

La réalité augmentée en chirurgie orthopédique

Augmented Reality in Orthopedic Surgery

Philippe Merloz

Résumé

Les images médicales que nous utilisons pour nos interventions sont le plus souvent des images bidimensionnelles qui nous servent en peropératoire pour repérer des structures anatomiques. L'inconvénient majeur de cette approche est l'absence de relation spatiale entre le patient et ces mêmes images. Pour assurer cette relation, il est nécessaire de procéder de façon répétée à un recalage mental intra-opératoire. La réalité augmentée est une technique d'affichage qui offre assistance et guidage durant les étapes de navigation en permettant l'incrustation et la combinaison d'informations supplémentaires dans le monde réel environnant. Proposée en France dès la fin des années 80 (neuro-navigation), cette technique s'est étendue à d'autres spécialités dont l'orthopédie dans les années 90 avec plusieurs équipes pionnières en matière de navigation. Typiquement les informations supplémentaires proviennent d'images fournies par un ordinateur à partir de sources variées (IRM, TDM, Scintigraphie, Ultra-sons, Amplificateur de brillance) ou une caméra vidéo. Dans sa deuxième phase de développement, la réalité augmentée fournit au chirurgien une relation spatiale directe entre les images médicales et le patient en les mettant en correspondance en temps réel sur la région anatomique opérée. L'image est ainsi projetée sur le patient et apparaît dans la même orientation et dans la même position que la structure anatomique correspondante. On peut déjà relever quelques applications cliniques intéressantes en chirurgie rachidienne ou en traumatologie (vissage pédiculaire, ostéosynthèses périphériques et verrouillage distal des clous centromédullaires). Les problèmes à résoudre restent toutefois nombreux : dans quelles situations avons-nous besoin d'informations (planification préopératoire, navigation intra-opératoire ou évaluation post-opératoire) ? Quelle est l'information réellement utile ? De quelle précision avons-nous besoin ? Comment diffuser et exposer correctement ces informations ? L'application universelle n'existe pas pour l'instant et les développements futurs nécessitent une étroite collaboration entre médecins et scientifiques.

Mots clés

- ◆ Réalité augmentée en chirurgie
- ◆ Chirurgie guidée par l'image
- ◆ Navigation
- ◆ Navigation fluoroscopique

Abstract

The medical images that we use for our interventions are mostly two-dimensional (2D) images that serve us intraoperatively to identify anatomical structures. The major disadvantage of this approach is the lack of a spatial relationship between the patient and its own medical images. To ensure this relationship, it is therefore necessary to repeatedly perform an intraoperative mental registration. Augmented reality is a display technique that provides assistance and guidance during navigation steps by allowing inlay and combining additional information into the surrounding real world. This technique was introduced in France in the late 1980s (neuro-navigation) and extended to other specialties, including orthopedics in the 1990s, thanks to some pioneering navigation teams. Typically, the additional information comes from images provided by a computer from a variety of sources (MRI, CT, Radioisotope scanning, Ultrasound, C-arm X rays) or a video camera. In its second step of development, augmented reality provides the surgeon with a direct and real time spatial relationship between medical images and the operated anatomical region of the patient by using sophisticated registration process. The image is thus projected onto the patient and appears in the same orientation and in the same position as the corresponding anatomical structure. Some clinical applications in spine surgery or traumatology (pedicle screwing, peripheral osteosyntheses and distal locking of intra-medullary nails) can already be noted. However, there are many questions to be solved for using augmented reality in orthopedic surgery: in which situations do we need information (preoperative planning, intraoperative navigation or postoperative evaluation)? What information is really useful? What accuracy level do we need? How to properly display this information? Universal application of augmented reality in orthopedic surgery does not exist at present and future developments require a close collaboration between surgeons and scientists.

Keywords

- ◆ Augmented reality
- ◆ Image guided surgery
- ◆ Navigation
- ◆ Fluoroscopy-based navigation

L'évolution rapide et continue des technologies de l'imagerie médicale a changé profondément la face de l'orthopédie-traumatologie au cours des trois dernières décades. Dans le courant des années 80, l'imagerie médicale est devenue progressivement numérique avec l'utilisation de plus en plus fréquente de la tomodensitométrie (TDM) et de l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Transformée au format DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) l'image médicale devenait facilement transférable et modélisable. Sa nature numérique permettait son insertion dans une boucle robotique comprenant trois étapes classiques et successives : perception, raisonnement, action. Ceci allait ouvrir la voie à la chirurgie guidée par l'image dont on peut rappeler les premières applications cliniques en neurochirurgie à la fin des années 80 à Grenoble sous l'impulsion d'Alim-Louis Benabid (1). Avec laboratoire TIMC-IMAG (Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité - Informatique, Mathématiques et Applications, Grenoble) de l'Université Grenoble Alpes, sous la direction de Jocelyne Troccaz, Philippe Cinquin et Stéphane Lavallée de nombreuses autres applications de chirurgie guidée par l'image dont celles liées à l'orthopédie - traumatologie allaient voir le jour au début des années 90 (2-4).

