



Faculté de génie

Génie électrique et génie informatique

Nouveau concept de fluoroscopie virtuelle

Mémoire de maîtrise ès sciences appliquées

Spécialité: génie électrique

Composition du jury :

Yves BERUBE-LAUZIERE

Michel LAURIA

François CABANA

Paul CHARETTE

Redouane LIAMINI

Sherbrooke (Québec), Canada

Septembre 2008



Library and
Archives Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*
ISBN: 978-0-494-49533-9
Our file *Notre référence*
ISBN: 978-0-494-49533-9

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

■ ■ ■
Canada

Résumé

La fracture de la hanche est une pathologie fréquente chez les personnes âgées et provoque des effets indésirables tels que la perte de mobilité et des complications secondaires. Le traitement actuel de la fracture de la hanche nécessite l'utilisation d'un appareil à rayons X (le fluoroscope). La méthode conventionnelle de traitement procède par essais/erreurs pour placer correctement un guide métallique dans l'os du patient, nécessitant à chaque essai la prise d'un cliché radiologique. Ceci engendre une exposition importante du chirurgien et du patient aux rayons X (nocifs pour la santé) suite à l'utilisation répétée du fluoroscope. La méthode par essai/erreur a en outre pour conséquence de provoquer un traumatisme supplémentaire au patient due à des pénétrations répétées du guide au niveau de l'os et produit souvent un montage orthopédique final sous-optimal. Nous proposons de pallier à ces inconvénients grâce à un système de chirurgie orthopédique assistée par ordinateur sans marqueur vissé sur l'os du patient se basant sur l'utilisation d'une caméra de positionnement 3D. Le prototype développé dans le cadre de ce projet ressemble en tout point au système final désiré avec fluoroscope. Des caméras CCD serviront de substitut au fluoroscope dans notre cas. Le système final possède l'avantage de servir de support au chirurgien en lui clarifiant les données qui lui sont nécessaires sans s'y substituer. Son principe de fonctionnement est le suivant : nous effectuons le calibrage intrinsèque du fluoroscope avant l'opération et nous sauvegardons les données obtenues. En tout début d'opération nous prenons deux clichés fluoroscopiques, un latéral et un antéropostérieur. Sur ces clichés vont apparaître des grilles de référence visibles au fluoroscope, ce qui permettra d'effectuer le calibrage extrinsèque du fluoroscope. En phase intra-opératoire (pendant l'opération) les instruments chirurgicaux vont apparaître en temps réel dans le repère des grilles de référence grâce à la caméra de positionnement 3D, des paramètres de calibrage du fluoroscope et des marqueurs fixés sur les instruments chirurgicaux ainsi que sur les grilles de référence. Les grilles de référence communes aux images préopératoires et intra-opératoires vont permettre une extrapolation de la position des instruments chirurgicaux pendant l'opération sur les images préopératoires. Le prototype développé fonctionne de façon tout à fait similaire au système final décrit précédemment. Le prototype servira principalement à tester le produit final et à détecter les failles éventuelles du système. Une analyse des erreurs est réalisée à l'aide de ce dernier afin de déterminer les sources d'erreur les plus importantes. Notre travail se base sur l'hypothèse qu'entre la prise des images préopératoires et la fin de l'intervention chirurgicale, la position du fémur relativement aux grilles de référence n'a pas changé. Une étude des déplacements de l'anatomie du patient a été entamée au cours de notre projet ce qui permettra éventuellement de valider l'hypothèse de départ, ce qui n'a pu être réalisé dans le cadre des présents travaux. Cette hypothèse découle du fait que dans les opérations de la hanche, la jambe du patient est sous traction ce qui limite les mouvements de cette dernière. Notre système de réalité augmentée permettra une réduction du temps opératoire, un recours moins important à la fluoroscopie, une meilleure précision de positionnement des instruments chirurgicaux et l'obtention de montages orthopédiques plus fiables et plus solides, tout cela pour une amélioration des soins apportés aux patients.

Mots clés : chirurgie orthopédique assistée par ordinateur, fluoroscopie, calibrage de caméras, fracture de hanche, approche sans marqueurs, positionnement 3D, instruments chirurgicaux.

Remerciements

J'aimerais tout d'abord remercier mon directeur de recherche, Yves Bérubé-Lauzière, pour son support tout au long de mes travaux de maîtrise. Tant par ses bons conseils que par sa motivation, Yves m'a soutenu tant au niveau professionnel qu'au niveau moral. Yves fait partie des personnes qui m'auront énormément apporté au cours de ma vie et je lui en suis très reconnaissant. J'aimerais remercier les membres du groupe OrthoGénus avec qui j'ai travaillé au cours des dernières années pour leur soutien, leur motivation et leur professionnalisme, mes co-directeurs : le docteur Francois Cabana, Philippe Jacob-Goudreau et Michel Lauria. J'aimerais aussi remercier ORTHOsoft pour leur collaboration et pour le prêt d'outils lors de nos expériences sur cadavre, en particulier Éric Szmuty. J'aimerais également remercier mes collègues de laboratoire et plus particulièrement Vincent Robichaud que j'estime énormément et dont j'apprécie les qualités humaines. J'aimerais aussi le remercier de m'avoir toujours aidé lorsque j'en ai eu besoin. J'aimerais également remercier les membres de ma famille et mes ami(e)s qui m'ont supporté moralement au cours des trois dernières années. Un grand merci à mon frère Mokhtar et ma sœur Djazia qui m'ont toujours soutenu. Un merci spécial à mes parents qui ont cru en moi et qui ont toujours été présents au cours de ces vingt sept dernières années.

Table des matières

Remerciements.....	ii
Table des matières.....	iii
Liste des figures.....	vi
Liste des tableaux.....	ix
Chapitre 1 : Introduction au projet.....	1
1.1 Fluoroscopie virtuelle.....	1
1.2 Éléments principaux d'un système de fluoroscopie virtuelle.....	3
1.3 État de l'art.....	4
1.3.1 Imagerie par fluoroscopie.....	4
1.3.2 Extraction de contours de l'os.....	18
1.3.3 Génération d'une trajectoire à suivre par le chirurgien.....	19
1.3.4 Dispositifs de positionnement 3D.....	20
1.4 Définition du problème à étudier.....	23
1.5 Objectifs.....	25
1.6 Méthodologie.....	26
1.7 Moyens à mettre en œuvre.....	27
1.8 Système envisagé avec un fluoroscope.....	27
1.8.1 Schéma et description du système.....	27
Chapitre 2 : Cadre théorique du projet.....	29
2.1 Description des éléments du système et des repères qui leur sont associés.....	29
2.1.1 Éléments.....	29
2.1.2 Repères, marqueurs et nomenclature.....	32
2.2 Conception des marqueurs liés aux grilles.....	35
2.3 Transformations entre repères.....	36
2.3.1 Formalisme et notations.....	36
2.3.2 Transformation entre repères grilles et repères damiers.....	37
2.3.3 Détermination des coordonnées d'un point P de l'instrument chirurgical dans les repères damier.....	39
2.3.4 Détermination d'un point dans le repère caméra.....	40

2.3.5 Passage du repère caméra au repère image.....	41
2.4 Quaternions et passage aux matrices de transformation.....	42
Chapitre 3 : Calibrage des caméras et correction des distorsions.....	43
3.1 Choix du logiciel de calibrage.....	43
3.2 Modèle de caméra utilisé par Bouguet.....	43
3.2.1 Modèle extrinsèque.....	43
3.2.2 Modèle intrinsèque.....	46
3.3 Calibrage intrinsèque.....	47
3.3.1 Choix de l'approche de calibrage de Bouguet.....	48
3.3.2 Calibrage intrinsèque des caméras CCD.....	49
Chapitre 4 : Implantation du prototype.....	59
4.1 Description de l'interface graphique.....	59
4.1.1 Entrées/Sorties de l'interface graphique.....	60
4.1.2 Fonctionnement de l'interface graphique.....	61
4.2 Calibrage extrinsèque.....	63
4.3 Analyse des erreurs.....	63
4.3.1 Relation entre erreur dans l'espace métrique et erreur dans le repère image.....	65
4.3.2 Erreur globale.....	66
4.3.3 Erreur provenant de la caméra CCD.....	70
Chapitre 5 : Expériences sur cadavre.....	73
5.1 Description du protocole opératoire.....	73
5.1.1 Critères d'exclusion des cadavres.....	74
5.1.2 Contrôle du déplacement de l'os.....	74
5.1.3 Matériel utilisé.....	75
5.1.4 Mise en place du montage pour les tests.....	75
5.2 Élaboration d'une interface pour l'acquisition des données.....	76
5.3 Enregistrement des données.....	78
5.4 Obtention des données d'un point de l'os du patient à partir des données concernant le marqueur.....	78
5.5 Analyse des données.....	80
5.6 Validation de l'hypothèse de départ.....	85

Conclusion générale.....	88
Bibliographie.....	91

Liste des figures

Figure 1-1 : (a) Image d'un fluoroscope (MultiDiagnost, Eleva, Phillips), (b) Schéma d'un fluoroscope [1].	5
Figure 1-2 : Assignation d'un repère à chaque élément du système [1].	7
Figure 1-3 : Modèle de projection linéaire d'un faisceau conique [1].	8
Figure 1-4 : Insertion du fantôme de calibrage au niveau de l'intensificateur d'images du fluoroscope [14].	9
Figure 1-5 : Installation pour le calibrage extrinsèque du fluoroscope [1].	10
Figure 1-6 : Grille de calibrage (dénotée « fiducial markers » sur la figure) à mi-chemin entre la source et l'intensificateur d'images du fluoroscope [19].	10
Figure 1-7 : Fantôme en forme de tire-bouchon utilisé par Jianhua pour le calibrage extrinsèque du fluoroscope [7].	12
Figure 1-8 : Fantôme de calibrage en H porté par un bras passif près du site opératoire.	13
Figure 1-9 : (a) Image de la grille de correction des distorsions avant correction, (b) après correction.	15
Figure 1-10 : (gauche) fantôme de calibrage, (droite) son image fluoroscopique.	15
Figure 1-11 : Correction des distorsions par une fonction d'interpolation se basant sur des triangles [1].	16
Figure 1-12 : Extraction du contour de l'os à partir d'images fluoroscopiques [18]	19
Figure 1-13 : Affichage de l'outil en trait continu et la trajectoire à suivre en trait discontinu sur une image radiologique [20].	19
Figure 1-14 : Instruments de positionnement optiques : (a) Optotrak Certus (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada), (b) MicronTracker2 (Claron Technology Inc., Toronto, Canada); électromagnétiques: (c) Aurora (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada).	20
Figure 1-15 : Marqueur attaché à l'instrument chirurgical.	21
Figure 1-16 : Caméra easyTrack500 de la compagnie Atracsys.	22
Figure 1-17 : Caméra Polaris de la compagnie NDI.	22
Figure 1-18 : Table orthopédique de traction avec appui pubien.	24
Figure 1-19 : Élément de notre système de fluoroscopie virtuelle	25
Figure 1-20 : Schéma du système avec fluoroscope	28

Figure 2-1 : Éléments du prototype	29
Figure 2-2: Caméra de positionnement 3D.....	30
Figure 2-3 : (a) Dessin SolidWorks en 3D des plaques de calibrage, (b) Photo des grilles avec damiers et billes réfléchissantes.....	30
Figure 2-4 : Marqueur rectiligne.....	31
Figure 2-5 : Photo du prototype	31
Figure 2-6 : Schéma et repères du prototype	32
Figure 2-7 : Repère associé aux damiers	33
Figure 2-8 : Poteau de support pour les billes.....	34
Figure 2-9 : Marqueur rectiligne.....	34
Figure 2-10 : (a) Marqueur vertical, (b) Marqueur horizontal.....	35
Figure 2-11 : Repère lié au damier.	38
Figure 2-12 : Transformation entre repères damier horizontal (resp. vertical) et repères marqueur horizontal (resp. vertical).....	38
Figure 2-13 : Repère caméra et repère image.	42
Figure 3-1 : Caméra latérale fixée devant le damier pour le calibrage extrinsèque	44
Figure 3-2 : Modèle en trou d'épingle d'une caméra.....	44
Figure 3-3 : Procédure de calibrage intrinsèque.	48
Figure 3-4 : Étapes théoriques lors de la procédure de calibrage	49
Figure 3-5 : Organigramme descriptif de la procédure de calibrage.	50
Figure 3-6 : Ensemble des images choisies pour la procédure de calibrage intrinsèque.....	51
Figure 3-7 : Erreur de calibrage pour chaque image prise.....	52
Figure 3-8 : Ensemble des distorsions obtenues pour la caméra latérale (graphique provenant du logiciel de calibrage de Bouguet)	53
Figure 3-9 : Effet des distorsions en croissant sur l'image d'une grille.....	54
Figure 3-10 : Illustration d'une distorsion tangentielle.....	54
Figure 3-11 : Distorsions tangentielles pour la caméra latérale (graphique provenant du logiciel de calibrage de Bouguet).	55
Figure 3-12 : Illustration d'une distorsion radiale.	56
Figure 3-13 : Influence des distorsions radiales sur l'image.....	56

Figure 3-14 : Distorsions radiales pour la caméra latérale (graphique provenant du logiciel de calibrage de Bouguet).	57
Figure 4-1 : Entrées et sorties de l'interface graphique.	60
Figure 4-2 : Interface graphique développée sur LabView.	61
Figure 4-3 : Procédure de calibrage extrinsèque.	63
Figure 4-4 : Erreurs influençant la précision d'affichage de l'instrument virtuel.	64
Figure 4-5 : Pointe du marqueur rectiligne accotée à un emplacement choisi du damier.	66
Figure 4-6 : Détermination de l'erreur de calibrage.	70
Figure 5-1 : Phase opératoires lors de la chirurgie	73
Figure 5-2: Installation de marqueurs fournis pas ORTHOsoft sur l'ossature du patient.	75
Figure 5-3 : Fonctionnement de l'interface lors de la procédure chirurgicale.	77
Figure 5-4 : Interface graphique développée sur LabView.	77
Figure 5-5 : Rotation de l'os lors de la procédure chirurgicale.	79
Figure 5-6 : Détermination des coordonnées de la base du marqueur.	79
Figure 5-7 : Amplitude du déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 7, Cadavre 4. Les flèches au haut de la figure indiquent la plage de données correspondant aux différentes étapes.	81
Figure 5-8 : Amplitude de déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 8, Cadavre 4.	82
Figure 5-9 : Amplitude de déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 9, Cadavre 5.	82
Figure 5-10 : Amplitude de déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 10, Cadavre 5.	83
Figure 5-11 : Amplitude de déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 11, Cadavre 6.	84
Figure 5-12 : Amplitude de déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 12, Cadavre 6.	84
Figure 5-13: Mesure du tip-apex sur les radiographies de face et de profil.	86
Figure 5-14 : Détermination de la zone de tolérance à partir de l'approche du Tip-Apex.	87

Liste des tableaux

Tableau 1 : Valeurs mesurées et théoriques dans le repère damier.	67
Tableau 2 : Coordonnées idéales et mesurées de la pointe du marqueur rectiligne dans le repère image.	68
Tableau 3 : Valeurs maximum d'amplitude de déplacement de l'anatomie du patient.	85
Tableau 4 : Dernier déplacement lors de l'étape insertion initiale de la tige.	85

LEXIQUE

Termes	Définition
techniques	
Fluoroscope	Appareil d'imagerie médicale qui sert à produire, en direct sur un écran d'affichage, l'image d'un corps interposé entre une source de rayonnement X et un détecteur plan bidimensionnel de rayons X.
Marqueur	Outil rigide muni de billes permettant de définir un référentiel attaché à ce dernier.
Rétro-réfléchissant	Systèmes passifs qui lorsqu'éclairés par un faisceau lumineux, le renvoient exactement dans la direction d'où il provient.
Radio-opaque	Qualifie un corps ou une substance opaque qui n'est pas traversé par les rayons X ou par les radiations ionisantes et qui peut être vu sur une radiographie ou en radioscopie.

LISTE DES ACRONYMES

Acronyme	Définition
C-arm	fluoroscope
AP	antéropostérieure
DHS	Dynamic Hip Screw

Chapitre 1 : Introduction au projet

1.1 Fluoroscopie virtuelle

Dans le contexte de la chirurgie orthopédique (tel que la réparation de la fracture de la hanche) les systèmes de fluoroscopie virtuelle visent à réduire le nombre de clichés radiologiques pris par un fluoroscope via l'utilisation d'une caméra de positionnement 3D. Ces systèmes donnent la représentation en cours d'opération des instruments chirurgicaux et leur position en temps réel sur des images fluoroscopiques prises en début d'opération, ce qui en fait des outils de navigation très utiles pour le chirurgien. Ce type de système se base sur l'hypothèse que les transformations géométriques entre éléments (outils du chirurgien, fluoroscope, anatomie du patient) peuvent être déterminées via la caméra de positionnement 3D et que tous les éléments sont dans la ligne de visée de cette dernière. Ces transformations permettent de passer du repère attaché au patient au repère fluoroscope et du repère fluoroscope au repère image de l'écran sur lequel le chirurgien visualise ses instruments. Ces systèmes sont de plus en plus acceptés par la communauté orthopédique du fait que de grands efforts sont consentis dans leur développement afin que leur intégration ne présente pas de grands changements dans la pratique chirurgicale habituelle. Le fonctionnement de ces systèmes se base en général sur l'insertion d'un objet de calibrage (communément appelé fantôme) au niveau de l'intensificateur d'images du fluoroscope. Il a pour rôle un calibrage extrinsèque du fluoroscope permettant de déterminer la position de l'anatomie du patient dans l'espace relativement au repère de la caméra de positionnement 3D. Une grille est généralement utilisée pour un calibrage intrinsèque afin de corriger les distorsions induites par le fluoroscope (qui est un système d'imagerie imparfait). Le fantôme de calibrage est typiquement constitué d'un matériau radio transparent dans lequel sont disposées des billes métalliques radios opaques sur un réseau de pas connu et qui servent de points de référence. Tous les instruments chirurgicaux et le fluoroscope sont dotés de marqueurs qui définissent des repères localisés par la caméra de positionnement 3D. Le repère du fluoroscope est lié au fantôme placé au niveau de l'intensificateur. L'anatomie du patient est soit dotée d'un repère de référence ou immobilisée. Les bénéfices de la fluoroscopie virtuelle sont : une réduction de l'exposition aux radiations via une réduction de prise d'images radiologiques, un temps opératoire moindre et une plus grande précision dans les gestes chirurgicaux. Cette approche présente toutefois certains désavantages qui sont principalement l'encombrement que

peut occasionner un tel système et la difficulté à ne pas obstruer la ligne de visée de la caméra de positionnement 3D par le personnel médical. Ces inconvénients sont néanmoins largement compensés par les avantages de la fluoroscopie virtuelle. On considère généralement 4 étapes principales permettant l'affichage de l'instrument du chirurgien dans un système de fluoroscopie virtuelle : 1) le transfert des images fluoroscopiques vers un ordinateur, 2) la détermination de la relation spatiale entre le repère image et le repère patient, 3) le calibrage des images acquises par le fluoroscope et 4) la superposition de la position des instruments sur les images prises par le fluoroscope. Les travaux réalisés dans le cadre de cette maîtrise sont les premiers visant la réalisation et l'ingénierie d'un système de fluoroscopie virtuelle à l'Université de Sherbrooke. Le cadre des présents travaux est de développer un système de fluoroscopie virtuelle pour le traitement de la fracture de la hanche. L'objectif est de développer une approche encore moins invasive pour le patient en évitant de fixer un marqueur sur l'os à opérer tel que c'est fait dans les systèmes existants de fluoroscopie virtuelle pour ce type de traitement. Dans notre approche aucun marqueur ne sera fixé sur l'anatomie du patient et nous utiliserons une approche de calibrage hors ligne. L'objectif de ce travail est de proposer une approche très peu intrusive par rapport au patient et facile d'utilisation pour le chirurgien. La finalité sera d'avoir un système fiable pouvant s'intégrer sans difficultés dans un contexte chirurgical et ne nécessitant pas de grand changement du protocole opératoire. Notre travail se scinde en deux parties principales. La première tranche du projet consiste à valider notre hypothèse de départ qui suppose que les déplacements du patient au cours d'une opération chirurgicale sont suffisamment négligeables afin de pouvoir implanter notre approche. La seconde partie du projet consiste à élaborer un montage expérimental dont l'objectif est de donner un aperçu de notre approche. Afin de valider notre hypothèse de départ dont dépend notre approche nous avons effectué des tests sur cadavre dans des conditions d'opération réelles. Les déplacements de l'anatomie du patient durant la procédure chirurgicale ont été déterminés à l'aide de la caméra de positionnement 3D et de marqueurs fixés à l'os du patient. Les déplacements de l'anatomie du patient ont été analysés à partir de méthode statistiques par un stagiaire en médecine. Cette partie du projet a nécessité de maîtriser le fonctionnement de la caméra 3D ainsi que la création d'une interface graphique sur LabView permettant de la contrôler. Une étude des transformations entre repères a également été nécessaire afin de déterminer la position d'un point sur l'anatomie du patient à partir des données fournies par la caméra de positionnement 3D. La seconde partie de notre travail a consisté à

concevoir un montage expérimental dont l'objectif est de donner un aperçu de notre système et de notre approche et d'analyser son fonctionnement et de quantifier les erreurs. Le premier chapitre du mémoire décrit en détail tout ce qui concerne les expériences sur cadavres et le second décrit toutes les caractéristiques du système expérimental tel que le choix du logiciel de calibrage, le modèle de distorsions ainsi qu'une analyse des erreurs obtenues au cours de la procédure d'affichage de l'outil virtuel sur l'image. Nous terminons le mémoire par une conclusion sur l'ensemble du travail effectué, la validité de notre approche, des idées pour les projets à venir et les répercussions positives de cette approche sur le monde de la chirurgie. Le plan du présent document est comme suit : Au Chapitre 1 :on donne une introduction au projet, le cadre théorique du projet est donné au Chapitre 2 :le calibrage des caméras et la correction des distorsions sont présentées au Chapitre 3 ; le prototype est décrit au Chapitre 4 :et les expériences sur cadavre sont présentées au Chapitre 5 :. On termine finalement par la conclusion.

1.2 Éléments principaux d'un système de fluoroscopie virtuelle

Un système de fluoroscopie virtuelle est constitué d'un fluoroscope, d'une carte d'acquisition vidéo, d'un fantôme et de grilles de calibrage, d'une caméra de positionnement 3D et de marqueurs pouvant être repérés et localisés par cette dernière. La caméra de positionnement 3D sert à déterminer la position et l'orientation des différents éléments du système auxquels sont fixés les marqueurs relativement au repère de la caméra de positionnement. La carte vidéo sert au transfert des images acquises par le fluoroscope vers l'ordinateur. Le système de fluoroscopie virtuelle permet au chirurgien de garder un contact visuel constant sur la position de ses instruments. Pour cela les images sont d'abord acquises sur ordinateur puis corrigées des distorsions qu'engendre l'intensificateur d'images. La correction des distorsions consiste à faire un calibrage intrinsèque pour leur détermination suivie d'une procédure de rectification des images permettant une navigation fluoroscopique précise suivant un modèle linéaire. Une trajectoire à suivre par le chirurgien peut ensuite être générée sur les images acquises. Pour cela il est nécessaire d'extraire le contour de l'os à traiter et d'appliquer des algorithmes permettant la génération de trajectoire. La dernière étape consiste à superposer l'instrument du chirurgien sur les images acquises initialement, cela nécessite la détermination des transformations entre éléments et d'effectuer un calibrage extrinsèque du fluoroscope.

1.3 État de l'art

La structure de la présente section reflète les principaux aspects impliqués dans la réalisation d'un système de fluoroscopie virtuelle et une revue de littérature est faite en conséquence. Les étapes nécessaires à l'affichage des instruments du chirurgien sur les images préopératoires sont présentées à la section 1.3.1. On définit les distorsions d'un fluoroscope et les procédures de correction à la sous section 1.3.1.1 et 1.3.1.2 respectivement. On définit ensuite les transformations permettant l'affichage des instruments sur les images fluoroscopiques à la sous section 1.3.1.3. On expose les deux principales approches de calibrage et de correction des distorsions. La section 1.3.2 discute des approches permettant l'extraction de contour d'os sur une image radiologique. Une brève description des éléments permettant la conception d'un algorithme de génération de trajectoire est donnée à la section 1.3.3. La section 1.3.4 décrit brièvement les systèmes de positionnement 3D utilisés en chirurgie.

1.3.1 Imagerie par fluoroscopie

Les systèmes de fluoroscopie virtuelle pour la réparation de la hanche à l'aide d'une plaque de fixation (appelée « Dynamic Hip Screw » ou DHS ; communément utilisée dans ce type d'intervention) sont pratiquement inexistantes. Les approches de fluoroscopie virtuelle pour la reconstruction du genou ou de la hanche fonctionnent selon le même mécanisme que pour les systèmes de fluoroscopie virtuelle pour le DHS. Les approches étudiées dans l'état de l'art concernent la reconstruction de genoux ou de la hanche. Les approches de fluoroscopie virtuelle se basent toutes sur l'utilisation d'une grille de calibrage, des paramètres de calibrage ainsi que d'une caméra de positionnement 3D pour la navigation. Le fluoroscope aussi appelé « C-arm » dû à sa forme en C est un appareil permettant d'obtenir des clichés radiologiques en 2D, il est composé : d'une source de rayons X et d'un intensificateur d'images qui détecte les rayons X (Figure 1-1). Les images acquises par ce dernier en phase postopératoire sont affichées sur ordinateur.

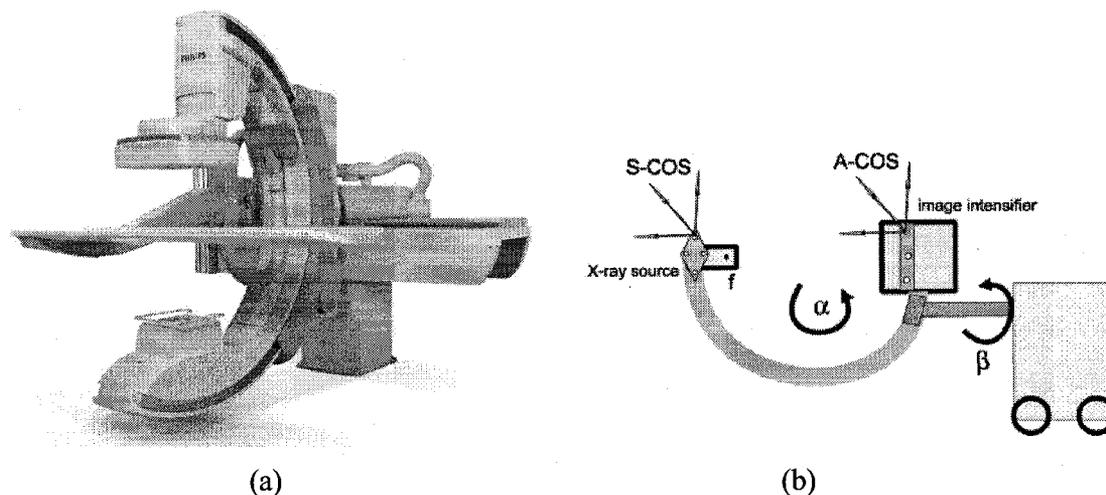


Figure 1-1 : (a) Image d'un fluoroscope (MultiDiagnost, Eleva, Phillips), (b) Schéma d'un fluoroscope [1].

