qu'une précision relativement faible dans les informations fournies du fait des mouvements possibles des organes en fonction de la respiration.

Afin de dépasser les limites de l'analyse 3D des images médicales, de la simulation pré-opératoire, et de la réalité augmentée sur les organes et pathologies de l'appareil digestif, nous développons depuis 8 ans un ensemble d'outils dont l'objectif sera de fournir aux chirurgiens de l'appareil digestif une aide aussi bien avant que pendant l'acte chirurgical. Ce sont ces outils que nous présentons ici.

I. Modélisation 3D des organes et planification opératoire.

La reconstruction 3D d'un patient à partir d'une image médicale TDM ou IRM est l'un des axes principaux de la recherche en traitement d'images médicales. La majorité des systèmes permettent la reconstruction des structures anatomiques et pathologiques à partir de systèmes interactifs à quelques exceptions près, qui proposent des systèmes automatiques permettant une véritable utilisation en routine clinique où le temps de traitement se doit d'être minimal. L'appareil digestif est l'une des régions les plus complexes à analyser compte tenu du grand nombre d'organes mous voisins ayant une densité proche les uns des autres.

Dans le cas du foie, principal organe de l'appareil digestif, les radiologues utilisent couramment des images tomodensitométriques (TDM) réalisées au temps portal 60 secondes après injection d'un produit de contraste en intraveineuse. Ces images permettent en effet de visualiser les tumeurs hépatiques, hypodenses dans les images, les vaisseaux contrastés en clair, ainsi que le foie qui possède alors un niveau de gris intermédiaire mais généralement supérieur aux organes voisins les plus proches. Malgré ces variations visibles dans l'image, la délimitation du foie reste une procédure très complexe du fait de sa très grande variabilité de localisation et de forme (sa densité moyenne pouvant varier de 70 HU à 150 HU). Plusieurs auteurs ont proposé de délimiter le contour du foie par des méthodes automatiques [1-7], ou semi-automatiques [8-11]. La majorité d'entre eux utilisent alors des modèles déformables soit pour délimiter directement les structures [2,4,7,8,9], soit pour améliorer un résultat provenant d'une méthode de délimitation préalable [3]. Les autres techniques utilisent les seuillages et les opérateurs de morphologie mathématique pour réaliser cette délimitation [3,6,7,10] ou des opérateurs parfois plus complexes fondés sur des méthodes de filtres à base de gradient [1, 11].

Ces différentes techniques fournissent en général de bons résultats mais peuvent également être mise en défaut dans quelques cas particuliers. C'est le cas des patients qui présentent de multiples petites tumeurs sombres pour les méthodes à base de seuillage et d'opérateurs morphologiques, les méthodes à base de modèle déformable leur étant alors supérieures. A l'inverse, lorsque le patient possède un foie ayant une forme atypique trop éloignée de la forme classique d'un foie, une méthode fondée sur un seuillage fournira alors généralement un bien meilleur résultat qu'une méthode à base de modèle déformable. Enfin, et ce quelle que soit la méthode, les patients présentant de larges tumeurs hypodenses situées à la périphérie du foie mettront en défaut les différentes techniques.

Nous avons développé une méthode originale [12] qui détecte le parenchyme sain et le parenchyme atteint de tumeurs à partir des techniques développées dans les travaux de Bae et al. [6]. Pour parvenir à un résultat fiable et automatique nous avons ajouté la segmentation préalable des organes voisins. Nous obtenons ainsi une méthode plus performante et toujours automatique qui fournit en 15 minutes à partir d'une image TDM de 2 mm d'épaisseur réalisée 60 secondes après injection du produit de

contraste : la peau, les os, les poumons, la région du cœur, l'aorte, la rate, les reins, la vésicule biliaire, le foie, la veine porte et les tumeurs hépatiques dès 5 mm de diamètre [12].

