



HAL
open science

Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par l'Image

Jocelyne Troccaz, Sandrine Voros

► **To cite this version:**

Jocelyne Troccaz, Sandrine Voros. Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par l'Image. laure Blanc-Féraud, Emmanuel Caruyer, Christian Jutten et Hervé Liebgott. Le corps en images. Les nouvelles imageries de la santé., CNRS Edition, pp.153-165, 2022, 978-2-271-14328-0. hal-03688128

HAL Id: hal-03688128

<https://hal.science/hal-03688128v1>

Submitted on 3 Jun 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

GESTES MÉDICO- CHIRURGICAUX ASSISTÉS PAR L'IMAGE

par Jocelyne Troccaz et Sandrine Voros

L'imagerie interventionnelle est une branche de l'imagerie médicale dédiée à la réalisation mini-invasive de gestes diagnostiques ou thérapeutiques. Ces actes ont pour objectif de réaliser des prélèvements sanguins ou tissulaires (lors d'une biopsie, par exemple) ou bien d'introduire dans le corps des médicaments ou des dispositifs médicaux (comme un stent dans une artère). Destinée à guider le geste en temps réel, l'imagerie interventionnelle privilégie les modalités « dynamiques », permettant au médecin de voir les instruments et l'anatomie du patient simultanément sur une même image, afin de contrôler la progression de son geste. Moins le geste est invasif, c'est-à-dire plus les voies d'abord sont restreintes, plus le rôle de l'imagerie est important pour garantir sa précision, son efficacité et sa sécurité. Différents professionnels de la santé réalisent des actes sous imagerie interventionnelle: radiologues, chirurgiens, rhumatologues, cardiologues, urgentistes, anesthésistes-réanimateurs, etc.

Ces images sont obtenues *via* différents phénomènes physiques: propagation des rayons X pour les radios ou pour la tomographie (scanner),

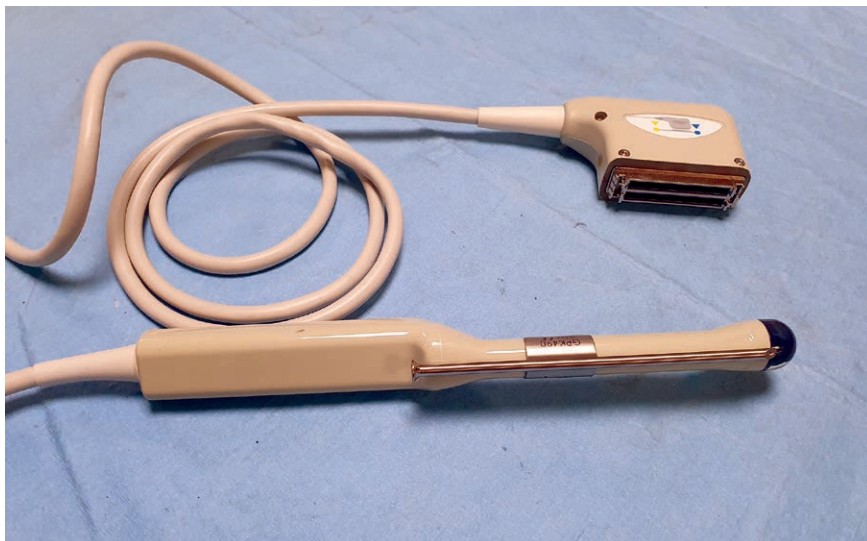
phénomènes magnétiques pour l'imagerie à résonance magnétique (IRM), propagation des ondes ultrasonores (US) pour l'échographie ou propagation de la lumière visible pour les images produites par des caméras endoscopiques. Ce sont ces phénomènes qui caractérisent ce que l'on peut voir. Par exemple, les structures osseuses sont très visibles par les rayons X, alors que les organes mous le seront davantage grâce à l'IRM ou aux ultrasons. Des produits de contraste peuvent également être utilisés pour rendre un type de structure plus visible dans une modalité: iode pour les radiographies et le scanner, gadolinium pour l'IRM, microbulles pour les ultrasons, etc. Pour permettre le guidage du geste, les modalités peuvent avoir également des versions spécifiques pour l'interventionnel: par exemple, la fluoroscopie pour les radios, le *Cone-Beam Computed Tomography* (CBCT) pour le scanner, l'IRM peropératoire pour l'IRM. Ces versions spécifiques ont pour objectif d'être compatibles avec les conditions de l'intervention: temps d'acquisition, synchronisation avec un temps physiologique (respiration, battement cardiaque...), instrumentation, etc. La contrainte « temps réel » de ces modalités interventionnelles peut résulter en une perte de qualité des images par rapport à la version non interventionnelle.