1.3.1.1 Distorsions du fluoroscope : stationnaires et variables

Les images acquises sur ordinateur sont généralement distordues. Ces distorsions sont engendrées par l'intensificateur d'images. Elles peuvent être divisées en deux catégories principales. La première concerne les distorsions stationnaires dues à la forme sphérique de l'intensificateur d'images ainsi qu'aux caractéristiques optiques que possède la caméra vidéo à l'intérieur de celui-ci [1]. Ces distorsions ne dépendent pas de l'orientation du fluoroscope relativement aux champs gravitationnel et magnétique terrestre. Ces distorsions sont notamment : les aberrations sphériques, les distorsions radiales en tambour, l'astigmatisme, l'inflexion et le coma [2]. La seconde catégorie concerne les distorsions dépendant de l'orientation du fluoroscope [2]. Ces distorsions, dites variables, sont dues à la déformation de l'armature du fluoroscope sous l'effet de la gravité et l'influence du champ magnétique terrestre sur le faisceau d'électrons de l'intensificateur d'images. Les distorsions dues à la gravité engendrent une translation et une rotation spatiale changeante dans l'image. Pour ajouter à la difficulté les déformations mécaniques que subit la structure du fluoroscope entraînent un changement de la distance focale ayant pour conséquence une variation des distorsions stationnaires en fonction de l'orientation. Pietka et Huang décrivent en détail les distorsions que l'on peut retrouver au niveau de l'intensificateur d'images [13]. Leur correction impose la détermination des paramètres de projection du fluoroscope pour des orientations qu'il peut avoir en phase opératoire [1][2][3][4].

L'élimination des distorsions causées par l'intensificateur d'images nécessite de les modéliser et d'appliquer une procédure permettant leur correction.

1.3.1.2 Correction des distorsions

La procédure de correction des distorsions se fait en déterminant une carte de correction à partir de l'image d'une grille de référence dont les coordonnées des points de référence sont connues [4]. Cette carte est obtenue en 4 étapes qui consistent à : 1) isoler les points de référence de l'arrière plan dans l'image, 2) déterminer les coordonnées du centre de chaque point de référence, 3) créer un ensemble de paires de points, 4) déterminer la fonction de correction pour chaque paire de points. Chaque paire est constituée de l'emplacement réel du point et son emplacement sur l'image. Une fonction de correction est déterminée et appliquée pour calculer pour chaque pixel de l'image distordue son nouvel emplacement ainsi que son nouveau niveau de gris. On distingue deux méthodes pour la modélisation des distorsions : les globales et les locales.

1.3.1.2.1 Méthodes globales

Les approches globales modélisent les distorsions à travers toute l'image par une seule fonction [4] (p.ex. une fonction polynomiale).

1.3.1.2.2 Méthodes locales

Les méthodes locales modélisent les distorsions en divisant l'image en un damier constitué de triangles ou de quadrilatères pour lesquels une fonction individuelle modélisant les distorsions est déterminée. Cette fonction d'interpolation bilinéaire [4] est générée par la distance séparant le pas du point dans l'image avec son emplacement réel. Les méthodes locales ne font pas de postulat sur la nature des distorsions et les modélisent plus précisément que les méthodes globales lorsqu'elles varient beaucoup à travers le champ de vision. Des travaux comparant ces deux méthodes [4] ont démontré qu'elles fournissent des résultats pratiquement similaires dans les cas d'une fonction d'interpolation bilinéaire locale et d'une fonction polynomiale globale du 4^{eme} ordre.

1.3.1.3 Transformations entre repères

Après correction des images acquises sur ordinateur, l'étape suivante est l'affichage des instruments chirurgicaux sur celles-ci. Ceci nécessite la détermination de plusieurs transformations. Ces transformations sont possibles en équipant chacun des différents éléments du système d'un marqueur repérable par la caméra de positionnement 3D. Chaque marqueur est constitué de diodes infrarouges ou de billes réfléchissantes définissant un système de coordonnées locales (Figure 1-2).

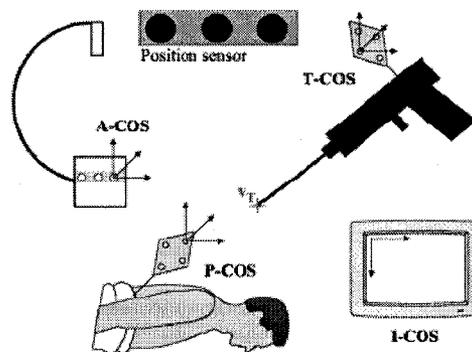


Figure 1-2 : Assignment d'un repère à chaque élément du système [1].

Les transformations permettant l'affichage de l'instrument chirurgical sur les images préopératoires sont : entre le repère patient et le repère instrument, entre le repère patient et le repère fluoroscope et entre le repère fluoroscope et le repère image [1]. La dernière transformation exprime l'emplacement de l'anatomie du patient dans l'espace 3D. La localisation 3D de l'anatomie est possible en déterminant l'intersection du faisceau de rayons X obtenu pour une position proximale et celui obtenu pour une position distale du fluoroscope suivie d'une reconstruction partielle de l'anatomie [2][9].

Un modèle utile pour le faisceau de rayons x est une projection conique [1] (Figure 1-3).

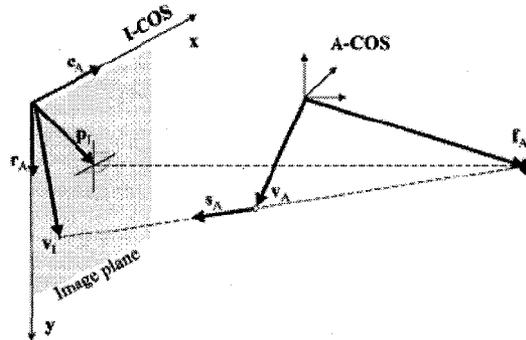


Figure 1-3 : Modèle de projection linéaire d'un faisceau conique [1].

La résolution des équations issues de ce modèle permet d'extrapoler la position des instruments du chirurgien sur les images radiologiques. Ces équations dépendent des paramètres de projection du fluoroscope qui sont déterminés à partir d'une procédure de calibrage.

1.3.1.4 Calibrage du fluoroscope

La détection du fluoroscope permettant la détermination de la transformation entre le repère image et le repère fluoroscope nécessite un calibrage du fluoroscope et la localisation de sa source [9]. De façon générale le calibrage du fluoroscope comprend un calibrage extrinsèque et un calibrage intrinsèque (un fluoroscope est un type particulier de dispositifs d'imagerie, une caméra vidéo en est un autre). Le calibrage extrinsèque d'un dispositif d'imagerie permet de déterminer la position et orientation relative de celui-ci par rapport à un repère absolu [7]. La procédure permettant d'obtenir les paramètres définissant les distorsions d'un dispositif d'imagerie est un calibrage intrinsèque. Un calibrage intrinsèque permet de déterminer la distance focale du dispositif d'imagerie, le coefficient de gauchissement de l'image et les coordonnées du centre de l'image [7]. D'autres paramètres intrinsèques peuvent s'ajouter selon le choix du modèle permettant de définir un dispositif d'imagerie. Brack *et al* [6] définissent deux approches possibles de calibrage intrinsèque et extrinsèque dans le contexte de la fluoroscopie virtuelle, qui sont : 1) Le calibrage couplé servant à déterminer les paramètres intrinsèques et extrinsèques du fluoroscope simultanément en phase opératoire par une minimisation non linéaire de grande dimension et 2) le calibrage découplé permettant de séparer la procédure de calibrage intrinsèque et de calibrage extrinsèque. Le calibrage du fluoroscope

implique en général une procédure de correction des distorsions subsistantes après la procédure de correction des distorsions présentée à la section 1.3.1.2 [9].

1.3.1.4.1 Approche conventionnelle

Les techniques permettant le calibrage et la détection du fluoroscope se font en général en plaçant un fantôme de calibrage au niveau de l'intensificateur d'images du fluoroscope. Le fantôme de calibrage est en général équipé d'un marqueur permettant sa localisation par une caméra de positionnement 3D (Figure 1-4).

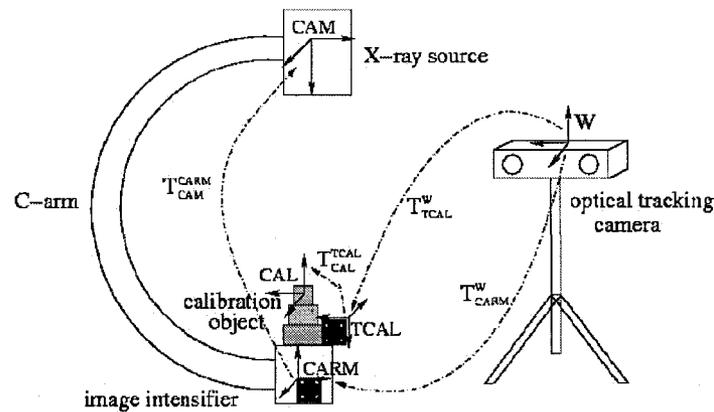


Figure 1-4 : Insertion du fantôme de calibrage au niveau de l'intensificateur d'images du fluoroscope [14].

L'obtention des coordonnées 3D des points de référence du fantôme de calibrage s'effectue en général à l'aide d'un pointeur optoélectronique de précision [1]. La localisation des points de référence constituant le fantôme de calibrage et la résolution d'équations linéaires dépendant des paramètres du fluoroscope et exprimant la transformation entre le repère absolu 3D et le repère 2D du fluoroscope permet la détermination de la position/orientation du fluoroscope [1][4]. Dans le cas d'un calibrage couplé la détermination des coefficients de distorsion radiale, de décalage et de mise à l'échelle sont déterminés en les ajoutant aux équations linéaires exprimant la transformation entre repère fluoroscope et repère absolu [4].

La détermination de la distance focale et du faisceau de rayons X peut s'effectuer grâce à l'utilisation de deux grilles, l'une en position proximale et la seconde en position distale tel que discuté par Nolte *et al* [1] (Figure 1-5).

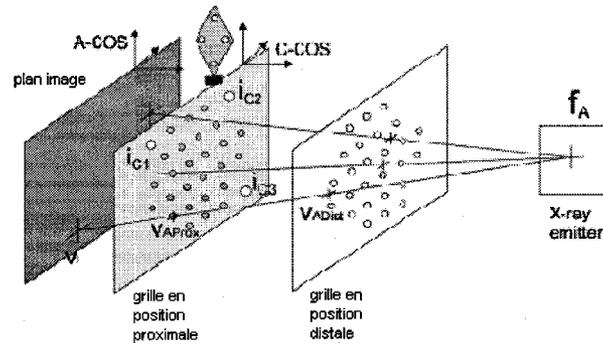


Figure 1-5 : Installation pour le calibrage extrinsèque du fluoroscope [1].

Chaque ligne incidente sur la plan image et passant par un point de référence de la grille distale et proximale fait partie du faisceau de rayons X du fluoroscope. L'intersection de tous les faisceaux de rayons X se croisent idéalement en un seul point correspondant au point focal. Phillips *et al* [2] obtiennent la distance focale du fluoroscope en plaçant une grille constituée de sphères pour points de référence à mi-chemin entre la source de rayons X et l'intensificateur d'images (Figure 1-6).

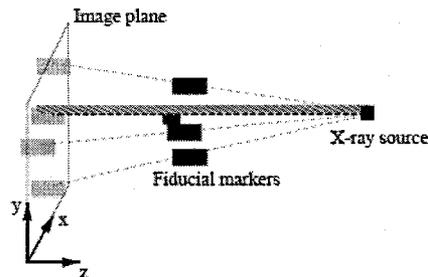


Figure 1-6 : Grille de calibrage (dénotée « fiducial markers » sur la figure) à mi-chemin entre la source et l'intensificateur d'images du fluoroscope [19].

L'intersection des lignes passant par les points de référence de la grille et leur projection sur l'image permet la détermination de la distance focale. Les erreurs qui résultent de cette procédure sont issues : des transformations entre repères et celles issues de la procédure de détection des centres des points de référence [1]. En phase opératoire le fluoroscope présente différentes postures et l'influence de l'orientation sur le fluoroscope correspond à un changement de la distance focale. Les effets sont une déformation des images causées par un changement d'échelle ainsi qu'une translation des pixels [1]. Une approche consiste à stocker les déformations de la structure du fluoroscope en phase préopératoire dans une table pour des orientations éventuelles du fluoroscope en phase opératoire [1]. En phase opératoire la caméra de positionnement 3D détecte la déformation de la structure du fluoroscope grâce à deux marqueurs fixés à la structure de ce dernier et tenant compte de cette déformation une nouvelle distance focale est déterminée en utilisant la table. Dans le cas où le marqueur fixé à la source du fluoroscope n'est pas visible par la caméra de positionnement, l'orientation du fluoroscope est déterminée par la localisation du marqueur fixé à l'intensificateur d'images. L'orientation déterminée est identifiée à l'orientation la plus proche dans la table de stockage et la distance focale est mise à jour. Le cas où le marqueur fixé à l'intensificateur d'images n'est pas visible par la caméra de positionnement 3D est traitée de façon similaire au précédent. Si l'orientation du fluoroscope en phase opératoire ne correspond à aucune autre de la table, la nouvelle distance focale est déterminée par une fonction d'interpolation. Les erreurs relatives à cette méthode sont principalement causées par : la transformation entre le repère de la source et le repère de l'intensificateur d'images du fluoroscope. Pour compenser l'effet de l'orientation du fluoroscope sur ces paramètres, le groupe de recherche FRACAS [4] les détermine pour des orientations que peut avoir le fluoroscope en phase opératoire et pour des petits angles autour plutôt que d'utiliser une fonction d'interpolation comme dans le cas de Nolte [1].

1.3.1.4.2 Inconvénients de l'approche conventionnelle

Les inconvénients de l'approche discutée ci haut sont que : le fantôme de calibrage dont est équipé l'intensificateur d'images réduit le volume utile des images radiologiques. Le déplacement du fluoroscope pour l'obtention d'une vue perpendiculaire à l'obtention d'une vue antéropostérieure impose un espace de travail important pour la caméra de positionnement 3D. Les erreurs lors de la procédure de calibrage sont augmentées lorsque le fantôme se trouve

éloigné du site opératoire et que les points de référence de ce dernier apparaissent sur les images fluoroscopiques ce qui a pour conséquence d'assombrir les images radiologiques [9]. D'autres approches moins communes consistent à placer le fantôme de calibrage près de l'anatomie du patient au lieu de l'insérer au niveau de l'intensificateur d'images. Notre approche discutée plus loin s'apparente à cette dernière.

1.3.1.4.3 Positionnement du fantôme de calibrage près du site opératoire

L'approche de Jianhua et *al* [7] utilise un fantôme de calibrage sous forme de tire bouchon (Figure 1-7) de petite dimension placé près de l'anatomie du patient via l'effecteur d'un robot plutôt que d'être fixé sur l'intensificateur d'images.

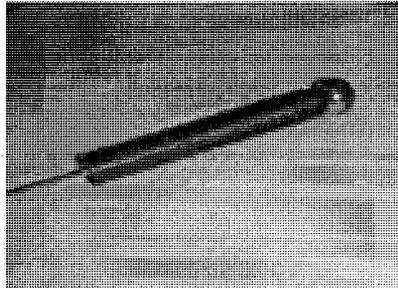


Figure 1-7 : Fantôme en forme de tire-bouchon utilisé par Jianhua pour le calibrage extrinsèque du fluoroscope [7].

L'objectif est de déterminer les transformations relatives entre le repère lié au fluoroscope relativement aux autres repères tels que le référentiel patient et le référentiel outil. La détermination de la position du fluoroscope dans cette approche se fait sans l'aide de la caméra de positionnement 3D. Les paramètres définissant la position/orientation du fantôme sont déterminés à partir d'une seule image 2D. Le calcul des paramètres de projection se fait en utilisant un algorithme de segmentation d'images se basant sur une série de transformation de Hough [13]. Leur algorithme de détection est raisonnablement robuste selon eux du fait de l'utilisation des transformées de Hough et de la connaissance des contraintes géométriques entre les différents composants. La solution apportée par Phillips [9] pour éliminer les inconvénients de l'approche consistant à placer un fantôme au niveau de l'intensificateur d'images est de placer

un fantôme de calibrage de petite dimension ayant la forme de la lettre H près du site opératoire (Figure 1-8).

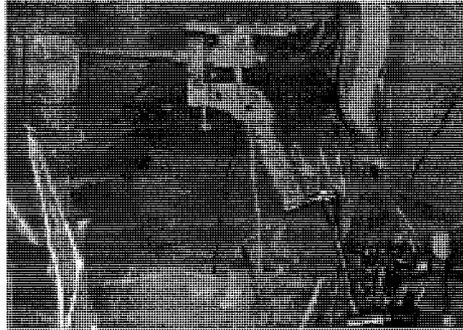


Figure 1-8 : Fantôme de calibrage en H porté par un bras passif près du site opératoire.

La dimension réduite du fantôme permet de ne pas obstruer la prise d'images radiologiques. La dimension idéale du fantôme a été déterminée après de nombreuses simulations tenant compte du compromis entre obtenir de bonnes performances dans la détermination des paramètres de projection et la conception d'un fantôme de petite taille obstruant le moins possible les images radiologiques. Le principe de fonctionnement du système est de détecter le fantôme dans l'image radiologique après avoir appliqué une procédure de correction des distorsions. Connaissant la position du fantôme un algorithme calcule ensuite la position du fluoroscope dans le système de coordonnées de la caméra de positionnement 3D. Les avantages de cette technique sont que : le fantôme de calibrage se trouve toujours proche du site opératoire, qu'il interfère très peu avec les éléments de l'installation, est toujours repérable par la caméra de positionnement 3D et qu'il cause une obturation moins importante de l'image du fait de sa taille réduite. Un désavantage est que le fantôme doit être placé manuellement dans le site opératoire et cela exige la prise de plusieurs images pour arriver à un positionnement adéquat.

1.3.1.4.4 Calibrage et correction des images en ligne et hors ligne

Le calibrage du fluoroscope et la procédure de correction des distorsions peuvent s'effectuer en phase préopératoire (calibrage hors ligne) ou en phase opératoire (calibrage en ligne). Pour le calibrage hors ligne l'objet utilisé pour le calibrage est différent de celui utilisé pour la correction des distorsions. Les données de calibrage et de correction des distorsions acquises en phase préopératoire sont stockées sur ordinateur et appliquées en phase opératoire. La procédure de

correction des distorsions hors ligne est en général nécessaire peu fréquemment, typiquement une fois par mois [9] et réduit considérablement les distorsions lorsqu'elle est appliquée pour une position latérale et antéropostérieure (AP) du fluoroscope. Dans le calibrage en ligne un objet commun aux procédures de calibrage et de correction des distorsions est inséré au niveau de l'intensificateur d'images et permet la détermination des paramètres du fluoroscope et l'élimination des distorsions à partir des images prises en phase opératoire seulement.

1.3.1.4.4.1 Calibrage et correction des distorsions hors ligne

Le calibrage hors ligne permet un calibrage avec des grilles plus grandes et plus denses et fournit des images plus simples à analyser du fait que seuls les points de référence sont présents sur les clichés radiologiques. Cette approche présente l'inconvénient d'être effectuée par un technicien avant la phase opératoire et d'être limitée par les angles que peut prendre le fluoroscope [3]. Elle permet l'utilisation d'une fonction locale, car tous les points de référence sont visibles sur les images radiologiques. L'approche de calibrage hors ligne fournit de meilleurs résultats que la méthode de calibrage en ligne, mais reste plus complexe à introduire dans le cadre chirurgical [3]. Le groupe de recherche FRACAS a choisi une approche hors ligne pour la correction des distorsions [4] ; Une approche d'interpolation bilinéaire locale est utilisée du fait de sa simplicité, son efficacité en terme de calculs, et sa capacité à modéliser des distorsions inconnues. Cette approche ne nécessite pas d'initialisation de la part de l'utilisateur pour la segmentation des points de référence et la détermination de leurs centres. Les seuils utilisés pour la segmentation sont déterminés à partir de l'histogramme de niveau de gris de l'image. Après fractionnement de l'image en quadrilatères dont les coins sont les points de référence, l'algorithme détermine les pixels corrigés de l'image en se basant sur une fonction bilinéaire radiale. Les coefficients pour chaque région sont déterminés en résolvant un ensemble d'équations linéaires exprimant la distance à partir des coins du quadrilatère. Le niveau de gris corrigé pour chacun des pixels de l'image est également obtenu par une fonction d'interpolation bilinéaire. Pour compenser l'effet des distorsions variables FRACAS procède à la détermination des cartes de correction de distorsions pour des angles que peut avoir le fluoroscope en phase opératoire [4]. La Figure 1-9 présente une image de la grille utilisée avant et après l'application de la procédure de correction.

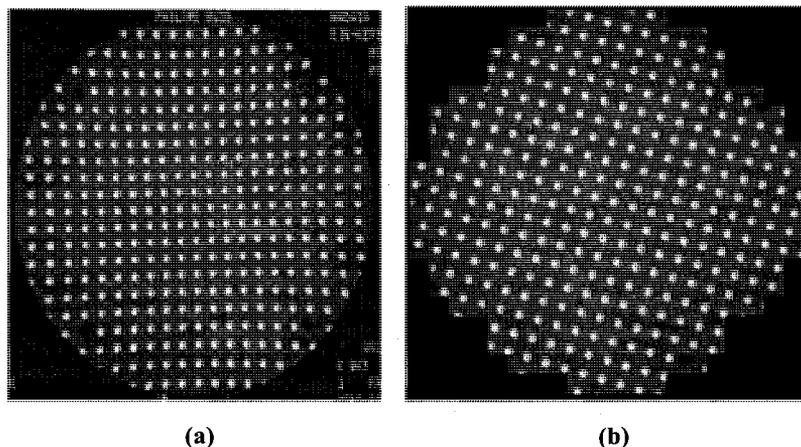


Figure 1-9 : (a) Image de la grille de correction des distorsions avant correction, (b) après correction.

La procédure de calibrage s'effectue en plaçant un fantôme de calibrage placé au niveau de l'intensificateur d'images (Figure 1-10) et en suivant une procédure de calibrage pour une vue non coplanaire de points [4].

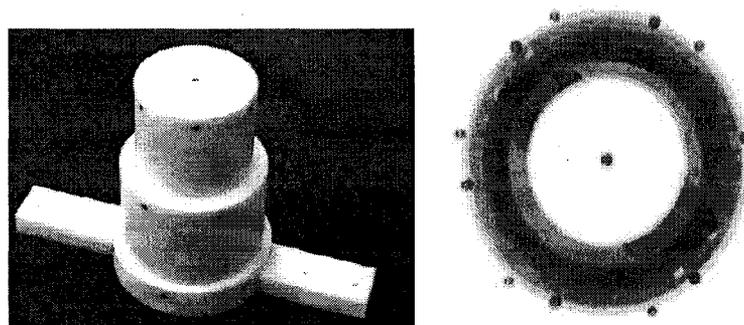


Figure 1-10 : (gauche) fantôme de calibrage, (droite) son image fluoroscopique.

Nolte *et al* [1] ont proposé une autre approche pour la correction des images qui consiste à appliquer une procédure de correction locale et linéaire. Un ensemble de vecteurs de déplacement débutant du point distordu et pointant à la bonne position est généré pour chaque point de référence (Figure 1-11).

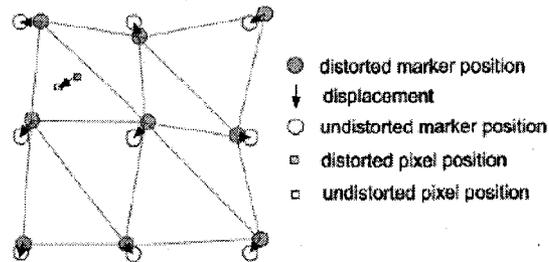


Figure 1-11 : Correction des distorsions par une fonction d'interpolation se basant sur des triangles [1].

Une fonction d'interpolation locale bilinéaire permet de déterminer la correction à apporter aux autres pixels de l'image. Les erreurs apparaissant lors de cette procédure résultent de l'utilisation d'une méthode d'interpolation linéaire pour la compensation de distorsions non linéaires. D'autres erreurs apparaissent lorsque le fluoroscope présente une orientation en phase opératoire différente que celle utilisée lors de cette procédure de correction des distorsions. L'approche de Jianhua *et al* [7] pour la correction des distorsions se base sur l'utilisation d'une plaquette constituée de rainures de géométrie connue. La procédure s'effectue en trois étapes : la première consiste à déterminer les points de références correspondant aux intersections des rainures, la seconde consiste à associer un polynôme du quatrième ordre de Bernstein à chaque point de référence et la troisième étape consiste à appliquer un algorithme de correction des distorsions Two-Pass-Scanline [15]. Les données obtenues sont stockées en phase préopératoire et appliquées en phase opératoire pour la correction des distorsions.