Correspondance

Philippe Merloz

Clinique Universitaire d'Orthopédie-Traumatologie - CHU Albert Michallon - CS 10217 - 38043 Grenoble Cedex 9
Tel : 04 76 76 55 93 - E-mail : PMerloz@chu-grenoble.fr

D'autres équipes pionnières ont suivi notamment à Aachen, Baltimore, Bern et Pittsburgh dans le courant des années 90 (4). Les techniques minimales invasives sont apparues grâce aux progrès de l'imagerie moderne et des systèmes d'assistance informatisée aux gestes médicaux et chirurgicaux, en particulier dans le domaine de la chirurgie du rachis et du bassin. Le placement d'implants en percutané peut être proposé par exemple pour traiter certaines fractures de l'acétabulum ou de l'anneau pelvien ou encore du rachis. Dans ces conditions et avec les méthodes conventionnelles le placement d'une vis peut prendre dix minutes ou plus (5, 6). Le point d'entrée de l'implant de même que sa trajectoire peuvent être repris plusieurs fois ce qui aboutit à utiliser de nombreuses vues radiologiques sous des incidences multiples. Les avantages des techniques minimales invasives sont connus : diminution des pertes sanguines, réduction du temps opératoire et du traumatisme des parties molles environnantes (5, 6). Par contre ces techniques conduisent souvent à augmenter l'irradiation des patients et du personnel des blocs opératoires, tout en générant un sentiment de fatigue et parfois de frustration face au maniement plus ou moins permanent de l'amplificateur de brillance (5, 6).

Avec l'apparition des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur, une aide non négligeable peut être obtenue. Cela nécessite l'utilisation d'images TDM ou IRM, d'un localisateur optique et enfin de corps rigides fixés sur le patient et les outils du champ opératoire. L'utilisation des algorithmes de fusion d'images (3, 4) a permis le recalage des images préopératoires sur les images intra-opératoires (numérisation de points ou images issues d'un amplificateur de brillance ou bien encore d'une sonde ultrasonore). À l'issue de ce processus le chirurgien peut disposer d'informations en temps réel sur les relations spatiales entre les images 3D et les outils chirurgicaux, (4, 7, 8, 9). Toutefois les bénéfices de la navigation sont controversés (10-12). Certaines publications indiquent une réduction de l'irradiation associée à une augmentation de la précision. D'autres ne retiennent aucun avantage pour certaines procédures. Le coût généralement élevé des systèmes de navigation limite de fait leur disponibilité qui impose en plus des contraintes dans l'organisation au quotidien des blocs opératoires (13, 14). Allant au-delà de la simple navigation, la réalité augmentée (RA) est une technique d'affichage qui offre assistance et guidage durant les étapes de navigation en permettant l'incrustation et la combinaison d'informations supplémentaires dans le monde réel environnant (7, 12, 13). Nous détaillerons successivement la naissance de la réalité augmentée, puis sa place en chirurgie, la technologie de base nécessaire à sa réalisation et enfin quelques applications cliniques en orthopédie-traumatologie.

De la navigation à la réalité augmentée (RA)

Les images médicales que nous utilisons pour nos interventions sont le plus souvent des images 2D qui nous servent en peropératoire pour repérer des structures anatomiques. L'inconvénient majeur de cette approche traditionnelle est l'absence de relation spatiale entre le patient et ces mêmes images, obligeant à un fréquent recalage mental. Les algorithmes de fusion d'images permettent de supprimer cette étape du recalage mental. En établissant une correspondance directe entre les images 3D préopératoires et celles du patient, acquises en intra-opératoire, le chirurgien comme le patient peuvent en tirer bénéfice, car lors d'une intervention il est nécessaire de localiser des structures anatomiques profondes déjà repérées sur l'imagerie préopératoire (3, 4, 8, 13, 14). On peut citer l'exemple de la visée pédiculaire au niveau du rachis, pas tellement en ce qui concerne le point d'entrée de la vis qui est facilement repérable, mais surtout pour ce qui concerne sa trajectoire et sa longueur (Fig 1 et 2). Ce fait est d'autant plus évident et important lorsque le rachis déformé (scoliose). Toutefois les images de navigation restent présentées au chirurgien sur un écran d'ordinateur situé généralement à distance du champ opératoire (8).

La RA fournit au chirurgien une relation spatiale directe entre les images médicales et le patient en les mettant en correspondance sur le même lieu anatomique et en temps réel. L'image est ainsi projetée sur le patient et apparaît dans la même orientation et la même position que la structure anatomique correspondante, permettant de visualiser l'anatomie interne. En somme le chirurgien a des « yeux radiologiques » et peut voir au travers du patient des structures anatomiques situées en profondeur et non directement visibles. Les images sont fournies par un ordinateur à partir de sources variées (IRM, TDM, ultra-sons, amplificateur de brillance, ou caméra vidéo). Un localisateur optique 3D et des corps rigides fixés sur le patient, sur les outils du chirurgien ainsi que sur l'axe de vue de ce dernier sont nécessaires. Ils permettent de calculer et d'afficher correctement l'emplacement des structures anatomiques par rapport à l'opérateur. Par exemple un système de RA permet d'utiliser des images TDM en reconstruction 3D d'une diaphyse fémorale fracturée. En utilisant une technique d'affichage qui permet au chirurgien de voir la cuisse du patient et le modèle 3D du fémur simultanément, on peut visualiser le fémur au travers du patient et dans la bonne position.

