

La chirurgie orthopédique et traumatologique guidée par l'image

De la naissance à l'âge adulte

Philippe Merloz, Jocelyne Troccaz, Philippe Cinquin, et Stéphane Lavallée

Grenoble

Résumé – Trois défis chirurgicaux sont à la base de la naissance de la chirurgie orthopédique guidée par l'image : réaliser une visée linéaire à l'intérieur d'un organe ; faire des coupes osseuses pour construire un alignement physiologique, remplacer une articulation ou réséquer une tumeur ; enfin, détecter des conflits potentiels entre structures anatomiques et/ou prothétiques. Les mutations principales sur le plan des technologies logicielles ou matérielles concernent la nature des informations utilisées pour planifier et guider le geste : données préopératoires anatomiques 3D, fluoroscopie peropératoire, données peropératoires fonctionnelles (axes des membres, centre de rotation des articulations), modèles statistiques de formes anatomiques et plus récemment imagerie intra-opératoire 3D. Le choix de ces modalités impacte la nécessité (ou pas) de méthodes de recalage et leurs choix d'implémentation. L'étroite collaboration entre les scientifiques du laboratoire TIMC-IMAG et les chirurgiens orthopédistes grenoblois, entre 1995 et 2002, a permis aux équipes françaises d'être à l'origine de nombreuses innovations et de premières réalisations chirurgicales, même si des équipes étrangères étaient déjà presque aussi avancées. C'est ainsi que les applications cliniques au niveau du rachis, du remplacement prothétique de l'articulation du genou et de la hanche, de la réparation des ligaments du genou ou de la correction des déformations des membres ont vu le jour. Malgré leur coût et le temps additionnel opératoire, ces systèmes ont eu un effet parfaitement compensé par la diminution significative de la dispersion des résultats anatomiques.

Mots clés: chirurgie guidée par l'image, navigation chirurgicale, robotique chirurgicale.

Abstract – Three surgical challenges are at the root of the birth of image-guided orthopedic surgery: making a linear trajectory within an organ ; making bone cuts to construct a physiological alignment, replacing joint or resecting a tumor and finally, detecting potential conflicts - impingements - between anatomical and/or prosthetic structures. The main changes in software or hardware technologies concern the nature of the information used to plan and guide the procedure: preoperative 3D anatomical data, intraoperative fluoroscopy, functional intraoperative data (limb axes, joints center of rotation), statistical models of anatomical forms and more recently intraoperative 3D imaging. The choice of these modalities impacts the necessity (or not) of methods of registration and their choices of implementation. The close collaboration between the scientists from the TIMC-IMAG laboratory and the orthopedic surgeons from Grenoble between 1995 and 2002, allowed the French teams to be at the origin of many innovations and first surgical achievements, even if foreign teams were already almost as advanced. Thus clinical applications in the spine surgery, prosthetic replacement of the knee and hip joints, repair of ligaments of the knee or the correction of limb deformities such as high tibial osteotomy have emerged. Despite their cost and additional operative running time, these systems had an effect perfectly offset by the significant decrease of the outliers in terms of anatomical results.

Keywords: image guided surgery, surgical navigation, medical robotics.

Introduction

L'évolution rapide et continue des technologies de l'imagerie médicale au cours des quatre dernières décades a changé la face de l'orthopédie-traumatologie. Dans le courant des années 1980, l'imagerie médicale devient numérique et tridimensionnelle (3D) avec la tomodensitométrie (TDM) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Transformée au format DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*), l'image médicale est facilement transférable, modélisable et sa nature numérique permet son insertion dans

une boucle robotique comprenant trois étapes classiques et successives (perception, raisonnement, action). Ceci va ouvrir la voie à la chirurgie guidée par l'image dont il faut rappeler les premières applications cliniques en neurochirurgie à la fin des années 1980 à Grenoble, sous l'impulsion d'Alim-Louis Benabid [1]. Au sein du laboratoire TIMC-IMAG (Techniques de l'ingénierie médicale et de la complexité - Informatique, Mathématiques et Applications, Grenoble) de l'université Grenoble-Alpes et sous la direction de Jocelyne Troccaz, Philippe Cinquin et Stéphane Lavallée, de nombreuses applications cliniques de chirurgie guidée par l'image dont celles liées

à l'orthopédie-traumatologie, vont voir le jour dès le début des années 1990 [2-4].

Au cours de sa vie professionnelle, un chirurgien doit relever un certain nombre de défis et en orthopédie, trois de ceux-ci peuvent être individualisés : réaliser une visée linéaire dans un organe ou une partie d'organe sans voir physiquement ce qu'il y a derrière ou à l'intérieur de cet organe (exemples : visée pédiculaire, visée du point d'insertion fémoral du ligament croisé antérieur) ; faire un alignement physiologique, par des coupes osseuses sur un segment de membre (exemple : ostéotomie haute du tibia) ou une grosse articulation (exemple : prothèse du genou, ou de la hanche) ; enfin, détecter des conflits potentiels entre structures anatomiques et/ou prothétiques (ligament croisé antérieur [LCA] ; prothèse totale de hanche [PTH] ; prothèse totale du genou [PTG]).

Ces défis peuvent être gagnés en respectant les trois impératifs du chirurgien en général et de l'orthopédiste en particulier : planifier le geste opératoire, étape importante car elle représente la première phase de l'intervention ; offrir au chirurgien une scène de réalité augmentée avec une vision différente de celle qu'il peut voir habituellement tout en lui permettant de vérifier si les informations communiquées en intra-opératoire sont conformes à la réalité anatomique et/ou fonctionnelle recherchée, sans trop augmenter le temps opératoire et la complexité du geste lui-même ; enfin, lui donner la possibilité d'avoir un retour d'expérience susceptible d'être corrélé au résultat clinique.

Les images médicales que nous utilisons pour nos interventions sont le plus souvent des images 2D qui permettent en peropératoire de 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 des images 3D préopératoires et celles du patient, acquises en intra-opératoire [2-4]. La TDM ou l'IRM préopératoires, les images fluoroscopiques et d'autres images intra-opératoires comme la palpation de points remarquables ou l'acquisition de données cinématiques, morphométriques ou d'images ultrasonores représentent la base des images médicales dont le chirurgien peut se servir pour effectuer son action avec les outils de navigation, de robotique ou des gabarits personnalisés. C'est ainsi que le concept de chirurgie orthopédique guidée par l'image pour une thérapeutique optimale prend tout son sens. L'exemple type est celui du rachis avec la visée pédiculaire, 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 [4]. Ce fait est d'autant plus évident et important lorsque le rachis est déformé (scoliose).