1.3.1.4.4.2 Calibrage et correction des distorsions en ligne

L'approche de calibrage en ligne comprend un calibrage extrinsèque et intrinsèque du fluoroscope et permet la correction des distorsions. L'approche en ligne ne présente pas les inconvénients du calibrage hors ligne, mais nécessite l'utilisation d'un algorithme de traitement des images plus sophistiqué et plus robuste [3]. Cet algorithme doit tenir compte du fait que certains points de référence peuvent être masqués par les outils du chirurgien. L'algorithme développé par FRACAS [3] permet la détermination des paramètres de calibrage à partir d'une seule image radiologique. Ce mode de calibrage doit prendre en considération les variations

d'intensité locales à travers l'image prise et doit être complètement automatique [3]. Cette technique se base sur l'utilisation d'un fantôme équipé de diodes permettant sa localisation par une caméra de positionnement 3D. L'algorithme développé par FRACAS [3] fonctionne en trois étapes : 1) localisation des points de référence, 2) association de ces centres de références avec leur position réelle et 3) détermination des paramètres du fluoroscope. Dans le cas du calibrage en ligne il est inévitable d'utiliser une fonction globale, car cette dernière permet un appariement des centres des points de référence avec ceux du modèle même si certains points ne sont pas apparents [4]. La précision avec laquelle les valeurs des paramètres de calibrage sont déterminées dans cette approche dépend de l'exactitude avec laquelle les centres des points de référence sont détectés dans l'image ainsi que du nombre de points de référence utilisé. Les résultats obtenus par FRACAS [3] sont moins bons que ceux obtenus avec une méthode de calibrage hors ligne. Tate *et al* [12] ont proposé un algorithme robuste permettant la détection des points de référence sur les images prises par le fluoroscope. Cet algorithme repose sur l'utilisation d'un fantôme de calibrage asymétrique. La détection des points de référence se fait par segmentation en faisant la différence entre l'image prise avec l'image de l'arrière plan seulement. Les seuils de l'image sont ensuite déterminés en appliquant une méthode adaptative se basant sur l'intensité de l'arrière plan. La détection de l'arrière plan a été testée avec deux algorithmes. Le premier se base sur une méthode morphologique de niveaux de gris. Le second utilise un filtrage médian. Les résultats obtenus en utilisant l'algorithme de filtrage médian sont meilleurs que ceux obtenus par filtrage morphologique [12]. L'approche proposée fournit de meilleurs résultats que les méthodes se basant sur l'utilisation de fonctions d'inter corrélation incapables de détecter les points de référence près des bordures [12]. Le groupe de recherche FRACAS a expérimenté une approche de calibrage automatique couplé en ligne [3]. L'inconvénient de cette approche est que les points de référence sont ceux de l'image distordue ce qui amène à un calibrage incorrect. La solution est d'utiliser les points de référence provenant des régions les moins distordues de l'image. La solution apportée par FRACAS est de déterminer les centres des points de référence à partir de l'intersection des lignes passant par ces derniers et en considérant l'intervalle des grilles comme étant constant. Les résultats obtenus démontrent que cette approche fournit de bons résultats. La précision est dégradée dans cette approche lorsque des points de référence n'apparaissent pas sur les images.

1.3.2 Extraction de contours de l'os

Dans les systèmes de navigation actuels, la trajectoire à suivre par le chirurgien est souvent générée par ordinateur sur les images préopératoires et cela exige l'extraction de contour de l'os.

1.3.2.1 Limite des techniques conventionnelles

Les problèmes rencontrés pour l'extraction de contour de l'os sont : un champ de vision limité, une résolution et un contraste faible et des distorsions géométriques importantes [4]. L'opérateur de détection de contour Marr-Hildreth [16] est trop sensible au bruit et à l'exposition non uniforme sur les images, produisant de faux contours [4]. Le détecteur de contour de Canny [17] fournit de meilleurs résultats, mais exige un ajustement des seuils pour chaque image avec une segmentation fréquemment inadéquate [4]. La technique de contours actifs a pour désavantage de ne pas détecter les contours qui se chevauchent et exige une estimation initiale près de la cible et une grande puissance de calcul [4]. La segmentation de région fournit elle de meilleurs résultats, mais crée de nombreux faux contours due à l'exposition non uniforme à travers le champ de vision [4].

1.3.2.2 Solution du groupe FRACAS

La solution apportée par FRACAS [4] est de combiner trois approches qui sont : la détection de contours, les contours actifs et la segmentation en région. La solution apportée consiste à utiliser un algorithme de segmentation de contour d'os se basant sur des calculs statistiques. Son avantage est qu'il adapte ses seuils de segmentation pour chaque zone locale à partir d'une analyse statistique robuste du contenu de l'image. Cet algorithme détermine : le gradient de l'image, établit des seuils globaux initiaux et établit une segmentation en régions auxquelles un seuil adaptatif local est associé ainsi qu'un filtrage Marr-Hildreth de passage par zéro. Cet algorithme est moins sensible aux variations de l'exposition à travers le champ de vision du fait qu'il utilise des seuils globaux et locaux.

Les résultats préliminaires de FRACAS démontrent que cet algorithme fournit une bonne estimation du contour et engendre très peu de faux contours (Figure 1-12).

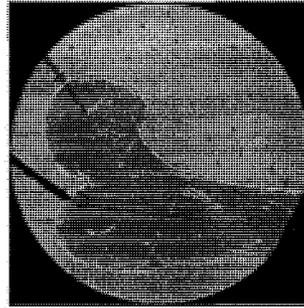


Figure 1-12 : Extraction du contour de l'os à partir d'images fluoroscopiques [18] .

1.3.3 Génération d'une trajectoire à suivre par le chirurgien

Les systèmes de fluoroscopie virtuelle permettent de générer une trajectoire à suivre pour le chirurgien en plus de l'affichage de la position réelle de l'instrument chirurgical. Une telle trajectoire sert de guide au chirurgien pour le positionnement optimal de ses instruments (Figure 1-13).

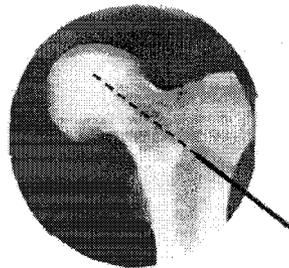


Figure 1-13 : Affichage de l'outil en trait continu et la trajectoire à suivre en trait discontinu sur une image radiologique [20].

Il est nécessaire d'extraire les caractéristiques des images latérales et antéropostérieure pour déterminer les paramètres permettant la création d'une trajectoire dans l'espace 3D à partir de l'intersection des deux vues [2]. Un algorithme de trajectoire doit se baser sur les caractéristiques géométriques de l'os. Trois points fondamentaux doivent être déterminés à partir des images latérales et antéropostérieure prises par le fluoroscope. Le premier est le milieu du diamètre le plus proche du col du fémur, le second est le milieu du diamètre le plus grand (centre de la tête fémorale) et le troisième est le cortex latéral de la tige du fémur [2]. Une trajectoire idéale est définie par Phillips et *al* [2] comme étant une trajectoire traversant les points 1 et 2 et formant un angle de 135° avec le point 3. Dans un cas réel, une telle trajectoire ne peut exister exactement et

la solution est obtenue par un algorithme d'optimisation. La précision dans la génération de trajectoire dépend essentiellement de la précision dans la détermination des points énoncés précédemment. Les différents facteurs influençant la précision lors de la détermination du centre du col du fémur sont : la précision dans l'extraction du cortex sur les images radiologiques, la perte de précision suite à une conversion de la position 2D d'un point du col du fémur du repère image en une position dans l'espace 3D, la conversion d'un point de l'espace 2D de l'image en un point 3D de l'espace défini dans le champ opératoire et la projection d'un point du col du fémur sur l'image en une ligne 3D lors de la procédure de détection de la source de rayons X du fluoroscope.

1.3.4 Dispositifs de positionnement 3D

Dans la chirurgie assistée par ordinateur les instruments de positionnement 3D sont utilisés pour déterminer la position et l'orientation des instruments chirurgicaux et de l'anatomie du patient. Ces instruments sont : les bras mécaniques, les instruments de positionnement optique, les instruments de positionnement électromagnétiques et les instruments de positionnement à ultrasons. Les instruments de positionnement peuvent être divisés en deux catégories, la première concerne les instruments qui peuvent détecter seulement un objet à la fois, la seconde les instruments pouvant détecter plusieurs objets simultanément. Les instruments de positionnement optiques et magnétiques sont les plus utilisés dans les applications médicales en raison de leur facilité d'intégration en salle opératoire (Figure 1-14).

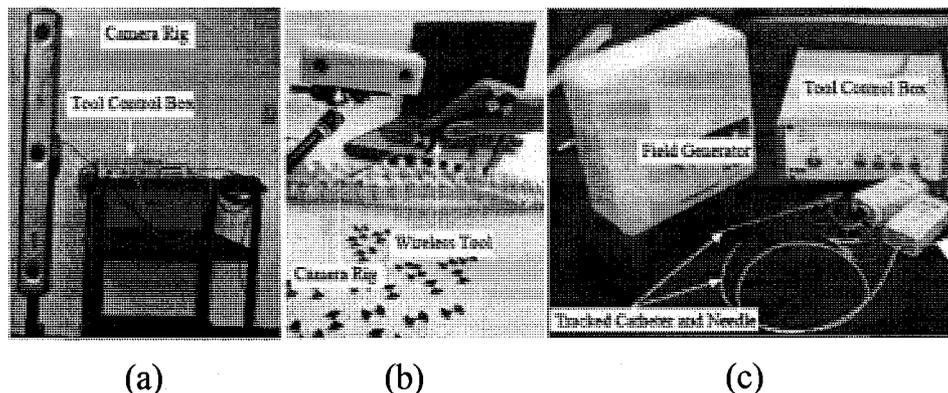


Figure 1-14 : Instruments de positionnement optiques : (a) Optotrak Certus (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada), (b) MicronTracker2 (Claron Technology Inc., Toronto, Canada); électromagnétiques: (c) Aurora (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada).

Welch et Foxlin [21] définissent dans leurs travaux les critères idéaux permettant la sélection d'un instrument plutôt qu'un autre. Ces critères sont : 1) sa petite dimension, la possibilité de repérer la position et l'orientation d'un objet dans l'espace, 2) une résolution inférieure à 1 mm et $0,1^\circ$ pour la position et l'orientation, 3) la rapidité avec une fréquence de rafraîchissement de 1000 Hz et un temps de retard inférieur à 1 ms permettant une localisation en temps réel des objets sans tenir compte du nombre de détecteurs utilisés, 4) la possibilité de traquer 100 objets simultanément ou plus, 5) ne nécessitant pas de ligne de visée, imperturbable par les facteurs de l'environnement tel que la lumière, 6) le bruit, le champs magnétique, 7) possédant un grand espace de travail idéalement de 5 m^3 , 8) possédant une liaison sans fil entre récepteurs et émetteurs et pouvant fonctionner sans arrêt et 9) pas très coûteux.

1.3.4.1 Instruments de positionnement optiques

Les instruments de positionnement optiques permettent de traquer des marqueurs constitués de points de référence attachés aux instruments chirurgicaux et aux structures anatomiques d'intérêt par une caméra de positionnement 3D (Figure 1-15).

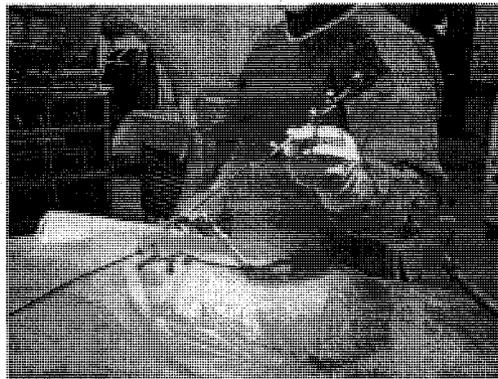


Figure 1-15 : Marqueur attaché à l'instrument chirurgical.

Les points de référence sont : soit des diodes émettrices comme pour la caméra easyTrack500 de la compagnie Atracsys (Figure 1-16), des billes réfléchissantes éclairées par une lumière infrarouge comme pour la caméra Polaris de la compagnie NDI (Figure 1-17) ou des textures exhibant un fort contraste dans le spectre visible avec le reste de l'environnement (comme par exemple les textures en damier du MicronTracker 2).

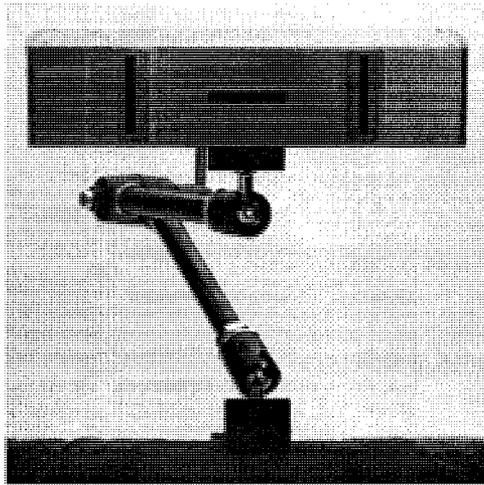


Figure 1-16 : Caméra easyTrack500 de la compagnie Atracsys

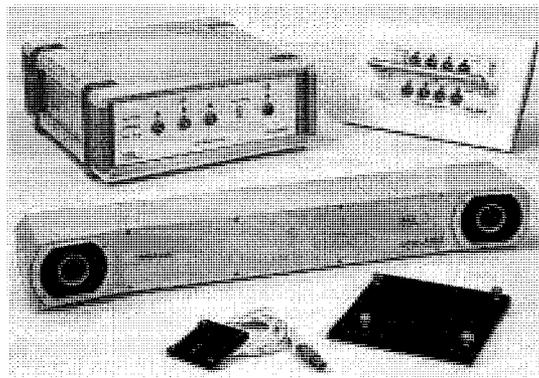


Figure 1-17 : Caméra Polaris de la compagnie NDI.

Les systèmes de positionnement optiques font appel à deux ou trois caméras permettant la localisation 3D d'un objet via une triangulation. Pour estimer la position et orientation d'un objet, chaque marqueur doit être équipé d'au moins trois points de référence. La précision de localisation de ces marqueurs est toujours inférieure au millimètre et dépend de la configuration des points de référence sur ceux-ci. Ces systèmes possèdent des fréquences de rafraîchissement suffisantes pour les applications médicales, et permettent de traquer plusieurs objets simultanément. Leur principal inconvénient est la nécessité d'avoir continuellement le marqueur à traquer dans leur ligne de visée. Si la ligne de visée est obstruée en phase opératoire, le chirurgien perd le contact visuel sur ses instruments. Leurs performances sont robustes tenant compte de l'environnement les entourant, et possèdent un espace de travail suffisant pour les

applications médicales. Les systèmes fonctionnant avec des diodes électroluminescentes (DEL) nécessitent généralement une liaison avec fils entre la caméra et les marqueurs, notamment pour l'alimentation des DEL et leur synchronisation avec la caméra de positionnement 3D. Cela commence toutefois à changer avec la nouvelle caméra AccuTrack de la compagnie Atracsys pour laquelle les marqueurs sont munis de piles et d'un module de transmission RF pour la synchronisation. Les systèmes de positionnement fonctionnant avec des billes réfléchissantes ou des textures n'ont pas besoin de liaison entre la caméra et les marqueurs car ils sont passifs. Les systèmes sans fil sont généralement plus appréciés du fait qu'ils sont moins encombrants en salle d'opération. Cependant les systèmes passifs nécessitent qu'une seule configuration géométrique des points de référence soit imposée pour chacun des marqueurs afin de les différencier, ce qui n'est pas nécessairement le cas dans les systèmes avec fils.

1.3.4.2 Instruments de positionnement électromagnétiques

Les instruments électromagnétiques nécessitent d'incorporer un émetteur dans l'objet à traquer. Les émetteurs sont de petites dimensions ce qui permet de les insérer dans des instruments chirurgicaux. Leur fréquence de rafraîchissement est suffisante pour les applications médicales et ces instruments sont capables de traquer plusieurs objets simultanément. Le principal avantage de ces systèmes de positionnement est l'absence d'une ligne de visée car ils utilisent des ondes RF. Ils permettent de traquer des instruments à l'intérieur du corps humain sans avoir à placer de marqueur de grande dimension sur l'instrument chirurgical. Leur désavantage est que la précision de détection est dégradée en présence d'objets métalliques qui perturbent les champs magnétiques et les émetteurs sont liés par des fils aux émetteurs. De nouveaux systèmes sans fil commencent à être introduits par différentes compagnies tel que Polhemus Inc. et Ascension Technologie Inc.

1.4 Définition du problème à étudier

La fracture de la hanche est une pathologie fréquente chez les personnes âgées et provoque des effets indésirables tels que la perte de mobilité et des complications secondaires (thrombophlébites, complications pulmonaires dues à l'immobilisation, etc....). Le traitement actuel de la fracture de la hanche se base sur l'utilisation d'un fluoroscope. Ceci présente de nombreux inconvénients du fait que le médecin doit prendre plusieurs clichés radiologiques pour

placer correctement le guide métallique dans l'os du patient. La méthode conventionnelle amène le chirurgien à procéder par essais/erreurs et engendre une exposition importante de ce dernier ainsi que du patient aux rayons X (nocifs pour la santé) suite à une utilisation répétée du fluoroscope. La méthode par essais erreurs a pour conséquence de provoquer un traumatisme supplémentaire au patient dû à des pénétrations répétées du guide au niveau de l'os [22] et produit souvent un montage orthopédique final sous optimal. Le groupe de recherche OrthoGéniUS de l'Université de Sherbrooke dans lequel les présents travaux ont été effectués propose de pallier à ces inconvénients grâce à un système de fluoroscopie virtuelle spécialisé dans les fractures de la hanche. Le système servira de support au chirurgien en lui clarifiant les données qui lui sont nécessaires pour opérer. Son principe de fonctionnement sera le suivant : deux clichés fluoroscopiques, un latéral et un antéropostérieur du fémur, seront pris en début d'opération (phase préopératoire). Sur ces clichés vont apparaître des grilles de référence. En phase opératoire les instruments chirurgicaux apparaîtront en temps réel dans le repère des grilles de référence via la caméra de positionnement 3D repérant des marqueurs fixés sur les instruments chirurgicaux ainsi que sur les grilles de référence. Les grilles de référence communes aux images préopératoires et intra opératoires vont permettre une extrapolation de la position des instruments chirurgicaux sur les images préopératoires. Le chirurgien pourra ainsi suivre l'évolution de ses instruments sur écran grâce à notre système sans recourir à une utilisation répétée du fluoroscope tout en ayant un meilleur accès aux données de positionnement qui lui sont nécessaires pour agir. Notre travail se base sur l'hypothèse qu'entre la prise des images préopératoires et la fin de l'intervention, la position du fémur relativement aux grilles de référence n'a pas changée. Cette hypothèse découle du fait que dans les opérations de la hanche, la jambe du patient est sous traction ce qui empêche tout mouvement important de cette dernière (Figure 1-18).

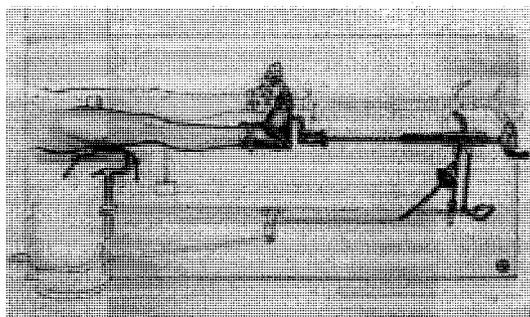


Figure 1-18 : Table orthopédique de traction avec appui pubien.

Au cours de notre étude une certaine tolérance face à de petits déplacements sera définie, et les conséquences de ces déplacements seront évaluées expérimentalement. Notre système de fluoroscopie virtuelle permettra une réduction du temps opératoire, un recours moins important à la fluoroscopie, une meilleure précision de positionnement des instruments chirurgicaux et l'obtention de montages orthopédiques plus fiables et plus solides ; tout cela pour une amélioration des soins apportés aux patients.

1.5 Objectifs

L'objectif principal du projet est d'éliminer les traumatismes causés au patient suite à des pénétrations répétées du guide dans l'os. Un nouveau concept de repérage de l'ossature en utilisant deux grilles perpendiculaires (visibles au fluoroscope) attachées à la table d'opération va être conçu à cet effet (Figure 1-19).

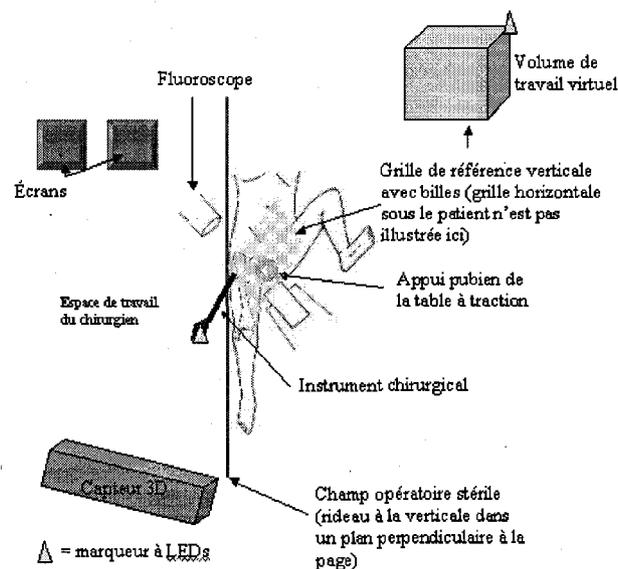


Figure 1-19 : Élément de notre système de fluoroscopie virtuelle

Cette solution permettra d'éviter l'approche invasive consistant à visser un marqueur sur l'os du patient. Les autres objectifs sont : la diminution du temps opératoire, l'augmentation de la précision du geste chirurgical, la diminution de l'exposition des patients et du personnel médical aux rayons X et la création d'un système n'imposant pas de grands changements dans le protocole opératoire actuel.

1.6 Méthodologie

Pour atteindre les objectifs spécifiés, la méthodologie suivante est proposée. La première étape sera d'effectuer des tests sur cadavres afin de définir les déplacements de l'anatomie du patient au cours des différentes phases d'une opération chirurgicale afin de vérifier l'hypothèse de départ. Un seuil sera déterminé par les chirurgiens et les déplacements déterminés lui seront comparés. La comparaison des déplacements du patient relativement à ce seuil nous permettra de valider notre hypothèse de départ. Les expériences sur cadavre impliquent de programmer la caméra et de créer une interface usager sur LabView permettant de contrôler cette dernière. Les données relatives au déplacement de l'anatomie seront stockées dans des fichiers pour permettre une analyse ultérieurement. Les données seront regroupées en fonction de la phase opératoire pendant laquelle elles ont été prises afin de pouvoir comparer les différentes phases opératoires. Des transformations géométriques seront nécessaires pour nous permettre de déterminer les déplacements d'un point de l'anatomie du patient à partir des déplacements du marqueur fixé à l'os. L'analyse des données se fera à partir d'approche statistiques par un stagiaire en médecine. La seconde étape consistera à concevoir un montage expérimental. Le montage expérimental servira à tester notre approche avec des caméras CCD au lieu d'un fluoroscope. Au cours de cette étape les algorithmes permettant l'extrapolation d'un point de l'espace dans l'image prise par la caméra seront conçus. Le montage optique sera constitué de deux caméras CCD, une caméra de positionnement 3D, un outil (servant de substitut à l'outil du chirurgien) muni d'un marqueur et de deux grilles de référence perpendiculaires. Les grilles seront conçues grâce au logiciel de conception mécanique SolidWorks et seront constituées de stries permettant de positionner un échiquier servant pour le calibrage extrinsèque des caméras CCD. Elles seront également munies de 4 billes définissant un marqueur et permettant de définir un repère de référence pour les grilles. Le choix d'un modèle pour les distorsions ainsi qu'un logiciel de calibrage sera fait selon des critères que nous spécifions ultérieurement et le système expérimental sera contrôlé à partir d'une interface conçue sur LabView. L'interface devra permettre de prendre des clichés initiaux de la plaque de calibrage (qui seront utilisés pour le calibrage extrinsèque), et de faire appel au logiciel de calibrage afin d'effectuer la procédure de calibrage extrinsèque. L'interface devra également nous permettre d'activer la caméra de positionnement 3D et d'utiliser les données de calibrage intrinsèque et extrinsèque pour

l'affichage virtuel de l'outil du chirurgien sur les images prises initialement. Nous effectuerons des tests sur notre système expérimental afin de déterminer les différentes sources d'erreurs et d'évaluer leur impact sur la précision d'affichage de l'instrument virtuel sur les images prises.

1.7 Moyens à mettre en œuvre

Les expériences sur cadavres nécessiteront de connaître très précisément comment programmer la caméra de positionnement 3D. L'apprentissage du langage LabView sera nécessaire afin de créer une interface de contrôle de la caméra de positionnement 3D. Les grilles utilisées pour le montage optique seront conçues à l'aide du logiciel de conception mécanique SolidWorks. Le logiciel de calibrage choisi nécessitera de bien comprendre son fonctionnement ainsi que les moyens à mettre en œuvre afin de le rendre compatible avec notre programme LabView. La conception de marqueurs nous imposera de maîtriser le fonctionnement du logiciel 6D Architect fourni par NDI. L'affichage virtuel de l'outil du chirurgien sur les images prises par les caméras CCD nécessitera de comprendre les techniques de transformations entre repères.

1.8 Système envisagé avec un fluoroscope

Le système avec le fluoroscope qui sera utilisé par les chirurgiens sera constitué de deux grilles servant au calibrage extrinsèque (positionné le plus près possible de la hanche du patient) et du système de navigation qui inclut la caméra de positionnement 3D ainsi que les marqueurs. La conception des plaques servant au calibrage extrinsèque du fluoroscope ne fera pas partie de ce travail, cependant nous proposons un prototype possédant les mêmes caractéristiques que le système final.

1.8.1 Schéma et description du système

La Figure 1-20 décrit tous les éléments du système final. Les plaques servant au calibrage extrinsèque du fluoroscope devront être faites à partir d'un matériau radio transparent afin de ne pas obstruer le champ du fluoroscope et ne pas provoquer de changements dans le protocole opératoire. Le choix de l'emplacement des plaques servant au calibrage se fera de sorte qu'elles soient le plus près possibles de l'anatomie du patient.

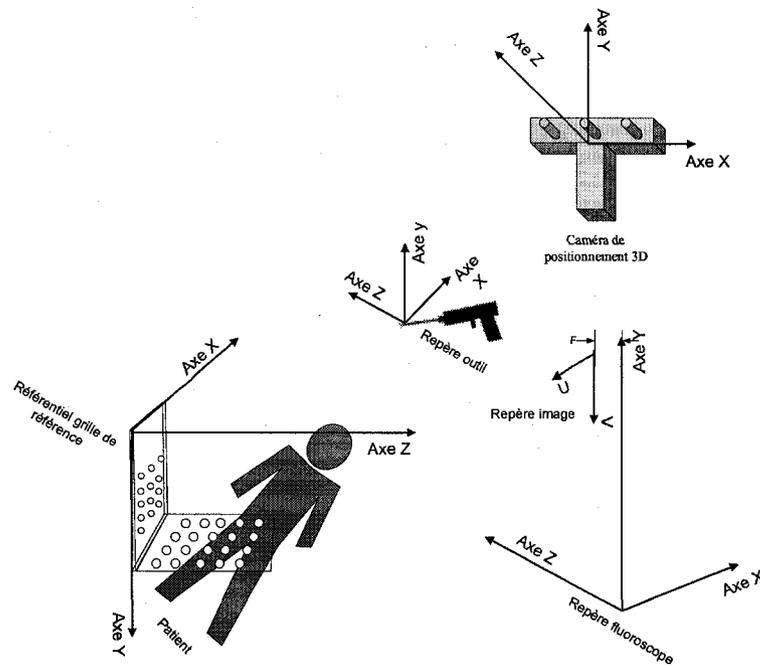


Figure 1-20 : Schéma du système avec fluoroscope

Chapitre 2 : Cadre théorique du projet

Afin de simuler le système final nous élaborons un prototype constitué de deux caméras CCD permettant d'imiter le fluoroscope et de grilles métallique servant de référence. Le prototype servant à donner un aperçu du fonctionnement du système de fluoroscopie virtuelle doit fonctionner de façon tout à fait similaire à ce dernier. Les repères sont associés aux mêmes éléments qu'un vrai système de fluoroscopie virtuelle. L'algorithme développé pour l'affichage de l'instrument chirurgical est semblable à celui qui sera développé pour un système de fluoroscopie virtuelle réel. Le calibrage s'effectue selon la même procédure et les paramètres de calibrage sont les mêmes. Le prototype est décrit en détail dans la section qui suit.