La réalité augmentée (RA) est fondamentalement différente de la réalité virtuelle (RV). Comme son nom l'indique la RV présente des informations totalement synthétiques à l'utilisateur. Plus encore la RV apparaît comme totalement immersive, ce qui signifie que l'utilisateur existe complètement dans l'environnement virtuel et n'a pas d'interactions directes avec l'environnement réel autres que celles recréés par le système. Par contre, avec la RA, l'utilisateur continue de fonctionner dans l'environnement réel et le système donne des informations synthétiques, principalement visuelles mais perçues dans le contexte du monde réel, comme une amélioration des sens. La RA, telle qu'elle existe aujourd'hui n'est pas un concept nouveau (2, 3, 4, 15), mais les récentes avancées technologiques ont permis sa mise en pratique (localisateurs optiques et corps rigides 3D ; systèmes de visualisation à haute performance ; puissance de calcul des ordinateurs).

Place de la RA en chirurgie

Toutes les sources d'imagerie peuvent être utilisées pour la RA : L'IRM, L'angio-IRM, la TDM, les angiographies digitales soustractives, les ultrasons fonctionnels et dynamiques à haute fréquence (modes A, B ou C), la scintigraphie, les amplificateurs de brillance et la tomographie par cohérence optique. À partir de ces sources on peut produire des images multi planaires dont les combinaisons spatiales permettent de créer des bases de données volumétriques. Il devient alors possible de reconstruire des modèles 3D de l'organe à traiter. Il est par exemple possible de reconstruire une vertèbre fracturée en un modèle 3D dont le volume pourra être entièrement visualisé dans toutes les directions (Fig 2). En utilisant une large variété d'images et de modèles 3D la RA peut faciliter la planification préopératoire, la navigation ou la localisation des structures anatomiques profondes ainsi que l'entraînement à la chirurgie (16, 17).

En pré et peropératoire

La RA offre au chirurgien la possibilité de réaliser un plan préopératoire permettant de définir une stratégie intra-opératoire optimale. En utilisant ce plan on donne à l'opérateur un potentiel de meilleure précision dans le geste. Par exemple, avec pour base des images TDM on peut définir la meilleure direction et la meilleure position pour l'implantation d'une vis en région ilio-sacrée afin d'éviter les structures critiques comme le tronc lombo-sacré et obtenir également une bonne stabilité du foyer de fracture (9, 18). L'affichage du plan par le système de RA permet d'éviter les risques de fausse route et leurs conséquences éventuelles (9).

Chirurgie à distance

Avec un plan préopératoire et l'assistance intra-opératoire, la RA peut fournir les moyens à un chirurgien expert sur son site de travail habituel d'offrir des conseils et des aides à un autre chirurgien sur un cas précis de patient hébergé sur un site lointain. L'expert peut prodiguer ses avis en termes de diagnostic mais aussi en termes de guidage du geste directement sur le site du chirurgien éloigné, grâce à un système de RA. Ce type d'expérience a déjà été réalisé (16-19).

Simulation

Un autre usage de la RA est l'entraînement et la simulation. Pour cela, la RA est couplée avec un spécimen ou un model anatomique permettant à l'étudiant de visualiser directement l'anatomie interne. Le suivi des outils en temps réel rend possible la vérification de l'efficacité du geste (16-20).

Technologies de base pour la RA

Le concept de RA nécessite l'utilisation de trois composants principaux. Un système de visualisation, un localisateur optique et un ordinateur équipé d'un logiciel pour transformer les images et corrélater la position image-patient. L'ordinateur représente la partie centrale qui unit toutes les autres. Pour créer l'illusion convaincante que les informations synthétiques font partie de l'environnement réel, il faut que les images puissent être exposées en temps réel, avec une fréquence de 30 images par seconde et une latence inférieure à 100 millisecondes (17).

Le localisateur optique

Le localisateur est généralement de nature optique grâce à des caméras infra-rouges. La technologie de ce système a fait de grands progrès, car l'encombrement et le poids sont désormais réduits. C'est un des éléments importants car cet appareil est à l'origine du recalage entre l'image à incruster et le monde réel (patient). Sans cela l'illusion que les deux mondes coexistent peut-être annulée. Le localisateur permet de mesurer la position des objets dans l'environnement chirurgical défini par le patient, la tête du chirurgien (et donc ses yeux) et les outils chirurgicaux (Fig 3). Ces trois éléments sont rendus visibles par le localisateur grâce à la présence de corps rigides fixés sur eux. L'ensemble du dispositif doit avoir une résolution spatiale au moins aussi précise que celle de l'appareil de visualisation. Sa vitesse de travail doit être suffisamment rapide pour autoriser le système de RA à produire des images de synthèse sans temps morts (17).

Les systèmes de visualisation

La technologie de visualisation continue d'être un facteur limitant dans le développement des systèmes de RA. Il est en effet difficile d'associer la présentation d'une image de RA performante avec un système léger et à bas coût.

