

# Développements originaux des techniques de navigation en traumatologie

## *Original developments of navigation techniques in traumatology*

**T. Leloup<sup>1</sup>, W. El Kazzi<sup>2</sup>, N. Warzée<sup>1</sup> et F. Schuind<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Laboratoire de l'Image : Synthèse et Analyse, Faculté des Sciences Appliquées, ULB

<sup>2</sup>Service d'Orthopédie-Traumatologie, Cliniques Universitaires de Bruxelles, Hôpital Erasme

### RESUME

*Cet article présente une méthode originale de modélisation d'objets longs et deux applications de navigation en traumatologie. Toutes deux concernent le traitement des fractures des os longs.*

*La méthode de modélisation nécessite seulement deux vues radiographiques. Les cônes de projection de l'objet sont déterminés et leur intersection est calculée, fournissant un modèle 3D approché. Celui-ci peut être amélioré par injection de connaissance a priori ou par d'autres informations.*

*La première application concerne le contrôle de la réduction de fractures diaphysaires traitées par fixation externe. Des systèmes de référence sont fixés aux fragments osseux et suivis par un localisateur optique 3D, permettant le calcul de leur position relative. Des modèles 3D approchés des fragments sont affichés en temps réel selon les manipulations effectuées par le chirurgien. Les axes principaux des fragments, particulièrement utiles pour la réduction de la fracture, sont aussi affichés. L'alignement des fragments osseux est quantifié par plusieurs paramètres fournis en temps réel pendant la réduction. La seconde application concerne le verrouillage distal de clous centromédullaires. Un modèle 3D du clou et de ses orifices de verrouillage est construit à partir de deux vues fluoroscopiques calibrées. Le clou et l'instrument chirurgical sont suivis à l'aide de systèmes de référence fixés à chacun d'entre eux. Une vue 3D de ces deux éléments est affichée en temps réel, guidant le chirurgien lors de la tâche difficile du verrouillage distal.*

*Les expérimentations et résultats sont présentés pour les deux applications.*

*Ces techniques fournissent des modèles 3D au chirurgien pendant l'opération, permettant un guidage précis du geste chirurgical et une réduction considérable de l'irradiation du patient et de l'équipe chirurgicale.*

*Rev Med Brux 2011 ; 32 : S 23-9*

### ABSTRACT

*This article presents an original method for long objects modeling and two navigation applications in trauma surgery. Both concern long bone fracture treatment.*

*Our modeling method requires only two x-ray views. The projection cones of the object are determined and their intersection is computed, providing an approached 3D model, which can be improved by adding a priori knowledge or other information.*

*The first application concerns the control of diaphyseal fracture reduction treated by external fixation. Reference frames are fixed to the bone fragments and tracked by a 3D optical localizer, allowing the computation of their relative position. Approached 3D models of the fragments are displayed in real time according to the manipulation effected by the surgeon. The principal axes of the fragments, very useful for the fracture reduction, are also displayed. The alignment of the bone fragments is quantified by parameters provided in real time during the reduction. The second application concerns the distal locking of intra-medullary nails. A 3D model of the nail and its locking holes is built from two calibrated fluoroscopic views. The nail and the surgical tool are tracked thanks to reference frames fixed to each of them. A 3D view of these two elements is displayed in real time, guiding the surgeon in the difficult task of distal targeting. Experiments and results are presented for both applications.*

*These techniques provide real 3D models to the surgeon during the operation, allowing precise guidance of the surgical gesture and considerable reduction of the irradiation to the patient and the surgical team.*

*Rev Med Brux 2011 ; 32 : S 23-9*

*Key words : computer assisted surgery, traumatology, long bone fracture, external fixation, distal targeting, intramedullary nailing.*

## INTRODUCTION

En traumatologie, le geste chirurgical est très souvent guidé par l'image, et plus particulièrement par la fluoroscopie. Ce dispositif comporte plusieurs inconvénients : irradiation importante du patient et de l'équipe chirurgicale, champ de vue limité et déformé, et information projetée sur une image bi-dimensionnelle (2D) alors que les problèmes sont essentiellement tridimensionnels (3D).

Les techniques modernes de navigation peuvent apporter une solution à ces différents inconvénients, tout en réduisant l'invasivité de l'intervention - et donc le temps opératoire, le risque d'infection et la durée de convalescence. Elles sont regroupées en quatre catégories selon le type d'information utilisé : images 3D préopératoires (exemple : CT, RMN, PET), images 3D intraopératoires (exemple : CT, IRM, fluoroscopie isocentrique), images 2D intraopératoires (exemple : radiographies, fluoroscopie), aucune image (exemples : informations biomécaniques). Pour les patients traumatisés, nécessitant une intervention rapide sur des structures anatomiques altérées, une imagerie préopératoire 3D est souvent impossible tant pour des raisons organisationnelles que techniques. Les dispositifs d'imagerie 3D, fort coûteux, sont peu présents en salle d'opération. L'utilisation de clichés radiographiques ou fluoroscopiques s'avère donc particulièrement indiqué dans les systèmes de navigation pour la traumatologie.

La fluoroscopie virtuelle<sup>1</sup> répond à ce besoin tout en réduisant l'irradiation. Cette technique de navigation consiste à acquérir plusieurs clichés fluoroscopiques de la structure concernée (os ou implant) et leurs paramètres de projection correspondants, exprimés dans un référentiel fixé au patient. Les instruments chirurgicaux sont suivis pendant l'opération à l'aide d'un localisateur optique 3D et projetés en temps réel sur chacune des images acquise précédemment. Cette méthode est équivalente à une fluoroscopie continue selon les directions des images initiales, mais sans irradiation supplémentaire. La fluoroscopie virtuelle ne fournit cependant qu'une visualisation 2D de la structure considérée ; le chirurgien doit reconstruire mentalement les informations 3D.