2.1 Description des éléments du système et des repères qui leur sont associés

2.1.1 Éléments

Les éléments du prototype sont représentés à la Figure 2-1.

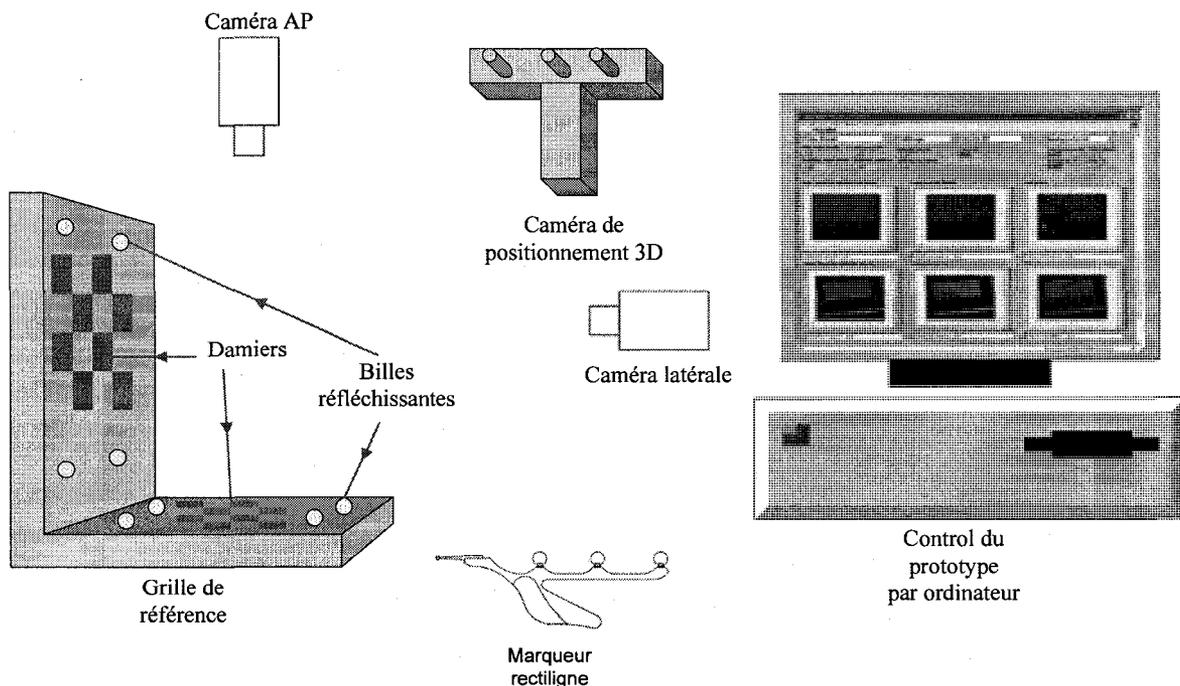


Figure 2-1 : Éléments du prototype

- une caméra de positionnement 3D (Figure 2-2);

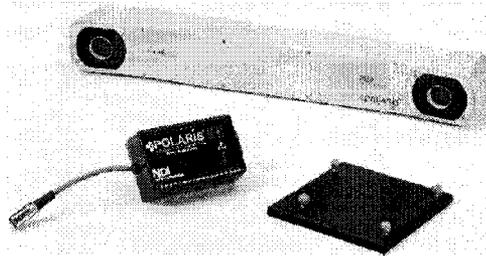
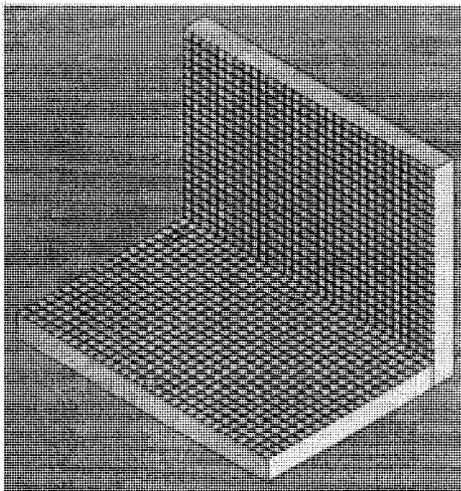
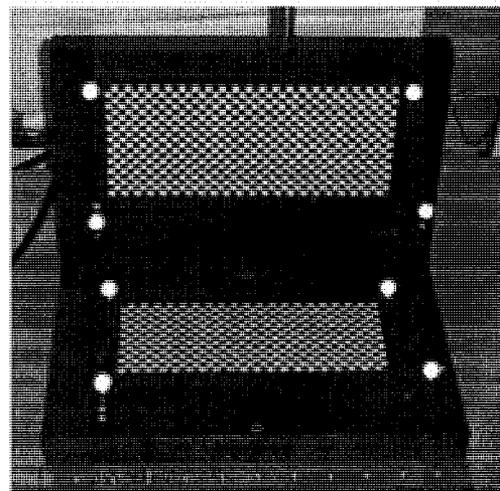


Figure 2-2: Caméra de positionnement 3D

- deux plaques d'aluminium perpendiculaires, appelées grilles, sur lesquelles un quadrillage de stries avec un pas de 1cm est usiné (voir Figure 2-3-(a)). Sur ces grilles sont placés deux damiers, de pas de 0,5 cm, imprimés à l'échelle à haute précision sur un carton qui ne gondole pas; les damiers sont alignés précisément sur les grilles grâce aux stries, puis fixés; les damiers servent au calibrage extrinsèque des caméras CCD (sujet discuté au Chapitre 3 :); les grilles sont munies de 4 billes rétro réfléchissantes visibles par la caméra de positionnement 3D (voir Figure 2-3-(b), voir ANNEXE A);



(a)



(b)

Figure 2-3 : (a) Dessin SolidWorks en 3D des plaques de calibrage, (b) Photo des grilles avec damiers et billes réfléchissantes

- deux caméras CCD, une ayant une vue de haut (antéropostérieure (AP)) et visualisant la grille horizontale et l'autre ayant une vue de front (latérale) et visualisant la grille à la verticale; les caméras sont placées à 40 cm de leurs grilles respectives de façon à simuler un fluoroscope lors de la prise d'un cliché AP et d'un cliché latéral;
- un outil chirurgical muni de billes rétro-réfléchissantes (voir Figure 2-4).

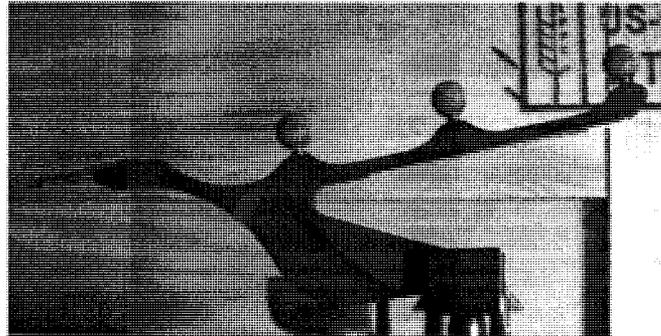


Figure 2-4 : Marqueur rectiligne.

Le prototype se présente sous la forme suivante (voir Figure 2-5)

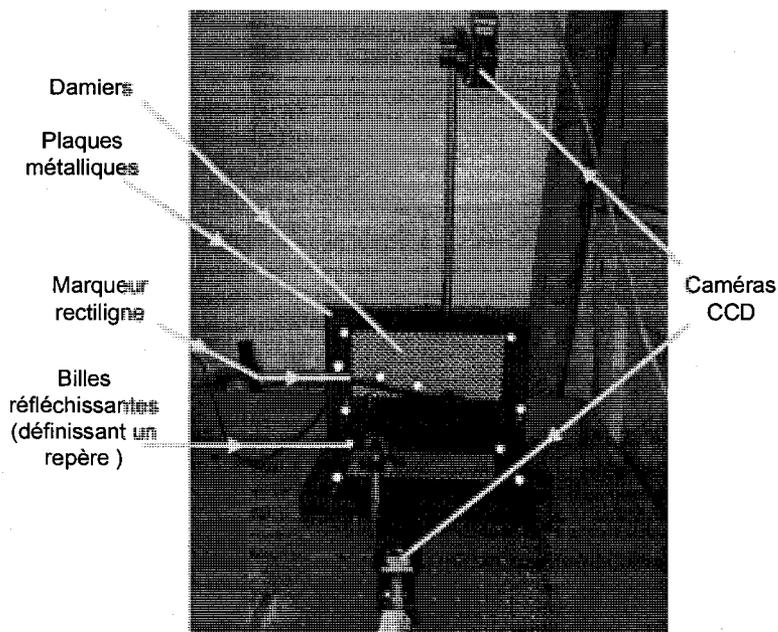


Figure 2-5 : Photo du prototype

2.1.2 Repères, marqueurs et nomenclature

À chaque élément du système est assigné un (ou plusieurs) repère(s) tel qu'indiqué à la Figure 2-6.

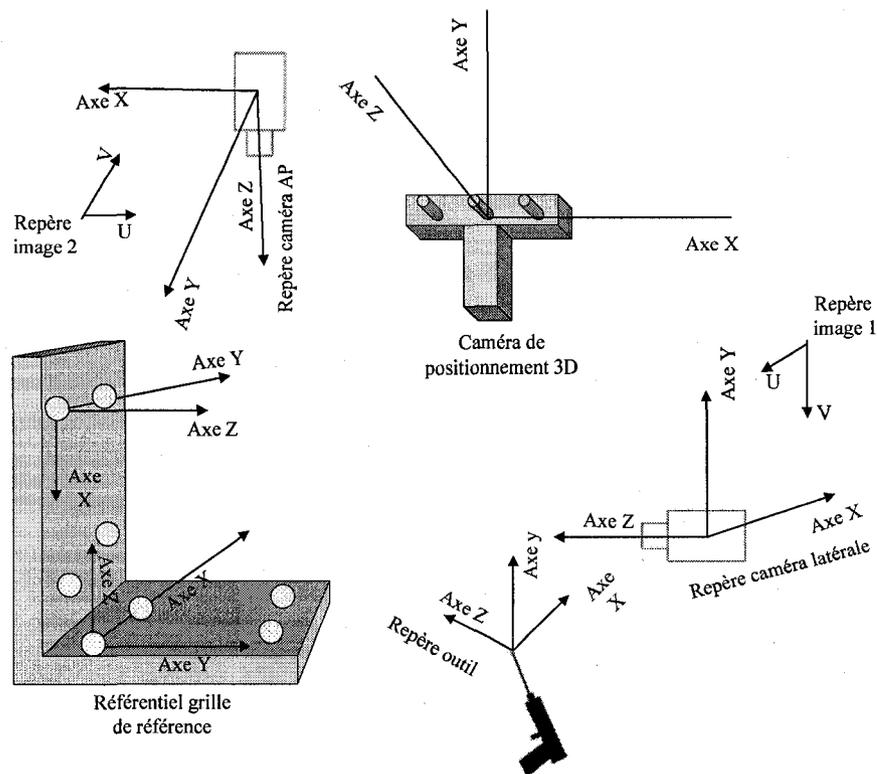


Figure 2-6 : Schéma et repères du prototype

Pour être repérable par la caméra de positionnement 3D, un objet mécaniquement rigide doit être muni d'au moins 3 billes rétro-réfléchissantes (souvent 4 sont utilisées). Un objet muni de telles billes sera communément appelé un « marqueur » dans ce qui suit. À chaque marqueur est associé un repère, dont l'origine coïncide avec le centre d'une des billes. Un repère associé à un marqueur sera génériquement appelé « repère marqueur » auquel s'ajoutera un descriptif (p.ex. le repère marqueur « horizontal » défini ici-bas).

Pour les grilles, on définit les différents repères suivants : Comme mentionné précédemment, chacune des grilles est munie de 4 billes rétro-réfléchissantes visibles par la caméra de positionnement 3D. Ainsi, chaque grille est un marqueur. En ce sens, la grille horizontale (resp. verticale) sera appelée marqueur horizontal (resp. vertical). Le repère associé aux billes de la grille horizontale est appelé « repère marqueur horizontal » et celui associé aux billes de la grille verticale « repère marqueur vertical ». On associe également un repère aux damiers collés sur les plaques (« repère damier horizontal » et « repère damier vertical ») et alignés sur les quadrillages de stries pour chaque grille. L'origine de ces repères se situe dans le coin supérieur gauche des 2 damiers tel qu'illustré à la Figure 2-7.

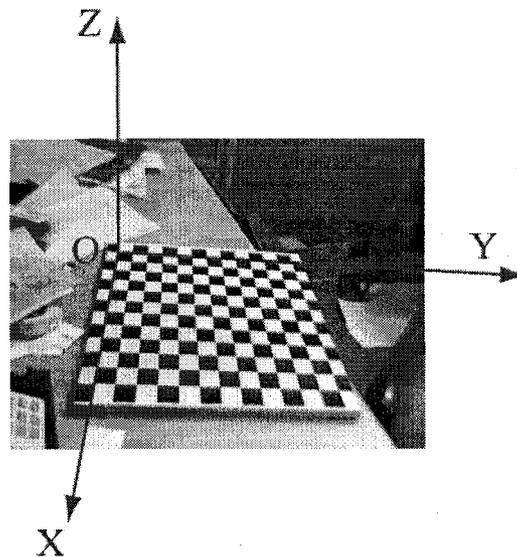


Figure 2-7 : Repère associé aux damiers

Les deux repères associés à la grille horizontale sont parallèles et ils sont liés par de simples translations en 3D, de même pour la grille verticale. À noter que pour chacune des grilles, le repère marqueur n'est pas dans le même plan que le repère damier, ce dernier plan étant défini par la surface de la plaque.

Le repère marqueur est au dessus du plan de la plaque à une hauteur de 8,13 mm (cette distance tient compte des données fournies par NDI [25] et de la hauteur du chanfrein sur les grilles de référence), voir Figure 2-8.

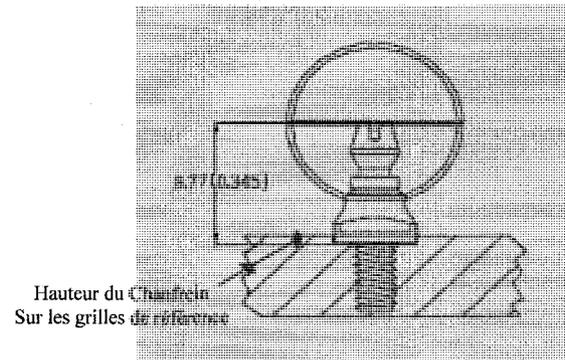


Figure 2-8 : Poteau de support pour les billes

Concernant l'outil chirurgical dans le prototype, celui-ci est simulé par un marqueur rectiligne servant de pointeur fourni par NDI et déjà muni de billes rétro-réfléchissantes (voir Figure 2-9).

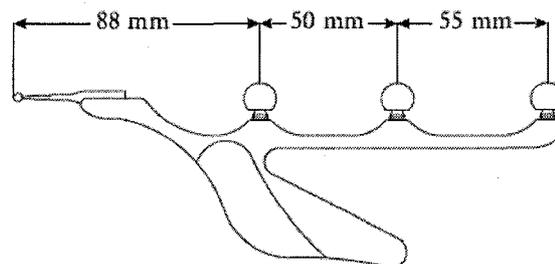


Figure 2-9 : Marqueur rectiligne.

Dans un système réel, l'outil sera un outil de chirurgien réel (p.ex. une perceuse) sur lequel on aura attaché des billes de façon connue mécaniquement. L'outil sera aussi appelé « marqueur outil ». Le repère attaché à l'outil sera appelé « repère outil ». Généralement, un point particulier de l'outil est d'intérêt (p.ex. la pointe d'une perceuse) et on attachera à ce point un repère, lié rigidement (souvent par une translation) au repère outil (p.ex. un « repère pointe »).

Chacune des caméras CCD pour sa part n'est pas munie de billes rétro-réfléchissantes, la position de son repère propre (repère caméra) dans l'espace est déterminée par calibrage extrinsèque relativement au damier (horizontal et vertical) lui faisant face. Le repère attaché à une caméra est discuté plus en détail au Chapitre 3 :

Finalement, un autre repère dont il sera question est le repère image associé à une caméra. C'est le repère associé à l'image rendue par la caméra et que l'on voit à l'écran d'ordinateur.

À chacune des caméras CCD est associé un repère absolu qui correspond au damier qu'elle observe (la caméra AP observe le damier horizontal et la caméra latérale le vertical). Ultimement, on définit un repère global 3D au système complet qui correspond au repère damier horizontal.

2.2 Conception des marqueurs liés aux grilles

Les grilles ont été conçues au sein du groupe OrthoGéniUS et usinées à l'Université de Sherbrooke, au Service de mécanique spécialisée (SMS). Les marqueurs liés aux grilles ont été conçus de façon à satisfaire les contraintes sur la conception de marqueurs imposées par la compagnie NDI [25]. Les marqueurs pour la grille à la verticale et pour la grille à l'horizontale sont représentés à la Figure 2-10.

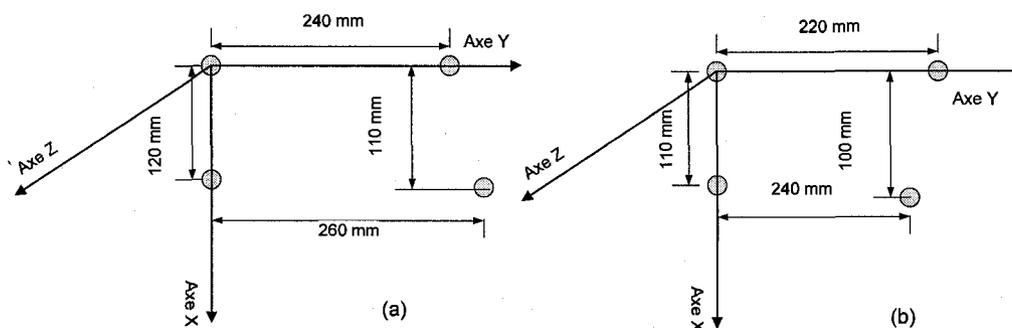


Figure 2-10 : (a) Marqueur vertical, (b) Marqueur horizontal.

La conception des marqueurs s'est faite grâce au logiciel 6D Architect fourni par NDI. La première contrainte concerne la différence de longueur entre les segments pris deux à deux (les segments sont définis par les droites joignant chaque paire de billes du marqueur ; il y en a 6 pour un marqueur avec 4 billes : les côtés et les diagonales), qui doit être d'au moins 5 mm. La seconde contrainte concerne les angles entre les segments du marqueur qui doivent tous différer entre eux d'au moins 2 degrés. Les contraintes ont été respectées pour nos deux marqueurs grille et les axes leur ont été assignés de sorte qu'ils soient parallèles aux axes du repère damier.

2.3 Transformations entre repères

Les transformations entre les différents repères s'effectuent grâce à la caméra de positionnement 3D et à la procédure de calibrage des caméras CCD comme nous allons voir dans les sections suivantes.

2.3.1 Formalisme et notations

Dans tout ce qui suit, nous utilisons le formalisme des coordonnées homogènes pour spécifier un point dans l'espace (donc 4 coordonnées) et donc les matrices de transformation sont de dimensions 4×4 [26].

Dans la notation utilisée ici, \mathbf{T}_B^A signifie le repère attaché à l'objet B spécifié dans le repère attaché à l'objet A . Ainsi, les colonnes de \mathbf{T}_B^A contiennent les vecteurs de base du repère B exprimés dans le repère A et l'origine de B donnée par rapport à l'origine de A . De cette façon, si un point \mathbf{P} de l'espace, spécifié en coordonnées homogènes par rapport au repère de l'objet B , est donné par \mathbf{P}^B , alors ses coordonnées homogènes par rapport au repère A seront

$$\mathbf{P}^A = \mathbf{T}_B^A \mathbf{P}^B \quad (2-1)$$

Inversement, si on veut passer du repère A au repère B , on aura

$$\mathbf{P}^B = \mathbf{T}_A^B \mathbf{P}^A, \quad (2-2)$$

avec

$$\mathbf{T}_A^B = (\mathbf{T}_B^A)^{-1}. \quad (2-3)$$

Notons que si on veut passer du repère B au repère A par l'intermédiaire d'un repère F , alors la matrice de transformation \mathbf{T}_B^A sera donnée par

$$\mathbf{T}_B^A = \mathbf{T}_F^A \cdot \mathbf{T}_B^F. \quad (2-4)$$

Comme il a été dit plus haut, un point P dans un repère donné (disons C) peut être représenté par un vecteur à 4 composantes. Soit (x, y, z) les coordonnées de ce point dans l'espace 3D relativement au repère C . Alors la représentation de ce point en coordonnées homogènes sera

$$\mathbf{P}^C = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}.$$

Ce même point peut aussi être représenté par la matrice 4×4 suivante

$$\mathbf{P}^C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x \\ 0 & 1 & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

Ce sont 2 façons équivalentes de représenter un point qui seront utilisées.

2.3.2 Transformation entre repères grilles et repères damiers

Le repère lié au damier horizontal (resp. vertical) est choisi de sorte que son origine se situe au coin du damier le plus proche de l'origine du repère marqueur horizontal (resp. vertical) lorsque le damier est aligné sur la grille horizontale (resp. verticale). Le repère damier est illustré à la Figure 2-11.

Par conception mécanique, les axes des repères marqueur horizontal et vertical sont parallèles à ceux des repères damier horizontal et vertical respectivement. La relation entre les deux repères est illustrée à la Figure 2-12.

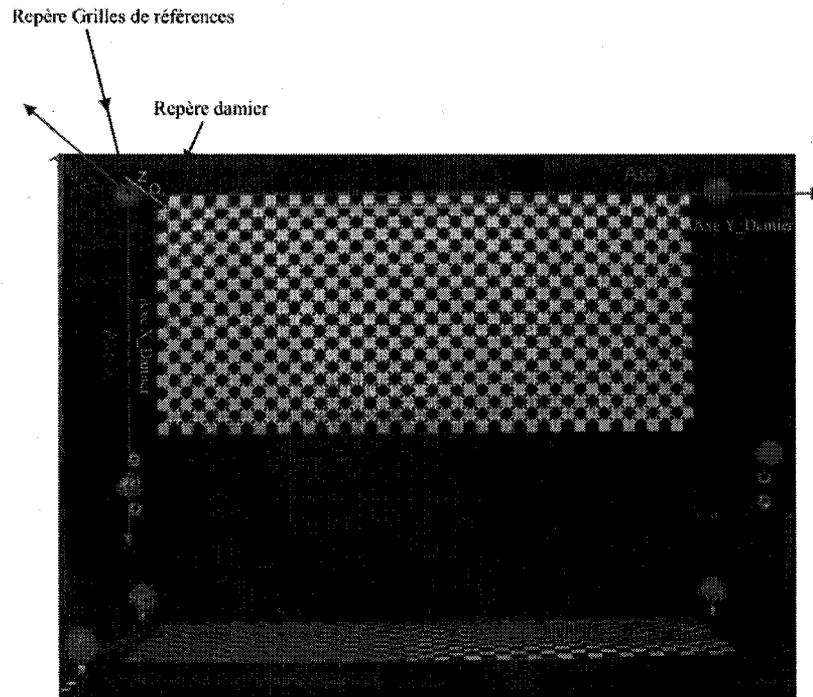


Figure 2-11 : Repère lié au damier.

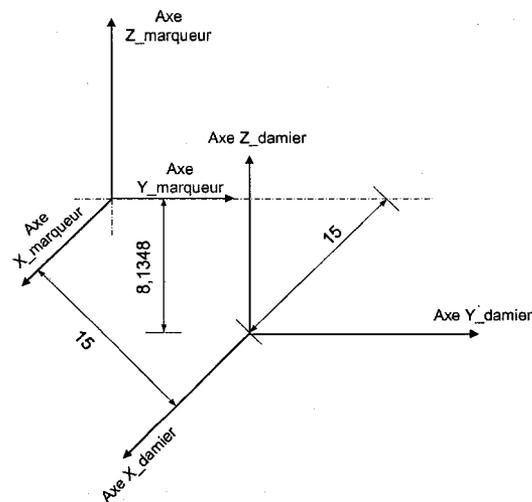


Figure 2-12 : Transformation entre repères damier horizontal (resp. vertical) et repères marqueur horizontal (resp. vertical).

Le repère damier horizontal (resp. vertical) se situe à une distance de +15 mm selon l'axe des X, de +15 mm selon l'axe Y et de -8,1348 mm selon l'axe Z par rapport au repère marqueur horizontal (resp. vertical). Avec les notations introduites précédemment, la matrice de transformation entre ces repères dans le cas horizontal s'exprime comme suit :

$$\mathbf{T}_{\text{damier horiz}}^{\text{marqueur horiz}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 15.00 \\ 0 & 1 & 0 & 15.00 \\ 0 & 0 & 1 & -8.13 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

On a exactement la même relation pour le cas vertical.

2.3.3 Détermination des coordonnées d'un point P de l'instrument chirurgical dans les repères damier

Pour mettre en contexte la présente section, mentionnons que pour afficher de façon virtuelle un instrument chirurgical repéré par la caméra 3D dans l'image d'une caméra CCD (éventuellement un fluoroscope), on se doit d'abord d'obtenir les coordonnées de différents points de l'instrument dans le repère damier. Ensuite à l'aide du calibrage extrinsèque et intrinsèque de la caméra CCD on pourra calculer les positions de ces points de l'instrument en pixels dans l'image de la caméra CCD. Dans la présente section, on ne traitera que du damier horizontal, le cas du damier vertical étant en tout point pareil. Il est donc inutile de répéter les développements pour le cas vertical. On n'a qu'à remplacer horizontal par vertical lorsqu'approprié.