Afin d'exploiter cette reconstruction, nous avons également développé un système de planification chirurgicale [13] fonctionnant sur un simple ordinateur multimédia. En effet, la délimitation de chaque organe nous permet de déduire pour chacun d'eux un maillage triangulaire de petite dimension et de l'afficher sur toute carte 3D compatible avec le standard OPEN GL. Outre la visualisation 3D des structures délimitées et modélisées, ce système permet de mettre en transparence chaque structure, d'interagir sur celles-ci, de naviguer n'importe où et ainsi de simuler tout type de coelioscopie (laparoscopie [13], fibroscopie [13], colonoscopie [14], cholangioscopie [15]...). Il permet également de réaliser des résections virtuelles définies par des plans de coupe placés interactivement et de fournir le volume de toutes les structures visualisées (figure 1). Du fait de sa compatibilité avec les standards actuels, ce système peut-être utilisé sur un ordinateur portable équipé d'une carte graphique 3D et ainsi être utilisé durant l'acte pour améliorer le contrôle du geste réalisé.

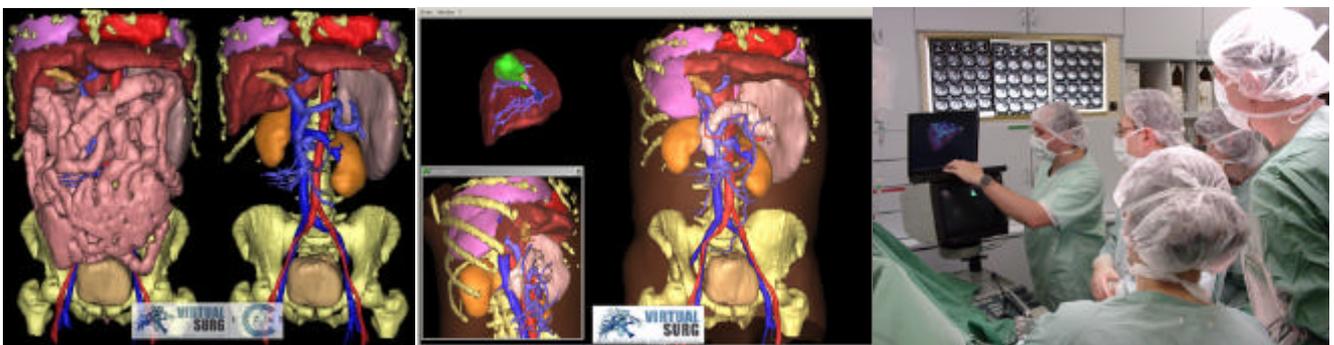


Figure 1 : Reconstruction 3D d'un patient à partir de ses images médicales et utilisation clinique des outils de planification chirurgicale au bloc opératoire.

II. Simulation opératoire.

La simulation chirurgicale a connu un essor très important ces dernières années du fait de l'arrivée de la chirurgie mini-invasive. Cette chirurgie consiste à opérer un patient par l'intermédiaire d'instruments longs plongés dans le corps du patient, en regardant un écran relié à une caméra visualisant l'intérieur de la cavité opérée. Une telle chirurgie offrait donc un terrain de développement propice à la simulation, puisqu'il est possible de remplacer l'image de la caméra par une image virtuelle du patient. De même, le chirurgien opérant par l'intermédiaire d'instruments, il est également possible de relier ces instruments à des systèmes motorisés reproduisant la sensation haptique du retour de forces.

Le premier simulateur de ce type est le Minimally Invasive Surgery Trainer (MIST), développé dès 1995 par la société Virtual Presence Ltd et commercialisé aujourd'hui par la société Mentice (www.mentice.com). Depuis cette date, un grand nombre d'entreprises se sont lancées dans la simulation de chirurgie. Des simulateurs d'arthroscopie permettant d'interagir avec un environnement rigide existant, par exemple, chez Mentice (www.mentice.com) ou Boston Dynamics (www.bdi.com/Virtual_Surgery.html). Certains produits proposent des modèles déformables, généralement surfaciques. Le modèle de déformation le plus utilisé est le modèle masse-ressort, du fait de sa simplicité de mise en œuvre. Si elle est proposée, la découpe ne concerne que les organes surfaciques. L'opération la plus souvent simulée est la cholécystectomie, disponible sur le LapChole de la société Xitact (www.xitact.com), le LapSim de Surgical Science (www.surgical-science.com) le LapMentor de la société Symbionix (www.symbionix.co.il), ou encore le RLT de ReachIn (www.reachin.se) (voir figure 2).