Quand on cherche à réaliser une incrustation d'images dans le monde réel deux choix de base sont possibles : la technologie vidéo et la technologie optique. Chacune d'elles a des avantages et des inconvénients concernant la résolution, la flexibilité, le champ de vision, la stratégie de recalage (21). Les systèmes de visualisation peuvent être divisés en deux catégories :

- Les systèmes opaques (écrans plats à cristaux liquides par exemple) sont généralement équipés d'une caméra vidéo pour associer champ opératoire et imagerie complémentaire. Ces systèmes sont simples et indépendants de la position de la tête des spectateurs. Par contre, ils obligent l'opérateur à déplacer son champ de vision entre le champ opératoire et l'écran. Il existe deux sous-catégories avec les écrans plats 2D et les écrans 3D stéréoscopiques ou volumétriques (Fig 4). Le meilleur système est celui qui correspond le mieux à l'application clinique choisie (17) ;
- Les systèmes semi-transparents fonctionnent comme des téléprompteurs (miroir sans tain). La plupart des appareils de visualisation sont des systèmes HMD (Head Mounted Display) et ceux qui sont utilisés en médecine sont du type « Optical see-through HMD » : le dispositif se compose d'une paire de lunettes munie de verres semi transparents (Fig 5). Sur ces verres sont projetées les images à incruster (images radiographiques ou ultra-sonores par exemple), et ces mêmes verres permettent à l'utilisateur de voir le monde réel avec un effet stéréoscopique (22, 23). Un des problèmes est lié aux difficultés d'alignement de l'optique HMD avec le monde réel. Les mouvements de la tête peuvent altérer le recalage des incrustations avec le monde réel, obligeant à des phases de recalage itératives. On peut contourner la difficulté en ajoutant un système de compensation automatique des mouvements. La vision stéréoscopique peut en outre provoquer un excès de contraintes oculaires. Enfin les HMD « fermés » semblent moins appropriés à la chirurgie car totalement immersifs (17).

Ces deux sous-systèmes primaires de localisation et de visualisation sont les composants de base de tout système de RA, mais en fonction de l'application clinique souhaitée de nombreuses configurations peuvent être imaginées et réalisées (17).

Le système de recalage

C'est le troisième composant (ordinateur) d'un système de RA. Le recalage est le processus qui permet de repérer des objets dans l'environnement et de les faire correspondre avec leur contrepartie dans les images. Il y a plusieurs façons de faire un recalage et la technique la plus sophistiquée consiste à acquérir des formes tridimensionnelles en utilisant plusieurs caméras vidéo, des palpeurs numériques, des images ultra-sonores ou TDM (3, 4, 24, 25). Ces formes 3D peuvent être fusionnées avec

des formes géométriques dans la base de données. Un processus associant translation, rotation et réglage de l'agrandissement permet de formater les images pour qu'elles puissent être visionnables. Comme les autres composants de RA, chaque technique de recalage doit être choisie en fonction de l'application clinique identifiée.

Applications de la RA en orthopédie-traumatologie

Les gestes chirurgicaux réalisés en mode mini-invasif et en particulier en mode percutané ont des avantages que nous avons déjà soulignés. Par contre un des inconvénients est représenté par la perte d'information visuelle directe. La RA peut compenser cette perte dans certaines indications en orthopédie-traumatologie. Lors d'une procédure percutanée, le premier geste consiste à introduire une broche jusque dans la structure osseuse concernée, en s'aidant presque toujours d'un amplificateur de brillance. Ce geste, à priori simple à réaliser, est fondamental car lorsque la broche est correctement insérée, c'est sur elle que l'on pourra introduire le foret, puis la vis, outils tous deux canulés. L'idée est donc de se servir de la RA pour incruster une image radiographique sur une image vidéo de la zone opérée et dans ce cadre plusieurs options sont possibles.

Reconstruction de surface 2D augmentée par les images radiographiques 2D

Dans cette proposition un amplificateur de brillance est installé au-dessus du patient avec le détecteur placé sous la table d'opération. L'émetteur (au-dessus du patient) est équipé d'une caméra vidéo. Juste au-dessous de cet ensemble deux miroirs sans tain, parallèles entre eux sont disposés de façon à faire coïncider le rayon X émergent et l'image vidéo. Les vues vidéo peuvent donc être augmentées des images radio issues de l'amplificateur de brillance (Fig 6), (26). Ce dispositif peut être utilisé pour le traitement de nombreuses pathologies fracturaires ou non de localisation périphérique telles que le coude, l'extrémité distale des deux os de l'avant-bras, la main, le genou, le coup de pied et le pied. Il peut également être très utile pour le traitement des fractures diaphysaires (humérus, fémur, tibia) et le verrouillage distal des clous centromédullaires notamment fémoraux (27, 28). L'efficacité du chirurgien est transformée, car son regard se concentre sur une seule image ce qui supprime la vision alternative du champ opératoire à l'écran du fluoroscope. La durée d'intervention et le niveau d'irradiation peuvent être réduits. La précision du geste est augmentée et le système est peu coûteux. Par contre, l'espace libre pour le chirurgien au-dessus du champ opératoire est réduit en raison de la présence des miroirs. Le champage diminue légèrement la qualité des images et la situation éloignée du détecteur de rayons X n'est pas logique en termes d'irradiation. Pour obtenir des images de face et de profil, l'amplificateur de brillance doit être repositionné, ce qui nécessite le placement d'un marqueur radio-opaque sur le patient de façon à permettre le recalage d'alignement caméra-radio.