La caméra 3D fournit la transformation entre le repère marqueur horizontal et le repère caméra 3D, cette transformation étant donnée par $\mathbf{T}_{\text{marqueur horiz}}^{\text{cam3D}}$. La caméra 3D fournit également la transformation entre le repère instrument et le repère caméra 3D que l'on note $\mathbf{T}_{\text{instrument}}^{\text{cam3D}}$. On obtient alors la transformation entre le repère instrument et le repère damier horizontal par l'équation suivante

$$\mathbf{T}_{\text{instrument}}^{\text{damier horiz}} = \mathbf{T}_{\text{marqueur horiz}}^{\text{damier horiz}} \cdot \mathbf{T}_{\text{cam3D}}^{\text{marqueur horiz}} \cdot \mathbf{T}_{\text{instrument}}^{\text{cam3D}} \quad (2-5)$$

Dans cette dernière équation, toutes les transformations sont connues. Ainsi, un point P de l'instrument exprimé dans le repère de l'instrument $P^{instrument}$ pourra être exprimé dans le repère du damier horizontal via l'équation

$$P^{damier\ horiz} = T_{instrument}^{damier\ horiz} P^{instrument} \quad (2-6)$$

Ultimement, les coordonnées de points de l'instrument seront déterminées dans le repère de la caméra CCD horizontale à l'aide des paramètres extrinsèques de la caméra CCD et au niveau du repère image grâce aux paramètres intrinsèques. Comme on le verra plus bas, les paramètres extrinsèques de la caméra CCD donnent la transformation entre le damier et le repère caméra et le calibrage intrinsèque permet de relier le repère caméra au repère image.

Remarquons finalement qu'on passe aisément du repère marqueur horizontal au repère marqueur vertical. La transformation entre ces 2 repères pouvant être directement mesurée à l'aide de la caméra 3D et obtenue comme suit :

$$T_{marqueur\ verti}^{marqueur\ horiz} = T_{cam3D}^{marqueur\ horiz} \cdot T_{marqueur\ verti}^{cam3D} \quad (2-7)$$

Cette transformation est également connue en principe par la conception mécanique de grilles, mais il est préférable de la mesurer à l'aide de la caméra 3D (note : ceci peut en fait servir de validation pour s'assurer que la caméra 3D fonctionne bien, où à l'inverse, que la conception mécanique a été bien faite).

2.3.4 Détermination d'un point dans le repère caméra

Supposons que l'on ait un point P quelconque dans l'espace (p.ex. un point sur l'instrument chirurgical) exprimé par P^{Damier} dans le repère d'un damier utilisé pour le calibrage extrinsèque d'une caméra CCD. Alors, nous pouvons obtenir les coordonnées de ce point dans le repère de la caméra CCD (noté par P^{camCCD}) grâce aux paramètres extrinsèques R_C et D_C déterminés lors de la procédure de calibrage extrinsèque. Ici R_C et D_C sont respectivement une matrice de rotation

3x3 et un vecteur de translation 3x1. L'équation exprimant le changement de repère pour \mathbf{P} est un déplacement rigide (c.à.d. combinaison d'une rotation et d'une translation) donné par :

$$\mathbf{P}^{camCCD} = \mathbf{R}_c \times \mathbf{P}^{Damier} + \mathbf{D}_c, \quad (2-8)$$

Cette dernière équation utilise des vecteurs 3x1 pour représenter les points et une matrice 3x3; en terme de coordonnées homogènes, elle prend la forme

$$\mathbf{P}^{camCCD} = \begin{bmatrix} \mathbf{P}^{camCCD} \\ - \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_c & | & \mathbf{D}_c \\ - & - & - \\ 0 & 0 & 0 & | & 1 \end{bmatrix} \mathbf{P}^{Damier}, \quad (2-9)$$

avec \mathbf{P}^{camCCD} qu'on dénotera par

$$\mathbf{P}^{camCCD} = \begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \end{bmatrix}.$$

2.3.5 Passage du repère caméra au repère image

Le calibrage intrinsèque permet de modéliser la transformation entre le repère caméra et le repère image de cette dernière. Grâce au modèle intrinsèque de la caméra il est possible de déterminer les coordonnées d'un point dans le repère image connaissant ses coordonnées dans le repère caméra. Le modèle intrinsèque est défini par les différents paramètres intrinsèques qui sont déterminés par la procédure de calibrage intrinsèque. Le passage du repère caméra au repère image est une projection de l'espace 3D sur un plan en 2D (plan image) comme l'illustre la Figure 2-13 . Les paramètres intrinsèques diffèrent selon le modèle choisi. Le modèle intrinsèque le plus simple décrivant la transformation entre le repère d'une caméra et son repère image est le modèle en trou d'épingle [29]. Le modèle en trou d'épingle modélise l'objectif par un trou percé dans une feuille mince se trouvant au même emplacement que ce dernier. Le modèle intrinsèque doit également tenir compte des distorsions introduites par la lentille de la caméra CCD, ce qu'un modèle en trou d'épingle ne fait pas. Les équations définissant le modèle intrinsèque sont définies en détail au chapitre suivant.

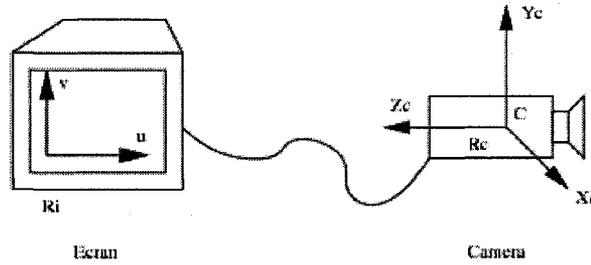


Figure 2-13 : Repère caméra et repère image.

2.4 Quaternions et passage aux matrices de transformation

La caméra de positionnement 3D fournit l'orientation et la position d'un repère marqueur relativement au repère caméra 3D sous forme d'un quaternion $Q = Q_0 + Q_x i + Q_y j + Q_z k$ (pour l'orientation) et d'un vecteur de translation $t = [t_x, t_y, t_z]$. Afin de déterminer la relation entre les deux repères sous forme d'une matrice de transformation il est nécessaire de convertir le quaternion de façon à obtenir les éléments de cette matrice. Les relations entre les éléments de cette matrice et les composantes du quaternion sont les suivantes [25].

$$\begin{aligned}
 M_{00} &= (Q_0 \cdot Q_0) + (Q_x \cdot Q_x) - (Q_y \cdot Q_y) - (Q_z \cdot Q_z) \\
 M_{01} &= 2 \cdot ((Q_x \cdot Q_y) - (Q_0 \cdot Q_z)) \\
 M_{02} &= 2 \cdot ((Q_x \cdot Q_z) + (Q_0 \cdot Q_y)) \\
 M_{10} &= 2 \cdot ((Q_x \cdot Q_y) + (Q_0 \cdot Q_z)) \\
 M_{11} &= (Q_0 \cdot Q_0) - (Q_x \cdot Q_x) + (Q_y \cdot Q_y) - (Q_z \cdot Q_z) \\
 M_{12} &= 2 \cdot ((Q_y \cdot Q_z) - (Q_0 \cdot Q_x)) \\
 M_{20} &= 2 \cdot ((Q_x \cdot Q_z) - (Q_0 \cdot Q_y)) \\
 M_{21} &= 2 \cdot ((Q_y \cdot Q_z) + (Q_0 \cdot Q_x)) \\
 M_{22} &= (Q_0 \cdot Q_0) - (Q_x \cdot Q_x) - (Q_y \cdot Q_y) + (Q_z \cdot Q_z)
 \end{aligned} \tag{2-10}$$

La matrice de transformation homogène va s'exprimer comme suit

$$T = \begin{bmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} & t_x \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} & t_y \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Chapitre 3 : Calibrage des caméras et correction des distorsions

Le passage du repère caméra au repère image est une projection de l'espace 3D sur un plan en 2D (plan image). Cette transformation, en principe simple, est compliquée par les différentes distorsions introduites par l'optique imparfaite placée devant l'élément photosensible de la caméra (ici un CCD) et des imperfections d'alignement mécaniques entre le CCD et l'optique sur le CCD lui-même. Il faut aussi tenir en compte qu'on passe de l'espace métrique où les distances sont spécifiées en mètres à un plan où on travaille en unités de pixels. Il y a ainsi des coefficients de conversion impliqués. Pour tenir compte de tous ces facteurs, on doit effectuer un calibrage, dit intrinsèque, qui permet de déterminer les valeurs des paramètres qui servent à modéliser les imperfections et coefficients de conversion. Le calibrage intrinsèque d'une caméra est discuté en détail dans ce Chapitre 3 : où on donnera également l'équation qui permet de passer du repère caméra au repère image en pixels.

3.1 Choix du logiciel de calibrage

Notre choix pour le logiciel de calibrage s'est porté sur celui développé par Bouguet [22]. Les raisons de ce choix sont que le logiciel de Bouguet est bien documenté, est largement utilisé dans la communauté de vision par ordinateur, le code est ouvert et disponible, l'approche est plus flexible que d'autres et n'impose pas beaucoup de contraintes. La plupart des approches nécessitent que l'objet servant au calibrage soit positionné dans l'espace de façon bien définie et que le mouvement de la caméra soit connu. Les approches classiques pour le calibrage nécessitent d'utiliser un équipement coûteux et un objet de calibrage en deux ou trois plans. Les avantages de l'approche de Bouguet sont sa flexibilité, sa robustesse et son coût très peu élevé.

3.2 Modèle de caméra utilisé par Bouguet

3.2.1 Modèle extrinsèque

Les paramètres extrinsèques servent à définir la transformation entre le repère attaché à un objet de calibrage (ici un damier avec une position fixe dans l'espace choisie a priori, voir Figure 3-1) et le repère caméra.

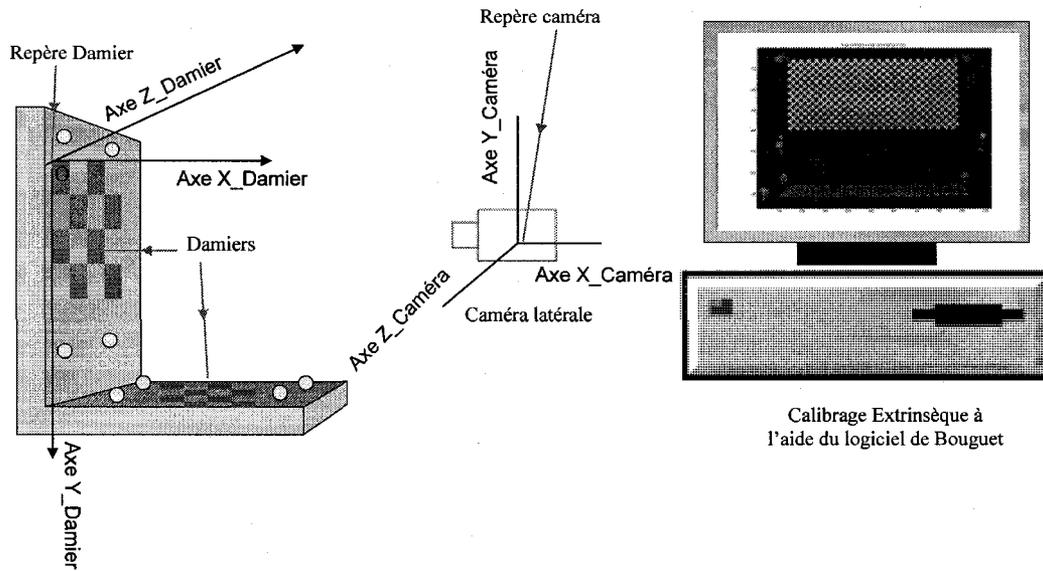


Figure 3-1 : Caméra latérale fixée devant le damier pour le calibrage extrinsèque

Le modèle de la caméra est un modèle en trou d'épingle (« pinhole camera ») qui se base sur le principe de la colinéarité où chaque point de l'objet dans l'espace se projette dans l'image en suivant une ligne droite passant par le centre de projection (*i.e.* le trou d'épingle) Figure 3-2.

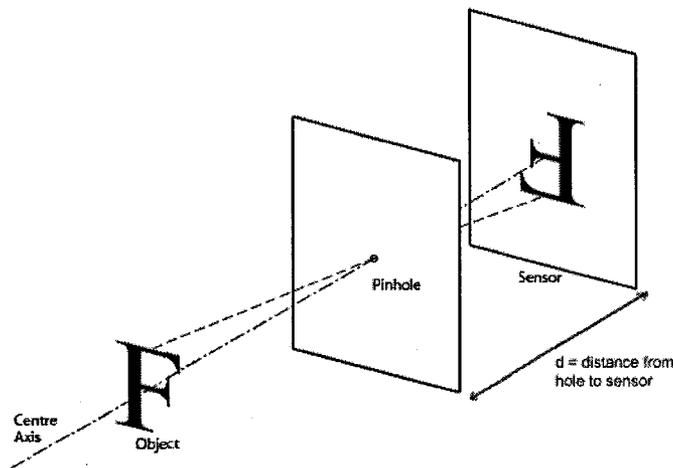


Figure 3-2 : Modèle en trou d'épingle d'une caméra.

L'origine du repère caméra coïncide avec le centre de projection. L'axe Z du repère caméra est défini perpendiculaire au plan image et coïncide en principe avec l'axe optique de l'objectif de caméra, lorsque cet axe est parfaitement perpendiculaire au plan image (mais en pratique, cela peut ne pas être le cas dû à des imperfections opto-mécaniques).

Comme il a été explicité à la section 2.3.4, si \mathbf{P} est un point avec coordonnées $P^{Damier} = [X_D, Y_D, Z_D]$ dans le repère damier montré à la Figure 3-1 et avec coordonnées $P^{camCCD} = [X_c, Y_c, Z_c]$ dans le repère caméra, alors on a

$$P^{camCCD} = R_c \times P^{Damier} + D_c, \quad (3-1)$$

En particulier, le vecteur de translation D_c est le vecteur coordonnées de l'origine du damier (\mathbf{O} sur la Figure 3-1) dans le repère caméra et la 3^e colonne de la matrice R_c correspond au vecteur unitaire normal au damier exprimé dans le repère caméra. Une fois qu'on a les coordonnées d'un point dans le repère caméra, celui-ci peut être projeté dans le plan image en utilisant les paramètres intrinsèques.

À noter que les éléments de la matrice de rotation s'écrivent de la façon suivante :

$$R_c = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix},$$

sont parfois exprimés en terme d'angles d'Euler, p.ex. sous la forme

$$\begin{aligned} m_{11} &= \cos \varphi \cdot \cos \kappa \\ m_{12} &= \sin \omega \cdot \sin \varphi \cdot \cos \kappa - \cos \omega \cdot \sin \kappa \\ m_{13} &= \cos \omega \cdot \sin \varphi \cdot \cos \kappa + \sin \omega \cdot \sin \kappa \\ m_{21} &= \cos \varphi \cdot \cos \kappa \\ m_{22} &= \sin \omega \cdot \sin \varphi \cdot \sin \kappa + \cos \omega \cdot \cos \kappa \\ m_{23} &= \cos \omega \cdot \sin \varphi \cdot \sin \kappa - \sin \omega \cdot \cos \kappa \\ m_{31} &= -\sin \varphi \\ m_{32} &= \sin \omega \cdot \cos \varphi \\ m_{33} &= \cos \omega \cdot \cos \varphi \end{aligned} \quad (3-2)$$

Ce dernier ensemble d'équations représente la rotation via des angles d'Euler ω , φ , et κ qui définissent une séquence de trois rotations élémentaires autour des axes x , y et z respectivement. Les rotations sont effectuées dans le sens horaire, premièrement autour de l'axe des x , ensuite l'axe des y qui est déjà tourné une fois, et finalement autour de l'axe z qui est tourné 2 fois par les 2 rotations précédentes [24]. À noter que d'autres conventions d'angles d'Euler peuvent être utilisées.

3.2.2 Modèle intrinsèque

Le modèle intrinsèque de caméra utilisé par Bouguet s'inspire de près du modèle développé par Heikkilä et Silvén [24].

Le modèle de Bouguet contient les paramètres suivants : 1) les distances focales $f_{c,1}$ et $f_{c,2}$ selon les 2 axes généralement perpendiculaires d'une image exprimés en pixels 2) le point principal cc dans l'image dont les coordonnées sont stockées dans un vecteur 2×1 , les composantes étant cc_1 et cc_2 , 3) le skew coefficient noté α_c qui définit l'angle entre les axes x et y en pixels et 4) les coefficients de distorsion de l'image (radiale et tangentielle) stockés dans un vecteur 5×1 k_c de composantes $k_{c,1}, \dots, k_{c,5}$. Ces paramètres et notations sont tirés du modèle utilisé par Bouguet.

Pour passer du repère caméra (un repère 3D) au repère image (2D) incluant les distorsions, on détermine d'abord les coordonnées du point normalisé dans le repère image par l'expression suivante :

$$\mathbf{x}_n = \begin{bmatrix} X_c / Z_c \\ Y_c / Z_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}, \quad (3-2)$$

avec X_c , Y_c et Z_c étant, comme à la sous-section précédente, les coordonnées d'un point de l'espace dans le repère caméra.

Le vecteur de distorsions est défini par l'équation suivante :

$$dx = \begin{bmatrix} 2k_{c,3}xy + k_{c,4}(r^2 + 2x^2) \\ k_{c,3}(r^2 + 2y^2) + 2k_{c,4}xy \end{bmatrix}, \quad (3-3)$$

avec $r^2 = x^2 + y^2$.

Après introduction des distorsions de la lentille, on obtient l'équation suivante pour un point de l'espace dans le repère image :

$$x_d = \begin{bmatrix} x_{d,1} \\ x_{d,2} \end{bmatrix} = (1 + k_{c,1}r^2 + k_{c,2}r^4 + k_{c,5}r^6)x_n + dx. \quad (3-4)$$

Les coordonnées du point en pixels dans le repère image après application des distorsions s'expriment comme suit (ce sont les coordonnées du point tel que vu dans l'image)

$$\begin{aligned} x_p &= f_{c,1}(x_{d,1} + \alpha_c x_{d,2}) + cc_1 \\ y_p &= f_{c,2}x_{d,2} + cc_2 \end{aligned} \quad (3-5)$$

Dans la section qui suit nous allons présenter les différentes étapes lors du calibrage des caméras CCD. Il est à noter que lorsqu'éventuellement un fluoroscope sera utilisé au lieu des caméras CCD, c'est le fluoroscope qu'il faudra calibrer. À cette fin, il faudra utiliser et/ou élaborer un modèle intrinsèque décrivant un fluoroscope, au lieu d'un modèle de caméra tel que décrit ici. Un fluoroscope est un dispositif pour lequel la formation d'image est passablement différente de celle d'une caméra CCD munie d'un objectif optique. On trouve de tels modèles pour les fluoroscopes dans la littérature [3].

3.3 Calibrage intrinsèque

On distingue deux catégories principales dans le calibrage intrinsèque des caméras vidéo. La première est le calibrage par photogrammétrie qui se sert d'un objet dont la géométrie est parfaitement connue dans l'espace 3D. L'objet permettant le calibrage est généralement constitué de deux ou trois plans perpendiculaires entre eux. La deuxième catégorie que l'on appelle calibrage par lui-même ne nécessite aucun objet lors de la procédure. Dans cette approche le calibrage s'effectue en déplaçant la caméra filmant une scène statique. En général trois images suffisent pour déterminer les paramètres intrinsèques et extrinsèques de la caméra. La littérature indique toutefois que cette technique n'est pas encore assez évoluée et ne permet pas d'obtenir de bons résultats dans tous les cas.

3.3.1 Choix de l'approche de calibrage de Bouguet

L'approche de Bouguet est une fusion des deux approches de calibrage (par photogrammétrie et par lui-même). Le calibrage se décompose selon les étapes illustrées à la Figure 3-3.

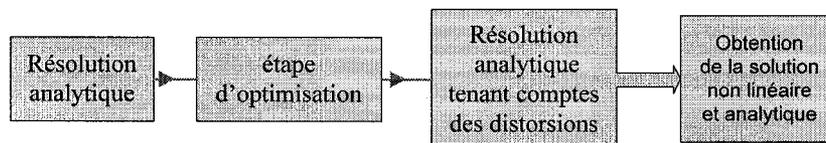


Figure 3-3 : Procédure de calibrage intrinsèque.

La première étape est la résolution analytique de la solution suivie d'une étape d'optimisation non linéaire se basant sur un critère de vraisemblance. La dernière étape est la détermination de la solution analytique et de la solution non linéaire en tenant compte des distorsions de la lentille. Pour son approche de calibrage, Bouguet s'est inspiré des travaux de Zhang [22]. La phase d'initialisation principale a été inspirée de cette approche ainsi que l'estimation initiale de l'homographie planaire. La résolution analytique des paramètres internes provenant de l'homographie est un peu différente et les coefficients de distorsion ne sont pas estimés lors de la phase initiale. L'estimation de vraisemblance finale est identique. La différence réside dans le fait que Bouguet s'est servi du modèle intrinsèque développé par Heikkilä et Silvén [24] qui inclus deux coefficients de distorsions supplémentaires qui sont les coefficients de distorsions tangentiels. L'approche développée par Bouguet est intéressante du fait de sa flexibilité, de sa robustesse et de l'interface usager facile d'utilisation qui l'accompagne. Dans cette approche le calibrage s'effectue en plaçant un objet plan dans le champ de vision de la caméra sous différents angles. Cette approche n'implique aucune contrainte sur le positionnement de l'objet mis à part le fait que ce dernier doit être dans le champ de vision de la caméra.

3.3.2 Calibrage intrinsèque des caméras CCD

La Figure 3-4 indique les différentes étapes lors de la procédure de calibrage intrinsèque de nos caméras CCD.

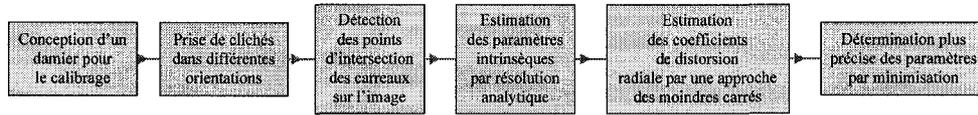


Figure 3-4 : Étapes théoriques lors de la procédure de calibrage

La conception du damier a été faite grâce au logiciel Adobe Illustrator. Le damier est ensuite imprimé à l'échelle sur papier à l'aide d'une imprimante ayant une bonne résolution (300 ppp (points par pouce), dpi (« dots per inches » en anglais)). On s'assure que la taille des carreaux du damier équivaut à leur taille théorique en se servant d'un vernier, car la qualité du calibrage en dépend. Nous réglons la focale des lentilles de nos caméras de sorte que ces dernières puissent prendre des images de bonne qualité d'un objet se trouvant à une distance de 40 cm. Cette distance correspond à la distance entre les caméras et les damiers utilisés pour le calibrage extrinsèque.

Les étapes décrivant la procédure de calibrage intrinsèque sont illustrées à la Figure 3-5. Le calibrage intrinsèque nécessite d'avoir un ensemble d'images sous différents angles prises au préalable avant la procédure de calibrage intrinsèque tel qu'indiqué à la Figure 3-6. Les meilleurs résultats de calibrage sont obtenus pour des angles proches de 45 degrés. Pour des angles supérieurs à 45 degrés il devient difficile de détecter les coins du damier à l'aide de l'outil Matlab développé par Bouguet dont le rôle est de déterminer les intersections entre les carreaux du damier.

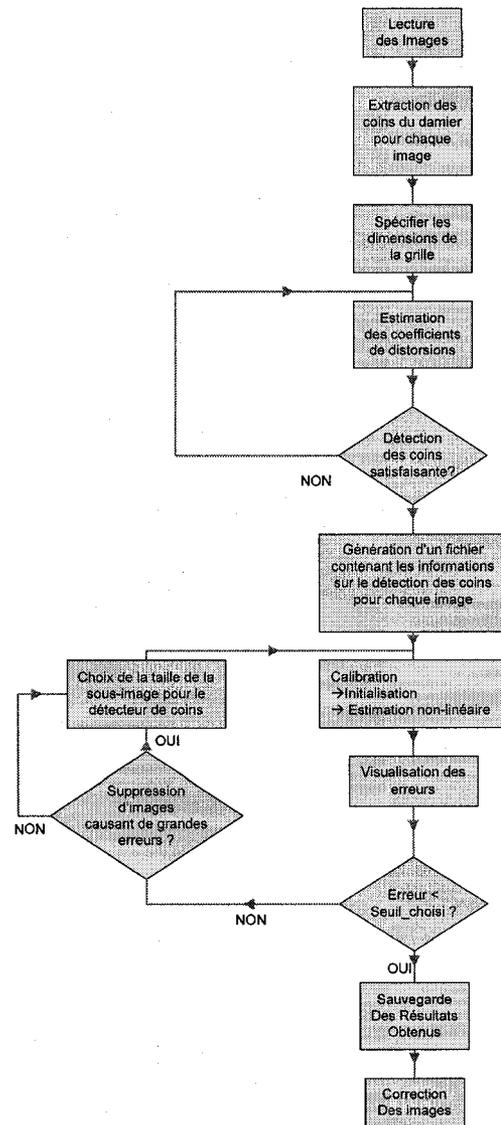


Figure 3-5 : Organigramme descriptif de la procédure de calibrage.

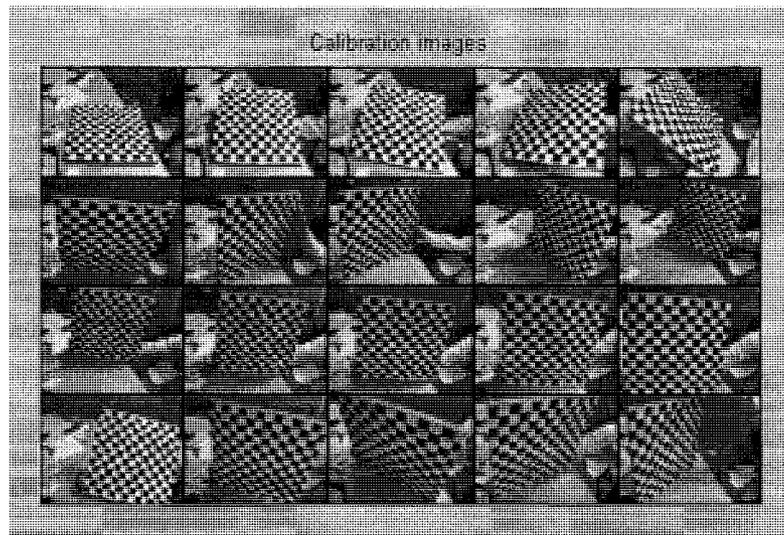


Figure 3-6 : Ensemble des images choisies pour la procédure de calibrage intrinsèque.