Certaines de ces compagnies ont développé des plates-formes matérielles utilisables aussi bien lors de la simulation d'opérations de chirurgie abdominale que gynécologique ou arthroscopique, les différents scénarios sont alors disponibles sous forme de modules séparés. Le rendu visuel de plus en plus réaliste, du fait de l'utilisation de textures obtenues à partir d'images réelles, et les progrès dans les mécanismes de retour d'effort ont permis à ces produits d'acquiescer une certaine maturité (figure 2). Tous ces simulateurs proposent des exercices d'apprentissage permettant d'apprendre les gestes élémentaires. La pédagogie suit alors une logique de formation étape par étape permettant au final la réalisation d'un geste plus complexe incluant une notation.

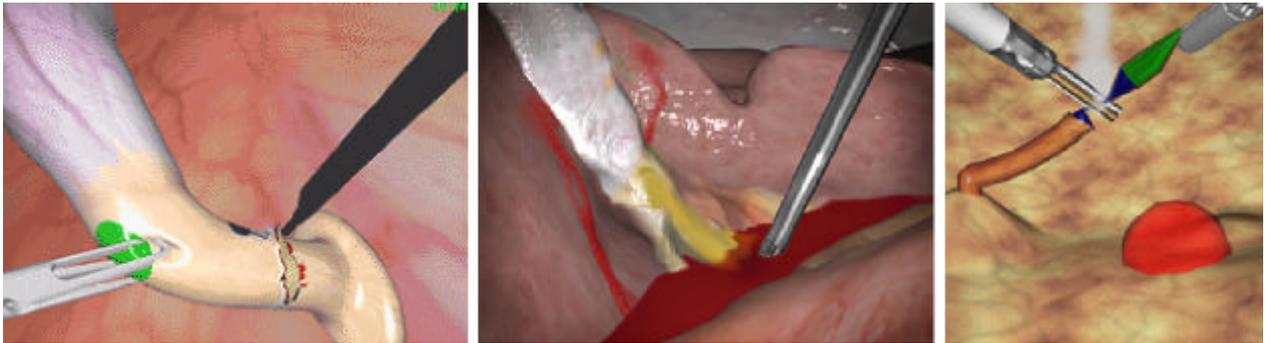


Figure 2 : Des vues du LapChole de Xitact, du LapMentor de Symbionix et du LapSim de Surgical Science (sources : www.xitact.com, www.symbionix.co.il et www.surgical-sciences.com)

Bien qu'attractifs, ces simulateurs n'en restent cependant pas moins limités à la simulation de modèles virtuels limités et définis dans une base de donnée fixe. Ils n'exploitent ainsi en aucun cas la reconstruction 3D des patients réalisable à partir de l'image médicale et ne permettent pas de préparer un acte chirurgical sur une copie du patient. De plus, ces simulateurs n'offrent pas la possibilité de découper un organe volumineux comme le foie et se limitent en fait à l'apprentissage de gestes élémentaires.

A partir des modélisations 3D du patient, nous proposons de réaliser un simulateur réaliste permettant de préparer et simuler une intervention chirurgicale avant de la pratiquer réellement [16]. Notre objectif est ainsi de réaliser et valider un simulateur extrêmement réaliste pour la chirurgie laparoscopique du foie, incluant une modélisation physique et visuelle réaliste des organes, un retour d'effort temps réel, et la possibilité de modifier la topologie du patient par des résections larges réalisées dans n'importe quelle région du patient reconstruit. Afin de réaliser un tel simulateur, il est important de reproduire les sensations liées à la réalisation des gestes chirurgicaux.

La première version, décrite dans [17], permettait uniquement la simulation des principaux gestes chirurgicaux de préhension et résection par l'application d'un bistouri électrique. Dans l'objectif d'améliorer la qualité visuelle du simulateur, nous avons travaillé sur l'aspect réaliste de la région découpée, en ajoutant une régénération locale du maillage qui fournit ainsi une bonne simulation d'une résection par ultrason (figure 3 et [18]). L'originalité de cette méthode réside dans le maintien de la variété du maillage [18,19]. Cette propriété est importante parce qu'elle nous permet de calculer la normale à chaque sommet de la surface du maillage et ainsi d'améliorer la stabilité de l'interaction haptique. D'autre part, cette propriété nous permet d'utiliser une structure de donnée simplifiée pour le maillage qui est optimisée pour le calcul des forces.

