

FICHE TECHNIQUE

Chirurgie hépatique assistée par ordinateur : de la modélisation 3D préopératoire au guidage peropératoire

Computer-Assisted Liver Surgery: from preoperative 3D patient modelling to intraoperative guidance

Luc Soler, Didier Mutter, Jacques Marescaux
IRCAD/EITS, 1, place de l'Hôpital, F-67091 Strasbourg
luc.soler@ircad.fr

■ Résumé

La chirurgie représente le meilleur taux de survie pour les cancers hépatiques. Le traitement d'images médicales peut apporter une importante amélioration dans la prise en charge en guidant le geste chirurgical. Nous présentons ici une nouvelle procédure chirurgicale assistée par ordinateur incluant la modélisation 3D préopératoire du patient, suivie par une planification chirurgicale

virtuelle et finalisée par un guidage peropératoire réalisé par réalité augmentée (RA). Les premières évaluations incluant des applications cliniques valident le bénéfice attendu. La prochaine étape consistera à automatiser le système de réalité augmentée peropératoire par le développement d'une salle d'opération hybride.

Mots-clés

Chirurgie hépatique, Chirurgie assistée par ordinateur, Réalité virtuelle, Réalité augmentée

■ Abstract

Surgery has the best survival rate in hepatic cancer. However, such interventions cannot be undertaken for all patients as the eligibility rules for liver surgery lack accuracy and may include many exceptions. Medical image processing can lead to a major improvement of patient care by guiding the surgical gesture. We present here a new computer-assisted surgical procedure including preoperative 3D patient modelling, followed by virtual

surgical planning and finalized by intraoperative computer guidance through the use of augmented reality. First evaluations including the clinical application validate the awaited benefit. The next step will consist in automating the intraoperative augmented reality system thanks to the development of a hybrid surgical OP-room.

Keywords

Liver surgery, Computer-assisted surgery, Virtual reality, Augmented reality

■ Introduction

La chirurgie présente aujourd'hui le meilleur taux de survie des patients atteints d'un cancer hépatique. Cependant, l'éligibilité pour la chirurgie hépatique qui repose sur divers critères et règles

définis pour la résection partielle et la transplantation, limite à moins de 50 % les patients pouvant être opérés. Une connaissance précise de l'anatomie du foie est donc un point-clé pour toute procédure chirurgicale, y compris la résection de tumeurs hépatiques ou les transplantations de donneurs vivants. De nos

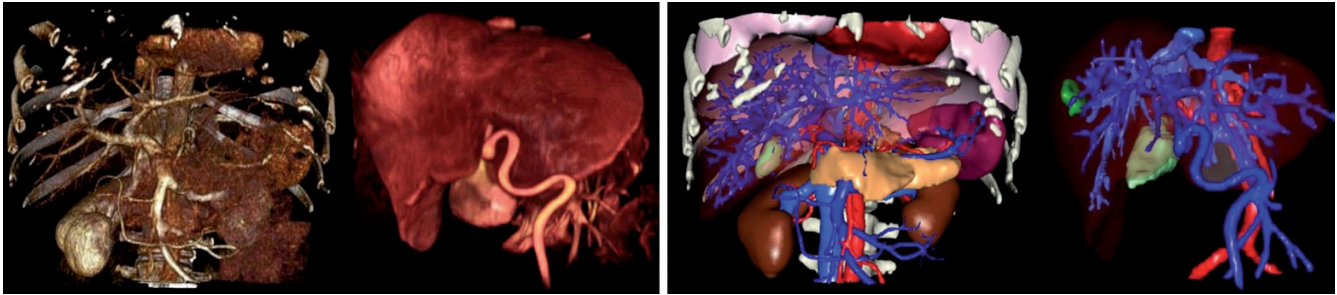


Figure 1

Comparaison entre le rendu volumique direct (gauche) et le rendu surfacique après modélisation du patient (droite) à partir d'une image TDM (première image) et IRM (deuxième image)

jours, les descriptions anatomiques fondamentales de Couinaud [1] et de Bismuth [2] sont largement acceptées pour décrire l'anatomie segmentale du foie pertinente en chirurgie. Cette anatomie de base peut être identifiée sur l'imagerie médicale, habituellement des images TDM ou IRM. Bien que ces images contiennent toutes les informations sur les tumeurs, les vaisseaux principaux et les voies biliaires, le chirurgien peut avoir des difficultés à percevoir les relations de ces structures avant la chirurgie, au cours de la planification chirurgicale. Il semble donc fondamental d'offrir aux chirurgiens des outils qui faciliteront l'interprétation d'images conventionnelles. Parmi ces outils, la visualisation 3D a démontré des avantages significatifs par rapport à une visualisation standard des coupes 2D [3,4]. Il apparaît de ce fait fondamental de fournir aux chirurgiens des outils qui facilitent l'interprétation des images conventionnelles.

La façon la plus courante d'analyser des images médicales en 3D consiste à visualiser les données avec une technique de rendu volumique direct (Fig. 1). Cette technique est très largement disponible sur les postes de travail des départements de radiologie, et est accessible par le biais de logiciels gratuits disponibles sur Internet, tels que OsiriX [5] (limité à MacOS) ou VR-Render [6] ©IRCAD2008 (fonctionnant sous Windows, MacOS et Linux). Cette technique peut suffire à fournir une bonne visualisation 3D des structures anatomiques et pathologiques. Le volume des organes et des pathologies n'est toutefois pas disponible, et le rendu volumique rend la résection virtuelle d'un organe difficile sans couper entièrement les structures voisines. Afin de surmonter cette limite, chaque structure anatomique et pathologique de l'image médicale doit être reconnue et délimitée. Les modèles 3D obtenus peuvent alors être visualisés individuellement grâce au rendu dit « surfacique » (Fig. 1). Cette seconde solution est plus adaptée à une utilisation chirurgicale, de manière préopératoire pour la planification et en peropératoire pour le guidage, chaque structure étant alors colorée de façon différenciée.