Cet article présente deux applications de navigation en traumatologie. Toutes deux concernent le traitement de fractures des os longs et utilisent une méthode originale de modélisation 3D d'objets longs à partir de vues 2D.

Nous exposons d'abord le principe général d'une méthode se basant sur seulement deux clichés radiographiques pour construire un modèle 3D approché d'un

objet allongé. Les deux applications utilisant cette technique sont ensuite décrites : la première est le contrôle de la réduction de fractures diaphysaires traitées par fixation externe, et la seconde concerne le verrouillage distal de clous centromédullaires. Les expériences et résultats sont présentés pour chaque application.

## MODELISATION D'OBJETS ALLONGES A L'AIDE DE DEUX VUES

Un objet allongé est caractérisé par une structure 3D ayant une dimension significativement plus grande que les deux autres. Notre méthode de modélisation utilise deux vues projectives de l'objet. Elles ne doivent pas être strictement orthogonales et cela doit même être évité dans certains cas (cf seconde application). Des mesures effectuées avec un localisateur optique 3D permettent de reconstruire le cône de projection de l'objet pour chaque vue et de l'exprimer dans un référentiel fixé à celui-ci. L'intersection des deux cônes de projection fournit un modèle approché de l'objet (figure 1), qui peut être amélioré par des connaissances a priori ou d'autres données de l'objet considéré.

### Détermination des cônes de projection de l'objet

La détermination du cône de projection de l'objet nécessite de connaître les paramètres de projection associés : les positions de la source de rayons X, du plan de projection, et de l'objet à modéliser. La position de la source de rayons X, généralement protégée par un boîtier et inaccessible, peut être obtenue par digitalisation 3D de points particuliers présents sur le boîtier ; la position exacte de la source est ensuite déduite de ces informations et des données du constructeur de l'appareil d'imagerie (cf première application). Une autre solution consiste à calculer la position de la source de rayons X à partir de l'image radiographique elle-même, à condition d'avoir disposé au préalable des marqueurs radio-opaques, de configuration géométriques connue, dans le champ de l'appareil d'imagerie (cf seconde application). Le plan de projection est déterminé par au moins trois points, non colinéaires ou disposés en triangle isocèle, et connus en 3D dans le référentiel du localisateur optique et en 2D sur l'image numérique. Ceci permet de calculer les coordonnées 3D correspondant à chaque pixel de l'image numérique. Un système de référence constitué de trois marqueurs visibles par le localisateur optique est fixé à l'objet et constitue un référentiel dont la position est liée à celle de l'objet. La segmentation de l'objet sur l'image permet d'obtenir le contour de sa projection. Le cône de projection, exprimé dans le référentiel lié à l'objet, est alors obtenu en reliant chaque point de ce contour à la source de rayons X.

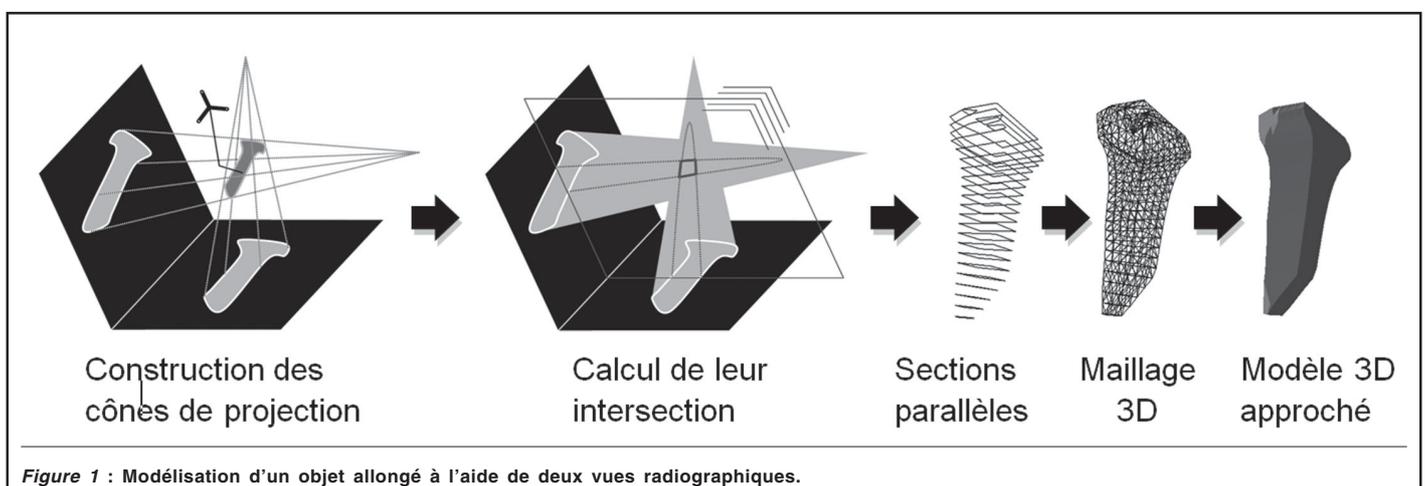


Figure 1 : Modélisation d'un objet allongé à l'aide de deux vues radiographiques.