Nous avons également fusionné dans un même maillage deux algorithmes de déformation différents : une méthode implicite dite masse-tenseur [17,20], et une méthode précalculée [17]. Ainsi, l'organe virtuel est séparé en plusieurs régions volumiques dans lesquels la méthode de déformation (masse-tenseur ou précalculée) est choisie en fonction de la nature de l'interaction avec l'outil virtuel (aucune interaction, déformation, découpe). Notre méthode est fondée sur la théorie de décomposition en domaine et est optimisée de façon à minimiser le nombre de communications entre deux régions

voisines. Nos travaux actuels visent à développer une parallélisation de cette méthode qui permettra ainsi d'accélérer les temps de calcul.

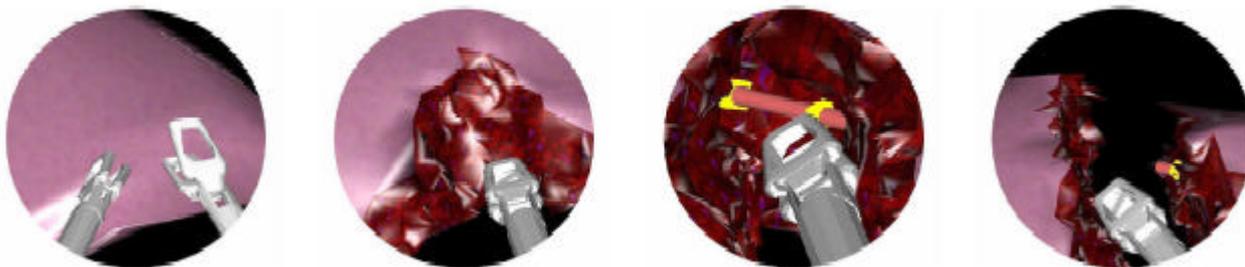


Figure 3 : Illustration d'une résection montrant l'aspect réaliste d'une découpe et d'un clampage vasculaire [18].

III. Réalité Augmentée : le patient transparent.

L'une des limites de la planification et de la simulation pré-opératoire est la difficulté de reproduire fidèlement le geste planifié et simulé sur le patient réel. Cette limite peut-être dépassée par la superposition des données pré-opératoires sur le patient réel durant l'intervention. Mais cette superposition est complexe à réaliser en pratique car elle nécessite la mise en correspondance précise de points de repère caractéristiques entre le patient virtuel et le patient réel. Nous avons développé un ensemble d'outils dans l'objectif d'aboutir à un résultat fiable et utilisable en clinique. Nous proposons ainsi d'offrir une vue en transparence du patient en superposant le patient virtuel 3D reconstruit à partir des images médicales IRM ou TDM, à l'image vidéo réalisée durant l'intervention. Afin de retirer la contrainte liée aux déformations et aux déplacements des organes de la région abdominale liés à la respiration du patient, l'image médicale et l'image vidéo peuvent être réalisées en anesthésie générale avec un volume d'air constant dans les poumons. Une telle procédure est observée en pratique pour les interventions d'insertion d'aiguille, tels que la thermo-ablation par radiofréquence des tumeurs hépatiques. Grâce à ces restrictions, les organes abdominaux sont à la même position entre les deux acquisitions avec un déplacement observé in vivo de moins d'un millimètre. Le recalage pourra donc être limité à un recalage rigide 2D (vidéo) - 3D (modélisation) des images.