Les images utilisées peuvent avoir différentes caractéristiques. L'information qu'elles contiennent peut être bidimensionnelle (2D): « coupe » anatomique du patient pour les images ultrasonores ou images projectives pour une radiographie ou une image produite par une caméra d'endoscopie. Elle peut être tridimensionnelle: c'est par exemple le cas du scanner ou de l'IRM. À ces dimensions spatiales peut s'ajouter une dimension temporelle quand on enregistre un phénomène évolutif avec le temps: par exemple, un scanner cardiaque. Les images sont le plus souvent en niveaux de gris, mais certaines d'entre elles peuvent être en couleurs, comme les images de caméras endoscopiques.

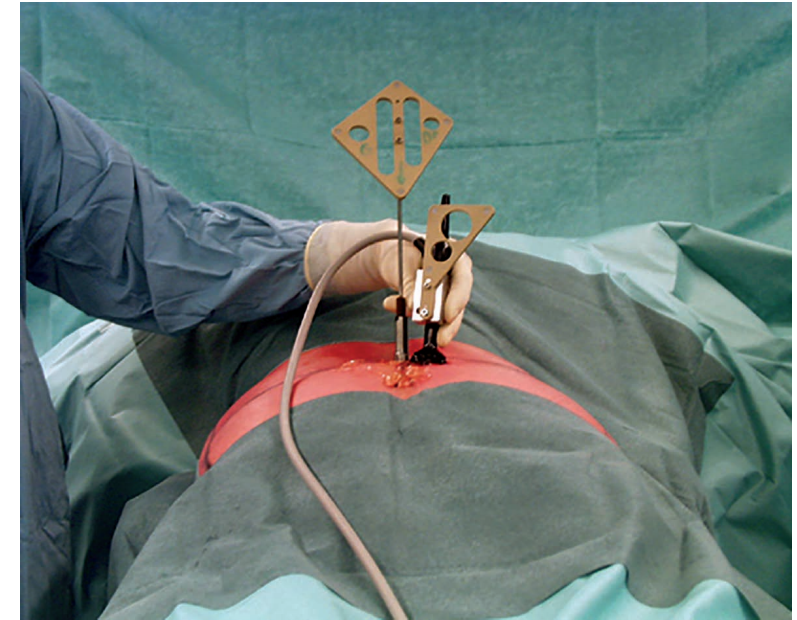
Nous donnerons deux exemples de gestes médico-chirurgicaux guidés par l'image qui visent à aider les médecins dans le diagnostic et le traitement du cancer de la prostate: la biopsie de la prostate qui est le plus souvent guidée par la modalité échographique et la chirurgie laparoscopique du cancer de la prostate (voir plus loin) qui est guidée par des images endoscopiques. Rappelons que le cancer de la prostate est un des cancers les plus fréquents chez l'homme: le premier sur le plan de l'incidence et le troisième sur le plan de la mortalité en France.

1 Biopsies de la prostate guidées par imagerie échographique et fusion de données

Comme nous l'avons vu, l'imagerie ultrasonore (US) permet de visualiser les tissus mous du corps humain. De très nombreux gestes de ponction réalisés au moyen d'aiguilles utilisent cette modalité pour faciliter l'intervention. Le plus souvent, l'appareil d'échographie produit en temps réel (environ 25 images par seconde) des images 2D représentant une « coupe » de la zone anatomique visée permettant ainsi de guider l'aiguille vers une position cible. Ceci impose que cette aiguille soit contenue dans le plan de l'image et un guide d'aiguille peut être associé à la sonde échographique pour le contraindre (figure 1). Il existe néanmoins des cas où la trajectoire de l'aiguille et l'image sont dans des plans différents. Dans ce cas, pour lier les informations de position de l'aiguille et de position des organes, il est alors possible de recourir à des systèmes de localisation tridimensionnelle (figure 2). Grâce à ces capteurs (sortes de GPS