Il existe aujourd'hui un grand nombre de logiciels permettant de délimiter, reconstruire et visualiser en 3D, avant l'opération, les organes et pathologies d'un patient à partir de son image médicale (Myrian® d'Intrasense, Ziostation® de Ziosoft, Synapse®

Vincent de Fujinon, Iqqa® Liver d'Edda Technology, ScoutTM Liver de Pathfinder). Le patient virtuel ainsi obtenu peut alors être utilisé pour faciliter ou optimiser le diagnostic ou la planification chirurgicale. En couplant ces informations préopératoires aux informations peropératoires, il est également possible de développer des logiciels de guidage fondés sur la Réalité Augmentée.

La Réalité Augmentée affiche le modèle 3D du patient et une modélisation 3D des instruments en superposition de l'image vidéo-opératoire réelle, augmentant ainsi la vue réelle d'informations virtuelles. Le patient devient alors virtuellement transparent à la vue du chirurgien, lui permettant ainsi de repérer les vaisseaux et tumeurs non visibles directement qu'il ne percevait auparavant que par le seul sens du toucher. Il n'y a actuellement pas de solution commerciale offrant une assistance peropératoire guidant le chirurgien à travers l'utilisation de cette modélisation. Les travaux de recherche dans ce domaine sont, soit concentrés sur la ponction des tumeurs hépatiques [7-13], soit fondés sur une utilisation peropératoire d'une échographie 2D sur le foie [14-18]. Les premières utilisent généralement une méthode de recalage rigide supposant ainsi que le patient resterait dans une position figée identique à la position de l'acquisition avant l'opération. Les secondes ne permettent que d'afficher la position des structures visibles sur l'image échographique 2D.

Afin de surmonter ces limites, nous avons développé une solution complète visant à simplifier la procédure entière. La première étape propose une nouvelle méthode de délimitation automatisée des organes et des structures pathologiques. Nous y avons ensuite associé un logiciel de planification chirurgicale développé et optimisé pour une utilisation chirurgicale et non radiologique. Enfin, nous avons développé un logiciel d'assistance peropératoire par réalité augmentée basée sur l'interactivité. Cette méthode fournit une réalité augmentée efficace et précise à partir d'une caméra endoscopique ou externe, mais dans un champ de vision limité car un recalage global précis dans un champ de vision plus large est impossible avec la méthode proposée. Après la présentation des premiers résultats démontrant la faisabilité de cette approche, nous concluons en proposant de futures perspectives afin de dépasser les limitations restantes.

■ Matériel et méthodes

Dans la plupart des travaux de recherche sur le foie, l'image médicale est tomodensitométrique (TDM) prise après injection d'un produit de contraste au temps porte (60 secondes après l'injection). Il y a toutefois une importante variabilité en termes de dimension d'image, principalement dans l'axe cranio-caudal (axe Z de l'image). Les méthodes interactives ont généralement une épaisseur de coupe importante, à savoir 5 mm. Les méthodes automatisées ont une épaisseur plus faible de 2 mm et comportent donc un plus grand nombre de coupes. Nos travaux reposent sur des images TDM réalisées au temps porte avec une distance de 2 mm entre les coupes. La différence entre cette distance et la taille des pixels (environ 0,6 mm), appelée « anisotropie », complique tout traitement 3D. Cette anisotropie que l'on remarque dans presque tous les travaux de recherche existants, rend le traitement de données 3D parfois plus complexe, et demande à ce que l'on prenne en compte cette différence.

À partir de ces images, les trois étapes de notre méthode peuvent être appliquées sur un ordinateur personnel, y compris portable, équipé de suffisamment de mémoire et d'une carte graphique 3D. Les expérimentations ont ainsi été effectuées et validées efficacement sur plusieurs ordinateurs différents :

- La modélisation 3D des patients a été faite avec VR-Anat©2011 sur un Apple iMac avec IntelCore i7 860 et 8Go de RAM, ATI Radeon 5750 avec 1Go de mémoire et fonctionnant sous Mac OSX10.6 Snow-Leopard ; et avec un ordinateur Sony Vaio avec Intel® Core™ i7 CPU à 2,67 GHz équipé avec 8 Go de RAM, Nvidia GeForce GT 330M et fonctionnant sous Windows 7, 64 bits.
- La visualisation préopératoire du patient et la planification chirurgicale virtuelle ont été réalisées sur divers ordinateurs fonctionnant sous MacOS 9 et 10, Windows XP, Vista et 7, et Linux debian and Ubuntu. Il s'agissait d'ordinateurs grand public de bureau et de portables équipés avec, au minimum, 2 Go de RAM et une carte graphique compatible avec OpenGL (Intel® Graphics Media Accelerator HD intégré, processeurs Nvidia GeForce Graphics et processeurs ATI Radeon Graphics).
- L'assistance peropératoire par réalité augmentée a été réalisée avec un ordinateur portable Sony Vaio avec Intel® Core™ i7 CPU à 2,67 GHz et 8 Go de RAM, Nvidia GeForce GT 330M et fonctionnant sous Windows 7, 64 bits.

Afin de ne pas développer plusieurs solutions incompatibles, nous avons décidé de développer une architecture commune sur laquelle tous nos logiciels reposeront : FW4SPL (FrameWork for Software Process Line). FW4SPL est un ensemble de bibliothèques programmées en C++ (langage de programmation orienté objet), ouverte (code source disponible en ligne) et multiplateforme (Windows, Linux et MacOS). FW4SPL a été spécialement conçu pour le développement de logiciels chirurgicaux assistés par ordinateur. La solution en résultant dispose de nombreux avantages [19] : intégration facilitée, portabilité, évolutivité, développement rapide et robuste de nouveaux logiciels, etc.

