

L' enclouage centro-médullaire des fractures du fémur guidé par images et assisté par ordinateur

Léo Joskowicz¹ PhD et Éric Hazan² MD

¹School of Computer Science and Engineering
The Hebrew University of Jerusalem,
Givat Ram Campus, Jerusalem 91904, Israël
Tel : +972-2-658-6299, Fax : +972-2-658-6459,
Email: josko@cs.huji.ac.il

²División de Traumatología, Instituto de Ortopedia
Centro Nacional de Rehabilitación
Avenida Mexico-Xochimilco 289
México 14389 DF, Mexique
Tel : +52-55-86-03-00 ext 138, Fax : +52-55-86-00-00
Email : ehazan@cnr.gob.mx

Résumé

Cet article passe en revue l'état de l'art de la Chirurgie Assistée par Ordinateur (CAO) des fractures du fémur traitées par enclouage centro-médullaire à foyer fermé. L' enclouage centro-médullaire à foyer fermé avec amplificateur de brillance est le traitement préféré actuellement pour la réduction des fractures fémorales. Cependant, plusieurs images fluoroscopiques sont nécessaires, en particulier pour le verrouillage distal, accumulant l'exposition du chirurgien aux rayons X et obtenant des résultats imprécis dûs aux erreurs de positionnement. Au cours des dernières cinq années, plusieurs systèmes CAO ont été développés pour assister le chirurgien à cette tâche: deux systèmes commerciaux, FluoroNavTM (Medtronic Sofamor Danek) et SurgiGATETM (Medvision AG), et trois prototypes de recherche: le système Bernois (Université de Berne, Suisse), FRACAS (Université Hébraïque de Jérusalem, Israël) et CAOS (Université de Hull, Royaume Uni). Nous énonçons les objectifs, bénéfices potentiels, et indications des systèmes basés sur CAO pour l'enclouage centro-médullaire, et décrivons brièvement les principes qui les soutiennent. Ensuite nous comparons les différents systèmes, passons en revue l'expérience clinique à ce jour, et concluons avec une discussion des perspectives pour l'emploi clinique de routine et les développements à venir.

Mots clés: chirurgie orthopédique assistée par ordinateur, enclouage centro-médullaire, fluoroscopie virtuelle.

Computer-assisted image-guided intramedullary nailing surgery of femoral fractures

Léo Joskowicz PhD and Éric Hazan MD

Abstract

This paper reviews the state of the art in Computer Assisted Surgery (CAS) of femur fractures by closed intramedullary nailing. Closed intramedullary nailing under X-ray fluoroscopy is currently the method of choice for femur fracture reduction. However, it usually requires many X-ray fluoroscopic images, especially for distal locking, which results in cumulative exposure to the surgeon and sub-optimal results and complications due to positioning errors. In the past five years, several CAS systems have been developed to assist the surgeon in performing this surgery: two commercial systems, FluoroNavTM (Medtronic Sofamor Danek) and SurgiGATETM (Medivision AG), and three research prototypes, the bernese system (University of Bern, Switzerland), FRACAS (The Hebrew University of Jerusalem, Israel), and CAOS (University of Hull, UK). We state the goals, potential benefits, and indications of CAS-based systems for intramedullary nailing and briefly describe the technical principles behind them. We then compare them, review the clinical experience with the systems to date and conclude with a discussion and perspectives for routine clinical use and future developments.

Keywords: computer-aided orthopaedic surgery, intramedullary nailing, virtual fluoroscopy.

1 Introduction

L'enclouage centro-médullaire est actuellement la méthode de choix pour le traitement des fractures de la diaphyse des os longs [2]. Il permet de restaurer l'intégrité de l'os fracturé grâce à un clou placé dans le canal médullaire. La chirurgie à foyer fermé repose sur le principe de la fixation interne de la fracture sans ouvrir le site de la fracture, évitant ainsi d'endommager un tissu déjà traumatisé. L'enclouage centro-médullaire du fémur se fait en plaçant le clou dans le canal médullaire à travers une petite ouverture pratiquée près de la fossette digitale dans le fémur proximal. Le chirurgien aligne manuellement les fragments osseux en les manipulant à travers la cuisse, puis insère une broche guide, alèse le canal quand cela est jugé nécessaire, puis introduit le clou. Dans la plupart des cas, des vis de verrouillage sont placées latéralement dans le fémur proximal et distal pour éviter la rotation et le raccourcissement de l'os. Ce geste se fait à l'aide d'images à rayons X d'un amplificateur de brillance, qui servent à visualiser la position des fragments osseux, des instruments de chirurgie ainsi que des implants. Beaucoup d'images fluoroscopiques sont nécessaires, surtout pendant le verrouillage distal.

Les erreurs et complications les plus courantes de la fixation centro-médullaire à foyer fermé sont dûes aux capacités limitées de la fluoroscopie. L'alignement, l'alésage, le forage et le positionnement se font tous à partir d'images bi-dimensionnelles non corrélées au champ de vision, ce qui oblige le chirurgien à reconstruire mentalement la position des objets dans le temps et dans l'espace, puis à manipuler les instruments de chirurgie ainsi que les fragments osseux sans vision directe, et à confirmer leur position avec une nouvelle série d'images fluoroscopiques. Cette procédure souvent lente, ennuyeuse et imprécise, peut aboutir à des défauts de positionnement, d'alignement, de rotation et de fixation, ainsi qu'à une fissuration osseuse par pénétration du mur cortical, et dans les cas extrêmes à l'affaiblissement de l'os par des trous multiples ou élargis. Lorsque les fragments osseux sont difficiles à aligner, le chirurgien revient à la technique à foyer ouvert. L'exposition du chirurgien aux rayons X pour chaque intervention est de l'ordre de 3 à 30 minutes, dont 31 à 51% du temps pour le seul verrouillage distal [11, 12, 13] selon l'anatomie du malade et l'expertise du chirurgien. Les fractures de la diaphyse fémorale sont considérées comme

une urgence chirurgicale qui doit être traitée dans les premières 24 heures après la fracture. Souvent, ces interventions se font tard la nuit, lorsque le chirurgien est fatigué et sa coordination main/œil imprécise. Le manque de mise en correspondance entre l'information visuelle et sensorielle produit une lourde charge mentale lors de l'intervention et contribue à la longue courbe d'apprentissage de cette technique. L'exposition cumulée aux rayons X du chirurgien, le nombre de complications, le grand nombre d'enclouages du fémur à foyer fermé ainsi que les limites des instruments actuels ont motivé ces dernières années la recherche de meilleures solutions basées sur l'ordinateur.

La recherche actuelle démontre que les systèmes de Chirurgie Assistée par Ordinateur (CAO) peuvent améliorer sensiblement l'efficacité des interventions sous fluoroscopie en orthopédie. Ces systèmes rehaussent, réduisent ou carrément éliminent les images fluoroscopiques et les remplacent par une vue de réalité virtuelle dans laquelle l'anatomie et la position des instruments sont mis à jour de façon continue pendant leur mouvement. Les exemples de systèmes de CAO comprennent le planning préopératoire, la navigation intraopératoire, et des systèmes robotiques pour le remplacement prothétique de la hanche et du genou, le positionnement de la pièce cotyloïdienne, et l'insertion des vis pédiculaires. Les résultats préliminaires montrent une baisse significative des complications une fois que les systèmes sont utilisés de façon routinière.

Cet article examine les solutions de CAO pour l'enclouage centro-médullaire. Nous commençons par passer en revue les techniques actuelles et exposons leurs limites. Ensuite nous identifions les objectifs des systèmes CAO et leurs indications. Puis nous décrivons deux systèmes commerciaux, FluoroNavTM (Medtronic Sofamor Danek) et SurgiGATETM (Medvision AG), ainsi que trois prototypes de recherche: le système bernois (Université de Berne, Suisse), FRACAS (Université Hébraïque de Jérusalem, Israël), et CAOS (Université de Hull, Royaume-Uni). Finalement, nous énonçons les objectifs, avantages potentiels et les indications des systèmes basés sur CAO pour l'enclouage centro-médullaire du fémur et faisons une brève description de leurs principes techniques et de l'expérience clinique à ce jour. Nous comparons ces systèmes pour conclure avec une discussion sur les perspectives de l'usage clinique de routine et les futurs développements.