Plusieurs modifications techniques permettent de majorer l'augmentation. L'une d'entre elles consiste à remplacer la simple caméra vidéo par une caméra RGBD (Red, Green, Blue, Depth) qui fournit des images couleur 2D avec un effet de profondeur permettant de reconstruire des surfaces 3D d'objets et ceci quelle que soit l'incidence de prise de vue. Ainsi les images vidéo 3D sont augmentées d'images radio 2D issues de l'amplificateur de brillance et un zoom est possible sur la vidéo ou la radiographie (26, 29, 30).

Reconstruction de surface 3D augmentée par les images radiographiques 3D

Dans la phase dite intra-opératoire, on utilise un amplificateur de brillance 3D à faisceau conique (« cone beam CT » ou CBCT) muni d'une caméra RGBD fixée cette fois sur le détecteur de rayons X. Des corps rigides sont fixés sur le patient et l'amplificateur de brillance. Ils sont visibles grâce au localisateur optique. La rotation du bras en « C » de l'amplificateur de brillance permet d'acquérir simultanément les images scanner CBCT et les informations de surface à l'aide de la caméra RGBD. La surface des images CBCT est extraite à l'aide d'une technique de seuillage, puis d'un processus DRR (Digital Reconstructed Radiograph) et celle de la caméra RGBD à l'aide d'une technique de maillage (Fig 7), (30). Un recalage de surface est ensuite réalisé entre les données CBCT-DRR et le balayage de surface RGBD. Toutes ces informations sont alors fusionnées et visualisées dans une scène exposant les relations entre le volume de l'organe scanné (CBCT-DRR), la surface du patient (RGBD) et la vidéo RGBD en direct montrant la main et/ou les outils chirurgicaux (Fig 8). Le chirurgien peut choisir de multiples vues arbitraires sur les données CBCT-DRR et RGBD fusionnées. Le système permet des perspectives qui ne sont généralement pas possibles en utilisant l'imagerie radiographique conventionnelle, car l'espace mobile libre est limité par le patient, la table opératoire ou la configuration de l'installation. Les données RGBD en direct fournissent une compréhension intuitive de la relation entre le volume (CBCT), la surface du patient, la main du chirurgien et ses outils médicaux (Fig 8).

Quand on compare pour un même geste percutané, sur une même région anatomique et avec plusieurs chirurgiens d'expérience différente, la fluoroscopie conventionnelle versus la reconstruction de surface 2D augmentée par les images radiographiques 2D versus la reconstruction de surface 3D augmentée par les images radiographiques 3D, on s'aperçoit que cette dernière modalité est la moins irradiante et qu'elle fait gagner du temps tout en réduisant la charge de travail du chirurgien (30). Ce dispositif est plus complexe que le précédent et son coût est plus élevé. Néanmoins la qualité des images produites en fait un excellent outil pour la chirurgie du rachis et du bassin, (30).

Conclusion

La réalité augmentée est un concept qui peut s'adapter à de multiples situations cliniques. Chacun doit pouvoir construire son application de réalité augmentée. Pour cela, il importe d'abord de bien définir son projet ainsi que les indications ou pathologies particulièrement utiles (verrouillage distal des clous centromédullaires ou chirurgie du rachis avec abord postérieur percutané par exemple). Il conviendra ensuite d'identifier le type de situation dans lequel l'information recherchée est la plus pertinente (plan préopératoire, navigation peropératoire, évaluation postopératoire et enseignement), puis de définir la précision recherchée et enfin choisir le système d'imagerie le plus approprié pour la tâche retenue. La réalité augmentée en médecine ou chirurgie en général et en orthopédie-traumatologie en particulier n'est pas ce que l'on peut appeler une innovation de rupture (« killing application » en anglais). Toute application peut être imaginée à la condition d'établir une collaboration étroite entre ingénieur et clinicien.

Discussion en séance

Question de JF Dubousset

Cela s'applique pour des cas particuliers, mais tous les jours : non ?

Réponse

Certaines de ces techniques s'appliquent à des cas particuliers, notamment celles qui utilisent l'imagerie 3D principalement à base tomodensitométrie. Toutefois, les techniques utilisant l'imagerie 2D sont plus faciles à utiliser et peuvent parfaitement s'intégrer dans une pratique quotidienne.

Question de S Wolf

La réalité augmentée va-t-elle s'imposer de façon quotidienne comme la navigation pour la chirurgie rachidienne ?

Réponse

À terme je pense que les techniques de réalité augmentée vont s'imposer (comme la navigation) car l'outil sera intégré tôt ou tard aux systèmes d'imagerie 2D ou 3D.

Question de P Lascombes

Dans l'utilisation en traumatologie : peut-on faire les acquisitions sur les deux (2) fragments (mobiles entre eux) et ensuite pouvoir réduire et enclouer sous contrôle scopique ?

Réponse

Pour l'utilisation en traumatologie, la réponse est oui pour ce qui concerne les acquisitions sur les deux fragments fracturaires. Après rien n'empêche de poursuivre la procédure (réduction, puis enclouage) en se servant d'un système de réalité augmentée basé sur l'association imagerie radiologique 2D et vidéo.

Question de G Morvan

Le 3D du scanner préopératoire est utilisable pour le virtuel ? Donc en peropératoire, il y a une diminution des rayons pour être à une dose minimale ?