Modélisation 3D de patients

Il existe de nombreuses méthodes de traitement d'images médicales proposant la segmentation du foie. Plusieurs auteurs ont proposé de délimiter le contour du foie à l'aide de méthodes automatisées. Certains utilisent des modèles 3D déformables, soit pour délimiter les structures directement [20], soit pour améliorer un résultat à partir d'une méthode de délimitation antérieure [21]. Les autres techniques utilisent le seuillage et des opérateurs dits « de morphologie mathématique » afin d'effectuer cette délimitation [22-23] ou parfois des opérateurs plus complexes [24]. Chez des patients présentant de multiples petites tumeurs, les méthodes reposant sur des modèles déformables semblent plus efficaces. À l'inverse, lorsque les patients ont un foie d'une forme atypique qui dévie trop de la forme hépatique standard, leurs autres méthodes donneront habituellement un meilleur résultat. Enfin et, ce, quelle que soit la méthode, les patients avec de larges tumeurs hypodenses à la périphérie du foie mettront les diverses techniques en défaut. Dans ce cas, une méthode manuelle est préférée car l'opérateur sera en mesure de contourner le problème. De plus, toutes ces méthodes restent limitées à la délimitation du foie sans prendre en compte les délimitations des organes avoisinants ou sans les effectuer, même si la connaissance de la localisation des organes et leur forme pourrait être utile et parfois nécessaire durant l'opération. Pour dépasser ces limites, plusieurs travaux de recherche ont proposé d'inclure la segmentation hépatique à une segmentation plus globale des organes avoisinants [25-30]. Elles reposent généralement sur un atlas probabiliste (cartographie 3D des régions de l'image où devrait se trouver chaque organe) calculé à partir d'une base de données de cas cliniques réels. Ces méthodes ne sont, de ce fait, pas en mesure d'aborder des formes inhabituelles non représentées dans la base des images ayant permis de bâtir l'atlas.

Pour dépasser ces limites, nous proposons ainsi une nouvelle méthode basée sur une segmentation hiérarchique des organes visibles, du plus simple au plus complexe [31-32]. La première étape détecte et délimite respectivement la peau, les poumons, l'aorte, les reins, la rate et les os. Pour y parvenir, nous traduisons, sous forme de contraintes, les connaissances et règles de localisation et de forme utilisées par les radiologues et les chirurgiens lorsqu'ils analysent une image. Ces contraintes sont alors appliquées à des fonctions mathématiques élémentaires de traitement d'images. On traduit ainsi la densité des organes en seuillage, le contraste visualisé en gradient, le nombre et la forme en opérateurs de topologie et de morphologie mathématique. À partir de cette segmentation, les organes délimités sont alors retirés de l'image initiale, ce qui permet de réduire l'image à une image plus petite contenant des organes qui n'ont pas encore été segmentés. De plus, les organes segmentés servent à extraire des informations utiles (notamment de localisation relative) pour la segmentation d'organes non encore segmentés. La seconde étape réalise alors la délimitation des veines, du foie et de ses tumeurs internes par une analyse automatique des densités dans l'image couplée à une analyse des formes [32-34].

Enfin, la dernière étape réalise la délimitation de la segmentation anatomique du foie à partir de la veine porte. Depuis de nombreuses années, la segmentation anatomique du foie a fait l'objet de nombreuses discussions. La segmentation de Couinaud est actuellement la référence utilisée par la plupart des chirurgiens mais elle est critiquée par plusieurs auteurs qui soulignent les limites, voire les erreurs de cette segmentation. Couinaud lui-même [35] a décrit ces anomalies topographiques. Il a démontré sur 111 cas qu'il y a des incohérences entre la topologie vasculaire et la topographie des segments qui pourraient être corrigées en utilisant notre logiciel de modélisation 3D et de segmentation développé en 2001 [32]. Il garantit l'efficacité topologique de la segmentation finale et n'ajoute pas de restriction topographique artificielle afin d'éviter les limites ou les erreurs de la segmentation de Couinaud.

Tous ces algorithmes et traitements d'images ont été intégrés à un nouveau logiciel, VR-Anat@IRCAD 2011 qui ajoute également un procédé interactif rendant les éventuelles corrections manuelles possibles en cas de défaillance ou d'imprécision du procédé automatique. En parallèle, de la même manière que d'autres services existants (MeVis Distant Services AG, PolyDimensions GmbH, Edda technology, 3DR Laboratories), nous avons ouvert un service en ligne appelé « MEDIC@ » qui fournit la modélisation 3D du patient à partir de son imagerie médicale envoyée par Internet au format DICOM. Dans sa phase de validation, ce service est gratuit et se limite à un ensemble d'hôpitaux partenaires (le Nouvel Hôpital Civil de Strasbourg en France, l'Hôpital Cavell et la Clinique Saint-Luc à Bruxelles en Belgique, l'Hôpital Universitaire de Montréal au Canada et le Show Chwan Memorial Hospital de Changhua à Taiwan).

Logiciel de planification chirurgicale virtuelle

Aucune modélisation 3D ne peut être utilisée sans logiciel de visualisation. Comme nous l'avons mentionné précédemment, les logiciels habituels ont principalement été développés pour des applications radiologiques et ne fonctionnent pas sous n'importe quel système d'exploitation. Afin d'y remédier, nous avons développé plusieurs logiciels à partir de notre architecture FW4SPL.