1. Sonde échographique équipée d'un guide pour contraindre l'aiguille de biopsie à progresser dans le plan de l'image.



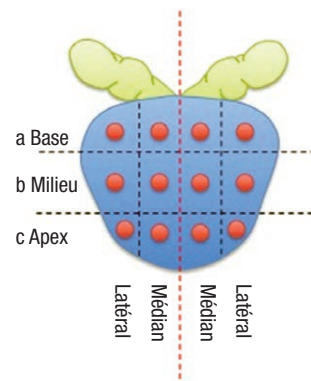
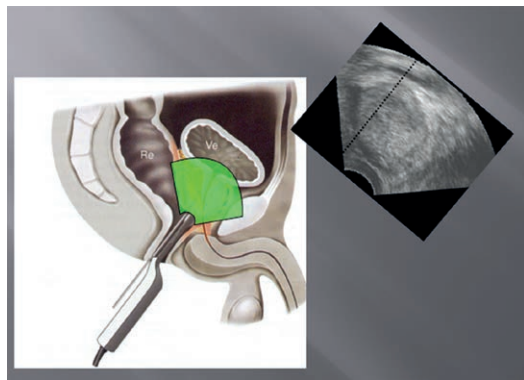
2. Sonde échographique (tenue par le chirurgien) localisée dans l'espace grâce à des marqueurs rétro-réfléchissants. Application à la chirurgie du bassin mini-invasive.

médicaux), la position de la sonde échographique (et donc du plan de l'image) est connue en temps réel ainsi que la position de l'aiguille. Le traitement informatique de ces informations permet alors de les visualiser l'une par rapport à l'autre. On parle de « systèmes de navigation ». Ces systèmes existent depuis plus de trois décennies dans le monde de la recherche et ont donné naissance à des produits industriels environ 10 ans plus tard. Une alternative consiste à utiliser une sonde échographique 3D qui acquiert un volume ultrasonore au sein duquel l'aiguille pourra être visualisée. Les images 3D sont le plus souvent acquises avec une sonde dont le capteur (ligne d'éléments piézoélectriques) est motorisé et balaye un petit volume. Plus rarement, l'image 3D est produite par une sonde avec un capteur plan. Ceci concerne plutôt les applications cardiaques.

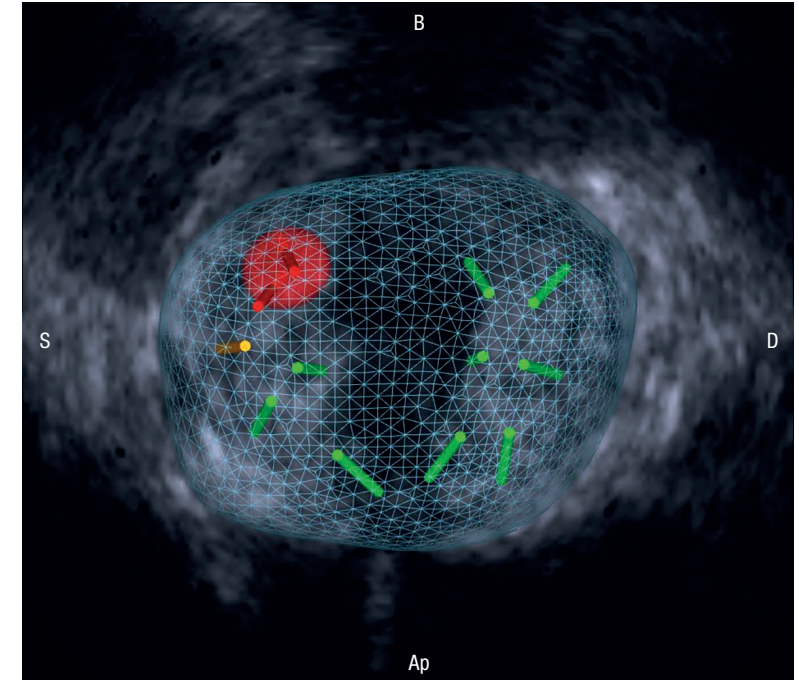
Le cancer de la prostate est diagnostiqué après différents examens avec, *in fine*, la réalisation de biopsies. L'urologue prélève des échantillons de tissus