Navigation, principales illustrations

Entre 1995 et 2005, quatre programmes européens de recherche (IGOS : *Image Guided Orthopaedic Surgery I et II* ; CRIGOS : *Compact Robot Image Guided Orthopaedic Surgery* ; MI3 : *Minimal Invasive Intraoperative Imaging*) associés à

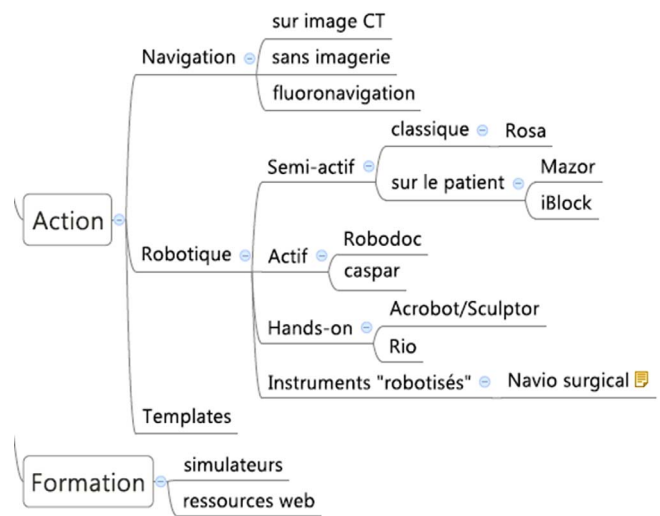


Figure 1. Schéma montrant les différentes actions (navigation, robotique, gabarits personnalisés) issues de l'utilisation des images médicales pré- ou intra-opératoires : TDM, IRM, images fluoroscopiques, palpation de points remarquables, acquisition de données cinématiques, morphométriques ou images ultrasonores (document TIMC).

plusieurs programmes hospitaliers nationaux de recherche clinique permettent de développer de nombreuses applications cliniques, certaines localement à Grenoble, d'autres en collaboration étroite avec l'université de Bretagne occidentale (Brest) ou l'université de Vancouver (University of British Columbia) et plusieurs industriels locaux, nationaux ou internationaux. Pendant cette période, les équipes françaises sont à l'origine de nombreuses innovations et de premières réalisations chirurgicales, en particulier au niveau du rachis, des greffes de LCA, des PTG et des ostéotomies [5, 6], mais nous voulons rappeler que, de façon à peu près simultanée, d'autres centres dans le monde (Aachen, Bern, Jérusalem, Montréal, Vancouver, Pittsburgh et Londres) ont eu le même parcours, avec des applications diverses et nous nous honorons d'avoir eu avec ces équipes des relations scientifiques fructueuses et durables, en particulier au sein de la société savante CAOS International (*Computer Aided Orthopaedic Surgery*) fondée en 2000 à Berne [5, 6]. À partir des quatre programmes européens et nationaux cités précédemment on trouvera décrites dans les pages suivantes les cinq principales applications :

1. En héritant partiellement des systèmes de navigation développés en neurochirurgie stéréotaxique, les premiers produits de navigation sont apparus au milieu des années 1990 dans le domaine du rachis, à la suite d'études menées conjointement aux États-Unis et en France, par la société Sofamor-Danek, devenue Medtronic depuis, avec des laboratoires de recherche associés (notamment TIMC à Grenoble). La navigation à base TDM débute à Grenoble en 1995, avec les applications rachidiennes (fig. 1). Cette technique utilise un algorithme de fusion d'images (ou recalage) entre des images TDM préopératoires de la vertèbre opérée et des points acquis à la surface de la même vertèbre [2-4]. La technique est validée en laboratoire à la fin 1993, puis sur spécimen au début 1994 (fig. 2), débouchant sur une première communication au

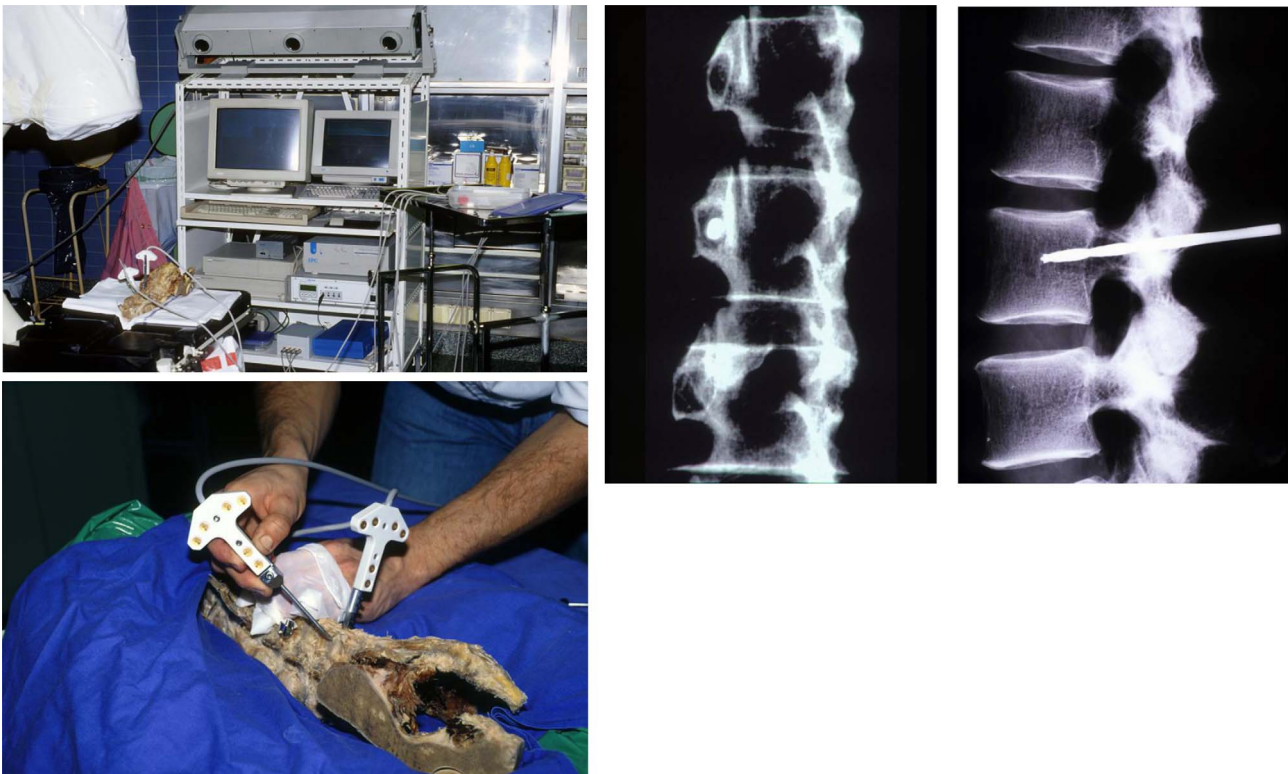


Figure 2. Validation sur spécimen (1994) d'une visée pédiculaire réalisée à l'aide d'un système de navigation à base TDM (document TIMC/Orthopédie).