Un premier logiciel de visualisation d'images (VR-Render@IRCAD 2010) fonctionnant sous Windows, Linux et MacOS, a ainsi été développé pour les radiologues. Il permet de visualiser des images au format DICOM, InrImage, Jpeg, Vtk et FwXML en coupes 2D (vue frontale, sagittale et axiale) ou 3D grâce au rendu volumique direct. Comme tous les systèmes de rendu volumique disponibles sur les stations de travail des services d'imagerie médicale, il nécessite une fonction de transfert permettant de paramétrer la vue en 3D. Plusieurs fonctions de rendu automatique ont été incorporées pour les images TDM afin de simplifier l'utilisation du logiciel. Ceci permet de visualiser l'image médicale dans un plan axial, sagittal et frontal (vue Multi Planar Rendering ou MPR) en 3D en superposition de la modélisation 3D du patient. Le logiciel VR-Render, disponible gratuitement (www.ircad.fr/software/vr-render/Software.php), a été téléchargé plus de 20 000 fois et est disponible en téléchargement sur plus de 15 sites Internet.

À partir de la même architecture FW4SPL, nous avons ensuite développé une nouvelle version optimisée de VR-Render dédiée aux chirurgiens, plus facile à utiliser grâce à une interface conviviale optimisée. VR-Render WeBSurg Limited Edition@IRCAD 2010 est librement disponible sur WeBSurg (<http://www.websurg.com/software/vr-render/>) depuis janvier 2010 et a été téléchargé et est utilisé par plus de 8 000 utilisateurs. Ce site Internet éducatif offre, de plus, un ensemble de cas cliniques anonymes incluant leur vidéo-opératoire. Cela permet un apprentissage efficace de son utilisation illustrée par des cas cliniques concrets.

À partir de VR-Render WLE, nous avons enfin développé un logiciel de planification chirurgicale permettant la résection virtuelle du foie ou de tout autre organe. Comparé à notre ancien logiciel de planification chirurgicale virtuelle 3D (3D VSP) développé en 2002 [36], VR-Planning@IRCAD 2010 inclut toutes les fonctions de VR-Render WLE (visualiseur DICOM 2D et rendu volumique direct). Il donne également la possibilité de découper plusieurs régions du foie (c'est-à-dire plusieurs composantes topologiques) là où 3D VSP ne permettait qu'un découpage en 2 composantes (Fig. 2). La multi-segmentectomie est donc possible. Une deuxième amélioration importante est le calcul

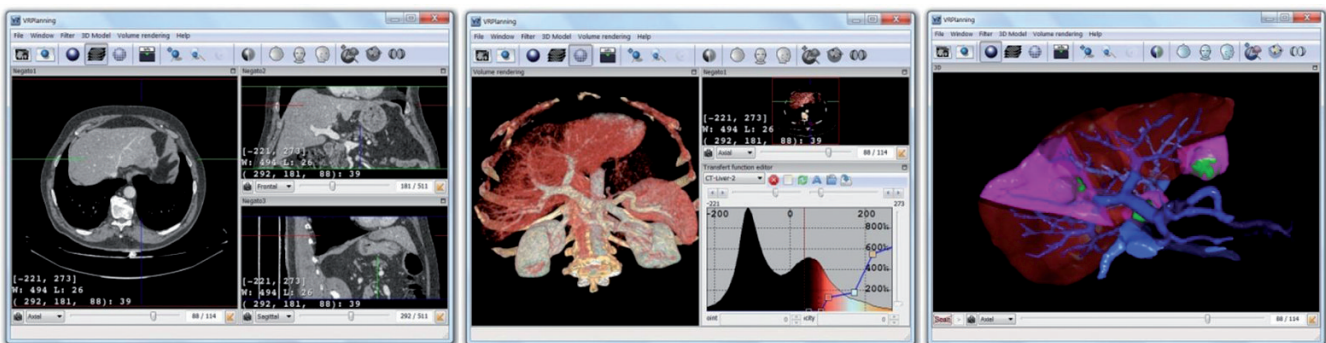


Figure 2

VR-Planning© 2010 incluant une visualisation DICOM 2D (gauche), un rendu volumique direct (centre) et une planification chirurgicale virtuelle (droite). Les zones mauve découpées illustrent la multi-segmentectomie

automatique du pourcentage de volume de foie restant après résection (ou FLR = Future Liver Remain) alors que 3D VSP ne fournissait que le volume.

Assistance peropératoire

La planification chirurgicale préopératoire peut principalement améliorer l'efficacité des procédures de chirurgie mini invasive grâce à un meilleur apprentissage de l'anatomie du patient et un réel entraînement préopératoire. Cette utilisation ne suffit toutefois pas à garantir que cette procédure chirurgicale virtuelle sera reproduite dans le réel. Une telle amélioration peut être apportée par l'utilisation peropératoire de la réalité virtuelle à travers le concept de Réalité Augmentée (RA). En effet, la RA consiste à superposer la modélisation 3D préopératoire du patient sur la vue peropératoire réelle du patient. Elle offre une vue en transparence des patients et peut également guider les chirurgiens grâce à la visualisation virtuelle de leurs outils chirurgicaux réels qui sont suivis tout au long de la procédure.

Les méthodes existantes ne permettent actuellement pas une superposition précise et efficace de la modélisation 3D préopératoire en temps réel, principalement en raison des déplacements et déformations des organes pendant la procédure chirurgicale en comparaison avec la position et la forme de ces organes dans l'image préopératoire. Pour surmonter ces limites, nous proposons une approche originale qui consiste en un procédé interactif appelé « Réalité Augmentée Interactive » (RAI). Cette méthode est une extension de notre méthode décrite en 2004 [37] et développée pour les tumeurs surrenaliennes. Notre première méthode était basée sur la RAI réalisée à partir d'une vue externe du patient. Cette nouvelle méthode ne requiert pas de recalage externe, la RAI étant faite directement à partir de la vue caméra (une vue laparoscopique pour les procédures mini invasives et une vue externe pour la chirurgie ouverte). La méthode consiste à visualiser simultanément, sur un même écran, la vue vidéo peropératoire du patient et la modélisation 3D préopératoire, et à modifier manuellement la position, l'échelle et l'orientation du modèle 3D pour faire coïncider les repères visibles à la fois sur le modèle 3D et la vue réelle du patient. Pour que cela soit réalisable en temps réel, la manipulation du modèle 3D permettant de le recalculer sur la vue réelle a été simplifiée au maximum par un simple

contrôle par la souris. Pour la chirurgie hépatique, les utilisateurs se servent de repères anatomiques visibles, tels que les bords du foie, la fissure ombilicale, les ligaments suspenseurs et la vésicule biliaire.