2 Limitations de l'intervention actuelle

Le bilan d'une fracture du fémur s'établit d'habitude en salle d'urgence, une fois effectués les gestes éventuels de réanimation. Le diagnostic se fait par une radiographie simple de face et de profil comprenant la totalité du fémur, de façon à identifier une possible fracture associée du col fémoral ou un refend intercondylien. Si le trait de fracture appartient principalement à la diaphyse fémorale, c'est à dire la région comprise entre le point le plus distal du petit trochanter et une ligne située au moins 7cm au-dessus de l'interligne articulaire fémoro-tibial, et si les conditions du malade le permettent (exposition de la fracture, état de l'enveloppe cutanée, sévérité du traumatisme, lésions d'autres organes, état respiratoire, traumatisme crânien), la synthèse osseuse par enclouage centro-médullaire est envisagée. Le chirurgien décide alors si l'intervention se fait à foyer fermé ou à ciel ouvert, avec ou sans alésage du canal médullaire et verrouillage distal. La longueur de l'os et la mesure du canal médullaire se font directement sur les radiographies ce qui permet de choisir le type et la taille du clou à utiliser au bloc opératoire.

Une fois anesthésié, le malade est installé en décubitus latéral ou dorsal sur une table radiotransparente. Le chirurgien décide du type de traction axiale souhaitée (traction transosseuse par broche trans-tibiale, ou par botte) de façon à rétablir la longueur normale du fémur. L'asepsie est effectuée puis le champ opératoire est isolé par des champs stériles.

Une incision est pratiquée latéralement sur la projection cutanée de l'axe longitudinal du fémur, au niveau du sommet du grand trochanter. Les muscles et le fascia sont sectionnés sur le même plan jusqu'à l'identification de la fossette digitale. Une pointe carrée ou une broche y sont alors placées, perforant la corticale pour pénétrer dans le canal médullaire. Cet exercice se fait avec l'aide d'un bras en C avec amplificateur de brillance pour assurer le placement des outils sur la ligne imaginaire passant par le centre du canal médullaire dans le plan sagittal et coronal. Ce geste est très important puisqu'il va déterminer la position du clou vis-à-vis du fragment fractuaire proximal, ce qui facilitera plus ou moins la réduction de la fracture. L'orifice pratiqué sur le fémur proximal peut être élargi au besoin

avec un alésoir droit, puis une broche guide est insérée dans le canal jusqu'au trait de fracture. D'autres manœuvres sont nécessaires pour aligner les fragments principaux, aussi bien externes par manipulation de l'extrémité inférieure du fémur, qu'internes par intermédiaire d'outils cannelés, jusqu'à pouvoir insérer la broche guide au centre du fragment distal. L'imagerie fluoroscopique permet de vérifier en antéropostérieur et en latéral la position des fragments et outils à chaque manœuvre ainsi que de confirmer la position de la broche guide dans le fémur distal. L'alésage, s'il a lieu, se fait aussi avec l'amplificateur de brillance, ainsi que l'insertion du clou choisi.

Le verrouillage proximal se fait de manière percutanée avec la poignée porte-clou dont les perforations permettent le passage de la douille, de la mèche de perçage, lecture de la longueur et le verrouillage du clou par vis. Puisque la partie proximale du clou ne subit pas de déformations, ce verrouillage ne présente pas de difficultés. La longueur et la rotation du fémur sont corrigés manuellement de façon empirique. La mesure de l'antéversion fémorale n'est pas une procédure de routine, bien que le défaut de rotation, même avec une bonne technique atteigne presque 10% [20].

Le verrouillage distal est techniquement difficile car le clou subit une déformation pour s'adapter à la forme du canal centro-médullaire. Ce geste commence par le positionnement correct du bras en C dont l'émetteur doit être orthogonal aux orifices de verrouillage qui apparaissent sur la vue de profil comme des cercles parfaits. Le ciblage se fait soit par broche, soit avec un foret ou avec la pointe du bistouri, entièrement «à mains libres» ou avec des guides de forage radio-opaques et autres systèmes d'assistance mécanique. Une incision se pratique sur la peau au niveau de chaque orifice de verrouillage sous contrôle fluoroscopique. La pointe de la broche (ou du foret) est alors placée sur la paroi corticale externe au niveau du centre du premier orifice dont l'axe doit être rigoureusement aligné sur celui de l'amplificateur de brillance. Une encoche est réalisée sur le cortex osseux pour éviter le dérapage du foret ou de la broche au moment du perçage. Des images fluoroscopiques de face et de profil confirment la position et la direction de l'outil de perçage lors de son passage à travers le clou. Les ajustements nécessaires ont lieu (même s'il faut recommencer un nouveau perçage), puis le clou est franchi et la paroi corticale

médiale est percée. La technique indique de laisser la broche en place et de répéter le même geste sur le deuxième orifice qui se verrouille d'abord; le premier orifice perforé reçoit ensuite sa vis de verrouillage. La longueur des vis pour le massif condylien est déterminée par imagerie fluoroscopique, et les vis sont remplacées par d'autres si nécessaire. La poignée porte-clou est retirée, puis les plaies sont fermées.

Pendant tout le geste chirurgical l'amplificateur de brillance se déplace constamment en dedans et en dehors du champ opératoire. Parfois la visée fluoroscopique se fait alors que le chirurgien se trouve très près de la zone opératoire, ce qui souvent limite l'accès du chirurgien au champ opératoire.

Plusieurs études cliniques montrent que cette intervention est susceptible de produire des défauts d'alignement et des erreurs de positionnement. Une étude de 120 fractures du fémur traitées de façon conventionnelle [1], montre que 19% des cas présentent un défaut d'alignement au niveau de l'antéversion du fémur, d'au moins 15 degrés. Des radiographies de face et de profil faites en post-opératoires permettent d'objectiver le résultat de la chirurgie. Parfois une chirurgie de révision fut recommandée.

En résumé, les principaux problèmes de l'enclouage centro-médullaire sont, en ordre décroissant d'importance:

1. Trop de radiation cumulée pour le chirurgien, dû à l'usage fréquent de la fluoroscopie pour la vérification des positions des outils.
2. Temps chirurgical prolongé, surtout pendant le verrouillage distal.
3. Grande variation des résultats en fonction de l'habileté du chirurgien.
4. Erreurs de positionnement et défauts d'alignement dûs au manque de moyens de mesure et à un champ de vision limité.
5. Accès à l'extrémité traumatisée restreinte par la présence de l'amplificateur de brillance.
6. Difficulté d'obtenir de bons résultats, surtout pour le verrouillage distal.

Les techniques conventionnelles ne résolvent que partiellement quelques-uns des problèmes soulevés. Les mesures faites directement sur les radiographies ne sont que des approximations de la longueur, du diamètre du canal fémoral et de l'angle d'antéversion [9,17]. Bien que ces mesures soient intrinsèquement spatiales elles ne sont obtenues que par des projections 2D, sans que l'échelle soit connue. L'usage de calques souffre de ces mêmes limites. L'antéversion d'un fémur fracturé ne peut pas être mesurée ici.

La fluoroscopie conventionnelle est intrinsèquement limitée parce qu'elle est une modalité d'imagerie ionisante bidimensionnelle. D'autres limites telles que sa faible résolution, son contraste, la distorsion et la restriction du champ de vision peuvent être améliorés, mais ne diminuent pas la nécessité d'obtenir un grand nombre d'images. Récemment lancé sur marché, le SIREMOBIL Iso C3D™ (Siemens, Allemagne) est un bras en C motorisé qui produit des images spatiales semblables à celles d'une tomographie avec au moins 100 images de fluoroscopie conventionnelle. D'autres techniques d'imagerie préopératoire comme les ultrasons, la tomographie intra-opératoire (TDM) ou la résonance magnétique nucléaire (IRM) ne sont pas pratiques pour ce type d'intervention chirurgicale.