biologiques à différents endroits de la prostate en se guidant en général avec des images ultrasonores 2D (figure 3, gauche). Ces échantillons sont ensuite examinés au microscope pour révéler d'éventuelles cellules cancéreuses et dans ce cas, caractériser le stade et l'agressivité du cancer. Dans le cas où une IRM a préalablement révélé une zone suspecte, l'urologue cherchera à atteindre cette zone. Sinon, l'urologue suit un schéma « standard » : en France, 12 « carottes » de tissu prostatique sont prélevées (figure 3, droite) de façon à maximiser la probabilité de prélever des cellules cancéreuses en cas de cancer avéré. Dans les deux cas, le repérage des zones à viser est difficile car l'imagerie ultrasonore ne permet pas de les discerner. Par ailleurs, bien que l'aiguille soit insérée *via* un guide solidaire de la sonde et donc garantissant qu'elle sera dans le plan de l'image, la prostate est un organe relativement sphérique, mobile et déformable. Il est donc assez difficile de se figurer précisément où est fait le prélèvement en se basant sur ces seules images 2D. C'est pourquoi différentes solutions ont été développées pour aider l'urologue à atteindre ces zones à échantillonner. Il est important de souligner que dans le contexte de traitements de plus en plus focalisés, la localisation précise des prélèvements effectués lors des biopsies a une importance fondamentale.

L'assistance prend plusieurs formes. Tout d'abord, si une zone suspecte est localisée sur l'IRM avant l'intervention, il faut être capable de transférer cette information dans les conditions de l'intervention. Ce transfert d'infor-



3. Principe de la biopsie guidée par échographie (à gauche) et schéma de biopsie standard, avec les 12 zones de tissu prostatique prélevées (à droite).



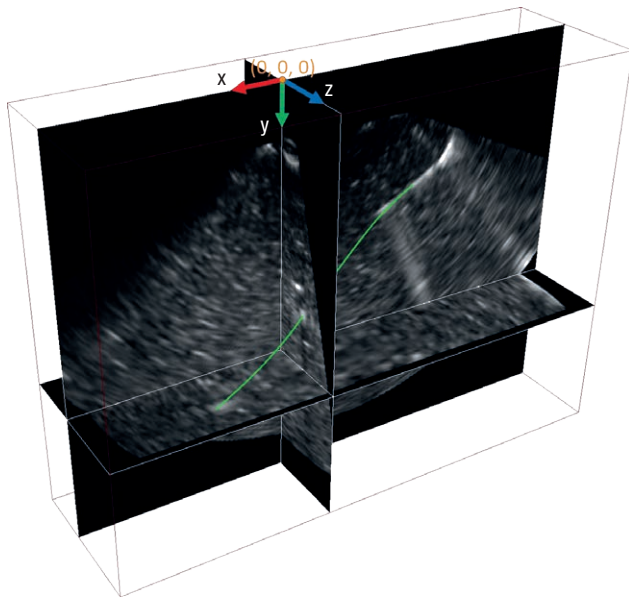
4. Assistance par fusion d'images : les échantillons (bâtonnets rouges, orange et verts) sont replacés dans un volume ultrasonore de référence (dont on voit une coupe en noir et blanc) dans lequel la zone suspecte est révélée par l'IRM (sphère rouge). Les contours extérieurs de la prostate sont représentés par le maillage en bleu.

mation, s'il est réalisé « mentalement » est très difficile pour l'urologue. C'est pour cela qu'ont été développées des méthodes de traitement d'images dites « de recalage » ou de « fusion de données » : elles comparent les informations (niveaux de gris) présentes dans un volume IRM et dans un volume ultrasonore pour en déterminer les correspondances. Celles-ci peuvent être des fonctions complexes qu'il convient d'identifier. Ceci étant réalisé, il devient possible de calculer les changements de position et la déformation de l'organe et de visualiser la position de la cible IRM dans l'image ultrasonore. Par ailleurs, pendant la réalisation des biopsies, il est nécessaire de prendre en compte de nouveaux changements liés aux déplacements de la sonde échographique, aux mouvements éventuels du patient, etc. De nouveau, des méthodes de fusion

d'images permettent de faire le lien entre les volumes ultrasonores acquis pour chaque prélèvement afin de produire une cartographie des biopsies réalisées dans un volume de référence (figure 4). Les études préalables à l'industrialisation de cette technologie ont montré que même des opérateurs confirmés pouvaient améliorer significativement leur performance grâce à l'assistance de tels systèmes.