Cette méthode est donc fortement visuelle impliquant une bonne coordination main-œil. L'avantage majeur est la possibilité de corriger le recalage à tout instant par une interaction en temps réel sur le modèle 3D. L'utilisateur doit pour cela suivre les mouvements des repères visibles dans l'image et ajuster de la même manière la position du modèle 3D afin de suivre ces mouvements. De plus, grâce aux outils de résection virtuelle de VR-Planning, il lui est possible de modifier la topologie d'un organe pendant l'intervention chirurgicale en réséquant virtuellement cet organe.

Résultats

Les aspects du système intégré qui ont été évalués sont les algorithmes de modélisation 3D, l'efficacité du service en ligne, les bénéfices de la planification chirurgicale virtuelle et la précision de la réalité augmentée peropératoire. Tout d'abord, le procédé de segmentation automatique des organes abdominaux a été évalué sur une première base de données de 20 cas cliniques de routine. Il affiche une importante efficacité si le niveau de gris moyen du parenchyme hépatique est supérieur à 80HU, ce qui correspond à un niveau de gris standard de la phase porte : 93 % de sensibilité, 94 % de spécificité, 1,46 mm de précision moyenne dans un procédé entièrement automatique de 3 minutes.

À l'inverse, un niveau de gris moyen du parenchyme hépatique inférieur ou égal à 80HU entraîne une qualité de segmentation automatique insuffisante nécessitant une correction interactive. Les algorithmes interactifs intégrés de VR-Anat@ircad 2011 permettent toutefois de contourner cette limite en garantissant une délimitation efficace mais avec un traitement plus long (20 minutes en moyenne).

Comme indiqué précédemment, cette modélisation 3D est fournie aux radiologues et chirurgiens par le biais d'un service en ligne. Ce service a été utilisé pour plus de 300 cas cliniques en deux ans pour des foies cirrhotiques, des hypertrophies nodulaires focales, des métastases, des CHC, des cholangiocarcinomes et des kystes (Fig. 3). La modélisation 3D a été réalisée par deux

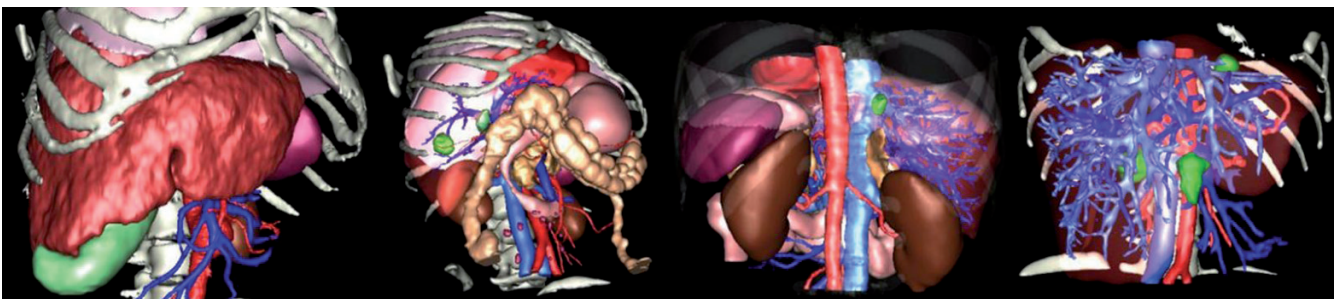


Figure 3

Exemples de patients modélisés en 3D présentant respectivement une cirrhose, une hyperplasie nodulaire focale, un hépatocarcinome et des métastases hépatiques

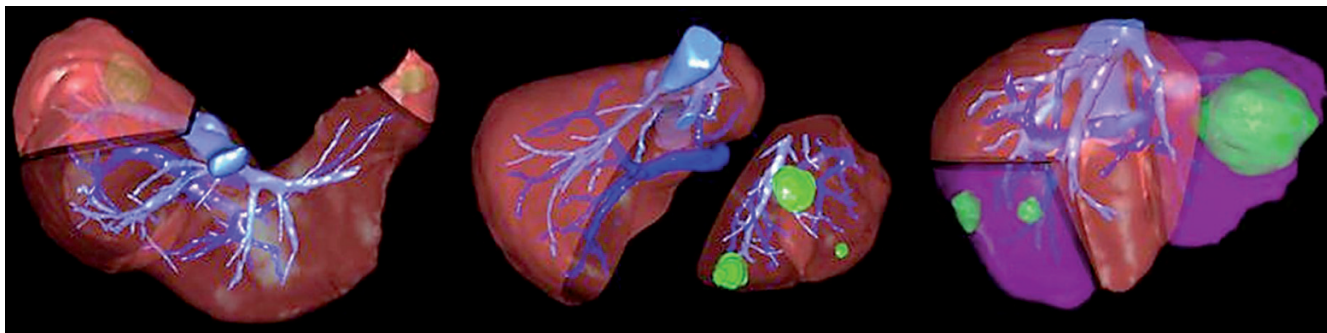


Figure 4
Exemples de l'optimisation préopératoire de VR-Planning sur trois cas cliniques différents nécessitant une segmentectomie

manipulateurs en radiologie utilisant le logiciel VR-Anat sans aucune assistance externe et sans aucune information sur les patients (données anonymes sans indication sur la pathologie). Les images ont toujours été renvoyées dans les délais demandés, permettant à l'équipe chirurgicale d'utiliser VR-Planning de manière préopératoire.