Congrès annuel de la SOFCOT à Tours en novembre 1994. Après l'avis favorable du Comité consultatif pour la protection des personnes dans la recherche biomédicale (CCPPRB), la première chirurgie a lieu à Grenoble le 10 mai 1995 pour traiter une jeune patiente souffrant d'une scoliose double courbure. Le système de navigation est purement expérimental, doté de deux ordinateurs et d'un volumineux localisateur optique (Optotrack[®]) (fig. 3). L'installation du système en salle d'opération nécessite une demi-journée de travail et se fait la veille de l'intervention. Tous les corps rigides indispensables au recueil des données et à la navigation sont reliés par des câbles passant sous la table d'opération avant d'être connectés à l'ordinateur central. Le jour J, deux ingénieurs sont présents en salle pour s'assurer du bon fonctionnement du système et pour valider la mise en correspondance (ou recalage) des images pré-opératoires (TDM) et intra-opératoires (fig. 3). Un champ plastifié stérile les isole de la table opératoire (fig. 3). La visée pédiculaire est suivie en temps réel et en trois dimensions (3D) sur l'écran de contrôle, ce qui apparaît à l'époque comme une vraie révolution. Les vis pédiculaires en région lombaire sont toutes intrapédiculaires et les courbures scoliotiques corrigées (fig. 3). Deux publications sont faites dans le *Clinical Orthopaedics* en 1997 et 1998 [7, 8]. La technique est précise et fiable avec seulement 5 % de vis non strictement intrapédiculaires contre plus de 20 % avec la technique conventionnelle [8]. De plus, la TDM préopératoire permet de réaliser une véritable planification du positionnement des vis. Les inconvénients sont de deux ordres : d'abord il faut réaliser un scanner préopératoire spécifique ; ensuite le proces-

sus de recalage est parfois difficile à réaliser car très dépendant de la qualité de saisie des points à la surface de la vertèbre, ce qui oblige parfois à des manœuvres itératives. Si différents produits industriels ont été proposés (Medtronic[®], Stryker[®], Brainlab[®], Praxim[®]...), ce type de navigation n'est plus guère utilisé actuellement car assez consommateur de temps [5, 6].

2. L'idée de remplacer la saisie de points à ciel ouvert comme précédemment, par un nuage de points issu d'images ultrasonores captées directement sur la peau et à foyer fermé est séduisante. Le sacrum et la région sacro-iliaque sont choisis parce que ce site est fréquemment lésé dans les traumatismes de l'anneau pelvien et le vissage sacro-iliaque reste la seule possibilité pour stabiliser ces fractures. Le concept de vissage sacro-iliaque à base TDM avec recalage entre images TDM préopératoires et images ultrasonores intra-opératoires ouvre la voie aux gestes percutanés [9] et la première application clinique est réalisée à Grenoble le 23 février 2000. Le matériel disponible et les conditions d'installation sont les mêmes que celles précédemment décrites. La précision obtenue s'avère excellente avec 100 % des vis parfaitement insérées en région sacro-iliaque. La TDM préopératoire permet de réaliser une véritable planification du positionnement de la vis. La réalisation technique s'avère délicate et assez consommatrice de temps. Seuls l'automatisation des étapes de recalage et le perfectionnement des échographes peuvent conduire à une utilisation en routine.

3. La navigation fluoroscopique est une alternative à la navigation à base TDM vue précédemment. Cette technique utilise les images issues d'un fluoroscope conventionnel. Après reformatage, il est possible d'incruster des formes d'outils