Réponse

Le scanner 3D préopératoire est obligatoire si on veut effectuer en intra-opératoire des procédures de recalage (par exemple recalage 3D/2D). Par contre avec un système 3D intra-opératoire associé à une vidéo 3D RGBD (Red, Green, Blue, Depth), on diminue effectivement la quantité de rayonnement X émise.

Question de P Hernigou

Pourrait-on utiliser un système grand public, type Google Map. Dans une fracture de Pouteau-Colles, de la peau vers l'os ; et avec deux smart phone : os, peau et broches.

Réponse

Pourquoi pas ? On peut parfaitement envisager l'utilisation d'un outil grand public comme celui que vous citez (Google Map et deux smart phones). En matière de réalité augmentée, il n'y a pas d'innovation de rupture (pas encore en tout cas) et tout peut-être imaginé. L'essentiel est de travailler avec une équipe de scientifiques pour s'assurer que le système développé est fiable, précis et facile à utiliser en pratique courante.

Références

1. Benabid AL. Lasker Award winner Alim Louis Benabid. Nat Med. 2014 Oct;20(10):1121-3.
2. Cinquin P. Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur. Ann Radiol. 1994;36: 386-406.
3. Lavallée S, Cinquin P, Szeliski R et al. Building a hybrid patient's model for augmented reality in surgery : A registration problem. Comput Biol Med. 1995;25:149-64.
4. Lavallée S, Troccaz J, Sautot P et al. Computer Assisted Spine Surgery Using Anatomy-Based Registration. In Taylor R, Lavallée S, Burdea G, Mosges R (eds): Computer Integrated Surgery. Cambridge, MIT Press 1996: 425-449.
5. Gay SB, Siström C, Wang GJ, Kahler DA, Boman T, McHugh N et al. Percutaneous screw fixation of acetabular fractures with CT guidance: preliminary results of a new technique. Am J Roentgenol. 1992;158:819-22.
6. Starr AJ, Reinert CM, Jones AL. Percutaneous fixation the columns of acetabulum: a new technique. J Orthop Trauma. 1998;12:51-8.
7. Foley KT, Smith MM Image-guided spine surgery. Neurosurg Clin North Am. 1996;7:171-86.
8. Merloz Ph, Tonetti J, Eid A et al. Computer Assisted Spine Surgery. Clin Orthop. 1997;337: 86-95.
9. Tonetti J, Carrat L, Blendea S, Merloz Ph, Troccaz J et al. Clinical results of percutaneous pelvic surgery. Computer assisted surgery using ultrasound compared to standard fluoroscopy. Computer Aided Surgery. 2001;6:204-11.
10. Amato V, Giannachi L et al. Accuracy of pedicle screw placement in the lumbosacral spine using conventional technique: computed tomography postoperative assessment in 102 consecutive patients. J Neurosurg Spine. 2010;12:306-13.
11. Mason A, Paulsen R et al. The accuracy of pedicle screw placement using intraoperative image guidance systems. J Neurosurg Spine 2014;20:196-203 .
12. Gebhard FT, Kraus MD, Schneider E, Liener UC, Kinz L, Arand M. Does computer-assisted spine surgery reduce intraoperative radiation doses. Spine. 2006;31:2024-7.
13. Gras F, Marintschev I, Klos K, Mückley T, Hofmann GO, Kahler DM. Screw placement for acetabular fractures: which navigation modality (2-dimensional vs. 3-dimensional) should be used, an experimental study. J Orthop Trauma. 2012;26:466-73.
14. Hüfner T, Stübgen T, Gössling T, Kendoff D, Geerling J, Krettek C. Cost-benefit analysis of intra-operative 3D imaging. Der Unfallchirurg. 2007;110:14-21.
15. Peuchot B, Tanguy A, Eude M. Augmented reality in spinal surgery. in JA Sevastik and KM Diab (eds.): Research into spinal deformities 1. Amsterdam, IOS Press 1997:441-4.
16. O'Toole RV, Blackwell MK, Morgan FM et al. Image overlay for surgical enhancement and telemedicine. In Morgan K, Satava RM, Sieburg HB et al (eds): Interactive technology and the new paradigm for healthcare. Amsterdam, IOS Press 1995:271-3.
17. Blackwell M, Morgan F, DiGioia AM Augmented reality and its future in orthopedics. Clin orthop 1997;354: 86-95.
18. Thakkar SC, Thakkar RS, Sirisreetreerux N, Carrino JA, Shafiq B, Hasenboehler EA. 2D versus 3D fluoroscopy-based navigation in posterior pelvic fixation: review of the literature on current technology. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2017;12:69-76.
19. Marescaux J, Soler L, Mutter D, Leroy J, Vix M, Koehl C, Clément JM. Virtual university applied to telesurgery: from teleeducation to telemanipulation. Stud Health Technol Inform 2000; 70:195-201.
20. Soler L, Marescaux J. Patient-specific surgical simulation. World J Surg. 2008;;32:208-12.