Plusieurs dispositifs ont été développés pour le verrouillage distal [8], comme par exemple des guides de ciblage montés en proximalité, la stéréo-fluoroscopie, des guides mécaniques, et des systèmes magnétiques pour la localisation du centre de l'orifice de verrouillage. Cependant, aucun ne résout le problème de manière satisfaisante.

3 Objectifs des systèmes CAO

A partir des observations faites dans le chapitre précédent, nous pouvons résumer les objectifs principaux des systèmes basés sur la CAO comme suit:

1. Réduction substantielle de l'exposition cumulée du chirurgien aux rayons X.
2. Réduction des complications associées aux erreurs de positionnement et d'alignement des fragments osseux, de l'insertion du clou, à la mesure de l'antéversion fémorale et au verrouillage distal.

3. Amélioration de la coordination main/œil du chirurgien, permettant ainsi de diminuer la fatigue pendant l'intervention.
4. Augmentation de la possibilité de réaliser l'intervention entièrement à foyer fermé.
5. Réduction du temps opératoire, notamment pour le verrouillage distal.
6. Amélioration du planning préopératoire, évaluation de la fracture, mesure de la longueur osseuse et de l'antéversion, sélection du type, de la taille, et du diamètre du clou centro-médullaire.
7. Amélioration de l'accès à l'extrémité traumatisée.
8. Réduction de la variabilité des résultats opératoires entre chirurgiens et amélioration de la courbe d'apprentissage technique.
9. Offrir la possibilité de travailler dans différents scénarios de fracture avec une plus grande variété de clous avec ou sans alésage.

4 Possibilités des systèmes CAO

Les systèmes CAO proposent plusieurs concepts pour atteindre ces objectifs: traitement des images, modélisation et visualisation, navigation intraopératoire et ciblage mécanique.

Le traitement des images permet l'amélioration des images fluoroscopiques en rehaussant automatiquement le contraste de l'image et en éliminant les distorsions géométriques et d'intensité. Le champ de vision restreint peut s'élargir en créant des images panoramiques [19]. Les techniques de modélisation permettent de calculer des modèles géométriques et les propriétés osseuses à partir d'images de rayons X ou de tomographie. Ces modèles peuvent être utilisés pour mesurer la longueur osseuse et l'angle d'antéversion, et donc remplacer la méthode actuelle de mesure sur radiographie monoplanaire [3]. Les modèles de surface osseuse obtenus à partir de la tomodensitométrie (TMD) sont utiles à la visualisation spatiale. Pour l'enclouage centro-médullaire, les modèles peuvent servir à déterminer le type, la longueur et le diamètre du clou ainsi qu'à repérer les orifices de verrouillage.

La navigation intraopératoire permet au chirurgien de suivre la position et l'orientation des fragments osseux, des instruments de chirurgie, ainsi que les implants en temps réel pendant l'intervention. Ceci réduit sensiblement ou élimine le besoin d'obtenir des images par amplificateur de brillance, et donc diminue l'exposition cumulée aux rayons X du chirurgien. Les systèmes CAO de navigation permettent de créer une vue de « réalité virtuelle » du scénario préopératoire en intégrant les images TDM préopératoires ou de fluoroscopie intraopératoire avec des modèles d'outils ou d'implants. Le système de suivi en temps réel se compose d'une unité optique comprenant au moins deux caméras CCD qui suivent les mouvements de diodes électroluminescentes (DEL) fixées sur des plaques ou directement sur les outils chirurgicaux. L'unité optique est montée sur une base statique placée à une distance de 1,5 à 2,5 m de la région d'intérêt et occupe un volume de travail sphérique d'1 m de diamètre. La position et/ou l'orientation de l'objet sur lequel les DEL sont fixées permet de déterminer la situation de l'outil à partir de la position d'au moins trois DEL avec une précision de 0,3 à 0,5mm. Il est impératif de maintenir une ligne de mire entre les caméras et au moins trois DEL pour chaque outil suivi.

La précision du geste chirurgical peut être améliorée grâce à des dispositifs de positionnement mécanique des outils, de ciblage et de coupe. Ces dispositifs peuvent aller d'un simple guide passif ajustable jusqu'à un robot motorisé et contrôlé par ordinateur. Ils permettent de façon précise et sûre la localisation spatiale des trous de forage et l'usinage de l'os. Ces systèmes sont généralement utilisés en couplage avec l'imagerie peropératoire. Dans le cas de l'enclouage centro-médullaire, le positionnement mécanique s'avère d'une grande utilité pour le ciblage distal ainsi que pour le positionnement du guide de perçage.

Les systèmes CAO doivent être conçus pour atteindre les normes de sécurité les plus exigeantes. En cas de panne, ces systèmes doivent pouvoir s'arrêter et sortir du champ opératoire sans difficulté de manière à poursuivre l'intervention de façon conventionnelle à n'importe quel moment de l'acte chirurgical.

5 Systèmes CAO pour l'enclouage centro-medullaire

Nous passons en revue les systèmes commerciaux et les prototypes que nous classons en deux catégories [7]: systèmes basés sur la fluorescence et systèmes basés sur la tomodensitométrie. Nous indiquons pour chacun leurs capacités: planning, réduction de la fracture, verrouillage distal, mesure de l'antéversion, et mesure de longueur. Tous les systèmes intègrent le verrouillage distal, mais seuls le système bernois et FRACAS intègrent la réduction de la fracture et la mesure de l'antéversion. Seul FRACAS permet des mesures comparatives et le planning préopératoire. Tous les systèmes utilisent la correction de distorsion et le calibrage pour l'amplificateur de brillance. Le système de CAO fournit un guide d'assistance mécanique au ciblage pour le verrouillage distal.

5.1 Fluoroscopie virtuelle

Le concept de la fluoroscopie virtuelle consiste à créer l'impression d'une fluoroscopie continue sans avoir à acquérir un grand nombre d'images. Ceci se réalise en superposant la silhouette d'outils et d'implants mobiles dont la position et l'orientation sont suivies au cours de leur mouvement sur les images de fluoroscopie conventionnelle. Pour compenser le déplacement relatif des os, une plaque de suivi, appelée base de référence, se fixe sur les fragments osseux.

La figure 1 montre le montage du système qui comprend l'unité optique, les moniteurs de l'ordinateur et la grille de calibrage, faite sur mesure pour le bras en C. La figure 2 montre les écrans de l'ordinateur. L'image supérieure montre le montage in vitro avec les bases de référence fixées aux fragments osseux proximal et distal et au clou centro-medullaire. Au centre on apprécie les images fluoroscopiques rehaussées, prises de face et profil. L'un des

fragments osseux (le distal par exemple) se désigne comme le fragment de référence, et tous les déplacements seront référencés par rapport à ce fragment. Les axes de mouvement du fragment proximal et du clou apparaissent comme des lignes continues en couleur, superposées à l'image. Les lignes se déplacent en accord avec le mouvement des fragments et du clou. Une fois que le clou est complètement introduit on superpose sur les image la pointe du foret. La ligne en pointillé représente le prolongement de l'axe du foret. Le chirurgien peut alors ajuster l'orientation du foret jusqu'à ce que la ligne en pointillé soit alignée sur celle des axes des trous de verrouillage, puis vérifier la position avec de nouvelles images de face et de profil, pour réaliser en dernier lieu le forage du trou.