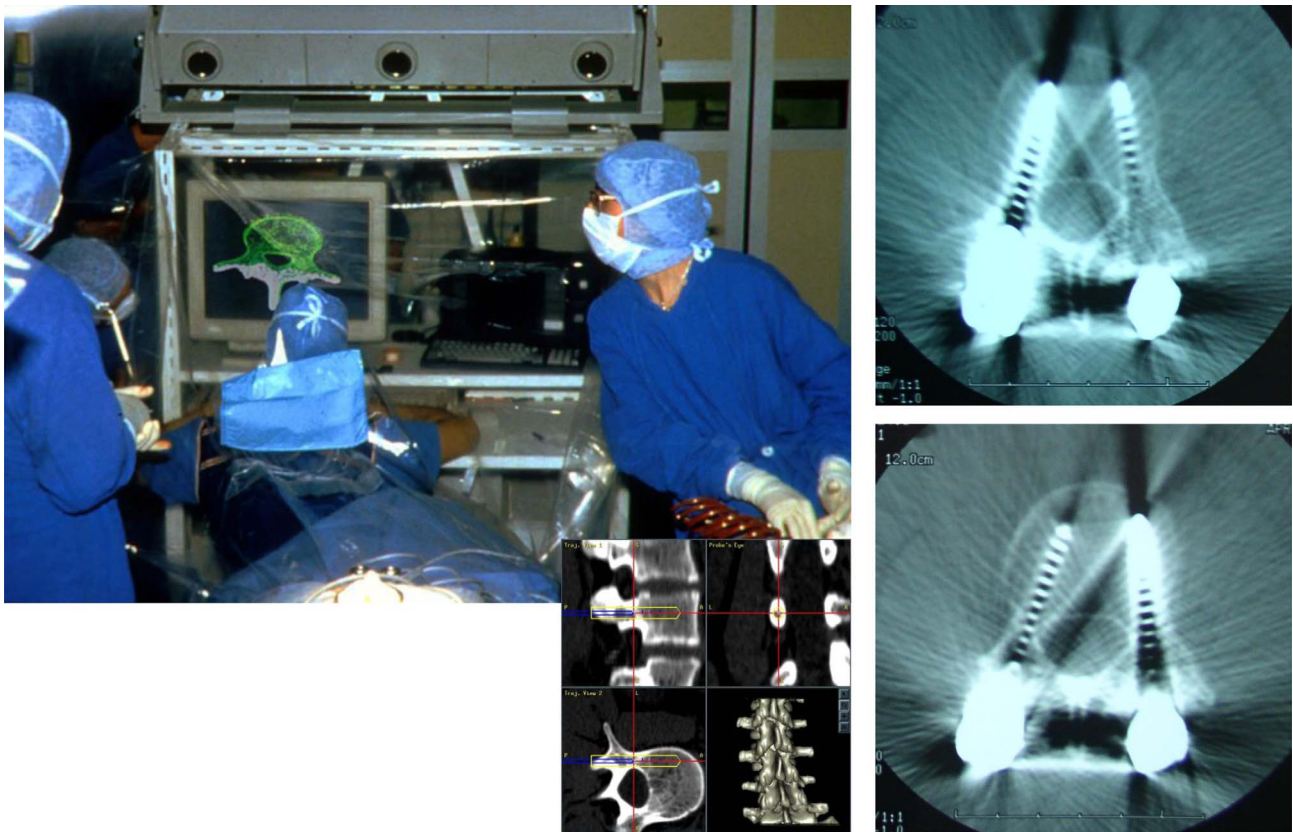


Figure 3. Navigation à base TDM pour une visée pédiculaire vertébrale (premier cas clinique : mai 1995) avec le contrôle TDM postopératoire à droite, montrant la parfaite insertion des vis en région lombaire (document TIMC/Orthopédie).

chirurgicaux (pointe carrée, guide de perçage, sonde par exemple) sur les images fluoroscopiques et de visualiser leur suivi en temps réel, assurant du même coup une définition quasi parfaite du concept de réalité augmentée (fig. 1 et 4). La première application clinique en chirurgie du rachis est réalisée à Grenoble le 24 août 1999. Les essais se font cette fois avec du matériel et un logiciel de navigation déjà commercialisé (Medtronic®). La précision s'avère supérieure à la technique conventionnelle avec 8 à 10 % des vis pédiculaires non strictement intrapédiculaires contre un peu plus de 20 % avec la technique conventionnelle. Cette technologie est simple à mettre en œuvre et trouve parfaitement sa place en traumatologie (fig. 4). Elle supprime l'étape de recalage et ses difficultés spécifiques [10]. Par contre, les images fournies au chirurgien sont uniquement bidimensionnelles (2D). À la fin des années 2000, certains auteurs proposent une technique de recalage 3D/2D entre des images TDM préopératoires et des images intra-opératoires issues d'un fluoroscope 2D pour la chirurgie du rachis, dans le but d'éviter le recalage par points (chirurgie à ciel ouvert) et donc de réaliser des gestes percutanés [6]. Nous avons décrit cette technique, lors de la validation de la navigation à base TDM sur spécimen dès 1994 [5] (fig. 5). Si la précision est excellente pour la visée pédiculaire, la réalisation pratique du geste reste complexe et consommatrice de temps [6].

4. Dans la deuxième moitié des années 1990 apparaissent les systèmes appelés « systèmes sans imagerie préalable », basés sur l'acquisition de données cinématiques des

articulations et de points anatomiques remarquables, permettant une navigation sans imagerie spécifique pour une aide à la visée linéaire, l'alignement anatomique et la résolution des conflits potentiels [5, 6]. L'absence d'imagerie préalable et la convivialité des informations fournies au chirurgien facilitent grandement l'utilisation de ces systèmes dont le succès s'est confirmé au fil des années puisqu'ils représentent actuellement près de 90 % du parc mondial des systèmes de navigation (fig. 1). Dans ce domaine, les équipes françaises démontrent leur capacité à mettre en valeur plusieurs innovations avec leurs premières réalisations chirurgicales dans des domaines aussi variés que le positionnement des greffes de LCA (1995, 2006 : R. Julliard, S. Plaweski) (fig. 6) [11, 12], des PTG (2001 : D. Saragaglia, F. Leitner, F. Picard) [13], et la réalisation des ostéotomies pour correction des déformations du tibia proximal et/ou du fémur distal (2016 : D. Saragaglia) [14]. L'introduction de la technique dite du « *Bone morphing* » (2002 : E. Stindel et J.L. Briard) [15] (ou acquisition de la morphologie de surface) va permettre d'optimiser les procédures du positionnement du LCA (détection des conflits avec l'échancrure ; fig. 6), des PTG (facilitation de l'équilibre ligamentaire, coupes planes robotisées (Praxiteles-IBlock® ; 2005 : C. Plaskos) [16] (fig. 1) et d'élargir les indications de navigation aux PTH (2007-2008 : S. Blendea et P. Merloz) en particulier avec les modèles munis de cols modulaires [17].

5. Au début des années 2000, le programme européen MI3 (*Minimal Invasive Intraoperative Imaging*) permet d'envisager

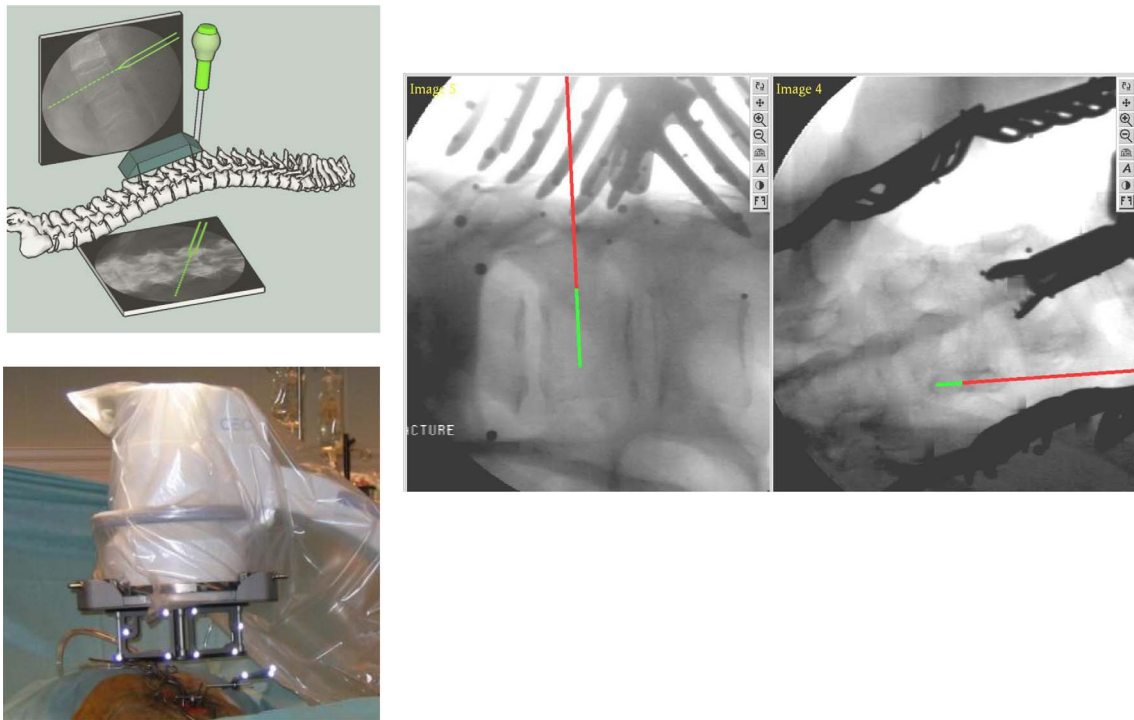


Figure 4. Utilisation clinique de la navigation fluoroscopique (1999) sur des vertèbres lombaires (document Orthopédie).