Afin de mettre en correspondance les images, il est nécessaire d'avoir des points de repère visibles dans les deux images. Dans le cas de la neurochirurgie ou de l'orthopédie, ces marqueurs (dont le nombre varie de 3 à 6) sont généralement fixés sur les os afin d'assurer leur immobilité. Dans le cas de la chirurgie digestive, nous plaçons un plus grand nombre de marqueurs sur la peau, le nombre important permettant d'assurer une plus grande stabilité et donc fiabilité du recalage (au total 25 marqueurs). Ces marqueurs seront modélisés automatiquement lors de la segmentation de la peau et segmentés automatiquement dans l'image vidéo. Afin de réaliser ce recalage, nous orientons deux caméras numériques couleurs tri-CCD calibrées conjointement vers le mannequin sous deux points de vue différents avec un angle compris entre 40° et 90° pour permettre un recalage stéréoscopique précis [21]. Ces caméras sont reliées à un ordinateur de type PC par une carte d'acquisition Matrox Meteor II permettant l'acquisition simultanée des deux sources vidéos. Pour superposer le modèle 3D dans les images vidéo, il faut positionner les marqueurs localisés sur la reconstruction 3D sur ceux visibles dans les images vidéo. Pour cela, nous utilisons un recalage 3D/2D selon notre méthode décrite dans [21] : les points 3D sont les coordonnées spatiales des marqueurs reconstruits à partir des données issues du scanner, et les points 2D sont les coordonnées pixels correspondants aux marqueurs dans les deux vues caméra. L'étude expérimentale [21] que nous avons réalisée avec un mannequin abdominal a montré que la précision de la superposition pour des cibles situées dans le mannequin était de 2 mm en moyenne après recalage des marqueurs.

Nous avons ainsi développé une méthode de recalage efficace qui permet de superposer la modélisation 3D du patient sur l'acquisition temps réelle réalisée au bloc, fournissant ainsi une vue en transparence virtuelle du patient. La figure 4 illustre le résultat obtenu en utilisant cette méthode sur l'abdomen d'un porc.



Figure 4 : Résultat de réalité augmentée obtenu sur l'abdomen d'un animal.

Pour être utile, cette visualisation en transparence doit être couplée à une visualisation des outils qui seront insérés à l'intérieur du corps, de façon à les rendre visible durant toute l'intervention et ainsi permettre de réaliser un ciblage correct de la tumeur visée. Nous avons donc développé un système de suivi temps réel des outils chirurgicaux permettant de superposer un instrument virtuel sur l'instrument réel (figure 5). Pour cela, nous avons adapté la librairie ARToolKit [22] de façon à ce qu'elle puisse fonctionner avec la carte d'acquisition Météor II. On peut ainsi facilement réaliser un suivi de l'instrument en y ajoutant un carré imprimé planaire, reconnu automatiquement par la librairie, et voir en permanence la position de l'outils.

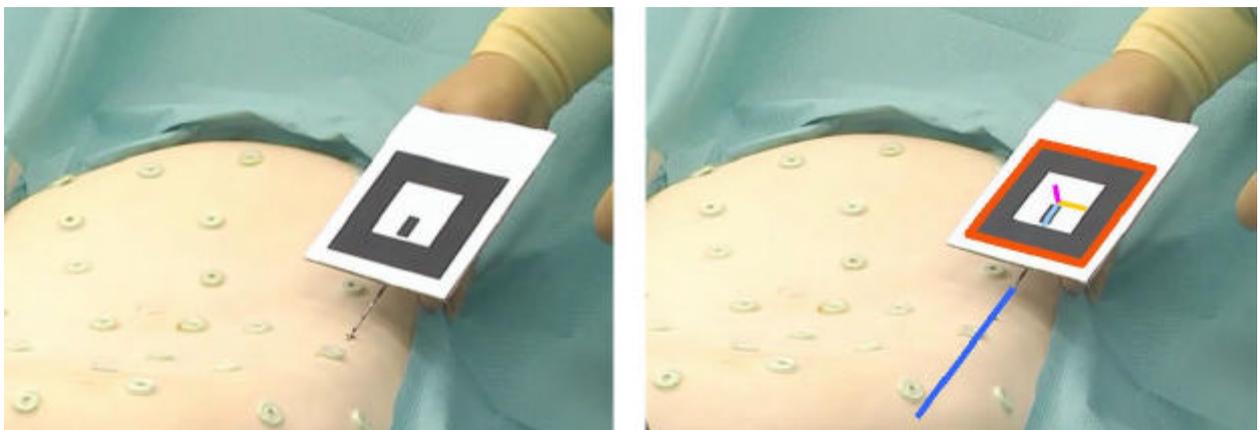


Figure 5 : Suivi temps réel de l'outil chirurgical et superposition de sa position dans le corps.