Actuellement, deux systèmes commerciaux (FluoroNavTM et SurgiGATETM) et un prototype (système bernois) ont été développés pour la fluoroscopie virtuelle. La compagnie Medtronic Sofamor Danek (Memphis, Tennessee, USA) a développé le FluoroNavTM System basé sur le StealthStationTM. Medivision AG (Oberdorf, Allemagne) a développé SurgiGATETM basé sur les travaux de recherche de l'Institut de Biomécanique Maurice E. Müller à l'Université de Berne (Suisse). Le système bernois a été directement développé à l'Institut de Biomécanique Maurice E. Müller à l'Université de Berne.

L'avantage principal de l'enclouage centro-médullaire sous fluoroscopie virtuelle par rapport à la méthode conventionnelle est que seules quelques images sont nécessaires au lieu de plusieurs dizaines, ce qui réduit considérablement l'irradiation pour le malade et le chirurgien. Le fait que l'étape d'acquisition d'images soit séparée du geste chirurgical crée un environnement moins restreint. La ressemblance avec la méthode conventionnelle permet un apprentissage rapide. En cas de mauvais fonctionnement, l'opération peut se poursuivre de façon conventionnelle presque immédiatement. Les difficultés sont le montage et réglage du système, l'implantation des bases de référence sur les fragments osseux, et le maintien des outils dans le champ de vision des caméras de suivi pendant l'intervention.

L'avantage représenté par la fluoroscopie virtuelle par rapport aux systèmes de navigation basés sur la tomodensitométrie est de permettre des interventions comme l'insertion de vis

ou la mise en place d'implants prothétiques sans avoir besoin d'images préopératoires. Cependant, les inconvénients sont les suivants : la tomodensitométrie est nécessaire au planning préopératoire ; l'intervention se fait à partir d'images bi-dimensionnelles avec un champ de vision restreint ; la perception spatiale et la coordination main/œil du chirurgien sont semblables à celles fournies par la fluoroscopie conventionnelle. Cela oblige le chirurgien à prendre manuellement des repères anatomiques pendant l'acte opératoire car la mesure de l'antéversion fémorale n'est pas très précises.

Protocole et montage de l'équipement

Le système de poursuite, l'ordinateur et le moniteur sont installés au bloc opératoire peu avant la chirurgie. La grille de calibrage munie de diodes électroluminescentes est fixée sur l'amplificateur de brillance afin de permettre la correction des distorsions, le calibrage et le suivi des outils. Les images prises par le bras en C sont téléchargées dans l'ordinateur grâce à une carte de capture d'images [4, 5, 14].

L'intervention commence avec la détermination de l'angle d'antéversion fémorale sur le fémur intact controlatéral. Après avoir attaché une base de référence sur chaque fragment, deux séries d'images, proximales et distales sont acquises de face et de profil. A l'aide de la souris, le chirurgien détermine sur les images portées à l'écran six repères qui servent à calculer l'angle d'antéversion et la mesure de la longueur du fémur. Un corps rigide (muni de diodes) est fixé sur la poignée porte-clou avant l'insertion du clou. Ensuite, la longueur du clou et la position des trous de verrouillage sont repérées à l'aide d'un pointeur muni lui aussi de diodes. L'ordinateur se sert de ces données pour créer un modèle des axes du clou et des trous de verrouillage. Puis un arc de référence muni de diodes est fixé sur l'os cortical des fragments osseux proximal et distal à l'aide de vis unicorticales afin d'éviter l'obstruction du canal centro-médullaire. Désormais, le système dispose de toute l'information nécessaire pour permettre la navigation fluoroscopique virtuelle.

Pour pénétrer dans le canal médullaire, on réalise d'abord une paire d'images de face et de profil du fémur proximal. Le chirurgien oriente l'outil de forage en l'alignant sur l'axe du canal puis pénètre dans le canal. Le clou est inséré jusqu'à ce que son extrémité distale

soit au bord du foyer de fracture. Une deuxième paire d'images en plans orthogonaux est réalisée au niveau du foyer de fracture. L'axe du fragment distal se détermine en identifiant deux repères sur les images. Le système montre alors la position de l'axe du clou et du fragment osseux distal par rapport au fragment osseux proximal. Le chirurgien se base sur l'écran du moniteur pour réduire la fracture en alignant les axes superposés. Une fois que la position souhaitée des fragments osseux est atteinte, le clou est inséré jusqu'à la disparition sur l'écran des trous de verrouillage distal. Une nouvelle paire d'images est réalisée au niveau du fragment distal afin de vérifier la position finale du clou. Avant d'effectuer le verrouillage distal, la rotation est ajustée de façon à égaliser l'angle d'antéversion calculé au préalable sur le côté sain.

Pour le verrouillage distal, deux vues orthogonales sont acquises, l'une parallèle et l'autre perpendiculaire à l'axe de chaque trou de verrouillage distal. Le bras en C est déplacé jusqu'à ce que les deux cercles, l'un représentant le périmètre du champ de vision de l'amplificateur de brillance et l'autre le trou de verrouillage, soient concentriques sur l'écran. Des images fluoroscopiques virtuelles sont alors affichées sur l'écran, montrant la position du foret. Une fois que la fracture est réduite, et que la longueur du fémur et l'angle d'antéversion sont corrigés, le chirurgien peut orienter le foret de manière à aligner son axe sur celui du trou de verrouillage et sur deux plans. Le forage peut alors s'effectuer en toute sûreté. Les bases de référence (corps rigides et arc de référence) sont retirées, et l'intervention se termine de façon habituelle. Au total, une douzaine d'images fluoroscopiques sont nécessaires pendant tout l'acte chirurgical.

Dans ce système, la rotation et la translation s'estiment à partir de l'antéversion mesurée sur des images fluoroscopiques de face et de profil et les repères, choisis manuellement sont affichés en temps réel pendant l'intervention. L'inconvénient de la sélection manuelle provient de ce qu'elle dépend entièrement du chirurgien, ce qui introduit des erreurs, prend du temps et doit être réalisé en milieu stérile. De plus, l'identification de l'axe longitudinal du fémur se fait de façon indépendante entre le côté sain et le côté fracturé, et ne tient pas compte de la courbure naturelle du fémur. La valeur absolue de l'antéversion du fémur intact est la seule valeur utilisée comme référence pour la réduction du fémur fracturé.

Correction de l'image fluoroscopique

La plupart des bras en C, particulièrement les modèles anciens, produisent des images à forte distorsion géométrique et à grande variation d'échelle. Puisque la navigation se base sur ces images, il est nécessaire de les corriger. La distorsion, qui peut atteindre plusieurs millimètres, est due à trois facteurs: (1) l'écran de réception de l'amplificateur de brillance est légèrement courbé ; (2) les champs magnétiques de la Terre et des instruments voisins dévient les électrons du faisceau de rayons X et (3) le châssis du bras en C plie sous le poids de l'amplificateur de brillance, ce qui modifie la distance entre le récepteur et la source. La distorsion peut se corriger à partir de l'image d'un objet de calibrage qui est généralement constitué par une ou deux plaques radio transparentes montées sur un plan parallèle à celui de l'amplificateur de brillance. Des sphères métalliques ou des croix fines (comme celles de la figure 2) sont disposées dans chacune des plaques, qui sont montées sur un anneau comprenant une dizaine de diodes électroluminescentes pour la détection optique. L'anneau est habituellement recouvert d'un drap stérile en plastique transparent.

Expérience clinique

Les études in vitro fournissent 100% de succès pour le verrouillage du trou distal, avec moins de 6 secondes d'exposition aux rayons X (le foret a touché le rebord clou sans l'endommager dans 6 cas sur 30 et dans 11 cas sur 102 lors de deux séries [14, 15] successives). Une étude clinique de 42 enclouages verrouillés sur 27 patients réalisée par deux chirurgiens entraînés conclue à une seule vis mal placée et 8 cas de contact entre le foret et le clou. Le temps d'exposition aux rayons X va de 4 à 42 secondes (16 en moyenne) et l'intervention complète dure en moyenne 43 minutes [16]. Ces résultats apparaissent bien meilleurs que n'importe quelle autre technique (à main libre ou avec assistant mécanique) du point de vue de l'exposition aux rayons X. L'inconvénient est la durée de l'intervention qui est supérieure à la moyenne. Ceci est dû à la courbe d'apprentissage et la compensation est une meilleure précision. L'erreur de l'angle d'antéversion atteint un maximum de +/-15 degrés. La précision clinique du système SurgiGATETM est de l'ordre de 1mm.