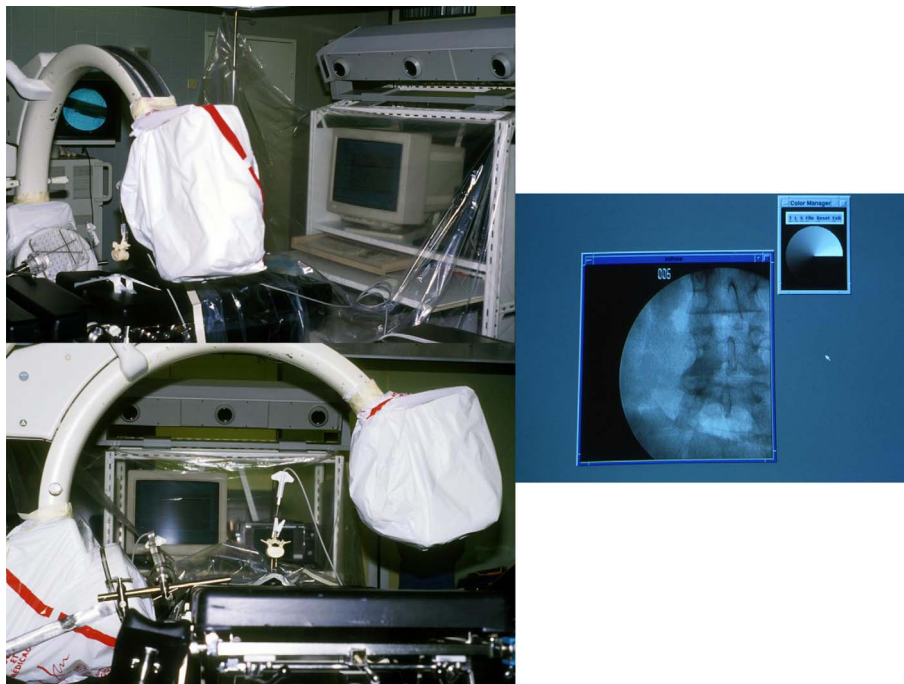


Figure 5. Manipulation expérimentale (1994) pour la réalisation d'un recalage 3D [sur TDM préopératoire] / 2D [avec fluoroscopie intra-opératoire] (document TIMC/Orthopédie).

la naissance d'un système de navigation fluoroscopique 3D, grâce à un premier prototype conçu à Grenoble en 2002 (fig. 1). Un tel système offre l'avantage de la troisième dimension avec l'amplificateur de brillance en version 3D tout en supprimant un des inconvénients de la navigation à base

TDM, le recalage. Un deuxième prototype, achevé en 2011 (Praximum®) a permis de tester les conditions d'utilisation clinique (fig. 7). Un travail de recherche clinique, prospectif, randomisé pour la chirurgie du rachis est conduit dès le début 2011 à l'aide d'un fluoroscope 3D Siemens®, couplé à une

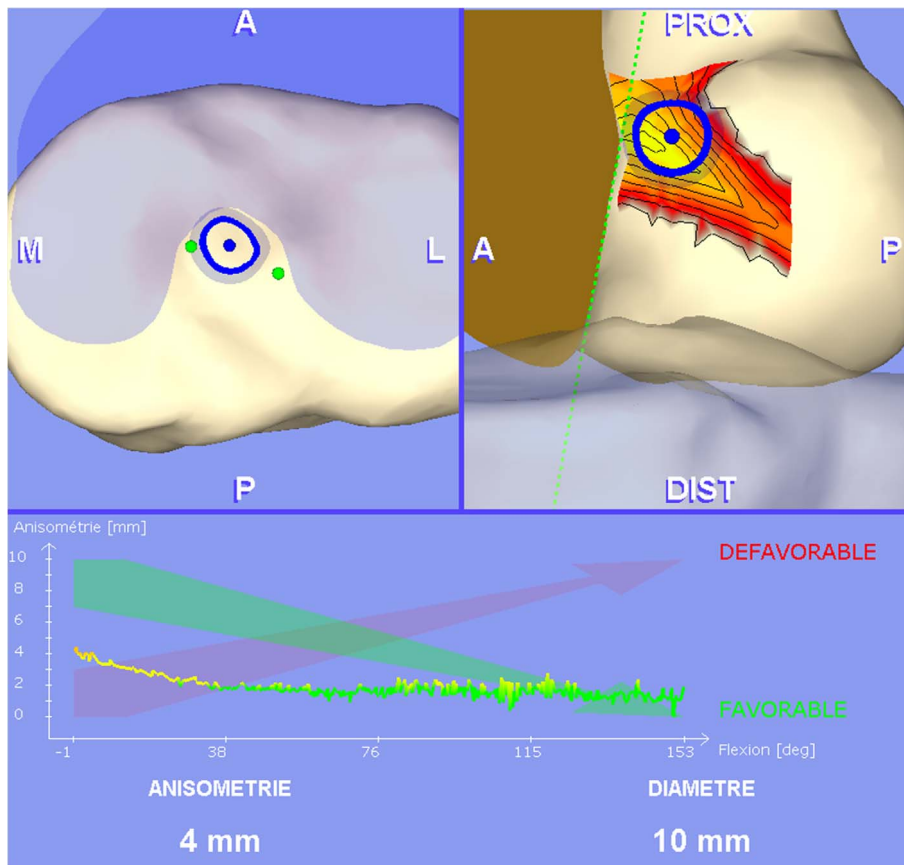


Figure 6. Positionnement des greffes de LCA. Sur cette image, sont exposés les points de passage du greffon sur le fémur et le tibia, la projection de l'échancrure sur le plateau tibial (en gris) et en bas la courbe d'anisométrie du LCA (2006) (document Praxim[®]/Orthopédie).