La première étape de la procédure consiste à cliquer sur les 4 coins du damier et à fournir la dimension des carreaux du damier au logiciel. Une fois les coins du damier détectés grâce à l'outil permettant leur détection, le logiciel de calibrage détermine les intersections entre les carreaux via un algorithme de détection. Dans le cas où la détection des coins pour chaque carreau satisfait l'utilisateur ce dernier peut procéder au traitement de la prochaine image. Si les distorsions sont trop importantes et que le programme ne détecte pas les coins des carreaux avec précision il est possible de donner une estimation de la valeur des distorsions au logiciel. On peut répéter cette étape autant de fois que nécessaire pour obtenir une détection précise des intersections entre les carreaux. Lorsque cette étape est terminée, un fichier contenant les informations obtenues lors de cette étape est généré pour permettre de reprendre la procédure à ce niveau dans le cas où le calibrage est interrompu. L'étape qui suit est le calibrage à proprement parler et se décompose en deux parties. La première, qui est une étape d'initialisation consiste à déterminer des estimés initiaux des paramètres de calibrage en se basant sur une résolution analytique sans prendre en compte les distorsions de la lentille. L'étape d'optimisation non linéaire permet de minimiser l'erreur de re-projection en se servant de tous les paramètres de calibrage intrinsèque incluant la distance focale, le point principal, les coefficients de distorsion ainsi que les 6 paramètres extrinsèques déterminés pour chaque image servant au calibrage intrinsèque. L'étape d'optimisation non-linéaire s'effectue par une méthode du gradient itérative se basant sur un calcul consistant en une analyse de la matrice Jacobienne. Une fois l'étape de

calibrage terminée le logiciel fournit les valeurs des paramètres intrinsèques ainsi que les erreurs de calibrage engendrées. Si les erreurs de calibrage sont suffisamment faibles, il est alors possible de sauvegarder les données et d'arrêter la procédure à ce niveau. Dans le cas où les erreurs résultantes de la procédure ne sont pas satisfaisantes, il est nécessaire d'effectuer la procédure une nouvelle fois. Pour minimiser les erreurs résultantes, il est nécessaire de visualiser les erreurs qu'engendre chaque image utilisée pour la procédure de calibrage. L'une des fonctions du logiciel développé par Bouguet permet de visualiser les erreurs qu'engendrent les images utilisées comme l'illustre la Figure 3-7.

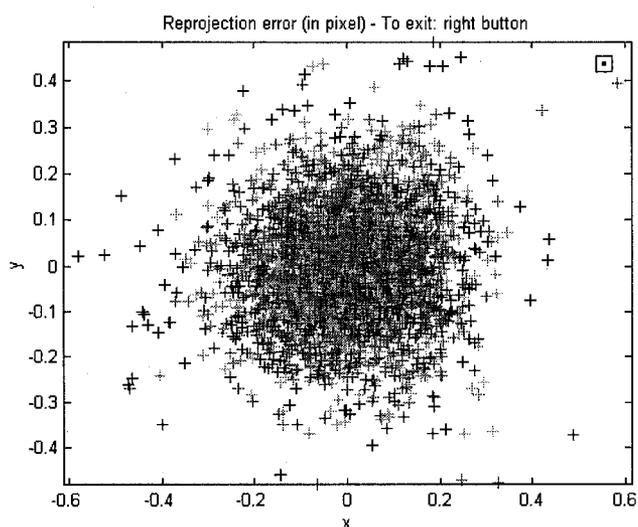


Figure 3-7 : Erreur de calibrage pour chaque image prise.

Dans le cas où certaines images engendrent des erreurs importantes, il est possible de les éliminer grâce à une fonction du logiciel. Dans ce cas, il est ensuite nécessaire de re-déterminer les coins des carreaux constituant les damiers servant pour le calibrage et de lancer la procédure de calibrage de nouveau avec le nouvel ensemble réduit d'images. Cette étape de calibrage et de détection des coins des carreaux du damier peut être effectuée autant de fois qu'il est nécessaire pour minimiser l'erreur. Une autre fonction du logiciel permet d'éliminer les distorsions sur les images utilisées pour le calibrage. Nous avons apporté une légère modification au logiciel de sorte que les données de calibrage obtenues soient enregistrées dans un fichier texte.

L'enregistrement des données permet de pouvoir les utiliser plus tard lors de l'étape de l'affichage de l'outil virtuel sur les images comme nous allons le voir au Chapitre 4 :

3.3.2.1 Caractérisation des distorsions

Les principales distorsions pour une caméra CCD sont les distorsions radiales et les distorsions tangentielles. Dans notre cas l'influence des distorsions sur l'image prise par la caméra latérale pour le calibrage extrinsèque est représentée à la Figure 3-8.

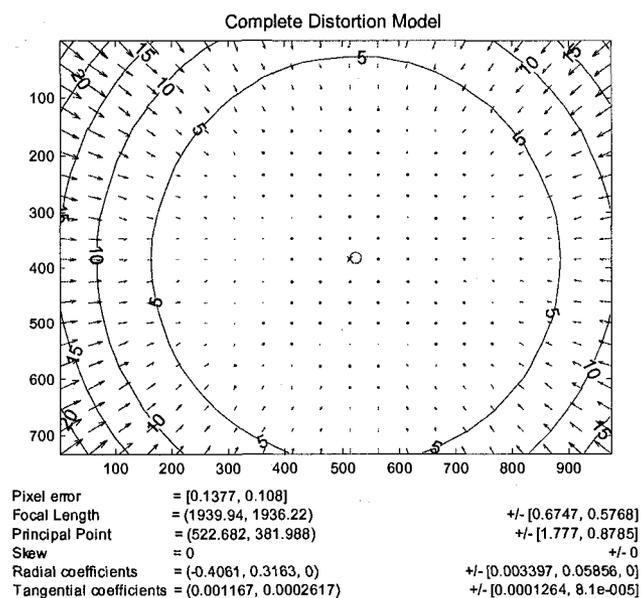


Figure 3-8 : Ensemble des distorsions obtenues pour la caméra latérale (graphique provenant du logiciel de calibrage de Bouguet)

On constate d'après la figure obtenue grâce à une fonction du logiciel de Bouguet que les distorsions sont importantes aux extrémités de l'image et s'atténuent plus on se rapproche de son centre. Dans le cas de nos caméras CCD, les distorsions apparaissant sur les images ont l'effet des distorsions en croissant comme l'illustre la Figure 3-9.

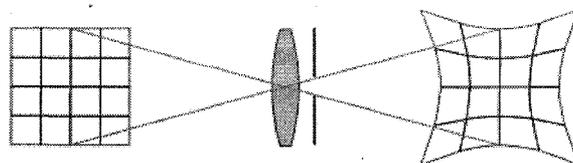


Figure 3-9 : Effet des distorsions en croissant sur l'image d'une grille

Les coefficients de distorsions obtenus nous montrent que les distorsions tangentielles sont nettement plus petites que les coefficients de distorsions radiales. Les distorsions obtenues pour l'objectif choisi pour les caméras CCD (objectif Computar T3Z3510CS) sont néanmoins très faibles.

3.3.2.2 Distorsions tangentielles

Le déplacement des points images dans la direction perpendiculaire aux lignes radiales est appelé distorsion tangentielle. La Figure 3-10 donne un exemple où un point image est déplacé de la position B' à B'' à cause d'une distorsion tangentielle avec H_1 et H_2 : les centres perspectifs des rayons incidents et des rayons émergents respectivement.

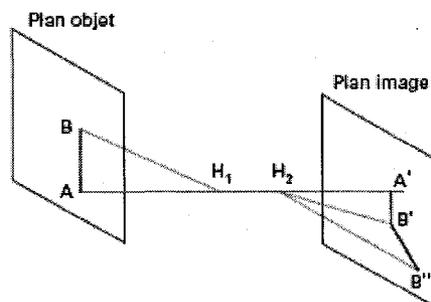


Figure 3-10 : Illustration d'une distorsion tangentielle.

Les distorsions tangentielles sont en général beaucoup moins importantes que les distorsions radiales et elles sont fréquemment négligées. Les distorsions tangentielles pour nos caméras sont données à la Figure 3-11.

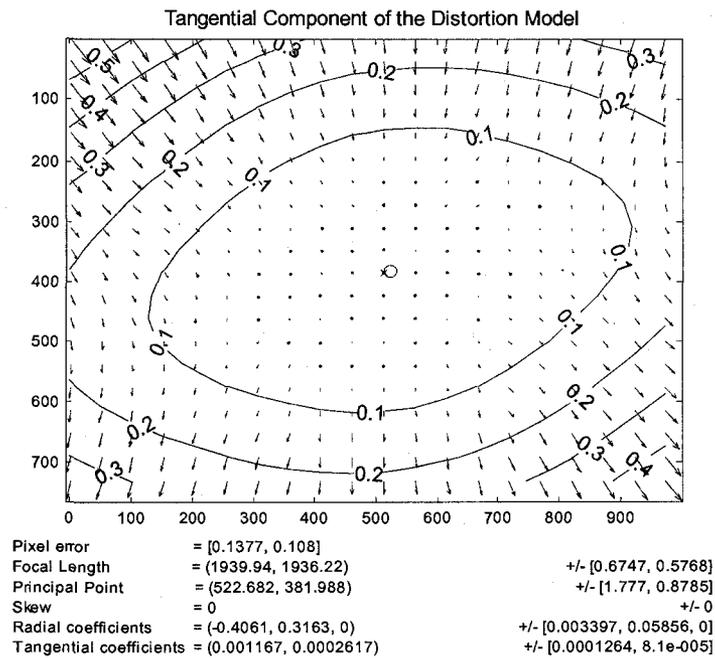


Figure 3-11 : Distorsions tangentielles pour la caméra latérale (graphique provenant du logiciel de calibrage de Bouguet).

Les coefficients de distorsions tangentiels obtenus sont de 0,001167 et 0,0002617 pour notre caméra latérale (caméra servant à prendre un cliché du damier perpendiculaire au sol) et on remarque que leurs amplitudes sont nettement plus petites que celles des coefficients de distorsions radiales présentées à la section suivante. Les distorsions tangentiels peuvent être négligées par rapport aux distorsions radiales sans réelles conséquences sur la précision de modélisation de la caméra.

3.3.2.3 Distorsions radiales

Comme l'indique la Figure 3-12, la distorsion radiale est définie comme étant le décalage de l'image théorique (point B') et de l'image vraie (point B''). Elle est mesurée en grandeur et en signe par le segment B'B''.

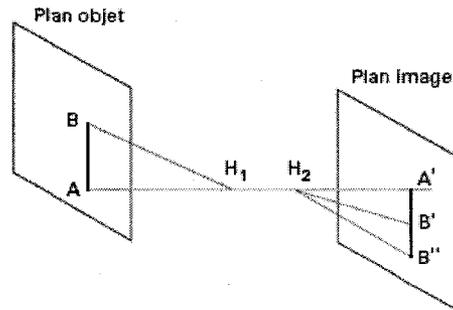


Figure 3-12 : Illustration d'une distorsion radiale.

En présence de distorsions radiales, l'image d'un carré centré sur l'axe optique n'est plus un carré mais une forme en croissant ou en barillet comme l'indique la Figure 3-13.

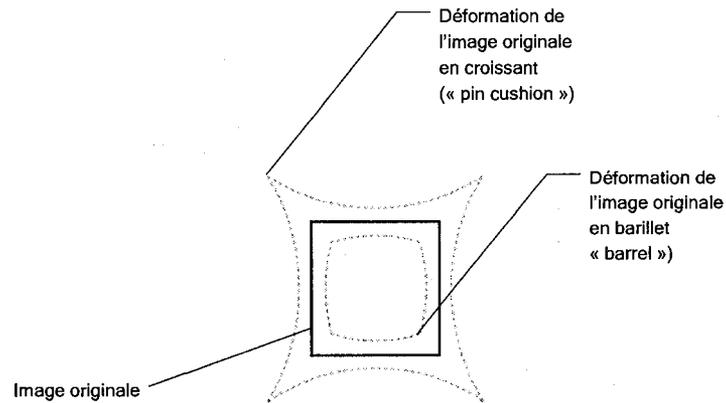


Figure 3-13 : Influence des distorsions radiales sur l'image.

La Figure 3-14 donne les distorsions radiales pour la caméra latérale de notre système (les distorsions pour la caméra AP sont similaires). Les coefficients de distorsions radiales ont pour valeur -0,4061 et 0,3163 et on constate qu'elles sont nettement plus élevées que les distorsions tangentielles. On constate d'après la Figure 3-14 que les distorsions tendent à déformer l'image originale en croissant.

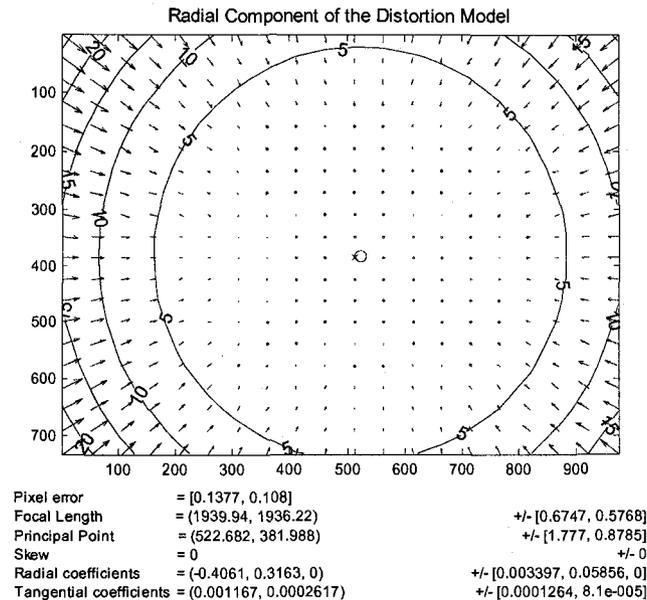


Figure 3-14 : Distorsions radiales pour la caméra latérale (graphique provenant du logiciel de calibrage de Bouguet).

Nous allons maintenant faire un test pour voir si le modèle de la caméra déterminé après l'étape de calibrage compense les distorsions de façon uniforme pour tous les points de l'image. Pour effectuer ce test, on choisit un point se trouvant au centre de l'image auquel on ajoute volontairement une erreur dans l'espace métrique afin de voir l'erreur produite en pixels dans le repère image. Le point choisi a pour coordonnées (50 mm, 110 mm, 0 mm) (coordonnées idéales). Nous supposons une erreur de 1 mm dans les trois directions soit : (51 mm, 111 mm, 1 mm). Pour les coordonnées idéales on obtient, dans le repère image, des coordonnées de : 360 pixels pour les lignes et 519 pixels pour les colonnes (à l'aide de la fonction `projectpoint3d` ; fonction développée par Bouguet [22] servant à donner les coordonnées en pixel dans le repère image pour un point défini dans le repère absolu). Pour les coordonnées avec erreur, ses coordonnées dans le repère image sont : 364 pixels pour les lignes et 524 pixels pour les colonnes. On a donc une différence de 4 pixels sur les lignes et 5 pixels sur les colonnes ce qui nous donne 6 pixels de différence dans le repère image. Les résultats obtenus pour les 4 autres points se trouvant aux extrémités du damier donnent des résultats avec une différence de 1 à 2 pixels. Cependant, l'erreur la plus importante n'est pas forcément obtenue pour un emplacement de l'image où les distorsions sont les plus importantes. Ce test prouve que le modèle de la caméra ne compense pas les distorsions de façon uniforme et que la compensation des

distorsions est indépendante de leur amplitude. Ce test démontre également que l'erreur obtenue dans le repère image pour un point du repère damier va différer de l'erreur obtenue pour d'autres points du repère damier en fonction de son emplacement, même si l'erreur est la même au niveau du repère damier.

Chapitre 4 : Implantation du prototype

4.1 Description de l'interface graphique

L'interface graphique sert à contrôler et à opérer notre prototype constitué de deux caméras CCD, de grilles servant au calibrage extrinsèque, d'une caméra de positionnement 3D et des différents marqueurs. Le fonctionnement du prototype implique les mêmes étapes qu'un système de fluoroscopie virtuel fonctionnant selon notre approche. Le fonctionnement du prototype consiste à prendre des clichés des damiers servant au calibrage extrinsèque, à effectuer la procédure de calibrage extrinsèque et à utiliser l'ensemble des données obtenues grâce au calibrages intrinsèque et extrinsèque ainsi que les mesures prises à l'aide de la caméra de positionnement 3D pour déterminer les coordonnées de la pointe du marqueur rectiligne sur les images prises. Le prototype permet de donner une idée très précise sur notre approche et permet d'anticiper sur les failles d'un système réel de fluoroscopie virtuelle basé sur le principe que nous proposons. Pour le système réel, la procédure consiste à effectuer le calibrage intrinsèque au préalable avant l'opération et à sauvegarder les données pour être réutilisées au cours de l'opération chirurgicale. Les grilles de calibrage fixées près de l'anatomie du patient serviront à déterminer les paramètres extrinsèques du fluoroscope. Le prototype développé fonctionne d'une façon tout à fait similaire. On effectue le calibrage intrinsèque des caméras CCD et on sauvegarde les données dans des fichiers. On place les deux caméras près des grilles de référence et on prend des clichés des damiers (fixés à ces dernières) qui vont servir à effectuer le calibrage extrinsèque des caméras CCD. La procédure de calibrage extrinsèque est enclenchée à partir de l'interface graphique que nous avons développée sur LabView (l'interface LabView permet de Contrôler notre prototype). Lorsque le calibrage extrinsèque est terminé il nous est possible d'activer la caméra de positionnement 3D à partir de l'interface de contrôle et d'obtenir sur la même image le déplacement en temps réel du marqueur rectiligne ainsi que le point virtuel correspondant à sa pointe.

4.1.1 Entrées/Sorties de l'interface graphique

La Figure 4-1 nous donne les entrées/sorties lors des différentes phases de fonctionnement de notre prototype.

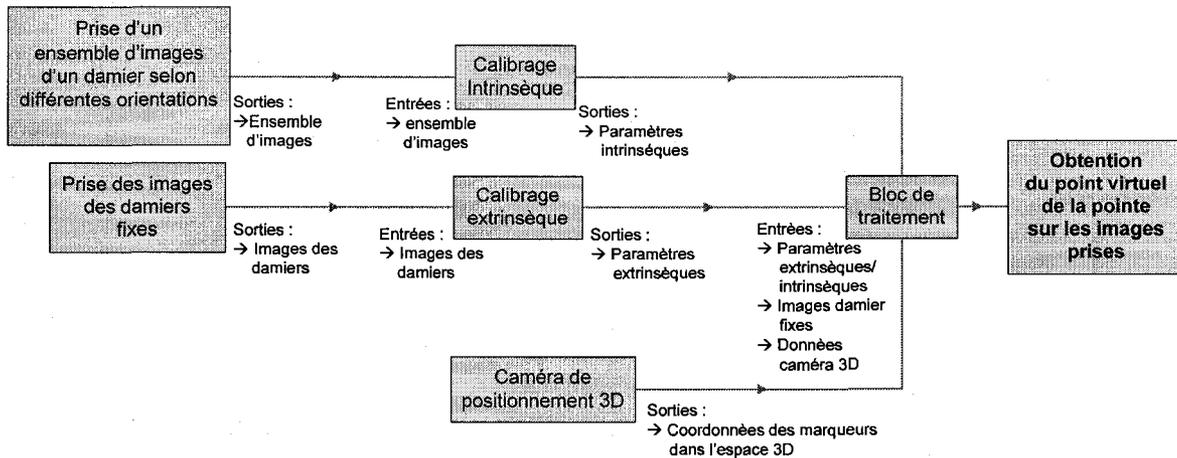


Figure 4-1 : Entrées et sorties de l'interface graphique.

Le schéma de la Figure 4-1 montre les quatre phases principales avec leurs entrées/sorties nécessaires pour l'affichage de l'outil virtuel sur les images. La première étape de la première phase est la prise d'images d'un damier selon différentes orientations. Elle a pour sortie les clichés des damiers servant au calibrage intrinsèques des caméras CCD. La seconde étape de la première phase est le calibrage intrinsèque des caméras CCD. Elle a pour entrées les images prises lors de la première étape et pour sortie les paramètres intrinsèques. La seconde phase est le calibrage extrinsèque des caméras CCD. Elle a pour entrées les images prises des damiers collés aux grilles de référence avec les caméras CCD fixés relativement à ces dernières ainsi que les paramètres intrinsèques. Elle a pour sorties les paramètres extrinsèques des deux caméras CCD relativement aux damiers fixés aux grilles de référence. La troisième phase est l'activation de la caméra de positionnement 3D. Elle a pour sortie les coordonnées des différents marqueurs dans l'espace 3D. La quatrième phase est le bloc de traitement qui permet de déterminer les coordonnées du point virtuel correspondant à la pointe du marqueur rectiligne dans le repère image des caméras CCD. Ses entrées sont : les paramètres intrinsèques, les paramètres extrinsèques, les images des damiers (lorsque les caméras sont fixés relativement à ces derniers)

et les coordonnées dans l'espace des marqueurs associées aux éléments du prototype (fournis par la caméra de positionnement 3D). Ses sorties sont : les coordonnées du point virtuel correspondant à la pointe du marqueur rectiligne sur les images des damiers (qui ont servis au calibrage extrinsèque des caméras CCD).

4.1.2 Fonctionnement de l'interface graphique

L'interface graphique permet de contrôler le prototype qui simule le système de fluoroscopie virtuelle futur et permet l'affichage d'un instrument virtuel sur les images prises par les caméras CCD. L'interface graphique est programmée sur LabView et nous permet de contrôler le système composé des deux caméras CCD et de la caméra de positionnement 3D. La Figure 4-2 montre l'interface graphique.



Figure 4-2 : Interface graphique développée sur LabView.

L'interface permet en premier lieu d'obtenir les clichés initiaux des grilles de calibrage qui vont servir pour le calibrage extrinsèque grâce à une fonction permettant de faire fonctionner les caméras CCD (le bouton prise image de l'interface) et de sauvegarder les images prises par ces dernières (le bouton acquisition de l'interface). Les clichés sont stockés en mémoire et sont nommés en fonction de la caméra ayant servi à prendre l'image du damier. La seconde étape est le calibrage extrinsèque des caméras CCD. Pour cela, une commande de l'interface permet de faire appel à l'interface de Bouguet (le bouton `calibrage_cam_AP` de l'interface graphique pour calibrer la caméra AP et `calibrage_cam_Latérale` pour calibrer la caméra latérale. L'interface de Bouguet a été modifiée de façon à s'adapter à nos besoins. Les données obtenues lors du calibrage intrinsèque et stockées dans un fichier au préalable sont chargées au cours de cette étape grâce à la commande `load` de l'interface de Bouguet. Lorsque le bouton calibrage extrinsèque est activé, l'image prise lors de la première étape est utilisée pour la procédure de calibrage extrinsèque. Une fois le calibrage extrinsèque effectué les données sont enregistrées dans un fichier texte et stockées en mémoire. La dernière étape s'effectue en appuyant sur le bouton caméra 3D. Cette fonction permet d'activer la caméra de positionnement 3D et permet l'affichage du point virtuel correspondant à la pointe de l'outil du chirurgien sur les images prises par les caméras CCD. Lorsque la caméra de positionnement 3D est activée, les transformations entre les repères liés aux marqueurs par rapport au repère caméra 3D sont déterminées. Les données déterminées par la caméra de positionnement 3D ainsi que données relatives au calibrage intrinsèque et extrinsèque des caméras CCD (stockés dans des fichiers sur le disque dur) sont fournis au bloc de traitement (créé sur LabView) et grâce à l'équation (3-5) les coordonnées de la pointe du marqueur rectiligne sont déterminées dans le repère image des caméras. Connaissant les coordonnées de la pointe du marqueur rectiligne dans le repère image, il est alors possible d'afficher le point virtuel correspondant à la pointe du marqueur rectiligne sur les images prises par les caméras CCD.

4.2 Calibrage extrinsèque

Les étapes lors de la procédure de calibrage extrinsèque sont décrites à la Figure 4-3.

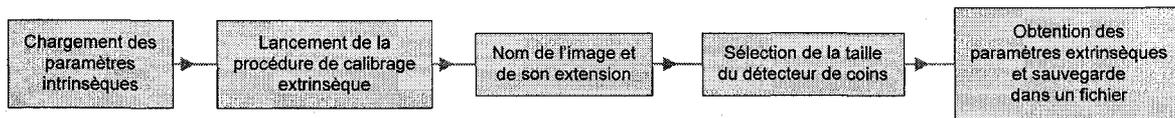


Figure 4-3 : Procédure de calibrage extrinsèque.

La première étape du calibrage extrinsèque consiste à charger à partir d'un fichier les paramètres intrinsèques obtenus précédemment. Ensuite, une commande de l'interface permet d'initialiser la procédure de calibrage extrinsèque. L'appel de l'interface de Bouguet pour effectuer le calibrage extrinsèque se fait à partir d'une commande de notre interface LabView. Dans l'interface LabView, on peut spécifier laquelle des deux caméras on désire calibrer. Nos modifications du logiciel de Bouguet permettent à celui-ci de charger l'image utilisée pour le calibrage extrinsèque de la caméra automatiquement sans intervention de l'utilisateur. Ces modifications facilitent l'utilisation de notre interface pour un utilisateur peu expérimenté et réduisent également le nombre d'étapes lors de la procédure de calibrage extrinsèque. Dans la version non modifiée de l'interface de Bouguet, l'utilisateur doit spécifier le nom du fichier d'image, son extension ainsi que la taille des carreaux constituant le damier. Dans la version modifiée tous ces paramètres sont définis dans le code Matlab relatif à l'interface de calibrage. À la section suivante nous étudions les différentes sources d'erreurs ainsi que leur influence sur la précision de notre système lors de la procédure d'affichage de l'outil virtuel sur les images.

4.3 Analyse des erreurs

Les tests sur la précision de notre système expérimental ont pour objectif de détecter les différentes sources d'erreur ainsi que leur impact sur l'erreur globale lors de l'affichage de l'instrument virtuel sur les images. L'erreur globale provient de deux sources principales qui sont les erreurs provenant des caméras CCD et l'erreur provenant de la caméra de positionnement 3D. Pour ce qui est de l'erreur due à la caméra de positionnement 3D, il est nécessaire de déterminer son impact sur la précision d'affichage de l'instrument virtuel sur les images. L'erreur lors de la mesure de la position des marqueurs peut être due à une dégradation de la précision de mesure de

la caméra de positionnement 3D au cours du temps. Les tests sur la caméra de positionnement 3D visent en partie à vérifier si l'erreur de mesure des marqueurs est inférieure à 0,35 mm comme cela est spécifié par le fabricant NDI. À cette fin, nous utilisons le marqueur vertical et/ou horizontal (dont les dimensions sont parfaitement connues) comme étalon pour vérifier la précision de la caméra 3D. Pour notre prototype nous nous servons du marqueur rectiligne comme substitut à l'instrument du chirurgien. La distance entre son repère d'origine et sa pointe est donnée dans la documentation fournie par NDI. La transformation entre les repères damiers et les repères marqueur (horizontal et vertical) est connue théoriquement grâce aux stries usinées sur les grilles de calibrage. Ces stries forment un maillage dont les segments sont de dimensions bien connues. La transformation entre les deux repères est connue du fait que le damier servant au calibrage extrinsèque est positionné de façon précise grâce aux stries. La distance entre l'origine de ces deux repères sur l'axe Z est connue avec moins de précision. Elle est déterminée à partir des plans décrivant les dimensions des poteaux de support servant à fixer les billes des marqueurs fournis par NDI. Cela peut s'avérer être une source d'erreur non négligeable lors de la procédure d'affichage de l'instrument virtuel sur les images. La seconde erreur principale provient des caméras CCD. Les tests de précision effectués visent à déterminer l'impact des erreurs provenant des caméras CCD sur la précision d'affichage de l'instrument virtuel sur les images. Cette partie du travail permet de déterminer l'ordre de grandeur de ces erreurs ainsi que les moyens à mettre en œuvre pour les réduire. Un organigramme présentant les différentes sources d'erreurs est présenté à la figure Figure 4-4.