5.2 Systèmes basés sur la tomodensitométrie

L'idée qui domine avec les systèmes de navigation à base tomодensitométrique consiste à remplacer les images fluoroscopiques par une visualisation des modèles osseux (en réalité virtuelle et en trois dimensions) créés à partir des coupes TDM et suivis en temps réel pendant la chirurgie. Ceci permet au chirurgien d'avoir une vue précise et totalement spatiale des fragments osseux, des implants et/ou des outils. Les images TDM permettent le planning et la visualisation préopératoires, ainsi que la mesure des données linéaires et angulaires sans intervention manuelle. FRACAS (FRActure Computer-Aided Surgery; Université Hébraïque de Jérusalem, Israël) est le seul système à base TDM fournissant une solution intégrée qui comprend le planning préopératoire et le support d'exécution pendant l'intervention [6].

La figure 3 montre un écran pendant la réduction de la fracture. La fenêtre supérieure montre les vues de face et profil des fragments osseux, tandis que la fenêtre inférieure montre les fragments osseux dans la position tels qu'ils sont face au chirurgien. Les angles absolus et relatifs de rotation et de translation sont visualisés au bas de l'écran. Ces valeurs varient simultanément avec le changement de position des fragments osseux. Pour le verrouillage distal, le système FRACAS dispose d'un guide de forage passif qui se positionne sur des images fluoroscopiques de face et de profil.

L'avantage principal de l'enclouage centro-médullaire avec navigation à base TDM par rapport à l'intervention conventionnelle est le suivant : les images de fluoroscopie bi-dimensionnelles, non corrélées et statiques sont remplacées par une vue spatiale en temps réel. Ceci permet d'éliminer l'exposition aux rayons X pour le malade et le chirurgien, et autorise un calcul précis des données linéaires et angulaires de navigation. Cet élément est particulièrement utile pour le traitement des fractures complexes, dans la mesure où l'on peut entrevoir un potentiel de réduction du temps opératoire par une amélioration de la coordination main/œil et donc de meilleurs résultats dus à une plus grande précision. De plus, le planning préopératoire est possible et les mesures comparatives de l'antéversion peuvent se faire sans intervention manuelle. L'inconvénient est représenté par l'acquisition

d'un examen TDM préopératoire, ce qui est inhabituel pour le traitement des fractures du fémur et non envisageable dans les centres non équipés.

L'avantage principal de la navigation à base TDM par rapport à la fluoroscopie virtuelle est représenté par les vues spatiales et en temps réel de la situation préopératoire. Toutes les vues de navigation peuvent être choisies. De plus, avec les modèles spatiaux les mesures sont plus précises que celles fournies par les images fluoroscopiques, sans qu'il soit nécessaire d'utiliser une intervention manuelle pour sélectionner des repères anatomiques sur les images. Par rapport à la fluoroscopie conventionnelle, le seul inconvénient consiste à réaliser un examen TDM préopératoire.

Par rapport à d'autres scénarios cliniques où la navigation à base TDM est utilisée (insertion de vis pédiculaires; réduction des fractures du bassin; placement d'une cupule cotyloïdienne), la principale différence repose sur le fait qu'il n'y a pas d'accès direct à la surface de l'os. Donc, la mise en correspondance à partir du contact entre le modèle osseux et le scénario préopératoire n'est pas possible. Le système FRACAS exécute un recalage basé sur l'anatomie, mettant en correspondance les images fluoroscopiques préopératoires avec les modèles osseux obtenus de la TDM préopératoire.

Protocole et montage de l'équipement

La figure 4 montre un schéma du système. Un examen TDM des deux extrémités osseuses s'obtient en préopératoire. Les modèles de la surface et du canal médullaire des fragments osseux proximal et distal sont automatiquement construits à partir des images. Après avoir créé un modèle de surface des fragments osseux, le système calcule les propriétés géométriques de l'os intact et de l'os fracturé pour mesurer l'antéversion. Le chirurgien choisit ensuite le clou approprié en fonction du modèle d'os sain. Le module de sélection de clou permet de mesurer longueurs et diamètres, et de superposer un modèle géométrique du clou sur un os translucide. Les données du clou ainsi que des modèles osseux sont enregistrés en vue de leur utilisation pendant la chirurgie.

Peu avant la chirurgie l'amplificateur de brillance est calibré par un technicien et une grille de calibrage identique à celle décrite pour la fluoroscopie virtuelle est fixée au récepteur du bras en C. Le malade est positionné sur la table d'opération, puis le chirurgien expose et prépare l'orifice proximal du canal fémoral selon la méthode habituelle. Pour suivre la position des fragments osseux, le chirurgien implante et fixe de façon ferme (avec des vis) deux corps rigides, comme pour la fluoroscopie virtuelle. Des images fluoroscopiques sont recueillies par un technicien (sans la présence obligatoire du chirurgien à proximité) pour réaliser la mise en correspondance de la situation per-opératoire avec les modèles osseux obtenus en préopératoire. Avec les corps rigides en place, le technicien active la poursuite optique pour localiser les fragments osseux et les outils de chirurgie. Le module de visualisation présente sur l'écran une image de réalité virtuelle qui montre les modèles d'os et d'outils. Le chirurgien manipule les fragments osseux et les outils de chirurgie en suivant leur position relative et en les orientant sur l'écran. Une fois que la position désirée est atteinte, une nouvelle série d'images fluoroscopiques est enregistrée pour confirmer la situation per-opératoire par rapport au modèle présenté. Ce procédé se répète pour chaque étape de l'intervention. Pour le verrouillage distal, le chirurgien attache le guide à la partie proximale du clou, et ajuste sa longueur et son angle d'entrée, à l'aide de nouvelles images fluoroscopiques. Le clou est bloqué in situ, pour permettre le forage précis des trous de verrouillage distal sans que le chirurgien ne s'expose d'avantage aux rayons X.

Modelage et mesure de la rotation axiale et de la translation

Le module de modelage crée des modèles de surface interne ou externe des fragments osseux distaux et/ou proximaux choisis. Il utilise une valeur définie comme seuil de densité osseuse. Le chirurgien a la charge de choisir les fragments osseux importants avec des plans de coupe dont l'intersection délimite la région d'intérêt. Le module de sélection du clou assiste le chirurgien dans son choix sur le type, la taille et le diamètre du clou quand l'examen TDM est réalisé. Pour choisir un clou, le chirurgien effectue des mesures de façon interactive sur des coupes TDM et sur les modèles osseux 3D. Ayant choisi les dimensions idéales, les plus proches des standards disponibles, le système expose un modèle virtuel de clou provenant d'une librairie de géométries d'implants existant sur place. Le chirurgien

peut alors positionner le clou de façon interactive dans sa position d'insertion finale et vérifier que le clou s'adapte bien à la longueur et au diamètre du canal.

Lorsque les modèles pour l'os intact et fracturé sont prêts, le module de modelage crée des modèles géométriques pour mesurer la rotation axiale et translation ainsi que la longueur de l'os après réduction de la fracture. Cette méthode est illustrée dans la figure 5. Les propriétés géométriques qui définissent la rotation axiale et la translation sont l'axe longitudinal du fémur, les repères condyliens, les axes du col et de la tête du fémur et le plan de la table d'opération. Le logiciel extrait ces propriétés sur le fémur intact pour calculer la rotation axiale et la translation, issues de l'angle entre le col fémoral et le plan de la table. Ensuite le logiciel extrait les propriétés des fragments proximal et distal du fémur fracturé en utilisant les données du fémur intact comme référence. Les axes des fragments osseux sont construits en extrapolant la fracture sur l'os intact puis en reproduisant l'axe longitudinal de l'os intact sur les fragments osseux. Les valeurs de rotation et de translation peuvent alors se calculer en temps réel de façon à être visualisées pendant l'intervention. Cela permet d'obtenir une mesure quantitative comparable sans intervention manuelle. A différence du système bernois, le système FRACAS fournit les mesures d'antéversion absolues et relatives qui respectent les courbures naturelles du fémur.