Figure 7. Fluoroscope 3D (Praximum[®] 3D, 2011) intégrant une station de navigation (document Praxim/Orthopédie).

station de navigation Praxim[®]. La procédure est validée en 2016 [18], avec un niveau de précision remarquable puisque 4 % des vis pédiculaires ne sont pas strictement intrapédiculaires contre plus de 20 % avec la technique conventionnelle. La procédure d'acquisition des images en intra-opératoire et l'étape de navigation peuvent se faire indifféremment lors d'un acte chirurgical réalisé à foyer ouvert ou à foyer fermé. Surgivision[®] est le quatrième appareil, le plus abouti car intégrant dans un seul système l'imagerie (2D et 3D) et la navigation, ce qui offre des avantages significatifs en termes de rapidité, facilité et précision, en chirurgie à ciel ouvert, comme en percutané. L'imagerie 3D permet à la fois d'acquérir l'anatomie du patient en 3D *in situ* sans aucun recalage, et de naviguer directement, mais aussi de contrôler le bon positionnement des implants en fin d'intervention. L'utilisation de la navigation devient donc simple et rapide et les indications sont nombreuses au niveau du rachis, que ce soit pour les cimentoplasties ou les poses d'implants.

Robotique, gabarits et simulation, principales illustrations

Comme cela a été introduit précédemment, le geste de l'orthopédiste nécessite de viser une trajectoire, de couper des éléments anatomiques, de creuser une cavité osseuse ou de positionner des éléments anatomiques et/ou des composants prothétiques les uns par rapport aux autres. Toutes ces actions doivent être réalisées avec une précision géométrique, généralement élevée, influant directement sur les résultats cliniques à court ou à plus long terme [6]. Si la planification permet de définir précisément ces actions en préopératoire ou en peropératoire et si le recalage les situe dans le référentiel peropératoire quand elles ont été définies avant l'intervention, le guidage de la main du chirurgien selon ces actions planifiées nécessite la mise en œuvre de systèmes spécifiques appelés systèmes de guidage.

1. En orthopédie, la robotique a précédé la navigation chirurgicale ; il était en effet naturel de penser au robot pour réaliser une cavité osseuse puisque celui-ci a démontré son potentiel dans des opérations d'usinage en robotique industrielle. Robodoc[®] (fig. 1) est ainsi le premier robot développé en chirurgie orthopédique avec la longue et tumultueuse histoire que l'on connaît [19] des années 1990 à nos jours. À cette approche de robotique dite active – le robot réalise une tâche (ou une sous-tâche) de façon automatisée – a succédé plus tardivement un concept remettant le clinicien au cœur du geste : le robot semi-actif se positionne de façon à fournir un guide mécanique, fixe, qui supporte le geste réalisé par le chirurgien. Ce type de robot convient à des gestes assez simples géométriquement parlant : visée linéaire, pour le pédicule vertébral (système « Renaissance[®] » Mazor), [20] ou coupe plane, pour la pose des PTG, (Praxiteles-IBlock[®], Praxim) [16]. Lorsque la tâche est plus complexe – par exemple pour l'usinage d'une cavité osseuse –, une solution alternative est proposée, généralisant l'idée d'un guide mécanique ; c'est l'approche dite de co-manipulation, ou synergistique (proposée par Lavallée et Troccaz dès 1993 [21]), encore appelée très justement « hands-on » par un de ces initiateurs anglophones

(B. Davies et son équipe à l'Imperial College of London) [22] (fig. 1). Cette approche fut initiée dans les différentes équipes dans un souci conjoint de sécurité robotique et de complémentarité homme/robot. Introduite il y a plus de deux décennies, cette nouvelle voie a trouvé un réel retentissement relativement récemment, en particulier avec les robots Sculptor[®] (Acrobot/Stanmore/Stryker) et davantage encore avec le système RIO[®] (Mako/Stryker : www.stryker.com > orthopaedics) initialement mis au point pour la pose de prothèse uni-compartmentale du genou. Quelle que soit la façon dont ces systèmes sont baptisés, tous contraignent le geste du clinicien selon un planning, par exemple, de façon à rester dans une zone autorisée. L'outil, porté par le robot, est déplacé par l'opérateur humain et seuls les mouvements conformes au planning sont autorisés. Ceci permet de garantir une précision géométrique dans la réalisation du geste tout en laissant une part d'autonomie à l'opérateur pour prendre en compte des informations non modélisées ou de s'adapter à la réalité peropératoire (fig. 1).

2. Parallèlement à ces évolutions dans le mode de contrôle du robot, l'architecture des robots elle-même a vu différentes mutations. L'une d'elles est en lien avec la généricité (processus qui consiste à définir des algorithmes identiques opérant sur des données de types différents) des tâches possibles : les bras robotisés « anthropomorphes » issus de la robotique industrielle (par exemple Robodoc[®]) permettent d'atteindre un espace de travail assez grand, avec une très grande variété de tâches possibles. Ils ont l'avantage de la généricité mais occupent généralement un large espace de travail, potentiellement générateur de collision avec les personnels médicaux. À l'utilisation de ces robots « génériques » a succédé le développement de systèmes dédiés à une gamme de tâches particulières, généralement plus petits, jusqu'à être portés par le corps du patient et fixés sur une structure osseuse. Cette approche a été initiée à Grenoble avec des robots non orthopédiques [23], (télé-échographie robotisée, robot porte-endoscope) et déclinée par la suite pour de nombreuses applications cliniques. Leur spécificité garantit une grande adaptation à la tâche clinique visée et leur taille facilite leur intégration au bloc opératoire. À l'extrême, certains outils conventionnels du chirurgien ont été modifiés pour fournir une fonction robotique. C'est le cas notamment du système Navio[®] de BlueBelt Technologies/Stryker, perceuse équipée de marqueurs optiques dont la position peut être suivie en temps réel et dont le foret peut être actionné ou rétracté automatiquement en fonction d'un planning chirurgical (fig. 1). Lonner *et al.* comparent ce type de technologie [24] avec une approche robotisée par robot de co-manipulation pour la réalisation des prothèses unicompartmentales du genou.