## Intersection des cônes de projection de l'objet

L'intersection des deux cônes de projection est déterminée en considérant une série de plans parallèles équidistants et perpendiculaires à l'axe principal de l'objet. Chaque plan coupe un cône selon une courbe. L'intersection de ces courbes coplanaires fournit un contour fermé dont les côtés sont tangents à l'objet. Un modèle approché de ce dernier est créé en générant un maillage triangulaire s'appuyant sur ces contours fermés parallèles<sup>2</sup>. Comme seulement deux vues sont utilisées, le modèle comporte des sections généralement quadrilatérales. D'autres informations peuvent être ajoutées à cette modélisation, selon l'application considérée.

## PREMIERE APPLICATION : CONTROLE DE LA REDUCTION DE FRACTURES DIAPHYSAIRES DES OS LONGS TRAITEES PAR FIXATION EXTERNE

La fixation externe permet de réduire chirurgicalement les fractures déplaçées des os longs. Un fixateur externe (*Hoffman II, Stryker®*) est composé d'au moins deux fiches solidarisées par un étau et insérées dans chaque fragment principal. Des articulations, fixées aux étaux, supportent la barre de fixation et sont verrouillées lorsque la fracture est réduite<sup>3</sup>. Cette technique comporte de nombreux avantages : simplicité, adaptabilité, stabilité adéquate, conservation de la vascularisation de l'os et de sa longueur, pas de seconde opération pour le retrait des implants. Le contrôle de la réduction s'effectue la plupart du temps par fluoroscopie 2D, rendant la réduction longue et difficile, surtout si elle est réalisée à foyer fermé. Une solution naturelle consiste donc à remplacer la fluoroscopie par un système de navigation affichant les fragments osseux en temps réel et en 3D durant la réduction<sup>4</sup>.

### Acquisition intraopératoire des données

Un système de référence comportant trois diodes infrarouges suivies par le localisateur optique (*FlashPoint® 5000, Image Guided Technologies*) est fixé à chaque fragment osseux principal (figure 2). Deux radiographies conventionnelles de l'os fracturé (une antéropostérieure et une latérale) sont acquises en tournant le membre fracturé du patient entre les deux vues. Pour chacune d'entre elles, la position de la source de rayons X est acquise en digitalisant des points particuliers du boîtier de l'appareil de radiographie et les coordonnées de trois points du plan de projection – des marqueurs radio-opaques placés directement sur la cassette contenant le film radiographique – sont enregistrées à l'aide d'un pointeur 3D. Les positions des

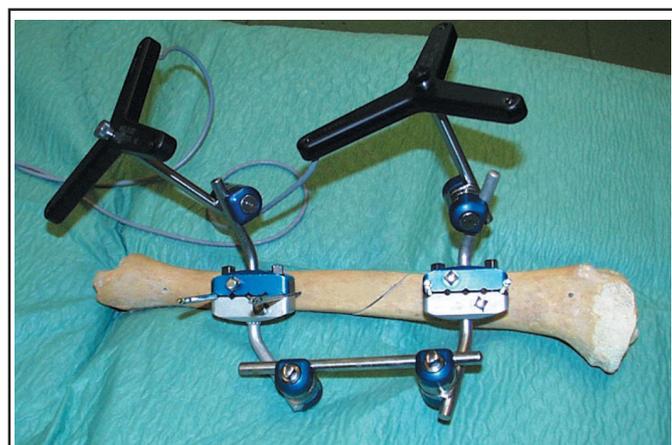


Figure 2 : Fixation rigide des systèmes de références (diodes infrarouges) à chaque fragment.

systèmes de référence fixés aux fragments osseux sont également acquises juste avant la prise de chaque cliché.

### Analyse des radiographies

Chaque image radiographique est analysée afin de détecter les marqueurs radio-opaques et les contours des fragments osseux principaux. Les marqueurs radio-opaques (rondelles métalliques) sont aisément localisés sur les images par une méthode automatique reconnaissant les petits objets clairs, circulaires et troués. Les contours des fragments osseux ne peuvent être déterminés totalement automatiquement : certaines parties sont occultées par des éléments métalliques du fixateur externe et la zone fracturée requiert une interprétation médicale importante. Une procédure semi-automatique, basée sur l'algorithme du « *live-wire* »<sup>5</sup>, aide donc l'utilisateur pour la délimitation des contours osseux, combinant interactivité et précision.

### Construction des modèles de fragments osseux

Chaque fragment principal est projeté sur deux vues différentes pour lesquelles les paramètres de projection ont été enregistrés. Ceux-ci peuvent être exprimés dans le référentiel de chaque fragment principal, prenant ainsi en compte une rotation légèrement différente des fragments osseux entre les deux radiographies, du fait de l'existence d'une fracture. Pour chaque fragment, l'intersection de ses deux cônes de projection génère un modèle 3D approché.

### Ajout d'informations pertinentes à la modélisation

L'axe principal de chaque fragment est une information indispensable pour réaligner les fragments osseux. Cet axe est calculé à partir de la ligne centrale du fragment, reliant les centres des sections polygonales utilisées pour la construction des modèles 3D. Une méthode des moindres carrés permet de déterminer l'axe approchant cette ligne centrale, en ne considérant que sa partie diaphysaire non fracturée. Une autre information importante est l'orientation des fragments autour de leur axe principal. Dans le cas du tibia, une série de points sont digitalisés à l'aide d'un pointeur, par palpation, le long de la crête tibiale de chaque fragment et exprimés dans son référentiel. Ceci permet de déterminer l'orientation relative des fragments principaux autour de leur axe.