Les travaux en cours visent à produire une assistance de « navigation » en temps réel pour guider l'urologue vers le prochain site de prélèvement. Il s'agit de mettre en correspondance non plus des volumes 3D, mais des séquences d'images 2D acquises en temps réel avec un volume 3D de référence. C'est un problème difficile auquel s'attaquent des méthodes de traitement d'images « conventionnelles », ainsi que des méthodes d'Intelligence Artificielle par réseaux de neurones profonds.

Notons que différents travaux visent également à contrôler automatiquement la progression d'une aiguille – qui peut se déformer elle aussi (figure 5)



5. Guidage automatique d'une aiguille selon une trajectoire complexe à partir de l'imagerie ultrasonore.

– vers une cible anatomique, grâce à la combinaison de la modélisation des interactions aiguilles/tissus biologiques, de la robotique et du traitement automatique des images ultrasonores (vidéo 1, cf. Références).

2 Chirurgie laparoscopique du cancer de la prostate : vers une assistance de navigation ?

Un exemple de l'utilisation d'images produites par des caméras endoscopiques est la laparoscopie (aussi appelée « coelioscopie »). Il s'agit d'une technique chirurgicale qui permet de réaliser des interventions de l'abdomen ou du bassin de façon « minimalement » invasive : un endoscope droit muni d'une caméra est introduit dans la cavité abdominale *via* une incision sur l'abdomen du patient. Il est également muni d'une source lumineuse qui permet d'apporter la lumière à l'intérieur de l'abdomen. Le chirurgien visualise le champ opératoire *via* un écran diffusant le flux vidéo de l'endoscope. Le ventre du patient est rempli de CO_2 pour créer un espace de travail. Des incisions sont également réalisées, permettant d'insérer 2 à 5 instruments chirurgicaux, longs et fins, pour réaliser l'intervention chirurgicale. Des techniques similaires existent pour l'exploration d'autres cavités du corps : par exemple, l'arthroscopie pour l'exploration des articulations ou la thoracoscopie pour l'exploration de la cavité thoracique.

En diminuant la taille des incisions, cette technique offre de nombreux bénéfices pour le patient (réduction de la durée d'intervention, des complications, de la douleur, etc.), ce qui explique qu'elle soit aujourd'hui l'approche de choix pour de nombreuses interventions chirurgicales. Cependant, elle présente des difficultés spécifiques pour les chirurgiens par rapport à la chirurgie ouverte : champ de vision très restreint, perte de perception de la profondeur (retour vidéo 2D) et impossibilité de voir « sous la surface » des organes, perte de la sensation tactile (impossible de « palper » les tissus), manipulation complexe des instruments (leur mouvement est contraint par leur point d'entrée sur la paroi abdominale, et ils sont plus longs que des instruments traditionnels). Pour ces raisons, la courbe d'apprentissage de cette technique est importante.

Une première assistance pour cette technique est d'améliorer la visualisation de la scène chirurgicale : des endoscopes stéréoscopiques (visuali-



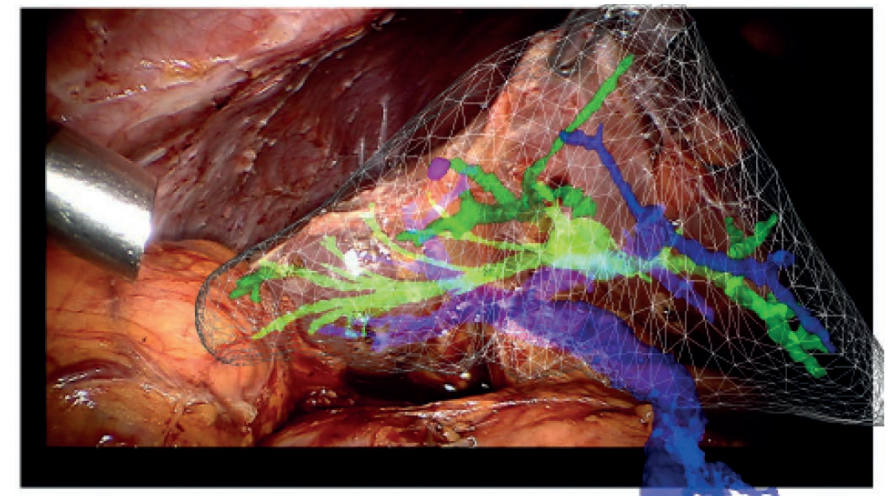
6. Scène chirurgicale laparoscopique avec visualisation simultanée des images classiques et de fluorescence (injection de vert d'indocyanine), pendant un *bypass* gastrique (un traitement en cas d'obésité importante qui consiste à réduire le volume de l'estomac). Source : Dr F. Reche, service de chirurgie digestive, CHU Grenoble Alpes.