3. Dans les années 1990, Radermacher [25] propose une voie radicalement différente à la navigation chirurgicale : l'idée est de fabriquer, à partir d'un examen scanner, un objet physique capable de se positionner parfaitement sur la structure osseuse d'intérêt – une sorte d'empreinte négative 3D – et comportant une matérialisation de la stratégie planifiée : par exemple, un orifice cylindrique pour une trajectoire de perçage d'un pédicule vertébral. Le recalage est donc « matériel » et ne nécessite pas la présence de l'informatique au bloc opératoire pour le guidage du geste. Cette approche

appelée « template » (fig. 1) ou gabarit n'a pas eu réellement de succès lors de sa publication en 1997 [25] car la fabrication industrielle de ces outils (appelés plus récemment gabarits personnalisés ou *Patient Specific Instrumentation*) était complexe à mettre en place. La technologie n'était pas prête. Plus d'une décennie plus tard, l'impression 3D « grand public » a fait réémerger cette approche qui a pu trouver sa voie clinique (www.imasap.com) [26]. L'application est devenue courante en chirurgie prothétique du genou et cette histoire illustre bien la difficulté de l'innovation et la nécessité qu'elle arrive « au bon moment ».

4. Le renouvellement constant et s'accéléralant sans cesse des connaissances et des techniques médico-chirurgicales pose la question de la formation des cliniciens aux nouvelles approches et aux nouveaux outils (fig. 1). Comme le soulignait la Haute autorité de santé (Granry *et al.*) dans son rapport de 2012 [27], la simulation du geste a une place potentielle considérable pour raccourcir les courbes d'apprentissage et sécuriser les gestes. Dans le domaine de l'orthopédie, les techniques arthroscopiques ont trouvé précocement une place assez naturelle dans ce cadre (Tay *et al.*) [28]. Bien d'autres techniques ont vu le développement de simulateurs ; on citera à titre d'exemple (Tonetti *et al.* [29]) un simulateur pour la visée sacro-iliaque. Les très nombreuses ressources disponibles sur Internet contribuent également à leur manière à la formation.

L'histoire industrielle récente

Sur le plan industriel, de multiples systèmes de chirurgie orthopédique assistée par ordinateur et robots ont été développés et mis sur le marché depuis le début des années 1990. Les premiers systèmes commercialisés ont été des robots actifs dans le domaine des prothèses de hanche et de genou, en Europe : Robodoc[®] (ISS, États-Unis) et Caspar[®] (Maquet, Allemagne). Mais ces produits ont été stoppés à la suite de complications survenues en Allemagne, les technologies n'étant pas assez mûres. Aujourd'hui, les choix se portent très clairement sur trois grandes catégories de systèmes industriels appliqués à la chirurgie orthopédique :

1. Les systèmes d'imagerie 3D préopératoires à rayons X de type CBCT – *Cone Beam Computed Tomography* – ou CT – *Computed Tomography* – (Siemens[®], Ziehm[®], O-arm Medtronic[®], Mobius[®], Samsung[®], Surgivision[®], etc.) et sur le couplage avec la navigation/robotique (Medtronic[®], Stryker[®], Brainlab[®], Surgivision[®], Mazor[®], Medtech[®], Globus[®], etc.). Nous avons vu que l'innovation la plus récente est française, portée par la société Surgivision/Cimage Medical. L'intégration des robots à ces techniques apporte une stabilité mécanique lors de l'introduction des instruments mais leur coût, lenteur et taille sont encore controversés.

2. Les systèmes de navigation revisités et de robotique aux États-Unis pour la chirurgie du genou : récemment, des systèmes plus compacts, plus légers, plus rapides ont été développés et connaissent un renouveau. Par exemple, le système Exactech[®] « GPS » a déjà été utilisé sur plus de 10 000 interventions, pour les PTG de première intention et les révisions. En parallèle, des systèmes robotiques utilisés pour la chirurgie

du genou, d'abord pour la prothèse uni-compartmentale, et désormais pour la PTG, ont été déployés aux États-Unis, avec notamment Mako[®] (Stryker) et Navio[®] (Blue Belt/Stryker), mais ils sont trop lourds et trop compliqués à l'usage, pour connaître un franc succès en Europe. Des solutions de robots simples et rapides, compacts et plus adaptés au marché européen, sont en cours de développement et attendus à court terme.

3. Les systèmes de guides patients-spécifiques, principalement en chirurgie du genou : en parallèle de ces développements, des solutions de planning et des guides patients spécifiques ont été développés par la plupart des industriels en orthopédie (Zimmer[®], Smith-Nephew[®], Depuy[®], Medacta[®], Amplitude[®], Evolutis[®], etc.). Ils utilisent l'imagerie TDM, l'IRM ou des radios couplées à des modèles statistiques déformables pour permettre une planification morphologique, puis l'impression 3D ou l'usinage haute vitesse pour créer des guides sur mesure. Toutefois, des problèmes de précision, de surcoût et d'irradiation (avec les images TDM) subsistent et demandent encore des travaux de mise au point par les industriels.

4. Certains domaines restent difficilement concernés par ces technologies. Par exemple, dans l'assistance à la pose de prothèse de hanche, aucun système ne constitue véritablement un succès incontesté à l'heure actuelle. De multiples indications pour lesquelles des premiers produits ont été développés demandent aussi des efforts significatifs de la part des industriels pour être utilisables en routine clinique, par exemple pour la ligamentoplastie du genou, les ostéotomies tibiales, la traumatologie, la chirurgie de la main et du pied.

Conclusion

La chirurgie orthopédique guidée par l'image a un peu moins de trente ans d'existence. Cette aventure récente, passionnante et internationale, pour laquelle les équipes françaises ont été en première ligne, est la conséquence d'une collaboration entre plusieurs domaines scientifiques tels que les mathématiques, l'informatique, la radiologie, la physique et la médecine. L'imagerie pré- ou intra-opératoire fournit au chirurgien les moyens de percevoir et de raisonner sur une information pertinente. Cette première étape lui permet d'effectuer l'action qu'il a choisie avec les outils appropriés (navigation, robotique ou gabarits personnalisés). La dernière étape est celle du retour d'expérience dans laquelle l'observation des résultats obtenus permet de perfectionner l'enseignement des pratiques. Si les bénéfices de ces systèmes sont parfois controversés [30], en raison notamment de leur coût et du temps additionnel opératoire, les inconvénients s'avèrent parfaitement compensés par la diminution significative de la dispersion des résultats anatomiques, la sécurité du geste opératoire, diminuant le risque de complications et la qualité des résultats à long terme [31]. Au-delà de la simple navigation, l'avenir appartient très probablement à l'utilisation de l'imagerie 3D intra-opératoire et aux nouvelles techniques de réalité augmentée. Au bilan, le domaine est très prometteur et les industriels français sont très présents sur ce secteur, principalement avec de jeunes sociétés innovantes.