Verrouillage distal

Une fois que la réduction de la fracture est obtenue, le chirurgien ajuste la longueur osseuse et l'angle d'antéversion avant de verrouiller le clou. Le guide de perçage ajustable se place sur le clou au même endroit que le dispositif de verrouillage proximal. Le guide de perçage est un dispositif passif ayant 5 degrés de liberté, composé d'une tête radio transparente et de deux cercles concentriques en aluminium. La pointe distale du clou est imagée de face et profil et les axes des trous de verrouillage sont extraits. Le foret suivi par corps rigide s'insère dans le guide de perçage, et son orientation et sa position s'ajustent jusqu'à ce que son axe coïncide avec celui du trou de verrouillage. Ceci est visualisé par la superposition de l'axe du foret et du trou de verrouillage sur les images fluoroscopiques. Puisque le fragment osseux distal est suivi par corps rigide et que le guide de perçage est monté sur le clou, il n'est pas nécessaire d'immobiliser l'extrémité intéressée. Le guide de

perçage se bloque lorsque les axes coïncident. Deux images fluoroscopiques de face et de profil permettent alors de vérifier que les trous de verrouillage distal apparaissent au centre des cercles concentriques. Le forage des trous peut alors se faire.

Résultats expérimentaux

Le prototype du système FRACAS a été réalisé, puis des études in vitro effectuées. Plusieurs séries de données TDM de cas cliniques ont été obtenues, ainsi qu'en provenance d'os secs. L'évaluation préliminaire faite par un chirurgien a été encourageante, car elle a permis d'obtenir des résultats satisfaisants et de démontrer la facilité d'utilisation du système. Le planning préopératoire se réalise en 15 à 20 minutes. Un simulateur physique a été construit pour examiner l'ergonomie et la précision du système ainsi que pour entraîner les chirurgiens. Le dispositif de ciblage distal a été testé comme un instrument indépendant dans trois interventions. Même sans la navigation, l'axe d'alignement a été obtenu avec seulement une douzaine d'images fluoroscopiques et en peu de temps.

Pour évaluer les mesures de l'antéversion, trois fémurs cadavériques secs ont été modélisés à partir de coupes TDM (coupes espacées de 2 mm), après quoi ils ont été brisés pour simuler une fracture. Les os ont été montés sur le simulateur, et deux chirurgiens ont réussi indépendamment l'un de l'autre à réduire la fracture en 2 minutes. Les angles d'antéversion relative mesurés sur les fémur fracturés étaient compris entre 1 et 4,5 degrés par rapport aux fémurs intacts (18,5 à 34,5 degrés de valeur absolue). La réduction de la fracture peut être répétée avec une précision de +/-0,5 degrés. L'amélioration obtenue est deux fois plus grande que ce que l'on peut lire dans les résultats publiés.

5.3 Le système CAOS de ciblage pour le verrouillage distal

Les systèmes décrits ci-dessus permettent au chirurgien d'atteindre les objets dans la configuration qu'il désire pendant l'intervention, mais ne l'aident pas à maintenir cette configuration pendant tout le geste chirurgical. Pendant le verrouillage distal ils assistent le chirurgien pour aligner l'axe du foret dans les trous de verrouillage, mais ne garantissent pas que cet alignement se maintiendra lors du forage. Le foret peut déraiper au contact de

l'os cortical et son axe pourra être dévié de l'axe du trou de verrouillage pendant le forage. Pour éviter ce problème, un guide mécanique peut maintenir l'alignement des axes pendant le forage. Dans ce but, le système CAOS (Chirurgie Orthopédique Assistée par Ordinateur) a été développé à l'Université de Hull au Royaume-Uni [10, 18].

Le système se compose d'un bras orientable passif, freiné et muni d'un guide de forage, d'un détecteur optique, et d'un ordinateur. Il guide l'utilisateur au moyen d'une interface graphique permettant l'alignement de l'axe du guide de forage sur l'axe des trous de verrouillage, à l'aide de plusieurs images fluoroscopiques. Une fois l'alignement réalisé, le bras se bloque et le chirurgien peut forer les trous de verrouillage en se servant du guide de perçage.

La figure 6 montre le bras passif orientable guidant un foret à son extrémité. Le bras passif mécanique comprend une base, trois segments rigides connectés en série avec des articulations, et un guide de forage monté sur le dernier segment. Chaque articulation est composée de deux axes de rotation, chaque axe incorporant un code de position et un frein électromagnétique. La configuration du guide de forage par rapport au bras est déterminée directement avec les codes de position. Lorsque les freins sont relâchés, le bras peut être déplacé en manipulant chaque segment manuellement. Lorsque la position désirée est obtenue, les freins sont activés, ce qui immobilise le bras dans la position choisie. Le bras devient alors un support rigide pour le guide de forage. Une base munie de diodes électroluminescentes est attachée au dernier segment pour déterminer la position du bras par rapport à l'amplificateur de brillance.

La technique est la suivante: peu avant l'intervention, l'amplificateur de brillance est calibré par un technicien, qui fixe sur le récepteur un corps rigide muni de DEL, comme cela a été décrit pour les autres systèmes. La fracture se réduit de façon habituelle et le clou est inséré dans le canal centro-médullaire. Avant le verrouillage distal, le bras est fixé à la table d'opération. Une image fluoroscopique de face est acquise, et le module de traitement d'images extrait les contours du clou et des trous de verrouillage distal et en calcule les

axes. Le détecteur optique met en correspondance automatiquement l'extrémité effectrice du bras et les trous de verrouillage distal.

Avec le bras passif, le chirurgien doit maintenant aligner les axes du guide de forage et des trous de verrouillage. Pour cela, il manipule le bras et voit sur l'écran la déviation de la position réelle par rapport à la position idéale. Deux croix fines servent à indiquer l'axe du guide de forage et l'axe du trou de verrouillage. Lorsque ces deux croix sont en coïncidence, les axes sont alignés. Le bras est freiné et maintiendra la trajectoire désirée du guide de forage. L'alignement est vérifié par deux images fluoroscopiques orthogonales, et le forage peut commencer. On supposera que le membre opéré du malade ne bouge pas entre l'acquisition des images fluoroscopiques et le temps que dure le forage.

Un prototype de ce système a été construit et essayé sur un os en plastique. La précision de ciblage est de 1mm et de 1 degré à la pointe du foret. Les inconvénients du système sont les suivants : utilisation d'un détecteur optique ; coût et encombrement du bras ; nécessité d'une manipulation du bras par le chirurgien pour le geste d'alignement.

6. Discussion et conclusions

Comme nous l'avons vu, les systèmes CAO décrits ci-dessus adressent les problèmes de la technique actuelle d'enclouage centro-médullaire du fémur. Néanmoins, il faut encore beaucoup d'efforts avant de voir ces systèmes dans la pratique quotidienne. La fluoroscopie virtuelle est l'application CAO la plus utilisée actuellement. A ce jour, environ 100 systèmes sont installés dans le monde, chiffre qui augmentera dans un futur proche lorsque la technologie deviendra familière aux chirurgiens et lorsque les études cliniques démontreront formellement leurs avantages. Ces systèmes entreront dans la pratique clinique de routine quand leur prix diminuera, quand la courbe d'apprentissage se raccourcira et quand ils auront la capacité de servir à plusieurs types d'interventions. Le système FRACAS bien qu'offrant la solution la plus complète, nécessite la réalisation d'un examen TDM préopératoire (pratique non routinière) dont l'avantage doit être analysé par des études cliniques. Le système CAOS pour ciblage distal suppose l'immobilité du malade

entre le moment de l'acquisition des images et le positionnement du bras. Il doit aussi être validé par des études cliniques.