### Contrôle de la réduction de la fracture

Chaque modèle de fragment est connu dans le référentiel qui lui est lié. Pendant la réduction, les positions des marqueurs fixés rigidement à chaque fragment sont acquises en continu (fréquence d'environ 17 Hz) par le localisateur optique 3D. Les modèles des fragments principaux (surface, axe central et éventuellement crête tibiale) peuvent donc être représentés dans un même référentiel et affichés simultanément, en temps réel, afin de visualiser leur position relative (figure 3). En plus de ce guidage visuel, des informations quantitatives relatives à l'alignement des fragments sont fournies en temps réel au chirurgien : angle entre les axes principaux des fragments osseux, distance séparant ces axes, et angle de rotation axiale entre les fragments, autour de leur axe principal. Après réduction, les articulations supportant la barre de fixation sont verrouillées et le matériel de navigation fixé aux étaux peut être retiré.

### Validation

Notre méthode a d'abord été testée sur un tibia sec

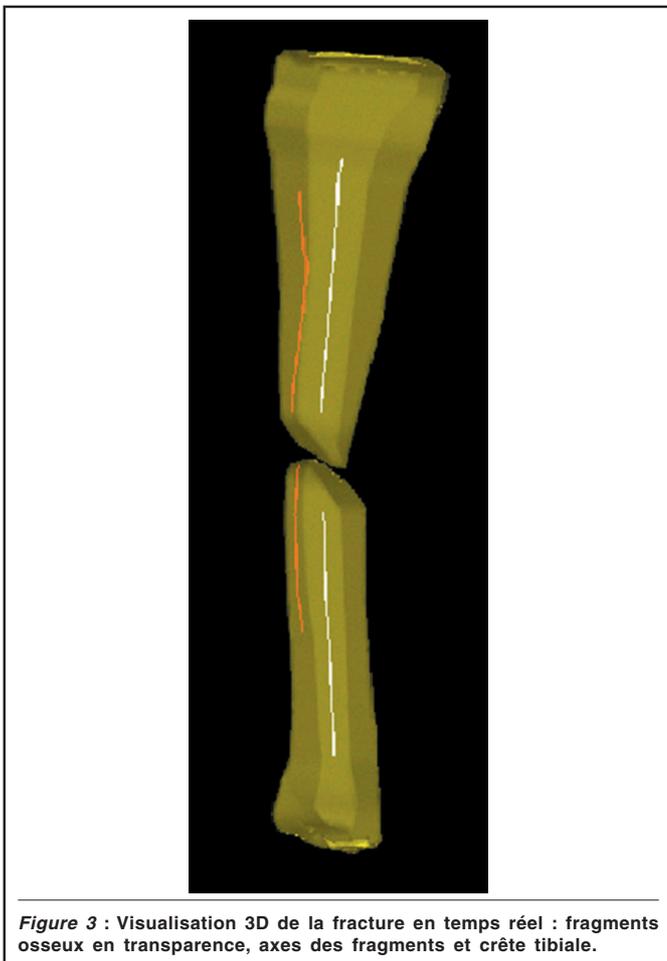


Figure 3 : Visualisation 3D de la fracture en temps réel : fragments osseux en transparence, axes des fragments et crête tibiale.

scié au milieu de la diaphyse. Cinq expériences ont été effectuées. Pour chacune, un couple de radiographies calibrées a été acquis permettant la construction des modèles 3D des fragments. Le système de guidage a été évalué qualitativement par trois chirurgiens : après réduction de la fracture en se basant uniquement sur notre système, la position réelle des fragments a été examinée. Quantitativement, la précision du guidage a été obtenue en réduisant la fracture de visu (sans utiliser le système de navigation) et en mesurant ensuite la qualité de la réduction avec le nouveau système. Une jambe d'un spécimen anatomique a ensuite été utilisée pour tester notre système dans des conditions plus réalistes. Les mêmes évaluations ont été effectuées, en plus du temps nécessaire aux différentes étapes de notre méthode.

## Résultats

Pour chaque expérience de réduction de la fracture du tibia sec sous contrôle de notre système, les trois chirurgiens ont jugé la réduction obtenue satisfaisante. Pour l'évaluation quantitative de notre système, les trois paramètres mesurant la qualité de la réduction ont été relevés pour chaque expérience (tableau 1) après réduction de la fracture de visu, sans utilisation du système de guidage ; idéalement ces trois mesures devraient être nulles. En moyenne, notre système a une précision de 1.9° pour la mesure de l'angle entre les axes principaux des fragments, de 1.5 mm pour celle de la distance entre ces axes, et de 3.5° pour la mesure de l'angle de rotation axiale entre les fragments osseux.

Pour l'expérience sur la jambe du spécimen anatomique, le chirurgien a également estimé la réduction obtenue satisfaisante par contrôle fluoroscopique et incision

(n = 5)	Angle entre les axes principaux (°)	Distance entre les axes principaux (mm)	Angle de rotation axiale entre les fragments (°)
Moyenne	1.9	1.4	3.5
Ecart-type	0.5	0.7	1.3

longitudinale au niveau de la fracture. Le temps des différentes étapes a également été relevé : le développement et la digitalisation d'une radiographie requièrent environ cinq minutes, un utilisateur expérimenté prend environ une minute pour la délimitation d'un fragment osseux sur une radiographie, le temps de calcul pour la construction des modèles ne prend qu'une quinzaine de secondes.