Afin de valider l'intérêt d'un tel système, nous avons réalisé un ciblage similaire à celui pratiqué lors d'un acte de thermo-ablation par radiofréquence. Nous avons modélisé les cibles par des marqueurs radio-opaques collés sur un foie synthétique à l'intérieur d'un mannequin (cf. figure 5 et 6). Pour atteindre les cibles, la vue augmentée fournit la position virtuelle de la cible et de l'aiguille sur les 2 images vidéo. L'orientation de l'aiguille est guidée par la couleur de la cible qui change lorsque l'aiguille pointe dans la bonne direction. De plus, la distance (en mm) entre la pointe de l'aiguille virtuelle et la cible virtuelle est indiquée par le logiciel en temps réel.

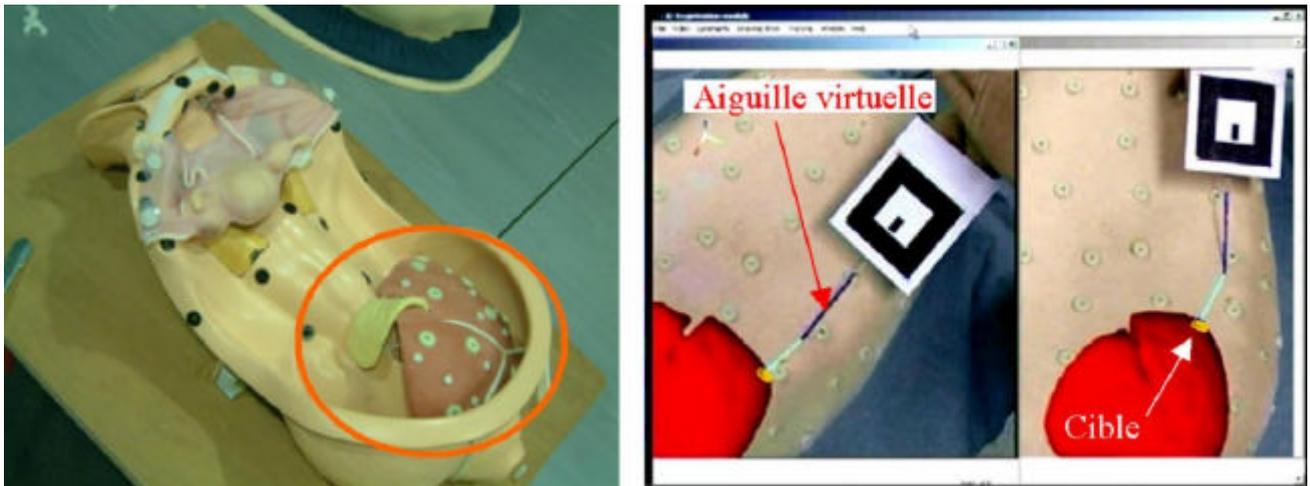


Figure 6 : Vue des marqueurs radio-opaque collés sur la surface du foie à l'intérieur du mannequin et ciblage assisté par ordinateur par la vision en réalité augmentée.

Deux utilisateurs différents, le concepteur du logiciel et un chirurgien expert n'ayant pas participé au développement du logiciel, ont ensuite réalisé 50 ciblages chacun. La précision du pointage a été évaluée grâce à une caméra endoscopique orientée vers les marqueurs cibles. La distance moyenne et le temps moyen obtenu pour atteindre la cible sont indiqués dans le Tableau 1.

	Total	Informaticien	Chirurgien
Distance moyenne réelle(mm)	2.79 ± 1.41	3.6 ± 1.03	1.98 ± 1.27
Temps moyen (sec)	46.57 ± 24.64	38.5 ± 21.78	54.64 ± 24.88

Tableau 1 : résultat du pointage des cibles (valeur moyenne \pm écart-type).

Ces résultats montrent clairement une très grande précision dans le ciblage, puisque l'expert obtient une erreur de ciblage de moins de 2 mm. De plus, la comparaison entre les ciblages réalisés par le concepteur du système et un expert chirurgien nous permet de vérifier que ce système assure un très bon réalisme d'utilisation en favorisant l'expertise du geste et non pas l'expertise du système développé. C'est en effet un problème rencontré fréquemment dans les systèmes GMCAO où la connaissance du système développé par le concepteur lui permet souvent de réaliser des actions plus précises que l'expert médical. L'autre avantage de ce système est le temps nécessaire au placement de l'aiguille. En routine clinique, il faut de 5 à 10 minutes pour réaliser un tel placement, du fait de l'utilisation d'une imagerie per-opératoire, telle que l'échographie ou le scanner, qui augmente la durée de l'opération. Notre expérience montre qu'en moyenne moins d'une minute est nécessaire à la réalisation du geste.