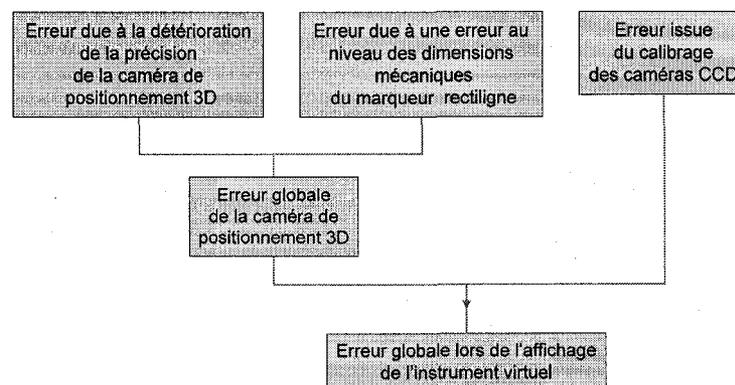


Figure 4-4 : Erreurs influençant la précision d'affichage de l'instrument virtuel.

4.3.1 Relation entre erreur dans l'espace métrique et erreur dans le repère image

Dans cette section nous cherchons à déterminer la relation entre l'erreur dans l'espace métrique (repère damier) et l'erreur dans le repère image. Pour cela on utilise la fonction développée par Bouguet projectpoint3. Cette fonction englobe les équations dépendant des paramètres extrinsèques et intrinsèques et permet le passage du repère damier au repère image. Le premier test consiste à choisir un point à l'origine du repère damier ayant une erreur de 1 mm dans les trois directions. On obtient les coordonnées de ce point avec erreur en pixel dans le repère image de (148 pixels, 31 pixels). Le même point ne présentant aucune erreur dans le repère damier donne des coordonnées de (144 pixels, 28 pixels) dans le repère image. On constate qu'un décalage dans le repère damier de 1,73 mm dans l'espace engendre une erreur de 5 pixels dans le repère image.

4.3.1.1 Variation du facteur entre espace métrique et repère image

Cette section vise à déterminer si ce facteur entre l'erreur dans le repère damier et l'erreur dans le repère image varie de façon linéaire. Pour cela nous prenons le point correspondant à l'origine du repère damier et nous augmentons son erreur par paliers de 1 mm dans les trois directions. Le point 1 sans erreur a pour coordonnées dans le repère damier (0 mm, 0 mm, 0 mm), le point 1 (P_1) avec une première erreur a pour coordonnées (1 mm, 1 mm, 1 mm) et enfin le point 1 avec une seconde erreur a pour coordonnées (2 mm, 2 mm, 2 mm). Les résultats obtenus démontrent que pour chaque mm d'erreur dans le repère damier nous avons 3 pixels d'erreur sur l'image pour un point se situant à l'origine du repère damier. On constate que l'évolution de l'erreur en pixel en fonction de l'erreur dans le repère damier est linéaire. On veut savoir maintenant si ce facteur est le même pour tous les points au niveau du damier.

4.3.2 Erreur globale

Pour nos premiers tests nous cherchons à quantifier l'erreur globale du système et pour cela nous nous servons du marqueur rectiligne fourni par la compagnie NDI. La détermination de l'erreur globale se fait en plaçant le marqueur rectiligne de sorte que sa pointe s'appuie précisément sur des emplacements spécifiques du damier (voir Figure 4-5).

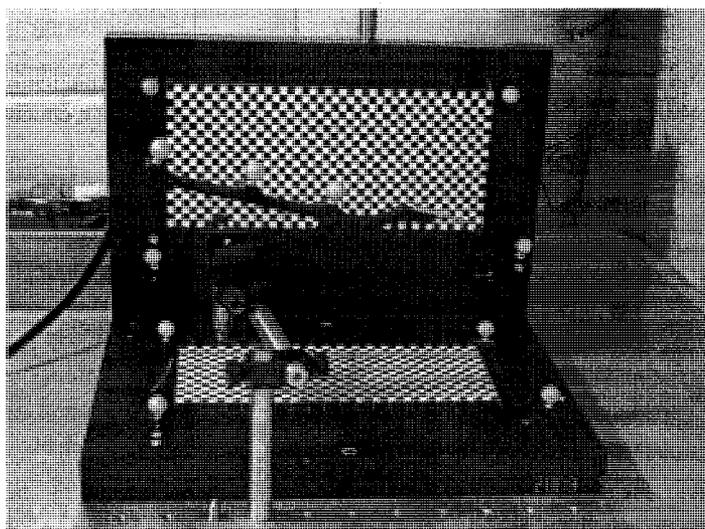


Figure 4-5 : Pointe du marqueur rectiligne accotée à un emplacement choisi du damier.

Les emplacements choisis correspondent aux quatre extrémités du damier. Les tests s'effectuent pour une seule des caméras CCD (la caméra latérale) et les résultats sont placés dans un tableau. Les tests effectués dans cette section permettent de comparer les résultats obtenus avec les données théoriques. Le premier test vise à comparer les coordonnées idéales de la pointe du marqueur dans le repère damier avec les coordonnées réelles. Les coordonnées de la pointe du marqueur rectiligne dans le repère damier sont déterminées à partir de ses coordonnées dans le repère marqueur vertical (déterminées par la caméra de positionnement 3D) et de la transformation entre repère damier et repère marqueur vertical. À cette étape, les erreurs sont dues aux transformations entre repères et à la précision de mesure de la caméra de positionnement 3D. Le second test vise à comparer les coordonnées idéales de la pointe du marqueur dans le repère image avec les coordonnées réelles. Les coordonnées idéales et mesurées de la pointe du marqueur rectiligne dans le repère image sont déterminées en

appliquant la fonction Matlab Projectpoint3 développée par Bouguet [22] (Projectpoint3 : permet de déterminer les coordonnées dans le repère image d'un point défini dans le repère absolu damier en utilisant les paramètres intrinsèques/extrinsèques de la caméra CCD) aux coordonnées de la pointe déterminées précédemment dans le repère damier. A ce niveau les erreurs proviennent de la caméra de positionnement 3D et des caméras CCD.

4.3.2.1 Résultats sur la quantification de l'erreur globale

Pour effectuer ce test nous avons choisi 4 points qui correspondent aux 4 extrémités du damier. À l'aide de la caméra de positionnement 3D nous avons cherché à déterminer les coordonnées de ces points dans le repère damier. Les erreurs éventuelles lors de cette étape vont influencer sur la précision de l'affichage de l'instrument virtuel. Les résultats obtenus lors de cette étape sont donnés au Tableau 1 :

Tableau 1 : Valeurs mesurées et théoriques dans le repère damier.

Points		Position 1	Position 2	Position 3	Position 4
Valeur théorique du point dans le repère damier	X (mm)	0	0	90	90
	Y (mm)	0	210	210	0
	Z (mm)	0	0	0	0
Valeur mesurée dans le repère damier (en mm)	X (mm)	-1.69392	-0.878361	89.0596	89.4177
	Y (mm)	-0.599674	209.934	209.947	0.300674
	Z (mm)	0.91816	0.762145	1.17204	0.885231
Erreur relative au point dans le repère damier (différence entre valeurs théoriques et celles mesurées par la caméra 3D)	X (mm)	1.69392	-0.878361	0.9404	0.5823
	Y (mm)	0.599674	0.066	0.053	0.300674
	Z (mm)	0.91816	0.762145	1.17124	0.885231
	ΔD (mm)	2.0179	1.1648	1.5030	0.8852

On constate à partir des résultats obtenus que l'erreur dans la détection de la pointe relativement au repère damier par la caméra de positionnement 3D est relativement importante. Elle est de 2,0179 mm pour le premier point, 1,648 mm pour le second point, 1,030 mm pour le troisième point et enfin 0,8852 mm pour le quatrième point. A ce niveau les erreurs résultent des mesures prises par la caméra de positionnement 3D. Les sources d'erreurs ici peuvent être dues à une détérioration de la précision de la caméra de positionnement 3D, à un positionnement inadéquat du marqueur rectiligne relativement à la caméra de positionnement 3D, ou à une erreur

d'estimation de la transformation entre le repère marqueur horizontal et le repère damier horizontal. Nous avons constaté lors de ce test que la détection du marqueur est meilleure lorsque la perpendiculaire au plan ou à l'axe (selon le marqueur) formé par les billes du marqueur est parallèle ou presque à l'axe Z de la caméra de positionnement 3D.

Les coordonnées idéales et mesurées de la pointe du marqueur rectiligne dans le repère image sont données au Tableau 2 :

Tableau 2 : Coordonnées idéales et mesurées de la pointe du marqueur rectiligne dans le repère image.

Points :		Position 1	Position 2	Position 3	Position 4
Coordonnées théoriques du point dans le repère image (en pixels)	Ligne (pixels)	87	76	474	485
	Col (pixels)	27	957	991	57
Coordonnées mesurée du point dans le repère image (application de Projectpoint3 aux coordonnées mesurées du point dans le repère damier)	Ligne (pixels)	81	72	470	483
	Col (pixels)	26	957	992	59
Erreur en pixel du point dans le repère image	Ligne (pixels)	6	4	4	2
	Col (pixels)	1	0	1	2

Les erreurs pour ces 4 points dans le repère image sont de 6 pixels pour le premier point et de 4 pixels pour le point 2 et 3 et 4. À ce niveau les erreurs ont pour source les mesures prises par la caméra de positionnement 3D et les caméras CCD. Ce test permet de mettre en évidence le fait que les erreurs de mesure relatives à la caméra de positionnement 3D ont une incidence importante sur les erreurs de position dans le repère image. Les tests qui suivent vont permettre de différencier les erreurs dues au calibrage de celles qui proviennent de la caméra de positionnement 3D afin de déterminer la source d'erreur la plus importante. Les erreurs obtenues à ce stade sont des erreurs globales.

4.3.2.2 Sources d'erreurs relatives à la caméra de positionnement 3D

Les erreurs provenant de la caméra de positionnement 3D sont issues de deux sources principales qui sont : la précision de la caméra de positionnement 3D et les erreurs dues à une

différence entre les dimensions théoriques et réelles de la forme d'un marqueur. La partie qui suit concerne la précision de mesure de la caméra de positionnement 3D et la seconde partie concerne la précision du marqueur rectiligne.

4.3.2.2.1 Précision de la caméra de positionnement 3D

Ici, nous vérifions la précision de la caméra de positionnement 3D grâce à notre marqueur horizontal. Le marqueur horizontal (de même que le vertical) a été conçu avec le logiciel SolidWorks et a été usiné de façon très précise. À cette fin, nous effectuons une série de mesures composée de 1000 échantillons dont nous calculerons la valeur moyenne. Les points théoriques dans le repère marqueur horizontal ont pour valeurs A(110, 260, 0), B(120,0,0), C(0, 240, 0) et D(0, 0, 0). La caméra de positionnement 3D fournit les coordonnées suivantes : A(120.19, -0.03, -0.03), B(110.06;260.04;0.03), C(-0.09;0.04;0.02), D(-0.06;239.91;-0.03). On trouve une erreur de : 0,1947 mm pour le point A, 0,0781 mm pour le point B, 0,1005 mm pour le point C ;, et enfin de 0,1122 mm pour le point D. On constate que l'erreur pour chacun des points du marqueur est inférieure à l'erreur théorique fournie par NDI qui est de 0,35 mm. La précision de mesure de notre caméra est donc satisfaisante.

4.3.2.2.2 Erreur due au marqueur rectiligne

Il est également possible qu'il y'ait une légère différence entre les dimensions réelles du marqueur et ses dimensions théoriques. Pour vérifier cela nous procédons à une mesure à l'aide d'un vernier numérique. Celle-ci nous donne une distance de 89,08 mm entre l'origine et l'extrémité de la pointe du marqueur rectiligne, alors que théoriquement selon les spécifications fournies cette distance devrait être de 88 mm. Nous avons un décalage de 1,08 mm avec la distance théorique entre la pointe du marqueur et son origine. Une seconde vérification concerne la distance entre l'origine du repère damier horizontal et l'origine du repère marqueur horizontal le long de l'axe Z. La distance théorique entre l'origine du repère grilles de référence et le repère damier est de : 8.13 mm. Dorénavant, nous allons tenir compte des valeurs mesurées et effectuer des tests nous permettant de déterminer les coordonnées de la pointe du marqueur dans le repère image connaissant ses coordonnées dans le repère damier. En tenant compte des distances expérimentales on trouve des coordonnées d'un point se trouvant à l'origine du repère damier

dans le repère marqueur horizontal de : (4,24 mm ; 14,46 mm ; -8,32 mm) alors que pour une distance théorique de 88 mm on trouve les coordonnées du point de : (3,30 mm ; 14,40 mm ; -7,21 mm). Les données trouvées avec une distance de 89,09 mm sont plus proches des coordonnées réelles qui serait de (5 mm; 15 mm; -8.134 mm). L'obtention des coordonnées d'un point à l'aide de la caméra de positionnement 3D avec précision exige une caractérisation précise des transformations entre les différents repères. Une caractérisation peu précise des distances entre les différents repères peut avoir des conséquences importantes sur l'erreur d'affichage de la pointe du marqueur.

4.3.3 Erreur provenant de la caméra CCD

4.3.3.1 Quantification des erreurs dues à la caméra CCD

La méthode permettant de déterminer les erreurs dues à la caméra CCD est la suivante : on choisit deux points du damier dont on connaît les coordonnées dans le repère damier et on détermine leurs coordonnées dans le repère image. A partir de leurs coordonnées dans le repère image on détermine leurs coordonnées dans le repère damier en effectuant un calibrage inverse et on les compare avec leurs valeurs théoriques. Le schéma de principe de ce système est illustré sur la Figure 4-6.

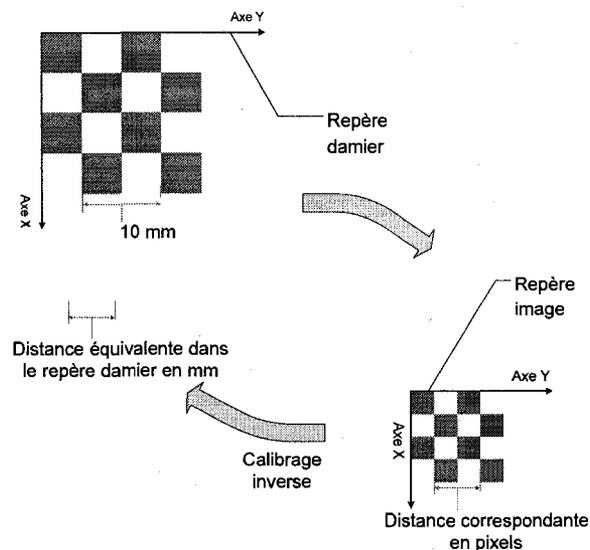


Figure 4-6 : Détermination de l'erreur de calibrage.

On choisit le point 1 correspondant à l'origine du repère damier et le second point correspondant à l'extrémité du damier dont les coordonnées sont : (0 mm ; 210 mm ; 0 mm) dans le repère damier. On détermine ensuite les coordonnées de ces deux points dans le repère image grâce à la fonction `projectpoint3` et on obtient : (39 pixels ; 138 pixels) pour le point 1 et (969 pixels ; 129 pixels) pour le point 2. À présent nous allons déterminer les coordonnées de ces deux points dans le repère damier en se servant des paramètres intrinsèques et extrinsèques de la caméra CCD. L'équation nous permettant de déterminer les coordonnées normalisées de ces points à partir de leurs coordonnées dans le repère image en pixel est l'équation (3.6) :

On détermine ensuite les coordonnées normalisées du point x et y sans distorsions grâce à l'équation (3.5).

Il reste à déterminer les coordonnées du point dans le repère caméra. Le repère image étant un repère en deux dimensions et le repère caméra étant en trois dimensions nous nous retrouvons avec 2 équations et trois inconnues. On détermine les coordonnées X_c et Y_c en fonction de la coordonnée Z_c dans le repère caméra. L'équation est la suivante :

$$\begin{aligned} X_c &= x.Z_c \\ Y_c &= y.Z_c \end{aligned} \quad (4-1)$$

La dernière équation qui est l'équation de calibrage extrinsèque (3.1) permet de déterminer les coordonnées du point dans le repère damier.

Le développement de l'équation (3.1) donne :

$$\begin{aligned} X_c &= Rc_{11}.X + Rc_{12}.Y + Rc_{13}.Z + T_{c1} \\ Y_c &= Rc_{21}.X + Rc_{22}.Y + Rc_{23}.Z + T_{c2} \\ Z_c &= Rc_{31}.X + Rc_{32}.Y + Rc_{33}.Z + T_{c3} \end{aligned} \quad (4-2)$$

Nous savons que les points que nous voulons déterminer se trouvent dans le plan du repère damier ce qui implique la contrainte $Z = 0$. En se servant de cette contrainte et en remplaçant X_c et Y_c par leurs valeurs déterminées précédemment on aboutit à

$$\begin{aligned} Z_c &= \frac{1}{x} \cdot (Rc_{11} \cdot X + Rc_{12} \cdot Y + T_{c1}) \\ Z_c &= \frac{1}{y} \cdot (Rc_{21} \cdot X + Rc_{22} \cdot Y + T_{c2}) \\ Z_c &= Rc_{31} \cdot X + Rc_{32} \cdot Y + T_{c3} \end{aligned} \quad (4-3)$$

Comme x et y ont été déterminés précédemment nous sommes en possession de 3 équations et 3 inconnues ce qui permet leur résolution. On obtient que l'erreur qu'engendrent les caméras CCD est de 0,047 mm dans le repère damier pour les deux points. On constate que l'erreur provenant des caméras CCD est très faible comparativement à l'erreur provenant de la caméra de positionnement 3D. Nos tests sur la caméra de positionnement 3D nous ont donné une erreur de l'ordre de 1.1803 mm³ pour un point se trouvant au niveau de l'origine du repère damier (Section 4.3.2.2.2). Nous avons vu précédemment qu'une erreur d'un millimètre dans le repère damier engendre une erreur de 3 pixels dans le repère image. Une erreur de 1.1803 mm engendre une erreur de 4 pixels au niveau de l'image ce qui est relativement important. L'erreur provenant de la caméra CCD est nettement moins importante et est de l'ordre de 0,0479 mm. L'erreur provenant de la caméra de positionnement 3D est 24 fois plus grande que l'erreur provenant de la caméra CCD. Ce test permet de voir que la principale source d'erreur de notre prototype est la caméra de positionnement 3D. Les tests effectués ont permis de mettre en évidence la robustesse et la précision du logiciel de calibrage choisi. Dans le cas d'un fluoroscope, l'obtention de résultats similaires à ceux obtenus ici pour des caméras CCD dépendront de l'importance des distorsions obtenues et de la robustesse du logiciel de calibrage choisi. Dans le cas où les distorsions seraient du même ordre et que le logiciel de calibrage présenterait la même robustesse, on devra s'assurer que les mesures prises par la caméra de positionnement 3D soient bonnes car dans ce cas précis la caméra de positionnement 3D serait la principale source d'erreur.

Chapitre 5 : Expériences sur cadavre

Notre nouveau système de fluoroscopie virtuelle est basé sur l'hypothèse que le fémur proximal ne bouge pas de façon significative lors de l'installation de la plaque de fixation de la hanche (appelée « Dynamic Hip Screw » ou DHS). Le présent chapitre présente des expériences cadavériques qui ont servi à valider/infirmier cette hypothèse. Il est à noter que ces expériences ont été réalisées dans le cadre du projet d'une stagiaire étudiante en médecine (Jessica Ricard) sous la supervision de Dr. François Cabana. Les travaux de l'auteur du présent mémoire ont été du côté de la réalisation d'une interface usager programmée en LabView permettant la prise de données lors des expériences.

5.1 Description du protocole opératoire

Au cours d'une opération chirurgicale de la fracture de la hanche, la procédure se décompose en plusieurs étapes [27]. L'importance du degré de déplacement de l'anatomie du patient dépend de l'étape opératoire dans laquelle se trouve le chirurgien. Au cours de ces étapes, la pression imposée à l'anatomie du patient est d'une intensité différente selon l'action du chirurgien sur la hanche du patient. Cette pression engendre un déplacement de l'anatomie relativement à sa position initiale avant le début de l'acte chirurgical. L'objectif de cette partie est de quantifier ce déplacement au cours de chacune des étapes afin de déterminer si ces déplacements restent dans une limite raisonnable qui permettrait l'application de notre approche de fluoroscopie virtuelle. Les différentes étapes de la chirurgie sont données à la Figure 5-1.

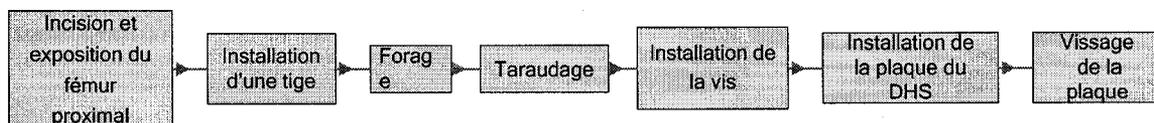


Figure 5-1 : Phase opératoires lors de la chirurgie

L'incision permet de faire une entaille sur la peau de sorte que l'os soit visible. L'installation d'une tige guide (tige de Kirschner, souvent appelée « K-wire » par les vocables anglophones) se fait par guidance fluoroscopique. Le forage sert à creuser un canal selon la direction imposée par la tige guide au niveau de l'os suivi du taroudage qui sert à placer le clou ou la vis. On installe

ensuite la vis centrale du DHS suivie de l'installation de la plaque du DHS et on procède au vissage de la plaque.

5.1.1 Critères d'exclusion des cadavres

Pour nos tests sur cadavre, une sélection des cadavres a été effectuée selon les critères d'exclusion suivants (c.à.d. un cadavre n'était pas utilisé s'il satisfaisait à l'un de ces critères) :

- Hanches ayant déjà eu une intervention chirurgicale
- Métastase au niveau de la hanche visible par la fluoroscopie
- Fracture du fémur ou du tibia du côté à opérer
- Malformation congénitale de la hanche
- Amputation proximale à la cheville du côté à opérer

Pour nos tests nous avons pu faire des expériences sur six hanches cadavériques. Un nombre plus grand aurait sans doute été souhaitable, mais étant donné les difficultés qui ont été rencontrées lors de ces expériences et la disponibilité de cadavres, nous n'avons pu obtenir des résultats que pour 6 hanches (3 cadavres). Ceci nous semble toutefois un nombre qui donne un bon point de départ permettant d'avoir une assez bonne idée du déplacement du fémur lors d'opérations typiques.

5.1.2 Contrôle du déplacement de l'os

Le degré de précision de la caméra de positionnement 3D utilisée (caméra Polaris de Northern Digital Inc. (NDI)) est de l'ordre de 0,35 mm RMS. Cependant, si le marqueur fixé sur le patient bouge, les mesures seront faussées. Pour contrôler cette source d'erreur, nous prenons une image AP (antéro-postérieure) et une image latérale du marqueur sur l'os avant et après l'intervention avec le fluoroscope dans une position identique. Par la suite, nous comparons la relation tige-marqueur pour s'assurer qu'il n'y a pas eu de déplacement.

5.1.3 Matériel utilisé

Le matériel utilisé au cours de nos tests est le suivant :

- 3 cadavres frais
- Table à traction pour fracture de hanche
- Instrumentation pour installation de DHS
- Kit pour DHS
- Perceuse du chirurgien
- Tiges de Kirschner
- Bistouris et écarteurs
- Règle radio opaque
- Caméra Polaris NDI + micro ordinateur
- Marqueur et tige pour fixation au fémur (marqueur ORTHOsoft)
- Fluoroscope

5.1.4 Mise en place du montage pour les tests

Nous procédons à l'installation d'un cadavre sur la table à traction à la manière usuelle pour installation de DHS suivie de l'installation d'un marqueur optique (voir Figure 5-2).



Figure 5-2: Installation de marqueurs fournis par ORTHOsoft sur l'ossature du patient.

Un premier marqueur est vissé 2 cm distal au petit trochanter et le second marqueur est vissé en position proximale (Distal : désigne la partie de l'os qui est la plus éloignée de son centre, Proximal : désigne la partie qui est le plus proche du centre). La visualisation du point d'entrée se fait à l'aide du fluoroscope et une règle radio-opaque est utilisée pour la mesure plus précise du 2 cm.. Le chirurgien procède à l'installation percutanée d'une vis de Chance et une image AP et une latérale sont prises pour l'évaluation du déplacement tige-os. Des marques sont mises au sol pour pouvoir positionner le fluoroscope de manière identique une fois l'intervention terminée. On s'assure également que la caméra est installée de manière à ce qu'elle puisse visualiser les marqueurs tout au long de l'intervention sans que son champ de vision ne soit obstrué par le chirurgien. On effectue plusieurs tests afin de s'assurer que la caméra de positionnement 3D sont placées de façon optimale (de sorte que le marqueur fixé à l'os soit au centre du son champ de vision). Une interface graphique a été développée pour permettre l'enregistrement sur le disque dur d'un ordinateur des données relatives aux déplacements de l'anatomie du patient mesurés par la caméra de positionnement 3D tout au long de l'opération chirurgicale. L'interface graphique est décrite en détail dans la section qui suit.

5.2 Élaboration d'une interface pour l'acquisition des données

L'interface graphique est composée de plusieurs boutons correspondant chacun à une étape de la chirurgie ainsi que d'un bouton que l'on nomme caméra 3D. Ce dernier sert à activer la caméra de positionnement 3D et permet de débiter l'enregistrement des données. Un bouton correspondant à chacune des étapes de la chirurgie permet de regrouper les données dans une section identifiée à cette étape dans le fichier sauvegardé. Les boutons de l'interface graphique suivent les étapes du schéma illustré à la Figure 5-3 et l'interface graphique se présente sous la forme apparaissant à la Figure 5-4.