Notre système a également pu être testé sur plusieurs patients volontaires.

## Discussion

Notre méthode de contrôle de la réduction de fractures diaphysaires des os longs traitées par fixation externe est satisfaisante pour les fractures du tibia selon les critères de Edge et Denham (déformation angulaire < 5° et déformation en translation < 10mm)<sup>6</sup>. Notre méthode permet de réduire l'irradiation<sup>7</sup> et ne nécessite pas de matériel spécifique, mis à part un ordinateur et un localisateur optique. La durée supplémentaire requise par cette méthode peut être estimée à 15 minutes, essentiellement à cause du développement et de la digitalisation des images. L'utilisation d'un appareil de radiographie digital, plus coûteux et moins souvent disponible en salle d'opération, permettrait de remédier à cet inconvénient. Ce délai reste cependant acceptable, comparé aux nombreuses manipulations de l'appareil fluoroscopique dans les procédures conventionnelles. Pendant la réduction, le fluoroscope peut être retiré du champ opératoire pour faciliter l'accès au patient ; la manipulation des étaux est cependant un peu plus délicate à cause de la présence du matériel de navigation fixé à ceux-ci. La rotation axiale des fragments est mesurée à l'aide de points digitalisés sur la crête tibiale. Cette méthode peut être généralisée à d'autres types d'os longs en définissant d'autres points caractéristiques, au niveau des épiphyses par exemple. Pour les os longs courbés (le fémur par exemple), l'axe principal de chaque fragment peut être calculé sur une plus petite portion de la diaphyse, au voisinage de la fracture, où la ligne centrale de l'os peut être considérée localement rectiligne.

## SECONDE APPLICATION : VERROUILLAGE DISTAL DE CLOUS CENTROMEDULLAIRES

L'ostéosynthèse après fracture d'os long peut aussi être réalisée par enclouage centromédullaire. Un implant métallique tubulaire est inséré dans le canal médullaire de l'os fracturé et agit comme une attelle interne. Pour éviter les déplacements des fragments autour du clou ou le long de celui-ci<sup>8</sup>, des vis de verrouillage sont insérées à travers l'os dans des orifices au niveau des parties proximale et distale du clou. Le verrouillage proximal s'effectue à l'aide d'un guide mécanique inclus dans la poignée d'enclouage. Cette technique ne peut être utilisée pour le verrouillage distal car le clou subit des déformations de torsion et de flexion au cours de son insertion, afin de s'adapter à la morphologie de l'os fracturé. Le verrouillage distal constitue la phase la plus difficile de l'enclouage centromédullaire et requiert

généralement de nombreux clichés fluoroscopiques, ainsi qu'un alignement précis de l'appareil d'imagerie avec les axes des orifices (ceux-ci apparaissent alors circulaires sur les clichés). Ceci implique une irradiation importante pour le patient et l'équipe chirurgicale. En outre, le chirurgien dispose seulement d'informations 2D pour le guidage du verrouillage distal. Ces raisons expliquent pourquoi un système de navigation est particulièrement indiqué pour cette tâche. La fluoroscopie virtuelle<sup>9</sup> et certains dispositifs robotisés<sup>10,11</sup> ont déjà apporté des avancées importantes dans le domaine, mais nécessitent toujours un alignement précis de l'appareil de fluoroscopie, impliquant plus de manipulations, un risque de fautes de stérilité accru, une augmentation de l'irradiation et du temps opératoire. Le système de navigation présenté dans cet article se base seulement sur deux vues fluoroscopiques, sans contrainte importante de positionnement de l'appareil d'imagerie<sup>12</sup>.

### Acquisition des données

L'amplificateur de brillance de l'appareil de fluoroscopie est équipé d'un dispositif de correction et de calibrage de l'image, composé de deux plaques de polycarbonate (transparentes aux rayons X), parallèles et distantes de 80 mm, contenant chacune des marqueurs radio-opaques différents (billes et rondelles métalliques). Un système de référence (marqueurs passifs visibles par le localisateur 3D) est fixé à ce dispositif. La mise en place du clou centromédullaire et le verrouillage proximal s'effectuent selon la technique conventionnelle. La poignée d'enclouage est cependant maintenue fixée à l'extrémité proximale du clou afin d'y fixer un second système de référence 3D. Deux vues fluoroscopiques de la partie distale du clou sont acquises avec des incidences différant d'au moins 30° autour de l'axe du clou, les orifices de verrouillage devant rester visibles, mais pas nécessairement circulaires. Les positions des systèmes de référence sont acquises pour chaque cliché.

### Analyse automatique des images

Les billes métalliques projetées sur les images permettent de corriger les distorsions présentes sur les clichés dues aux défauts de planarité de l'écran de l'amplificateur de brillance, à la rigidité insuffisante de l'arceau de l'appareil de fluoroscopie et au champ magnétique environnant. Après segmentation et identification automatique des billes métalliques sur chaque image, leurs positions sont utilisées pour déterminer un polynôme bidimensionnel du cinquième ordre permettant de corriger les distorsions de l'image<sup>13</sup>. Sur chaque image corrigée, les rondelles métalliques sont localisées afin d'en déduire automatiquement la position de la source de rayons X et les contours du clou centromédullaire et de ses orifices de verrouillage sont détectés (figure 4).