IV. Conclusion

Les différents travaux réalisés par nos équipes nous ont permis d'aboutir à un ensemble d'outils d'aide au diagnostic et à la planification de l'acte chirurgical. Ils permettent également de simuler un acte complexe sur une copie 3D virtuelle du patient et d'utiliser les informations pré-opératoire durant l'intervention, notamment en superposant l'image virtuelle des organes et pathologies internes sur l'abdomen du patient. Ces systèmes, au stade expérimental, sont progressivement testés cliniquement dans l'objectif de parvenir à terme à une utilisation en routine. Ils représentent la première phase nécessaire à l'automatisation des gestes chirurgicaux qui permettront de réduire les erreurs opératoires. En effet, la simulation de l'acte permettra de retirer tout geste inutile ou imparfait, en servant de programmation du geste final. Ce geste sera alors transmis à un robot chirurgical qui, par le biais de la réalité augmentée, pourra reproduire fidèlement les gestes optimisés du chirurgien. La chirurgie de demain est en marche.

Remerciement : Nous remercions tous les partenaires médicaux qui nous ont fourni les images médicales de patients, en particulier les Professeurs Afshin Gangi et Catherine Roy du service de radiologie de l'Hôpital Civil de Strasbourg. Nous remercions également l'équipe chirurgicale du Professeur Jacques Marescaux pour son aide, son analyse et sa validation médicale de nos travaux, notamment les Professeurs Didier Mutter et Joël Leroy, les Docteurs Michel Vix, Margareth Henry et Alain Garcia. Enfin, nous remercions l'équipe Virtual-Surg de l'IRCAD ainsi que l'équipe Epidaure de l'INRIA pour leur remarquable contribution à ces travaux, et en particulier Christophe Koehl, Anne-Blandine Osswald, Fivos Doganis, Nicolas Papier, Johan Moreau, Christian Haessig, Stéphane Cotin et Guillaume Picinbono.

Références :