Les techniques CAO sont aussi adaptées à d'autres applications cliniques. L'enclouage centro-médullaire du tibia en est l'exemple le plus proche. L'enclouage du tibia est plus facile que celui du fémur, car il y a moins de masse musculaire pour gêner la réduction de la fracture, et le clou subit moins de déformation. Le guidage est néanmoins nécessaire pour le verrouillage distal, et les méthodes déjà décrites s'appliquent presque sans modifications. Les autres applications possibles sont les fractures du col fémoral, la fixation des fractures de la hanche (cotyle), les fractures du radius et de l'extrémité supérieure de l'humérus.

Nous sommes convaincus que le suivi en temps réel deviendra une partie intégrante des systèmes d'intervention futurs. Les constructeurs d'équipements d'imagerie médicale sont déjà en train de développer de nouveaux appareils où le suivi en temps réel est intégré dans le processus d'imagerie. Cette intégration simplifie le système, améliore la précision et a un meilleur rapport coût-efficacité. Nous pensons aussi que les systèmes robotisés et miniaturisés de ciblage intégrés directement à l'anatomie du patient et guidés par images fluoroscopiques sont très prometteurs.

Remerciements

Cette recherche est partiellement soutenue par une aide du Ministère israélien de l'industrie et du commerce attribuée au consortium IZMEL de Thérapie Guidée par Image.

Bibliographie

1. Braten, M, Terjesen, T, and Rossvoll, I, ``Femoral shaft fractures treated by intramedullary nailing. A follow-up study focusing on problems related to the method", *Injury* **26**, 1995, pp 379-383.
2. Brumback, RJ, ``Regular and Special Features - The Rationales of Interlocking Nailing of the Femur, Tibia, and Humerus" *Clinical Orthopaedics and Related Research* **324**, Lippincott-Raven, 1996.
3. Hermann K.L, Egund N, "Measuring Anteversion in the Femoral Neck from Routine Radiographs". *Acta Radiologica* **39**, 1998, pp 410-415.
4. Hofstetter, R, Slomczykowski, M. Sati, L-P. Nolte, ``Fluoroscopy as an imaging means for computer-assisted surgical navigation", *Journal of Computer-Aided Surgery* **4(2)**, 1999, pp 65-78.
5. Hofstetter, R, Slomczykowski, M, Krettek, C, et al, "Computer-Assisted Fluoroscopy-based reduction of femoral fractures and antetorsion correction", *Journal of Computer-Aided Surgery* **5(5)**, 2000, pp 311-325.
6. Joskowicz, L, Milgrom, C, Simkin, A, Tockus, L. and Yaniv, Z, ``FRACAS: A system for computer-aided image-guided long bone fracture surgery", *Journal of Computer-Aided Surgery* **3(6)**, 1999, pp 271-288.
7. Joskowicz, L. ``Fluoroscopy-based navigation in computer-aided orthopaedic surgery", *Proc. of the IFAC Conf. on Mechatronic Systems*, Darmstadt, Germany, 2000, Isermann et. al. eds, Elsevier, 2000.
8. Krettek, C, Konemann, B, Miclau, T, Kolbli, R, Machreich, T, Tscherne, H, ``A mechanical distal aiming device for distal locking in femoral nails", *Clinical Orthopaedics* **384**, 1999, pp. 267-275.
9. Murphy, S, Simon S, Kijewski, P, et al, ``Femoral Anteversion", *The Journal of Bone and Joint Surgery* **69-A**, 1987, pp 1169-1176.
10. Phillips R, Viant W.J, Mohsen A.M.M.A, Griffiths J.G, Bell M.A, Cain T.J, Sherman K.P. and Karpinski M.R.K, ``Image Guided Orthopaedic Surgery -Design and Analysis", *Transactions of the Institute of Measurement and Control* **17(5)**, 1995.

11. Riley, S, "Radiation exposure from fluoroscopy during orthopaedic surgical procedures", *Clinical Orthopaedics* **248**, 1989, 257-260.
12. Sanders, R, "Exposure of the Orthopaedic Surgeon to Radiation", *Journal of Bone Joint Surgery* **75 A(3)**, 1993.
13. Skejdal, S. and Backe, S, "Interlocking medullary nails – radiation doses in distal targeting" *Archives of Orthopaedic Trauma Surgery* **106**179- 1987,181,.
14. Slomczykowski, M, Hofstetter, R, Strauss, M, Bourquin, Y, Sati, M, and Nolte, L-P, "Fluoroscopy-based surgical navigation -- Concept and possible clinical applications" in L-P. Nolte and R. Ganz, editors, *Computer Assisted Orthopaedic Surgery*, Hogrefe and Huber Publishers, 1999, pp 206-217.
15. Suhm, N, Jacob, A.L, Nolte, L-P, Regazzoni, P, and Messmer, P, "Surgical navigation based on fluoroscopy: clinical application for computer-assisted distal locking of intramedullary implants," *Journal of Computer-Aided Surgery* **5(6)**, 2000, pp 391-400.
16. Suhm N. and Jacob A.L. and Nolte L.P. et al, "Surgical navigation reduces radiation doses during closed intramedullary nailing", *Proc. 15th Int. Symposium on Computer Assisted Radiology and Surgery*, H.U. Lemke, et al. eds, Springer 2000. pp 262-266.
17. Sugano N, Noble, P, and Kamaric, E, "A Comparison of Alternative Methods of Measuring Femoral Anteversion", *Journal of Computed Assisted Tomography* **22(4)**, 1998, pp 610-614.
18. Viant, W.J, Phillips, R, and Griffiths, J.G, "A computer-assisted orthopaedic system for distal locking of intramedullary nails", *Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers* **211(H)**, 1997, pp 293-300.
19. Yaniv, Z. and L. Joskowicz, "Long bone panoramas from fluoroscopic X-ray images", *Proceedings of the 15th Int. Congress on Computer-Assisted Radiology and Surgery*, H.U. Lemke et. al. eds, Elsevier 2001, pp 490-495.
20. Yang KH, *Journal of Trauma*, 2000.

ILLUSTRATIONS



Figure 1: Système de fluoroscopie virtuelle FluoroNav™ (reproduit avec la permission de Medtronic Sofamor Danek).

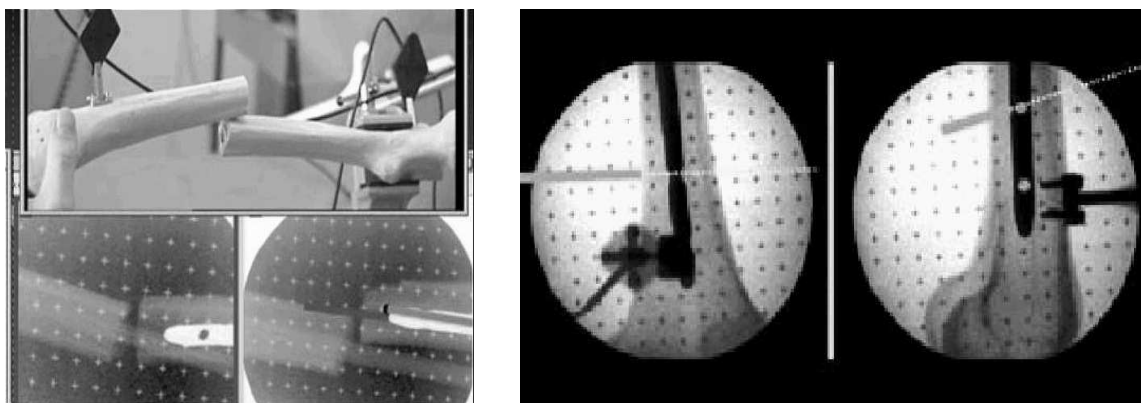


Figure 2: Illustration du concept de la fluoroscopie virtuelle par SurgiGATE™: montage in-vitro des bases de suivi sur les fragments osseux et images de fluoroscopie augmentée avec la projection des axes des os, du clou, et du foret (reproduit avec la permission de Medivision AG.)