### Modélisation du clou

Les cônes de projection du clou centromédullaire sont construits pour les deux vues et exprimés dans le référentiel lié au clou (figure 5). Leur intersection fournit un modèle approché du clou constitué d'une série de sections quadrilatérales. Comme le clou possède une forme cylindrique, chaque section peut être remplacée par son cercle inscrit. Un maillage triangulaire, généré sur base de ces cercles, modélise la surface extérieure du clou. Sa surface intérieure est modélisée de la même façon, mais en réduisant le rayon des cercles de l'épaisseur du métal. Ce modèle détermine la localisation précise du clou mais ne comprend pas encore les orifices de verrouillage.

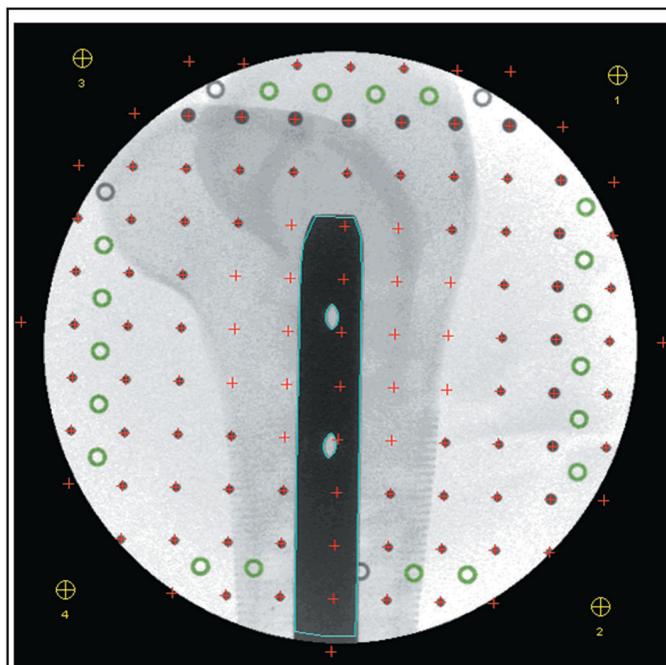


Figure 4 : Détection automatique des éléments présents sur une image fluoroscopique : billes et rondelles métalliques, contour du clou centromédullaire et de ses deux orifices de verrouillage distal.

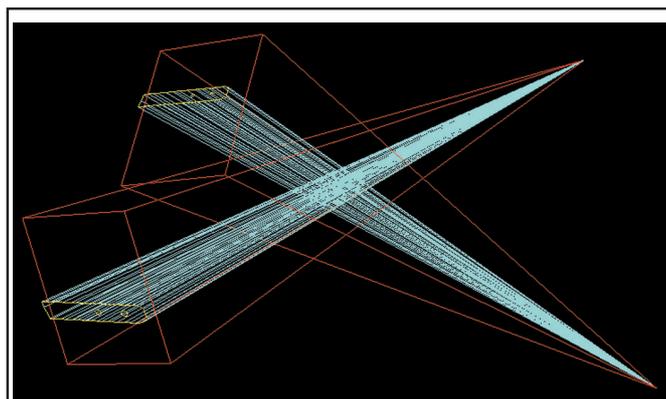


Figure 5 : Cône de projection du clou obtenu à partir de deux vues calibrées.

### Modélisation des orifices de verrouillage

Les centres des orifices appartiennent à la ligne centrale du clou et sont déterminés à partir des centres de leurs projections sur les images. Chaque orifice peut être modélisé par un cylindre dont l'axe est perpendiculaire à la ligne centrale du clou et passe par le centre de l'orifice. L'intersection de ce cylindre avec le modèle du clou se compose de quatre contours. Pour une orientation donnée de l'axe du cylindre autour de l'axe du clou, ces contours peuvent être projetés sur le plan de chaque image et le contour de la projection de l'orifice considéré peut ainsi être déterminé. Un taux de correspondance entre ce contour et celui de l'orifice visible sur l'image est ensuite calculé. Toutes les orientations possibles de l'axe de l'orifice de verrouillage autour de la ligne centrale du clou sont envisagées par pas de 2°. Celle qui fournit le taux de correspondance le plus élevé est choisie comme orientation finale de l'orifice. Le même processus est appliqué au second orifice de verrouillage, afin de prendre en compte une éventuelle torsion du clou entre les deux orifices (figure 6).

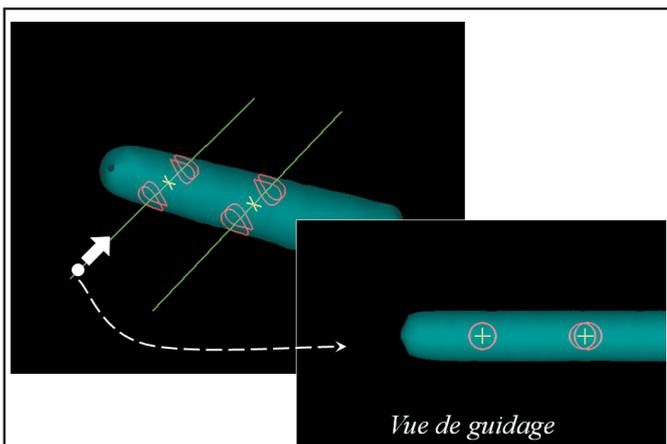


Figure 6 : Modélisation du clou centromédullaire et de ses orifices de verrouillage ; la vue de guidage est obtenue virtuellement en visualisant le modèle 3D depuis un point de l'axe de l'orifice avec lequel la mèche doit être alignée.