Références

- [1] Benabid AL. Lasker award winner. *Nat Med*, 2014; 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: 149-164.
- [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] Chirurgie Orthopédique Assistée par Ordinateur. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT*. In : J. Duparc et Ph. Merloz (eds), Paris, Elsevier, 2002; 233 pages.
- [6] Zheng G., Nolte LP. Computer-Assisted Orthopaedic Surgery: Current State and Future Perspective. *Frontiers in surgery*, 2015; Vol 2, article 66, doi : 10.3389/fsurg.205.00066
- [7] Merloz P., Tonetti J., Eid A., Faure C., Lavallée S., Troccaz J., Sautot P., Hamadeh A., Cinquin P. Computer Assisted Spine Surgery. *Clin Orthop Relat Res*, 1997; 337: 86-96.
- [8] Merloz P., Tonetti J., Pittet L., Coulomb M., Lavallée S., Sautot P. Pedicle screw placement using Image Guided Techniques. *Clin Orthop Relat Res* 1998; 354: 39-48.
- [9] Tonetti J., Carrat L., Blendea S., Merloz P., Troccaz J., Lavallée S., Chirossel JP. Clinical results of percutaneous pelvic surgery. Computer assisted surgery using ultrasound compared to standard fluoroscopy. *Computer Aided Surgery*, 2001; 6: 204-211.
- [10] Merloz P., Troccaz J., Vouaillat H., Vasile C., Tonetti J., Eid A., Plaweski S. Fluoroscopy-based navigation system in spine surgery. *Proc Inst Mech Eng H*, 2007; 221(7): 813-20.
- [11] Dessenne V., Lavallée S., Julliard R., Orti R., Martelli S., Cinquin P. Computer-assisted knee anterior cruciate ligament reconstruction : first clinical tests. *J Image Guid Surg*, 1995; 1(1): 59-64.
- [12] Plaweski S., Cazal J., Rosell P., Merloz P. Anterior cruciate ligament reconstruction using navigation: a comparative study on 60 patients. *Am J Sports Med*, 2006; 34(4): 542-52.
- [13] Saragaglia D., Picard F., Chaussard C., Montbarbon E., Leitner F., Cinquin P. Computer-assisted knee arthroplasty: comparison with a conventional procedure. Results of 50 cases in a prospective randomized study. *Rev Chir Orthop*, 2001; 87(1): 18-28.
- [14] Saragaglia D., Chedal-Bornu B., Rouchy R.C., Rubens-Duval B., Mader R., Pailhé R. Role of computer-assisted surgery in osteotomies around the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2016; 24(11): 3387-3395.
- [15] Stindel E., Briard J.L., Merloz P., Plaweski S., Dubrana F., Lefèvre C., Troccaz J. Bone Morphing: 3D morphological data for total knee arthroplasty. *Comput Aided Surg*, 2002; 7(3):156-68.
- [16] Plaskos C., Cinquin P., Lavallée S., Hodgson AJ. Praxiteles: a miniature bone-mounted robot for minimal access total knee arthroplasty. *Int J Med Robot*, 2005; 1(4): 67-79.
- [17] Merloz P. Navigation and Hip Surgery. In: Bentley G. ed. EFORT IL Book, *European Instructional Lectures*. Springer Heidelberg, 2012, pp. 117-130.
- [18] Ruatti S., Dubois C., Chipon E., Kerschbaumer G., Milaire M., Moreau-Gaudry A., Tonetti J., Merloz P. Interest of intraoperative 3D imaging in spine surgery: a prospective randomized study. *Eur Spine J*, 2016; 25(6):1738-44.
- [19] Bargar W.L., Bauer A., Börner M. Primary and Revision Total Hip Replacement Using the Robodoc (R) System. *Clin Orthop Relat Res*, 1998; 354: 82-91.
- [20] Shoham M., Lieberman I.H., Benzel E.C., Togawa D., Zehavi E., Zilberstein B., *et al.* Robotic assisted spinal surgery—from concept to clinical practice. *Computer Aided Surgery*, 2007; 12(2): 105-115.
- [21] Troccaz J., Lavallée S. Hellion EA passive arm with dynamic constraints: a solution to safety problems in medical robotics. In: Systems, Man and Cybernetics, 1993. 'Systems Engineering in the Service of Humans', Conference Proceedings., International Conference, 1993, October, Vol. 3, pp. 166-171, IEEE.
- [22] Jakopc M., Rodriguez y Baena FR., Harris S.J., Gomes P., Cobb J., Davies B.L. The hands-on orthopaedic robot "Acrobot": Early clinical trials of total knee replacement surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 2003; 19(5): 902-911.
- [23] Berkelman P., Cinquin P., Boidard J., Troccaz J., Letoublon C., Ayoubi J.M. Design, control and testing of a novel compact laparoscopic endoscope manipulator (Light Endoscope holder Robot). *Journal of Systems and Control Engineering*, 2003; 217(14): 329-341.
- [24] Lonner J.H., Moretti V.M. The Evolution of Image-Free Robotic Assistance in Unicompartamental Knee Arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead, NJ)*, 2016; 45(4): 249-254.
- [25] Radermacher K., Portheine F., Zimolong A., Eichhorn C., Staudte HW., Rau G. Image guided Orthopedic Surgery using individual templates. In: CVRMed-MRCAS'97 (pp. 606-615). 1997, Springer, Berlin, Heidelberg.
- [26] Gauci M.O., Boileau P., Baba M., Chaoui J., Walch G. Patient-specific glenoid guides provide accuracy and reproducibility in total shoulder arthroplasty. *Bone Joint J*, 2016; 98-B(8): 1080-5.
- [27] Granry J.C., Moll M.C. État de l'art (national et international) en matière de pratiques de simulation dans le domaine de la santé. Rapport de mission de la Haute autorité de santé, 2012.
- [28] Tay C., Khajuria A., Gupte C. *et al.* Simulation training: A systematic review of simulation in arthroscopy and proposal of a new competency-based training framework. *Int J Surg*, 2014; 12(6): 626-633.
- [29] Tonetti J., Vadcard L., Girard P., Dubois M., Merloz P., Troccaz J. Évaluation d'un simulateur de vissage iliosacré percutané. *Rev Chir Orthop*, 2009; 95(7): 572-578.
- [30] 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.
- [31] Mason A., Paulsen R., *et al.* The accuracy of pedicle screw placement using intraoperative image guidance systems. *J Neurosurg Spine*, 2014; 20(2): 196-203.