Le logiciel VR-Render WLE a été systématiquement utilisé sur chacun des 300 cas cliniques fournis pour visualiser les modélisations 3D de patients. Lorsqu'une résection était demandée, VR-Planning était également utilisé de façon systématique (Fig. 4). Le bénéfice majeur rapporté par les utilisateurs est la possibilité de calculer le FLR avec une segmentation anatomique correcte à partir de la veine porte (voir plusieurs vidéos gratuites sur WebSurg : <http://www.websurg.com/software/vr-render/videos.php>). Cela a permis de proposer une segmentectomie hépatique réduite et parfois de démontrer la faisabilité d'une chirurgie initialement estimée impossible à réaliser. L'éligibilité chirurgicale a donc été accrue.

Enfin, la RAI a été testée avec succès sur quatre cas cliniques, une résection laparoscopique de tumeur hépatique cirrhotique du segment 3 (vidéo gratuite #2659 sur *WebSurg*), une résection laparoscopique de CHC du segment 3b, une bisegmentectomie laparoscopique 2 et 3 [38] et une résection en chirurgie ouverte des segments 1 et 6a combinée à une tumorectomie dans le segment 2 (voir plusieurs vidéos sur *WebSurg* : <http://www.websurg.com/software/vr-render/videos.php>). L'un des bénéfices visibles concerne en premier lieu la localisation de la veine porte telle qu'illustrée sur la figure 5. Un autre bénéfice est la visualisation intrahépatique des vaisseaux et des tumeurs, ce qui rend la définition de la limite de la tumeur hépatique plus simple. Enfin, la superposition de la planification chirurgicale préopératoire peut être utilisée pour montrer le plan de résection directement sur la vidéo opératoire facilitant ainsi la résection à la marge de sécurité. Cette dernière validation demeure toutefois trop limitée en nombre de cas pour en extraire des valeurs significatives afin de prouver un bénéfice clinique réel.

Les premiers résultats de la validation de la RAI montrent clairement le potentiel de la réalité augmentée qui pourrait sécuriser la procédure chirurgicale grâce à la superposition de l'anatomie

patient-spécifique avec l'emplacement et la forme de la pathologie. Cependant, cette assistance se limite à un procédé interactif qui n'autorise pas la déformation virtuelle des organes mous. L'efficacité fut uniquement possible dans un champ de vue restreint de quelques centimètres. Bien qu'une telle vue de réalité augmentée restreinte ait pu être correcte, la forme virtuelle globale du foie, en revanche, n'était pas juste. Cela signifie que lorsque le chirurgien change la zone visualisée (mouvement de l'endoscope), l'utilisateur doit modifier la position de l'organe afin de proposer une nouvelle superposition localement correcte. Ce procédé dépend donc entièrement de l'utilisateur et nécessite une bonne maîtrise de la manipulation 3D virtuelle.

■ Conclusion

Nous avons développé une nouvelle procédure chirurgicale assistée par ordinateur basée sur la modélisation géométrique et anatomique patient-spécifique. Combinée au logiciel de planification chirurgicale dédié à la chirurgie hépatique, elle offre de nouvelles possibilités permettant d'améliorer la chirurgie hépatique. En utilisation peropératoire, elle peut guider les chirurgiens en leur proposant une vue de réalité augmentée. Bien que le procédé de modélisation 3D par un service en ligne semble clairement efficace, l'assistance peropératoire devra être validée pour prouver un bénéfice clinique qui semble évident. Toutefois, sur la base d'interactions dépendant de l'utilisateur, la méthode proposée restera fortement dépendante de l'utilisateur et devra, à l'avenir, être remplacée en intégrant des modèles déformables en temps réel des organes. Les futures solutions combineront donc certainement la simulation prédictive et l'analyse d'images médicales en temps réel afin d'y remédier. Pour être efficace, la modélisation virtuelle du patient devra intégrer davantage d'informations et non pas uniquement le modèle géométrique. Les propriétés mécaniques, l'anatomie fonctionnelle et la modélisation biologique amélioreront progressivement la qualité de la simulation et de la prédiction qui, combinée avec l'analyse d'images peropératoires, apportera la précision requise.

Cette recherche représente la première phase essentielle pour l'automatisation du geste chirurgical qui permettra de réduire les