21. Azuma R. A survey of augmented reality. ACM SIGGRAPH 1997:1-38.
22. Grimson W, Ettinger G, Kapur T, Leventon M, Wells W, Kikinis R. Utilizing segmented MRI data in image guided surgery. International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence. 1998;11:1367-97.
23. Ohbuchi R, Chen D, Fuchs H. Incremental volume reconstruction and rendering for 3D ultrasound imaging. Visualization in Biomedical Computing 1992;1808:312-23.
24. Friets EM, Strohbehn JW, Roberts DW. Curvature-based nonfiducial registration for stereotactic operating microscope. IEEE Trans Biomed Eng 1995;42:867-78.
25. Maurer Jr CR, Fitzpatrick JM A review of medical image registration. In Maciunas RJ (ed): Interactive image guided neurosurgery. American Association of Neurological Surgeons, Park Ridge, IL 1993;17-44.
26. Navab N, Mitschke M, Schütz O. Camera-augmented mobile c-arm (camc) application: 3d reconstruction using a low-cost mobile c-arm. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI99, Springer 1999: 688-97.
27. Zheng G, Dong X, Gruetzner PA. Reality-augmented virtual fluoroscopy for computer-assisted diaphyseal long bone fracture osteosynthesis: a novel technique and feasibility study results. Proc Inst Mech Eng H. 2008;222:101-15.
28. Diotte B, Fallavollita P, Wang L, Weidert S, Euler E, Thaller P, Navab N. Multi-modal intra-operative navigation during distal locking of intramedullary nails. IEEE Trans Med Imaging. 2015;34:487-95.
29. Tsai R. A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses. IEEE J Robot Autom 1987;3 (4) :323-44. doi : 10.1109/JRA.1987.1087109
30. Fischer M, Fuerst B, Lee SC, Fotouhi J, Habert S et al. Preclinical usability study of multiple augmented reality concepts for K-wire placement. Int J CARS 2016;11:1007-14.



Figure 1 : À gauche : numérisation de points acquis en intra-opératoire. Ils seront fusionnés sur le modèle 3D de la même vertèbre, reconstruit à partir des images TDM préopératoires. À droite : le processus de fusion d'images rend possible la navigation.

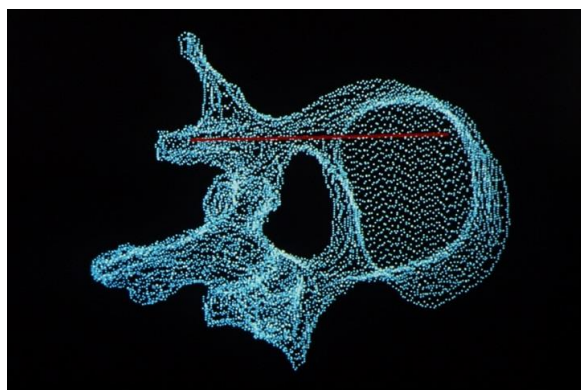


Figure 2 : Modèle 3D de vertèbre lombaire, reconstruit à partir d'images TDM (image TIMC).



Figure 3 : Localisateur optique (infra rouge) de dernière génération. Les sphères qui sont devant mesurent 1 cm de diamètre. Elles sont recouvertes de microbilles réfléchissantes. Une fois fixées sur leur corps rigide les sphères peuvent être vues par le localisateur.

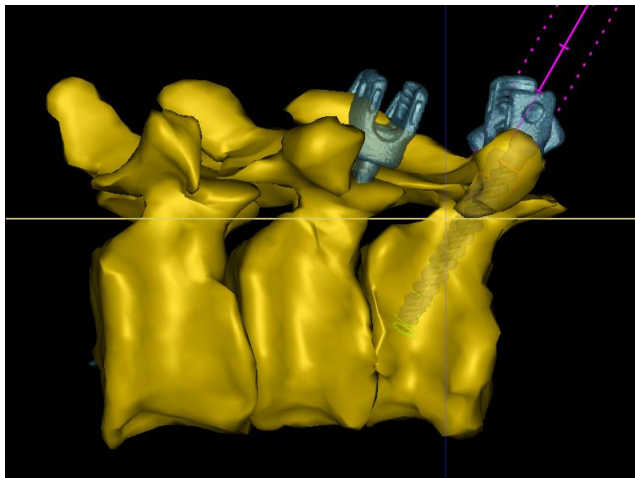
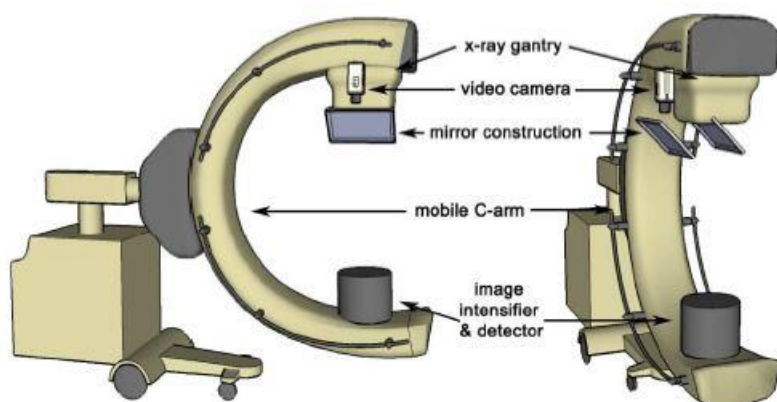


Figure 4 : Exemple de modèle d'écran stéréoscopique.