- [1] S. Chemouny, H. Henry, B. Masson, F. Borne, M. Jaeger and O. Monga : “**Advanced 3D image processing techniques for liver and hepatic tumor location and volumetry**”. *Medical Imaging 1999: Image processing*, SPIE, proceeding vol. 3661, pp. 761-771, 1999.
- [2] J. Montagnat and H. Delingette : “**Volumetric Medical Images Segmentation using Shape Constrained Deformable Models**”. *CVRMed-MRCAS'97*, Springer Verlag Publisher, LNCS 1205, pp. 13-22, 1997.
- [3] L. Gao, D.G. Heath, B.S. Kuszyk and E.K. Fishman : “**Automatic Liver Segmentation Techniques for Three-Dimensional Visualization of CT Data**”. *Radiology*, 2(201), pp. 359-364, 1996.
- [4] J.-S. Chou, S.-Y.Chen, G.S. Sudakoff, K.R. Hoffmann, C.-T. Chen and A.H. Dachman : “**Image fusion for visualization of hepatic vasculature and tumors**”. *Medical Imaging 1995: Image Processing*, SPIE, proceedings vol. 2434, pp. 157-163, 1995.
- [5] J.L. Boes, C.R. Meyer and T. E. Weymouth : “**Liver definition in CT Using a Population-Based Shape Model**”. *CVRMed'95*, Springer Verlag Publisher, LNCS 905, pp. 506-512, 1995.
- [6] K.T. Bae, M.L. Giger, C.-T. Chen and C.E. Kahn : “**Automatic segmentation of liver structure in CT images**”. *Medical Physics*, 1(20), pp. 71-78, 1993.
- [7] S. Matsushita, H. Oyamada, M. Kusakabe and N. Suzuki : “**Attempt to extract 3-D image of liver automatically out of Abdominal MRI**”. *Medical Imaging 1993: Image Processing*, SPIE, proceedings vol. 1898, pp. 803-808, 1993.
- [8] S. Matsushita, H. Oyamada, M. Kusakabe and N. Suzuki : “**Attempt to extract 3-D image of liver automatically out of Abdominal MRI**”. *Medical Imaging 1993: Image Processing*, SPIE, proceedings vol. 1898, pp. 803-808, 1993.
- [9] A. Schenk, G. Prause and H.-O. Peitgen : “**Efficient SemiAutomatic Segmentation of 3D objects in Medical Images**”. *MICCAI 2000*, Springer Verlag Publisher, LNCS 1935, pp. 186-195, 2000
- [10] G. Glombitza, W. Lamadé, A. M. Demeris, M.-R. Göpfert, A. Mayer, M. L. Bahner, H.-P. Meinzer, G. Richter, T. Lehnert and C. Herfarth : “**Virtual planning of liver resections: image processing, visualisation and volumetric evaluation**”. *International Journal of Medical Informatics*, Elsevier, vol. 53, pp. 225-237, 1999.
- [11] A. Schenk, G.P.M. Prause, H.-O. Peitgen : “**Local cost computation for efficient segmentation of 3D objects with live wire.**” *Medical Imaging 2001* : SPIE proceeding Vol. 4322, pp. 1357-1364, 2001.
- [12] L. Soler, H. Delingette, G. Malandain, J. Montagnat, N. Ayache, C. Koehl, O. Dourthe, B. Malassagne, M. Smith, D. Mutter, J. Marescaux : “**Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery**”. *Computer Aided Surgery*, Vol. 6, Num. 3, pp. 131-142, 2001.
- [13] C. Koehl, L. Soler, J. Marescaux : “**A PACS Based Interface for 3D Anatomical Structures Visualization and Surgical Planning.**”, *SPIE proceeding* Vol. 4681, pp. 17-24, San diego (USA), 2002.
- [14] M. Henri, J. Lamy, L. Soler, M. Arenas, F. Rubino, R. Ceulemans, E. Dutson, A. Garcia, C. Ronse, J. Leroy, D. Mutter, J. Marescaux : “**Automatic Detection of Polyps and Virtual Colonoscopy : A new Approach from MRI.**”, *JSLs*, 6 : 250, 2002.
- [15] D. Mutter, M. Simone, E. Dutson, F. Rubino, A. Garcia, M. Henri, R. Ceulemans, M. Arenas, C. Roy, L. Soler, J. Marescaux : “**Evaluation of a New Technique in 3-Dimensional Virtual Cholangioscopy.**”, *JSLs*, 6 : 248, 2002.
- [16] N. Ayache : “**Epidaure: a Research Project in Medical Image Analysis, Simulation and Robotics at INRIA**”, *IEEE Transaction on Medical Imaging*, octobre 2003, Vol.22, Num. 10, pp. 1185-1201.

- [17] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache : **“A Hybrid Elastic Model allowing Real-Time Cutting, Deformations and Force-Feedback for Surgery Training and Simulation.”**, *The Visual Computer*, 16(8), pp. 437-452, 2000.
- [18] C. Forest, H. Delingette, N. Ayache : **“Cutting Simulation of Manifold Volumetric Meshes.”**, in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'02)*, LNCS 2488, pp. 235-284, Sept. 2002.
- [19] C. Forest, H. Delingette, N. Ayache : **“Removing Tetrahedra from a Manifold Mesh.”**, in *Computer Animation (CA'02)*, IEEE Computer Society, pp. 225-229, Geneva, Switzerland, June, 2002.
- [20] G. Picinbono, J-C. Lombardo, H. Delingette, and N. Ayache : **“Improving realism of a surgery simulator: linear anisotropic elasticity, complex interactions and force extrapolation.”**, *Journal of Visualisation and Computer Animation*, 13(3):147-167, july 2002.
- [21] S. Nicolau, X. Pennec, L. Soler and N. Ayache : **“Evaluation of a new 3D/2D registration criterion for Liver Radio-frequencies Guided by Augmented reality.”**, *IS4TM 2003*, LNCS 2673, pp.270-283.
- [22] M. Billinghurst, H.Kato, M. Billinghurst, I. Poupyrev (2001) : **“The MagicBook: Moving Seamlessly between Reality and Virtuality.”**, In *IEEE Computer Graphics and Applications*, May/June, 2001, pp.2-4.