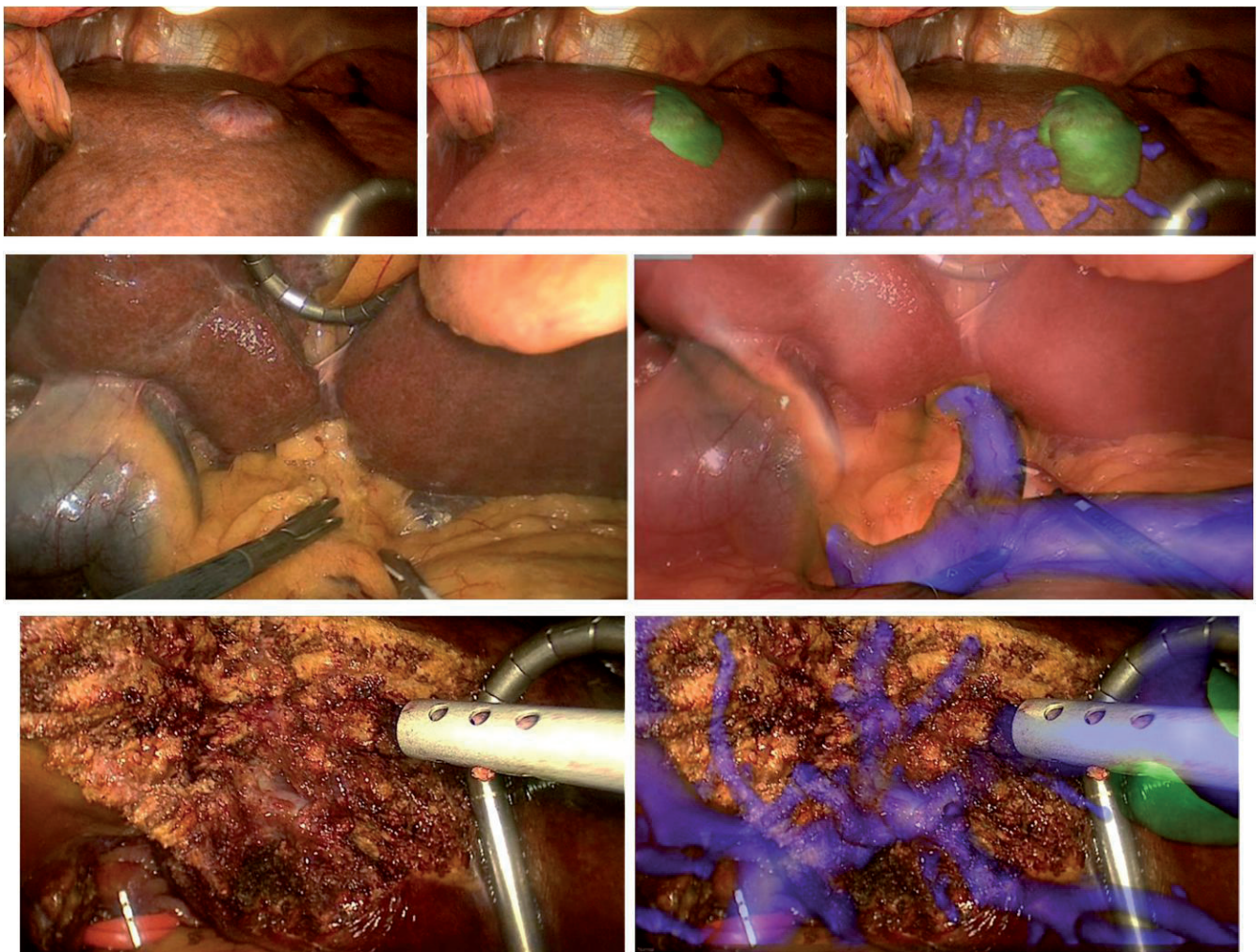


Figure 5
Procédé de RAI en chirurgie laparoscopique illustrant le recalage de la surface du foie (première ligne), la zone du hile où est située la veine porte (bleu), et la résection du segment 3b, faisable grâce à la résection virtuelle développée dans VR-Planning

erreurs chirurgicales. En effet, la planification d'une intervention chirurgicale permettra, dans un premier temps, d'identifier les mouvements chirurgicaux inutiles ou imparfaits. Puis, ces mouvements seront transmis à un robot chirurgical qui, utilisant la réalité augmentée et l'asservissement visuel, sera capable de reproduire précisément les gestes optimisés du chirurgien. La chirurgie de demain est en route !

■ Remerciements

Ces travaux font partie du projet d'e-Santé PASSPORT soutenu par le 7^{ème} Programme Cadre de la Communauté Européenne, dans la thématique TIC. Nous souhaitons remercier tous nos partenaires cliniques et, plus particulièrement, le Professeur Jean-Jacques Houben à l'Hôpital Cavell à Bruxelles, le Professeur Jean-

François Gigot à la Clinique Saint-Luc à Bruxelles et le Professeur Catherine Roy au Nouvel Hôpital Civil de Strasbourg.

■ Références

1. Couinaud C. Liver Anatomy: Portal (and Suprahepatic) or Biliary Segmentation, *Digestive Surgery* 1999;16:459-67.
2. Bismuth H. Surgical anatomy and anatomical surgery of the liver, *World Journal of Surgery* 1982;6:3-9.
3. Lamade W, Glombitza G, Fisher L, Chiu P, Cardenas CE Sr, Thom M, et al. The impact of 3-dimensional reconstructions on operation planning in liver surgery. *Arch Surg* 2000;135:1256-61.
4. Radtke A, Sgourakis G, Sotiropoulos GC, Molmenti EP, Saner FH, Timm S, et al. Territorial belonging of the middle hepatic vein in living liver donor candidates evaluated by three-dimensional computed tomographic reconstruction and virtual liver resection. *Br J Surg* 2009;96:206-13.