sation 3D au lieu de 2D, comme dans un cinéma 3D) sont déjà utilisés dans les blocs opératoires. Profitant des progrès et de la miniaturisation des capteurs d'imagerie, des travaux de recherche étudient la faisabilité d'insérer des mini-caméras à l'intérieur de l'abdomen pour étendre le champ de vision du chirurgien (vidéo 2, cf. Références), ou compléter l'image endoscopique avec d'autres points de vue.

Bien qu'améliorant le confort du chirurgien, ces approches ne lui permettent pas de visualiser les structures importantes à préserver qui sont « sous la surface » des organes. À titre d'exemple, dans le traitement chirurgical du cancer de la prostate, la glande prostatique est retirée du patient pour éliminer les cellules cancéreuses. La prostate se situe à proximité de structures comme l'urètre ou les bandelettes vasculo-nerveuses, dont la lésion peut avoir un impact sur la qualité de vie des patients après l'intervention (incontinence et impuissance). Or, ces structures ne sont pas visibles dans l'image laparoscopique et apparaissent au fur et à mesure de

la dissection. Offrir au chirurgien la possibilité de visualiser ces structures pendant l'intervention pourrait l'aider dans sa chirurgie, notamment au début de la courbe d'apprentissage.

Il existe déjà des moyens de visualiser certaines structures sous la surface des organes. L'endoscopie de fluorescence consiste à injecter un produit fluorescent (le vert d'indocyanine), qui est utilisé comme intermédiaire pour détecter des structures vasculaires, les voies biliaires, des tumeurs, etc. Cela nécessite un appareillage particulier (un laser qui permet d'exciter le produit fluorescent dans le proche infrarouge, et une caméra capable de détecter la longueur d'onde émise par le produit fluorescent). Depuis peu, certains appareils d'endoscopie permettent de faire à la fois de l'endoscopie en image visible et en fluorescence (figure 6). La visualisation des structures reste complexe, car le vert d'indocyanine est rapidement éliminé par le corps. L'échographie en mode Doppler est un autre moyen de visualiser les flux sanguins, mais comme expliqué dans la section précédente, le « transfert d'informations » entre l'image échographique et l'image endos-

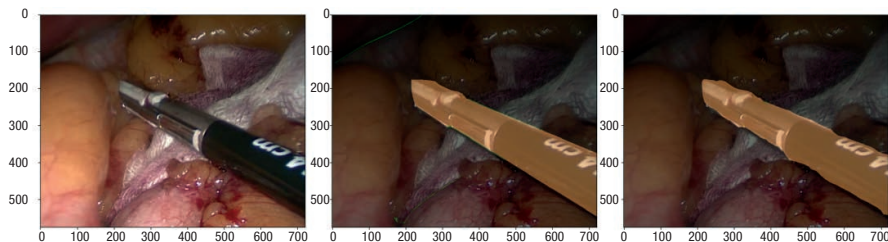


7. Réalité augmentée en laparoscopie basée sur le recalage d'images préopératoires en utilisant un modèle biomécanique. Un modèle biomécanique du foie (maillage blanc) est exploité pour estimer les déplacements du foie, et ainsi superposer des informations de vascularisation issues d'une imagerie pré-opératoire sur l'image laparoscopique. Source : S. Cotin, Inria MIMESIS, Strasbourg, France.

copique reste complexe : les points de vue sont différents, les informations ne sont pas du même type (coupe 2D en noir et blanc pour l'image ultrasonore, projection en couleur pour l'image laparoscopique).

C'est pourquoi un deuxième type d'assistance consiste à « fusionner » les informations issues de différentes modalités avec l'image laparoscopique, et à restituer l'information en réalité augmentée. Des méthodes de fusion avec des images scanner / IRM préopératoires ou interventionnelles ont été proposées, mais elles présentent la limite que l'information devient obsolète dès que le chirurgien déplace ou intervient sur les tissus mous de la cavité abdominale. Des travaux en cours exploitent des modèles biomécaniques pour simuler la déformation des organes et adapter les informations préopératoires à la situation peropératoire (figure 7), mais cela reste très complexe du fait des grandes déformations et déplacements et de la nécessité de connaître les paramètres biomécaniques des tissus (élasticité, compressibilité, par exemple) propres au patient. Dans ce contexte, l'imagerie échographique, peu coûteuse et temps réel, s'avère précieuse et des méthodes de fusion per-opératoire d'images ultrasonores et laparoscopiques ont été proposées dans la littérature.