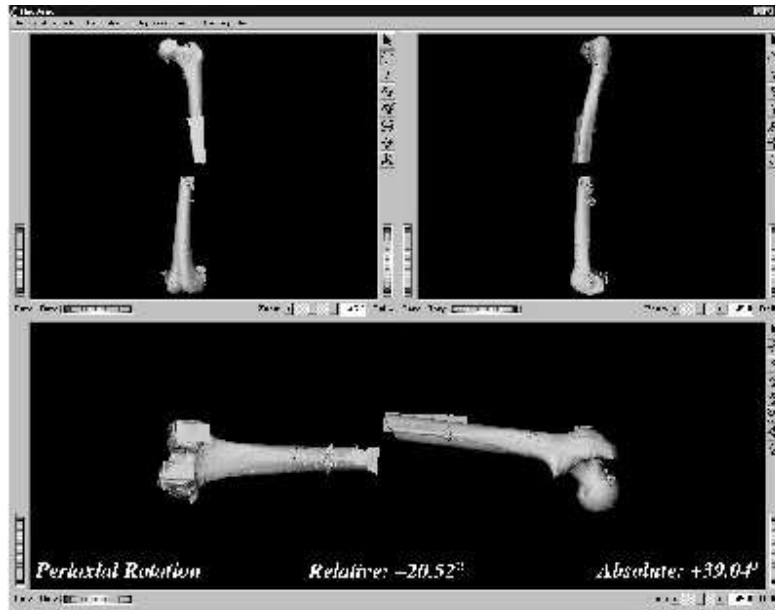


Figure 3: Ecran de FRACAS: vues per-opératoires montrant la valeur de l'angle absolu et relatif de la mesure de la rotation axiale.

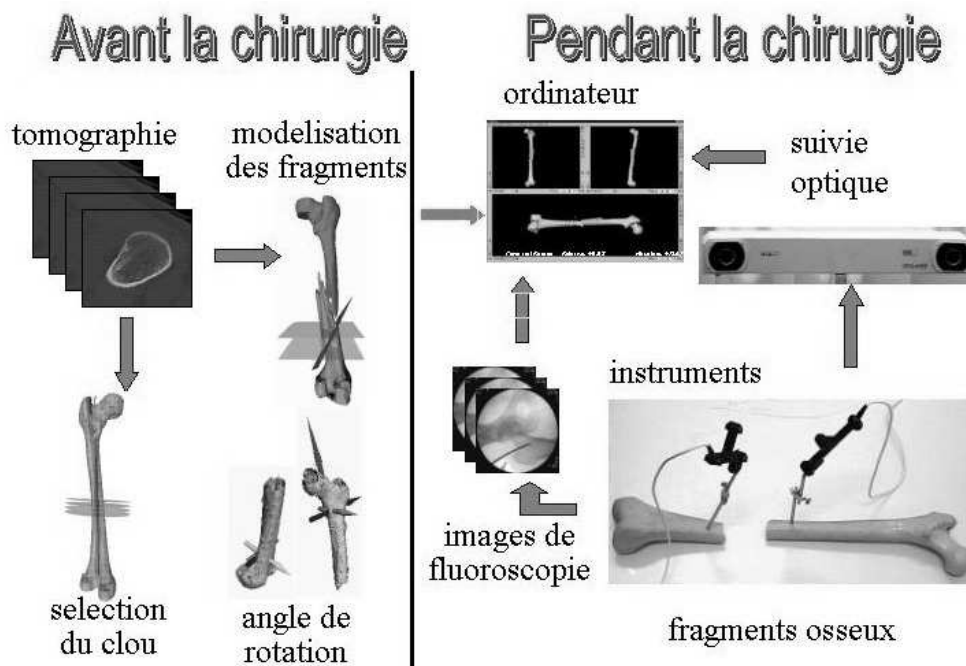


Figure 4: Illustration du concept de FRACAS (reproduit avec la permission de L. Joskowicz, Université Hébraïque de Jerusalem, Israel.)

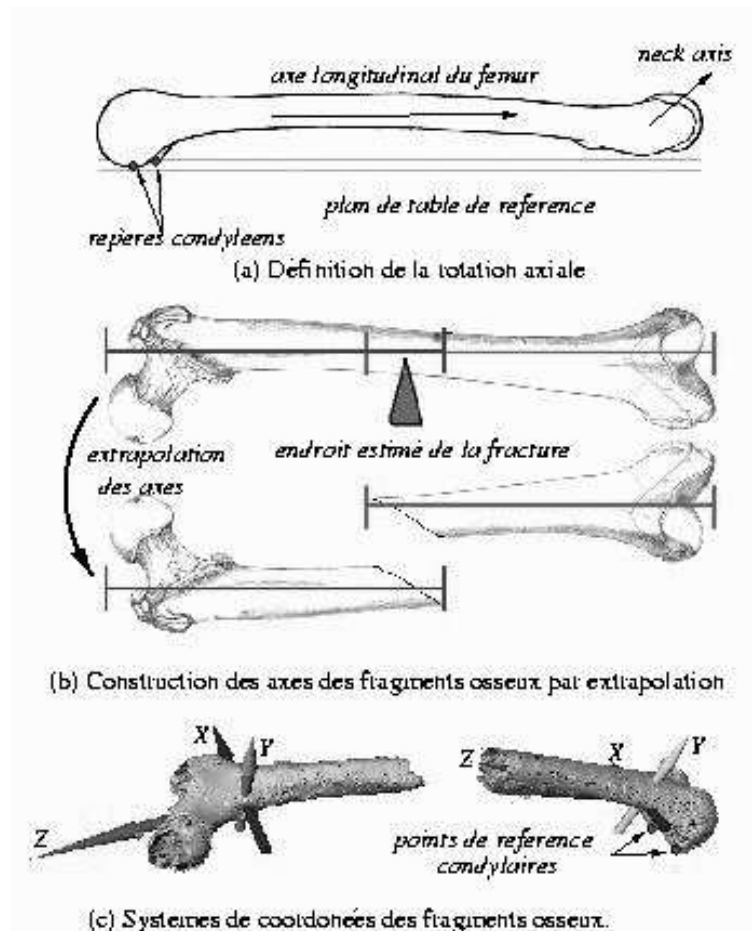


Figure 5: Modélisation de la rotation axiale dans FRACAS (reproduit avec la permission de L. Joskowicz, Université Hébraïque de Jerusalem, Israel.)

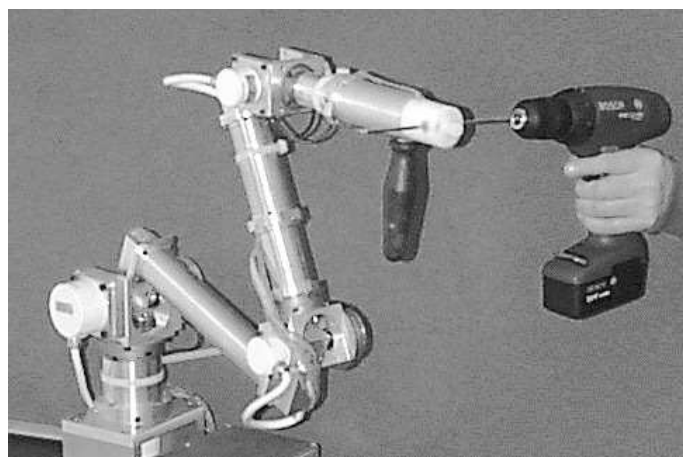


Figure 6: Le système CAOS avec guide de foret (reproduit avec la permission de R. Phillips, Université de Hull, Royaume Uni.)

Photographies d'identité



Leo Joskowicz



Eric Hazan