5. OsiriX Imaging Software: www.osirix-viewer.com
6. VR-Render Websurg LE: www.websurg.com/software/vr-render. VR-Render: www.ircad.fr/software/vr-render
7. Wacker F, Vogt S, Khamene A, Jesberger J, Nour S, Elgort D, et al. An Augmented Reality System for MR Image-guided Needle Biopsy: Initial Results in a Swine Model. *Radiology* 2006;238:497-504.
8. Fisher GS, Deguet A, Csoma C, Taylor RH, Fayad L, Carrino JA, et al. MRI image overlay: application to arthrography needle insertion. *Computer Aided Surgery* 2007;12:2-14.
9. Fichtinger G, Deguet A, Masamune K, Balogh E, Fisher GS, Mathieu H, Taylor RH. Image Overlay Guidance for needle insertion in CT-Scanner. *IEEE Trans on biomedical Engineering* 2005;52:1415-24.
10. Lasowski R, Benhimane S, Vogel J, Jakobs TF, Zech CJ, Trumm C, et al. Adaptive visualization for needle guidance in RF Liver Ablation: taking organ deformation into account, *Medical Imaging 2008: Image-Guided Procedures, and Modeling*. Edited by Miga, Michael I, Cleary, Kevin R. *Proceedings of the SPIE* 2008;6918:A-A12.
11. Nicolau S, Pennec X, Soler L, Buy X, Gangi A, Ayache N and Marescaux J. An augmented reality system for liver thermal ablation: Design and evaluation on clinical cases. *Medical Image Analysis* 2009;13:494-506.
12. Khan M F, Dogan S, Maataoui A, Wesarg S, Gurung J, Ackermann H, et al. Navigation-based needle puncture of a cadaver using a hybrid tracking navigational system. *Investigative radiology* 2006;41:713-20.
13. Yaniv Z, Cheng P, Wilson E, Popa T, Lindisch D, Campos-Nanez E, et al. Needle-based interventions with the image-guided surgery toolkit (IGSTK): from phantoms to clinical trials. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 2010;57:922-33.
14. Feuerstein M, Reichl T, Vogel J, Traub J, and Navab N. Magneto-optical tracking of flexible laparoscopic ultrasound: model-based online detection and correction of magnetic tracking errors. *IEEE transactions on medical imaging* 2009;28:951-67.
15. Nakamoto M, Hirayama H, Sato Y, Konishi K, Kakeji Y, Hashizume M, and Tamura S. Recovery of respiratory motion and deformation of the liver using laparoscopic freehand 3D ultrasound system. *Medical image analysis* 2007;11:429-42.
16. Shekhar R, Dandekar O, Bhat V, Philip M, Lei P, Godinez C, et al. Live augmented reality: a new visualization method for laparoscopic surgery using continuous volumetric computed tomography. *Surgical endoscopy* 2010;24:1976-85.
17. Hostettler A, George D, Rémond Y, Nicolau S A, Soler L, and Marescaux J. Bulk modulus and volume variation measurement of the liver and the kidneys in vivo using abdominal kinetics during free breathing. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2010;100:149-57.
18. Hostettler A, Nicolau S A, Rémond Y, Marescaux J and Soler L. A real-time predictive simulation of abdominal viscera positions during quiet free breathing. *Progress in biophysics and molecular biology* 2010;103:169-84.
19. Fasquel J, Chabre G, Zanne P, Nicolau S, Agnus V, Soler L, et al. A role-based component architecture for computer assisted interventions: illustration for electromagnetic tracking and robotized motion rejection in flexible endoscopy. *MIDAS Journal, Systems and Architectures for Computer Assisted Interventions* 2009; <http://hdl.handle.net/10380/3069>:1-8.
20. Lamecker H, Lange T, and Seebaß M. Automatic segmentation of the liver for preoperative planning of resections. *Studies in health technology and informatics* 2003;94:171-3.
21. Won Seong, Kim E-J, and Parks J-W. "Automatic Segmentation Technique Without User Modification for 3D Visualization in Medical Image. *CIS* 2004;3314:595-600.
22. Soler L, Delingette H, Malandain G, Montagnat J, Ayache N, Koehl C, et al. Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery. *Computer Aided Surgery* 2001;6:131-42.
23. Lim S-J, Jeong Y-Y, and Ho Y-S. Automatic liver segmentation for volume measurement in CT Images. *Journal of Visual Communication and Image Representation* 2006;17:860-7.
24. Chemouny S, Henry H, Masson B, Borne F, Jaeger M and Monga O. Advanced 3D image processing techniques for liver and hepatic tumor location and volumetry. *Medical Imaging 1999: Image processing, SPIE proceedings* 1999;3661:761-71.
25. Furst J D, Susomboon R, and Raicu D S. Single Organ Segmentation Filters for Multiple Organ Segmentation. *Conference Proceeding of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 2006;1:3033-6.
26. Whitney B W, Backman N J, Furst J D, and Raicu D S. Single click volumetric segmentation of abdominal organs in Computed Tomography images. *Progress in biomedical optics and imaging* 2006;7:1-13.
27. Zhou Y, and Bai J. Atlas based automatic identification of abdominal organs, *Medical Imaging 2005: Image Processing, SPIE Proceedings* 2005;5747:1804-12.
28. Kitasaka T, Ogawa H, Yokoyama K, Mori K, Mekada Y, Hasegawa J-I, et al. Automated extraction of abdominal organs from uncontrasted 3D abdominal X-Ray CT images based on anatomical knowledge. *Journal of Computer Aided Diagnosis of Medical Images* 2005;9:1-14.
29. Camara O, Colliot O and Bloch I. Computational Modeling of Thoracic and Abdominal Anatomy Using Spatial Relationships for Image Segmentation. *Real Time Imaging* 2004;10:263-73.
30. Park H, Bland P H, and Meyer C R. Construction of an Abdominal Probabilistic Atlas and its Application in Segmentation. *IEEE Transaction on Medical Imaging* 2003;22:483-93.
31. Soler L, Nicolau S, Hostettler A, Fasquel J-B, Agnus V, Charnoz A, et al. *Computer Assisted Digestive Surgery, Computational Surgery and Dual Training* (book), Springer US Ed. 2010;139-53.
32. Mutter D, Soler L, and Marescaux J. Recent advances in Liver imaging, *Expert Review of Gastro-enterology and Hepatology* 2010;4:613-21.
33. Ruskó L, Bekes G, and Fidrich M. Automatic segmentation of the liver from multi- and single-phase contrast-enhanced CT images, *Medical Image Analysis* 2009;13:871-82.
34. Heimann T, Meinzer H P, Wolf I. A statistical deformable model for the segmentation of liver CT volumes, in *Proc MICCAI Workshop on 3D Segmentation in the Clinic: a Grand Challenge* 2007;161-6.
35. Couinaud C. Erreur dans le diagnostic topographique des lésions hépatiques. *Annales de Chirurgie* 2002;127:418-30.
36. Koehl C, Soler L, and Marescaux J. A PACS Based Interface for 3D Anatomical Structures Visualization and Surgical Planning. *SPIE proceeding* 2002;4681:17-24.
37. Marescaux J, Rubino F, Arena M and Soler L. Augmented Reality Assisted Laparoscopic Adrenalectomy. *JAMA* 2004;292:2214-5.
38. Mutter D, Dallemagne B, Bailey C, Soler L, Marescaux J. 3D virtual reality and selective vascular control for laparoscopic left hepatic lobectomy. *Surg Endosc* 2009;23:432-5.