Figure 5 : Exemple de casque de type HMD (Head Mounted Display) muni de verres semi-transparentes.



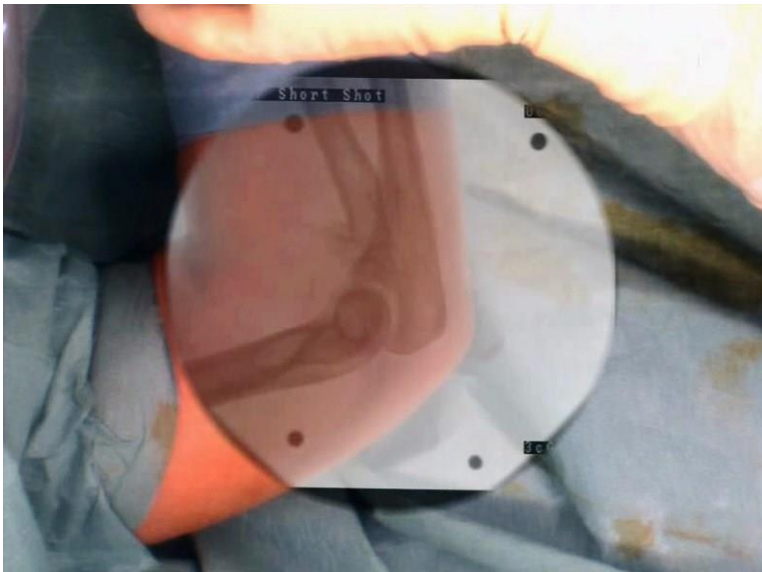


Figure 6 : Reconstruction de surface 2D augmentée par les images radiographiques 2D. L'amplificateur de brillance (A) est muni d'une caméra vidéo et de deux miroirs qui font coïncider le rayon X émergent et l'image vidéo (A et B) permettant l'augmentation des images radiographiques 2D (C).

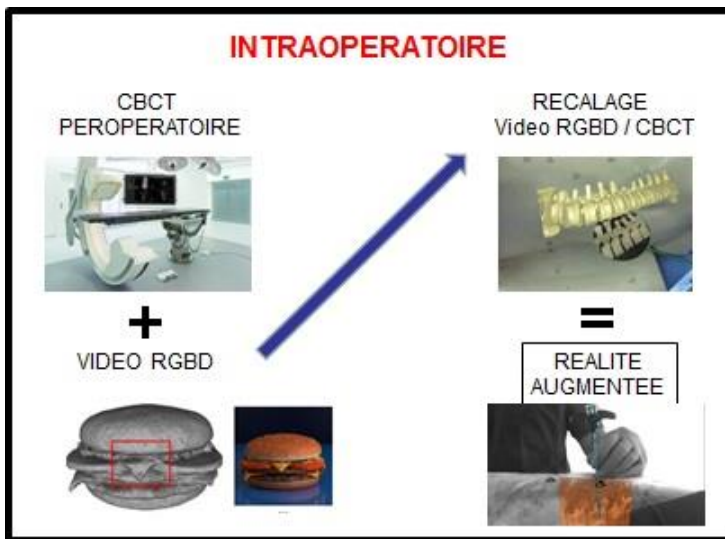


Figure 7 : Les différentes étapes du processus de reconstruction de surface 3D augmentée par les images radiographiques 3D. Après acquisition simultanée des images scanner CBCT et des informations de surface à l'aide de la caméra RGBD, un recalage est réalisé entre les données CBCT et le balayage de surface RGBD. Toutes ces informations sont ensuite fusionnées et visualisées dans une scène exposant les relations entre le volume de l'organe scanné, la surface du patient et la vidéo RGBD en direct.

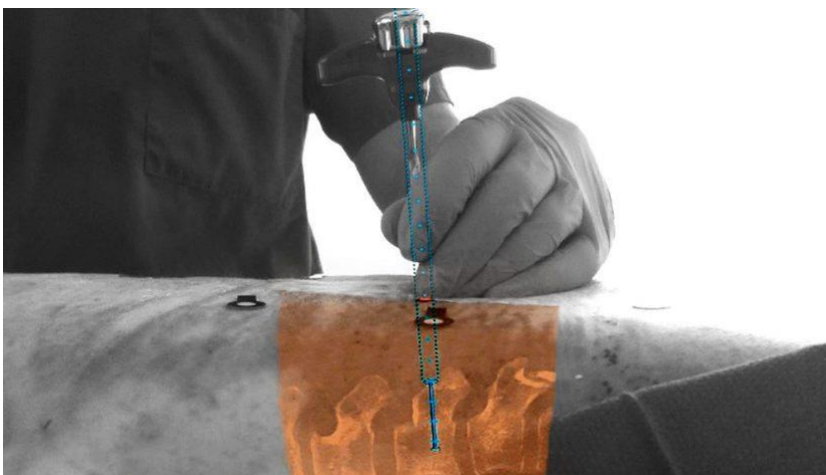


Figure 8 : Image associant une reconstruction de surface 3D (vidéo : http://www3.biusante.parisdescartes.fr/acadchir/sean/?cle_seance=761) augmentée par une image 3D CBCT (rachis).