En couplant ces informations fusionnées dans un même référentiel à de la détection automatique en temps réel de la position des instruments du chirurgien (par exemple, par traitement d'images basé sur des méthodes d'intelligence artificielle, figure 8), il deviendra possible de développer des assistances à la navigation en chirurgie laparoscopique : fournir une alerte lorsque l'instrument s'approche d'une structure à ne pas léser ou lorsque



8. Exemple de localisation d'instruments chirurgicaux par traitement d'images basé sur de l'intelligence artificielle (apprentissage profond). Au milieu, la « vérité terrain » (le contour de l'instrument est délimité à la main), et à droite sa détection automatique.

le déroulé chirurgical s'éloigne du déroulé optimal. Une telle assistance pourrait aider notamment les chirurgiens au début de leur courbe d'apprentissage de cette technique complexe. Ceci nécessite d'être capable de définir et de représenter numériquement les gestes garantissant la meilleure qualité chirurgicale (vidéo 3, cf. Références). L'explosion des domaines de l'intelligence artificielle et des données massives rend aujourd'hui envisageable ce type de modélisation.

3 Vers de nouvelles modalités d'imageries interventionnelles

Le développement de nouvelles modalités d'imagerie compatibles avec un usage peropératoire pourrait également permettre de fournir des informations *in situ* complémentaires à celles fournies par les appareils d'imagerie interventionnelle actuels. Par exemple, ces informations permettraient aux chirurgiens, lors du retrait d'une tumeur, d'adapter leur stratégie peropératoire instantanément à la situation spécifique de leur patient, sans devoir attendre l'analyse microscopique fine et exhaustive des tissus prélevés, réalisée à l'heure actuelle après l'intervention. De nombreux travaux sont en cours pour développer de nouveaux systèmes ou miniaturiser des systèmes existants pour permettre l'exploration peropératoire « en profondeur » des tissus, à des échelles microscopiques. Par exemple, l'endomicroscopie ou la tomographie par cohérence optique fournissent des images morphologiques à très petite échelle à des profondeurs allant approximativement du micromètre au millimètre. Des informations fonctionnelles microscopiques peuvent quant à elles être obtenues grâce à l'imagerie photoacoustique (visualisation de la vascularisation, cf. article Bossy) ou à des techniques d'immunofluorescence (couplage de traceurs fluorescents à des molécules ciblant des structures ou tumeurs). Ces nouvelles modalités d'imagerie prometteuses demanderont un apprentissage au médecin pour leur interprétation. La fusion de données pourrait être utile pour cet apprentissage, et pour l'exploitation des images en peropératoire, mais de nouvelles méthodes de fusion d'informations multi-modales et multi-échelles doivent être inventées.

4 Conclusion

Le recours à des approches diagnostiques et thérapeutiques minimalement invasives (allant jusqu'au passage par des cavités naturelles) a rendu l'imagerie interventionnelle incontournable. Les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur exploitent ces images pour assister le médecin, mais leur généralisation à des gestes sur tissus vivants « mous » (déformables et mobiles) et la miniaturisation toujours plus poussée de l'accès mènent à des besoins d'assistance de plus en plus sophistiqués. Les recherches sont foisonnantes, tant au niveau de la perception (développement de nouvelles modalités d'imagerie interventionnelle), qu'au niveau du raisonnement (traitement d'images temps-réel, fusion d'informations multimodales et multi-échelles, aide à la décision, simulation) et de l'instrumentation associée pour aider au guidage du geste (robots flexibles pour atteindre des zones difficiles d'accès ou mobiliser finement des sondes d'imagerie). L'intégration de ces différentes composantes dans des systèmes compatibles avec les contraintes cliniques (stérilisation, contrôle intuitif, pas de surcharge d'information) reste une question complexe. Elle passe par la démonstration de la sécurité et de la fiabilité des systèmes ainsi que par la preuve d'une valeur ajoutée clinique.