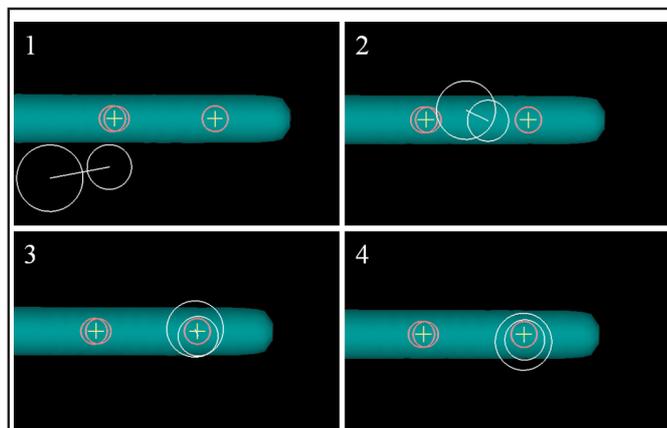


Figure 7 : Alignement de la mèche en face de l'orifice de verrouillage par navigation.

### Modélisation de l'instrument

Un troisième système de référence est fixé au moteur de méchage. La position de la mèche est déterminée dans ce référentiel avec un dispositif de calibrage repérable par le localisateur 3D. La mèche est modélisée par un segment de droite et deux cercles, perpendiculaires au segment et centrés sur ses deux extrémités.

### Guidage du verrouillage

Le modèle 3D du clou peut être visualisé depuis n'importe quel point. Si ce dernier est situé sur l'axe d'un orifice de verrouillage, ses quatre contours apparaîtront concentriques (figure 6). Cette configuration est particulièrement adaptée pour guider le méchage : le chirurgien doit orienter l'instrument pour que le segment modélisant la mèche se réduise à un point centré au milieu de l'orifice de verrouillage et que les deux cercles soient concentriques (figure 7). En gardant cette position, le méchage peut commencer.

### Validation

Notre méthode a été testée au cours de dix essais de verrouillage de clou centromédullaire (*Grosse & Kempf, Stryker®*), comprenant deux orifices distaux et insérés dans un fragment osseux artificiel pour masquer l'emplacement des orifices à l'expérimentateur. Après retrait du fragment osseux artificiel, les positions 3D des orifices distaux furent mesurées avec le localisateur 3D (précision 0.35 mm dans une sphère de 1m de diamètre) à l'aide du dispositif de calibrage. Ces mesures, considérées comme références, ont été comparées aux positions des axes des orifices de verrouillage modélisés en 3D. Le temps des différentes étapes de notre méthode a aussi été estimé. La méthode a ensuite été testée sur trois patients volontaires. A cet effet, le dispositif de correction/calibrage de l'image a été recouvert d'un drap stérile transparent (figure 8). Le restant du matériel était stérile.

### Résultats

Les 20 essais de méchage sur os artificiel furent satisfaisants : la mèche traversa dans tous les cas l'orifice de verrouillage. La précision de modélisation de chaque orifice distal a été estimée en calculant la distance entre l'axe de référence et le centre de l'orifice modélisé (précision en translation), ainsi que l'angle entre l'axe de référence et celui



Figure 8 : Montage opératoire pour la prise des clichés fluoroscopiques : dispositif de correction/calibrage des images fixé sur l'amplificateur de brillance et recouvert d'un drap stérile transparent, systèmes de références (sphères rétro-réfléchissantes) fixées à ce dispositif et à la poignée d'enclouage.

modélisé (précision en rotation). En moyenne, notre système possède une précision de l'ordre de 1.5 mm en translation et 1° en rotation. La durée des différentes étapes est résumée au tableau 2. Le temps total nécessaire au méchage des deux orifices de verrouillage n'excède pas 15 minutes. Les essais sur patient ont montré qu'il était préférable de fixer le système de référence sur un guide de méchage plutôt que sur le moteur lui-même, afin de réduire les vibrations des marqueurs 3D et par conséquent de l'image affichée pour le guidage (figure 9).

Tableau 2 : Analyse de la durée des différentes étapes de notre méthode de verrouillage distal

Etapes	Durée moyenne pour les 10 essais (min : s)
Calibrage de l'appareil de fluoroscopie	1 : 02
Acquisition des images	2 : 48
Transfert et analyse des images, construction du modèle 3D	4 : 19
Calibrage de la mèche	0 : 31
Visée et méchage	3 : 54
<b>Total</b>	<b>12 : 34</b>

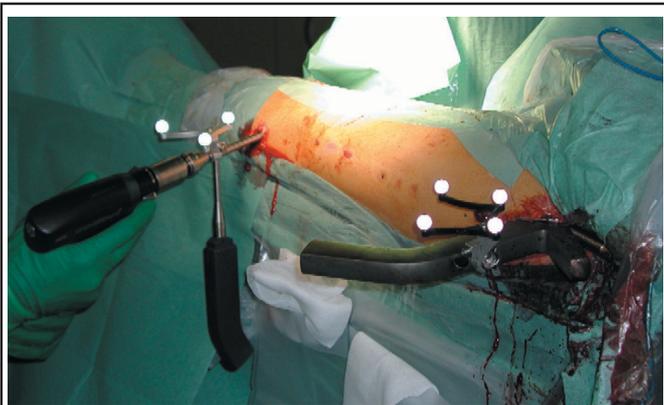


Figure 9 : Méchage guidé par navigation ; le système de référence a été placé sur un guide plutôt que sur le moteur.

## BIBLIOGRAPHIE

- Hofstetter R, Slomczykowski M, Krettek C, Koppen G, Sati M, Nolte LP : Computer-assisted fluoroscopy-based reduction of femoral fractures and antetorsion correction. *Comput Aided Surg* 2000 ; 5 : 311-25
- Barequet G, Shapiro D, Tal A : Multilevel sensitive reconstruction of polyhedral surfaces from parallel slices. *Visual Comput* 2000 ; 16:116-33
- Burny F, Bourgois R : Biomechanical study of the Hoffman external fixation device. *Acta Orthop Belg* 1972 ; 38 : 265-79
- Leloup T, El Kazzi W, Schuind F, Warzée N : Conception of a navigation system controlling diaphyseal fracture reduction treated with external fixation. *IJMRCAS* 2009 ; 5 : 99-109
- Falcão AX, Udupa JK, Miyazawa FK : An ultra-fast user-steered image segmentation paradigm: live wire on the fly. *IEEE Trans Med Imaging* 2000 ; 19 : 55-62
- Edge AJ, Denham RA : External fixation for complicated tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br* 1981 ; 63 : 92-7
- Mahesh M : Fluoroscopy: Patient radiation exposure issues. *RadioGraphics* 2001 ; 21 : 1033-45
- Gustilo RB, Kyle RF, Templeman DC : Fractures and Dislocations. Chicago/St. Louis, Mostby-Yearbook, 1993.
- Slomczykowski MA, Hofstetter R, Sati M, Krettek C, Nolte LP : Novel computer assisted fluoroscopy system for intraoperative guidance: feasibility study for distal locking of femoral nails. *J Orthop Trauma* 2001 ; 15 : 122-31
- Phillips R, Viant WJ, Mohsen AM, Griffiths JG, Bell MA, Sherman KP, Karpinski MRK : Image guided orthopaedic surgery design and analysis. *Transactions of the Institute of Measurement and Control* 1995 ; 17 : 251-64
- Yaniv Z, Joskowicz L : Precise robot-assisted guide positioning for distal locking of intramedullary nails. *IEEE Trans Med Imaging* 2005 ; 24 : 624-35
- Leloup T, El Kazzi W, Schuind F, Warzée N : A novel technique for distal locking of intra-medullary nail based on two non-constrained fluoroscopic images and navigation. *IEEE Trans Med Imag* 2008 ; 27 : 1202-12
- Gronenschild E : The accuracy and reproducibility of a global method to correct for geometric image distortion in the x-ray imaging chain. *Medical Physics* 1997 ; 24 : 1875-88

## Discussion

Notre technique repose sur la prise de seulement deux clichés fluoroscopiques sur lesquels les orifices de verrouillage doivent être visibles, ils ne doivent pas être circulaires comme sur la plupart des systèmes existants. L'acquisition des images est dès lors simplifiée, plus rapide et bien moins irradiante. De plus, la présence d'un manipulateur de fluoroscopie expérimenté n'est plus nécessaire. La progression du méchage le long de l'axe de l'orifice peut également être observée sur une vue parallèle aux axes des orifices de verrouillage. Si l'on excepte le temps de la visée, qui dépend de l'habileté du chirurgien, et le calibrage de l'appareil de fluoroscopie, qui peut être effectué en condition non stérile avant l'opération, la durée requise par notre méthode est d'environ huit minutes, ce qui est tout à fait compatible avec la routine clinique. En outre, certaines étapes peuvent être améliorées : le transfert des images fluoroscopiques vers l'ordinateur peut être automatisé, et l'utilisation d'un appareil de fluoroscopie sans distorsion (relativement coûteux) permettrait d'éviter la correction des images.

## CONCLUSIONS

Notre méthode de modélisation d'objets allongés à partir de deux vues a été mise en œuvre pour deux applications chirurgicales : le contrôle de la réduction de fractures diaphysaires des os longs, nécessitant un large champ de vue, et le guidage du verrouillage distal de clous centromédullaires, requérant une grande précision. Ces spécificités ont guidé le choix du type d'imagerie : la radiographie conventionnelle pour la première application, et la fluoroscopie calibrée pour la seconde. Pour les deux applications, la faisabilité a été démontrée. Un modèle 3D dynamique, pouvant être visualisé sous n'importe quel point de vue, permet de guider le geste chirurgical tout en réduisant l'irradiation du patient et de l'équipe chirurgicale, puisque seulement deux vues sont nécessaires. L'utilisation d'un appareil fluoroscopique à détecteur plat, fort coûteux et rarement disponible en salle d'opération, permettrait de réduire la durée opératoire, de faciliter le calibrage des vues et de supprimer l'étape de correction des images. Les deux nouvelles techniques ont déjà été testées sur quelques patients volontaires mais la validation clinique doit encore se poursuivre. Dans le futur, un bras robotisé contrôlé par le chirurgien pourrait être utilisé, tant pour la réduction des fractures déplacées que pour le verrouillage distal de clous centromédullaires.

### Correspondance et tirés à part :

T. LELOUP  
Laboratoire de l'Image : Synthèse et Analyse,  
Faculté des Sciences Appliquées, ULB  
avenue F.D. Roosevelt 50  
1050 Bruxelles  
E-mail : tleloup@ulb.ac.be

Travail reçu le 1<sup>er</sup> août 2011 ; accepté dans sa version définitive le 1<sup>er</sup> septembre 2011.