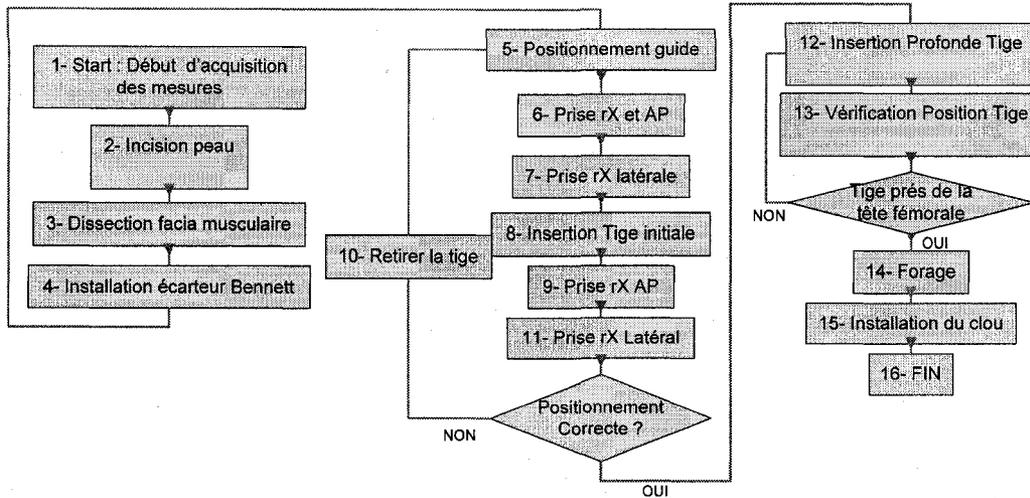


Figure 5-3 : Fonctionnement de l'interface lors de la procédure chirurgicale.

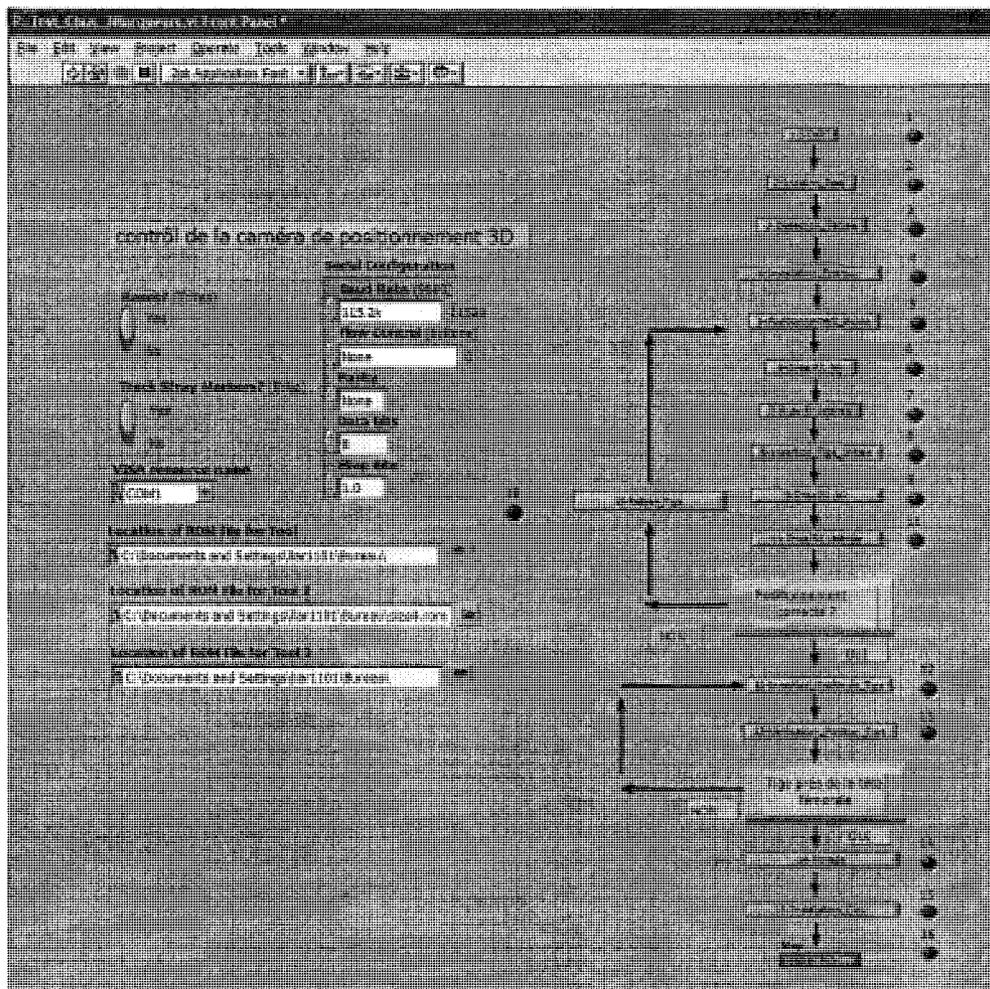


Figure 5-4 : Interface graphique développée sur LabView.

5.3 Enregistrement des données

Les données sont enregistrées dans un fichier texte contenant les coordonnées de la position/orientation du marqueur fixé à l'anatomie du patient. Lorsque le bouton correspondant à une étape est actionné, le nom de l'étape ainsi que l'instant correspondant à l'activation du bouton sont inscrits dans le fichier sauvegardé. Ce procédé permet de savoir à quelles étapes correspondent les données. Les données sont prises à une fréquence de 60 Hz (fréquence maximum de la caméra de positionnement 3D). Les données sont ensuite transférées dans des fichiers Excel afin de permettre leur traitement (qui a été effectué par la stagiaire en médecine).

5.4 Obtention des données d'un point de l'os du patient à partir des données concernant le marqueur

Lors de la procédure chirurgicale, la caméra 3D sert à déterminer les coordonnées du repère associé au marqueur fixé sur l'os du patient. Du à un effet de bras de levier l'amplitude du mouvement du repère lié au marqueur est plus importante que celle du mouvement d'un point se situant à la base du marqueur en contact avec la surface de l'os du patient. Lors de la procédure chirurgicale, des mouvements de torsion sont appliqués à l'os ce qui engendre un mouvement important du haut du marqueur. Le marqueur chirurgical est attaché à l'os et comporte 4 billes rétro-réfléchissantes comme l'illustre la Figure 5-5. On note que le repère associé au marqueur chirurgical est lié par une translation au repère situé à sa base qui est en contact avec l'os.

La Figure 5-5 illustre bien qu'un petit mouvement sur la surface de l'os est plus important au niveau du repère marqueur qu'il ne l'est au niveau de l'os (c.à.d. à la base du marqueur). Afin que notre étude soit la plus réaliste possible, il est nécessaire de déterminer le mouvement du point à la base du marqueur qui est en contact avec la surface de l'os, alors que la caméra 3D mesure le mouvement du haut du marqueur. La procédure pour déterminer le mouvement du point à la surface de l'os est la suivante : On appuie la pointe du marqueur rectiligne fourni par NDI contre la base du marqueur chirurgical fourni par ORTHOsoft et on fixe les deux marqueurs de sorte qu'ils soient totalement immobiles. À l'aide de la caméra de positionnement 3D, on

détermine la matrice de transformation entre les repères marqueurs et le repère lié à la caméra de positionnement 3D. Le système est représenté à la Figure 5-6.

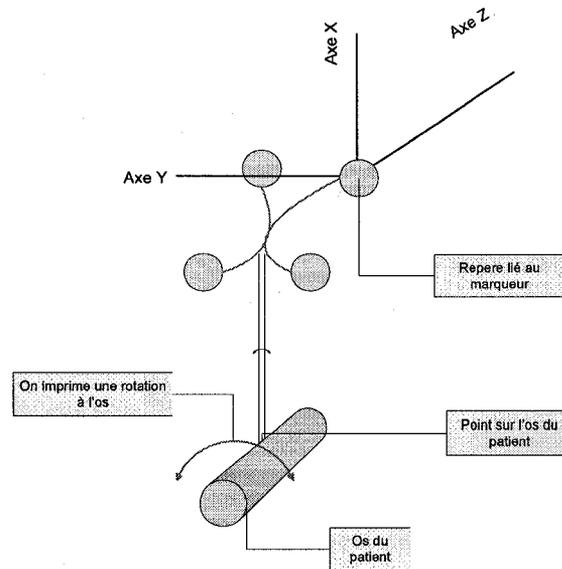


Figure 5-5 : Rotation de l'os lors de la procédure chirurgicale.

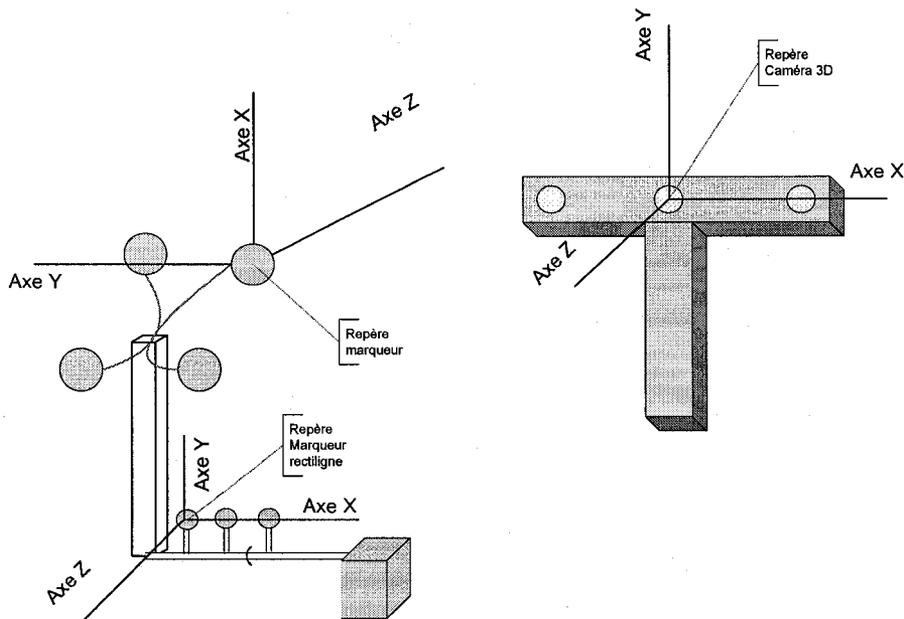


Figure 5-6 : Détermination des coordonnées de la base du marqueur.

La première transformation permet de connaître les coordonnées d'un point à la base du marqueur chirurgical d'ORTHOsoft relativement au repère associé au marqueur lui-même. Ceci était nécessaire, car nous n'avions pas accès aux dessins mécaniques du marqueur, il a donc fallu mesurer la position de la base. Cette transformation est donnée par

$$\mathbf{T}_{base}^{marqChirur} = \mathbf{T}_{cam3D}^{marqChirur} \cdot \mathbf{T}_{pointe}^{cam3D}, \quad (5-1)$$

avec $\mathbf{T}_{cam3D}^{marqChirur}$ représentant la transformation entre le repère caméra 3D et le repère marqueur chirurgical et $\mathbf{T}_{pointe}^{cam3D}$ représentant la transformation entre le repère associé à la pointe du marqueur rectiligne (qui coïncide avec la base du marqueur chirurgical) et le repère caméra de positionnement 3D. Une fois cette transformation déterminée, il est possible de déterminer les déplacements du point se trouvant sur la surface de l'os du patient (base du marqueur chirurgical) à partir des données relatives aux déplacements du marqueur chirurgical mesurés durant les tests sur cadavre grâce à la relation

$$\mathbf{T}_{base}^{cam3D} = \mathbf{T}_{marqChirur}^{cam3D} \cdot \mathbf{T}_{base}^{marqChirur}, \quad (5-2)$$

où $\mathbf{T}_{marqChirur}^{cam3D}$ est la transformation donnée en temps réel par la caméra 3D et $\mathbf{T}_{base}^{marqChirur}$ a été mesurée au préalable tel qu'expliqué ci-haut. $\mathbf{T}_{base}^{cam3D}$ est la transformation désirée qui fournit les déplacements d'un point de la surface de l'os du patient relativement au repère caméra lors des tests sur cadavre.

5.5 Analyse des données

Des données mesurées pour 6 expériences sur cadavre sont illustrées dans les graphiques des figures Figure 5-7, Figure 5-8, Figure 5-9, Figure 5-10, Figure 5-11 et Figure 5-12.

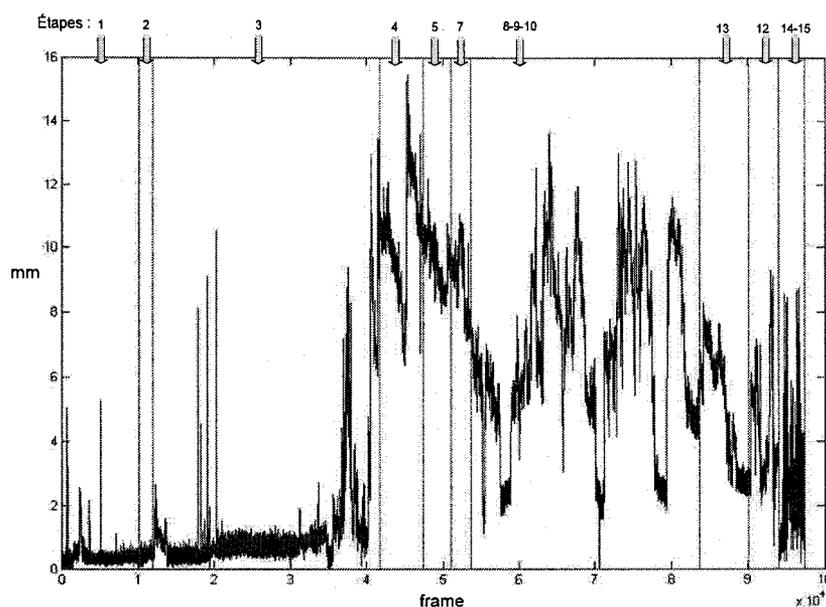


Figure 5-7 : Amplitude du déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 7, Cadavre 4. Les flèches au haut de la figure indiquent la plage de données correspondant aux différentes étapes.

Pour l'expérience 7 (voir Figure 5-7) on constate que les mouvements présentant une grande amplitude de déplacement sont obtenus pendant l'étape 4. Cette étape correspond à l'installation de l'écarteur de Bennet. Il est normal d'avoir un grand déplacement lors de cette étape car les contraintes imposées à l'anatomie du patient lors de l'utilisation de l'écarteur sont importantes. Pour cette première expérience les premiers essais pour introduire la tige dans l'os du patient se sont révélés infructueux. Le chirurgien a dû procéder à plusieurs essais avant d'obtenir un positionnement adéquat de la tige dans l'anatomie du patient. Nous avons regroupé les étapes 8-9-10 dans une seule phase dans le graphique présenté afin que ce dernier soit clair au lecteur. Lors de cette phase d'insertion et de retrait successifs on constate des oscillations importantes dans le déplacement de l'anatomie du patient.

Pour l'expérience 8 (Figure 5-8), les variations les plus importantes de l'amplitude de déplacement sont obtenues lors de l'étape 14 qui correspond au forage de l'os. L'amplitude la plus importante avant celle obtenue lors de l'étape 14 est celle obtenue lors de l'étape 12 qui correspond à l'étape d'insertion profonde de la tige dans l'anatomie du patient.

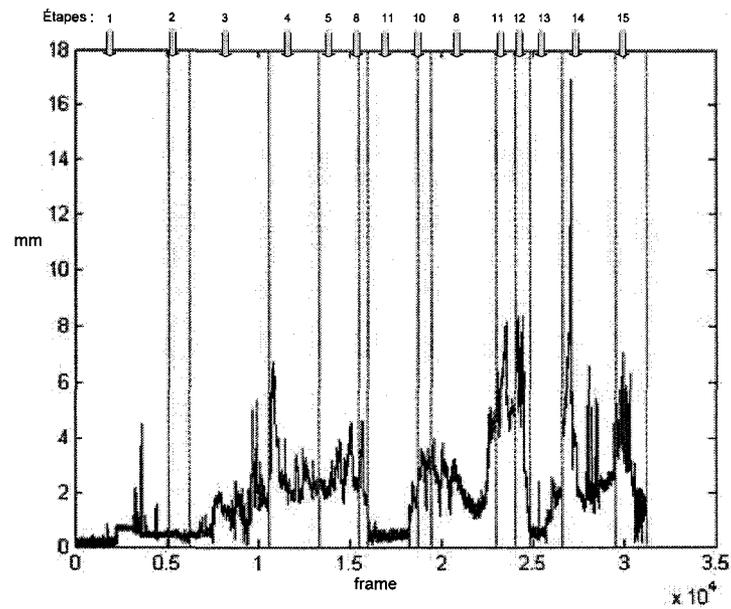


Figure 5-8 : Amplitude de déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 8, Cadavre 4.

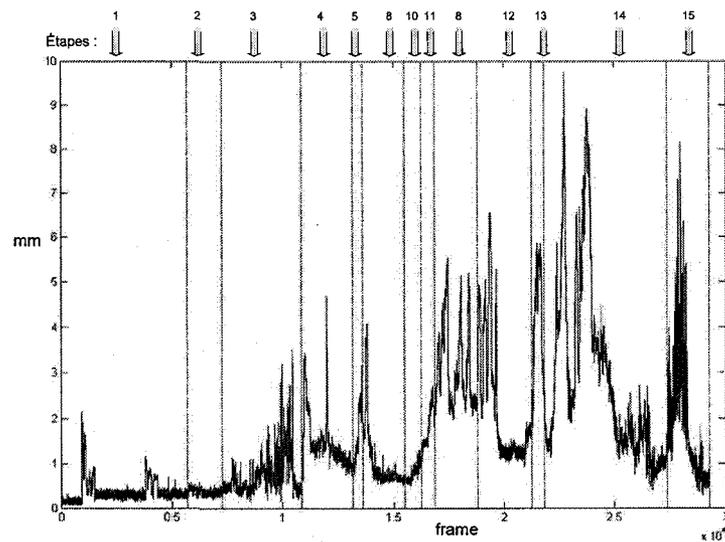


Figure 5-9 : Amplitude de déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 9, Cadavre 5.

Pour l'expérience 9 (Figure 5-9) on constate de nouveau que les variations les plus importantes sont obtenues pour l'étape 14 de la chirurgie qui correspond à l'étape de forage. Les autres amplitudes les plus importantes sont obtenues pour l'étape 15 qui correspond à l'installation du clou suivie de l'étape 12 qui correspond à l'insertion profonde de la tige.

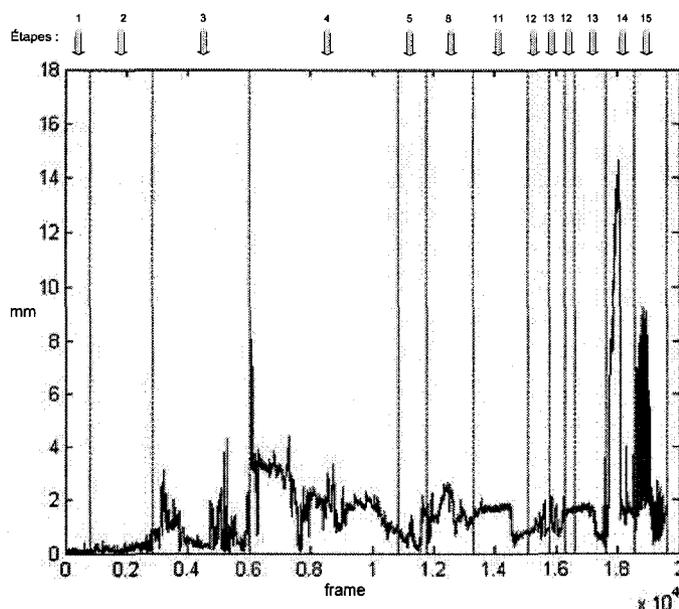


Figure 5-10 : Amplitude de déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 10, Cadavre 5.

Pour l'expérience 10 (Figure 5-10) on constate que le déplacement le plus important correspond à l'étape 14 (forage) suivie de l'étape 15 (installation du clou) et de l'étape 4 (utilisation de l'écarteur).

Pour l'expérience 11 (Figure 5-11) on constate que le déplacement le plus important correspond à l'étape 14 (étape de forage) suivi de l'étape 8 (insertion initiale de la tige).

Comme pour l'expérience 11 on constate que pour l'expérience 12 (Figure 5-12) le déplacement le plus important correspond à l'étape 14 (étape de forage) suivi de l'étape 8 (insertion initiale de la tige).

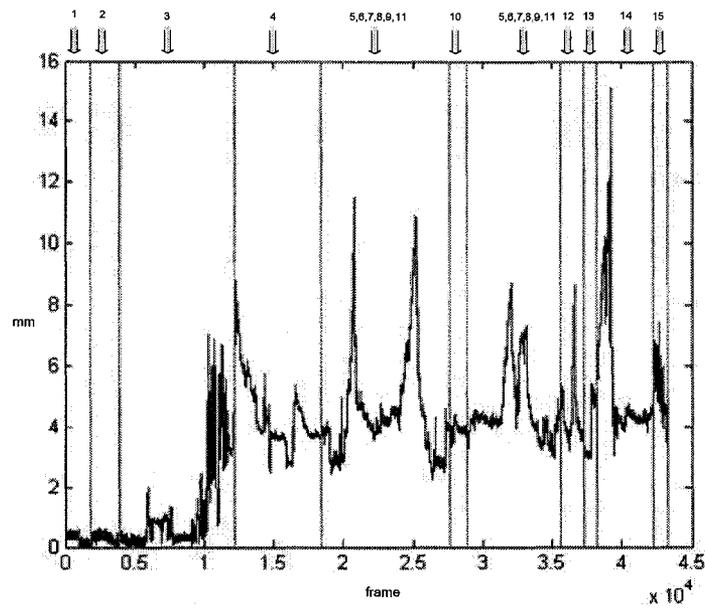


Figure 5-11 : Amplitude de déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 11, Cadavre 6.

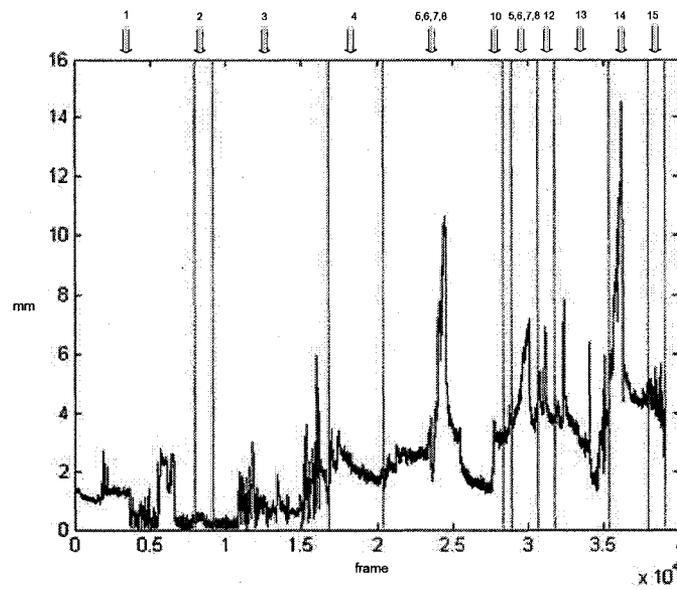


Figure 5-12 : Amplitude de déplacement de l'anatomie du patient pour l'expérience 12, Cadavre 6.

Les amplitudes maximales des déplacements pour les différentes expériences sont données au Tableau 3.

Tableau 3 : Valeurs maximum d'amplitude de déplacement de l'anatomie du patient.

	Expérience 1 (étape 4)	Expérience 3 (étape 15)	Expérience 7 (étape 4)	Expérience 8 (étape 14)	Expérience 10 (étape 14)	Expérience 11 (étape 14)	Expérience 12 (étape 14)
Déplacement (mm)	15,45	16,90	9,75	14,62	15,1153	14,535	

Les déplacements importants sont obtenus principalement lors de l'étape 14 (expériences 8, 9, 10, 11, 12). Pour l'expérience 7, le déplacement maximum a lieu lors de l'étape 4. Pour la suite des analyses, l'expérience 1 ne sera pas prise en compte du fait des insertions/retraits répétés. Pour notre étude on choisit ce qui précède l'étape d'insertion profonde (étape 12, voir Figure 5-3) comme étant l'étape la plus importante. Nous allons considérer la dernière valeur de déplacement de l'étape d'insertion initiale (étape 8, voir Figure 5-3).

Les résultats sont donnés au Tableau 4 :

Tableau 4 : Dernier déplacement lors de l'étape insertion initiale de la tige.

	Expérience 8 (étape 8)	Expérience 9 (étape 8)	Expérience 10 (étape 8)	Expérience 11 (étape 8)	Expérience 12 (étape 8)
Déplacement (mm)	1,56	0,6063	1,5781	4,4417	3,1985

Si l'on considère que le moment crucial pour voir l'amplitude de déplacement de l'anatomie du patient est la fin de l'insertion de la tige dans l'anatomie du patient, on constate que les amplitudes déterminées sont nettement moins importantes que les amplitudes maximums déterminées précédemment. L'analyse qui précède a pour objectif de donner une idée des déplacements de l'anatomie du patient. Elle ne permet toutefois pas en soi malheureusement de valider l'hypothèse de départ. Les données obtenues pourront être utilisées selon la procédure décrite ci-dessous pour la validation de l'hypothèse de départ avec le fluoroscope qui sera choisi pour le produit final.

5.6 Validation de l'hypothèse de départ

Grâce aux tests réalisés nous pouvons caractériser le mouvement de l'axe d'un os dans l'espace relativement à sa position initiale lors d'une opération chirurgicale. L'objectif de cette étude est

de déterminer si le déplacement de l'os est plus important qu'un seuil que nous fixons et au delà duquel nous jugeons que notre approche ne sera pas utilisable en pratique. La vérification du déplacement de l'anatomie du patient se fait jusqu'au moment où la tige est suffisamment enfoncée. À partir de ce moment, il n'est plus nécessaire de vérifier les déplacements de l'anatomie du patient pendant le temps restant de l'opération, car ces déplacements seront sans incidence pour le positionnement du DHS, car la tige guide est déjà en place. La vérification des déplacements de l'anatomie du patient se fait jusqu'à l'étape de l'insertion de la tige (étape à partir de laquelle les déplacements de l'anatomie du patient n'ont plus d'incidence sur le déplacement de la tige). Dans le cas où l'anatomie du patient a subi un déplacement supérieur au seuil imposé l'approche n'est plus valide. La détermination de ce seuil se fait en tenant compte du « tip-apex ». Le tip-apex, correspondant à la somme des distances mesurées sur les radiographies de face et de profil entre l'apex de la vis et l'os sous-chondral à son niveau le plus proximal (voir Figure 5-13), cette distance devait être inférieure à 25 mm [28].



Figure 5-13: Mesure du tip-apex sur les radiographies de face et de profil.

À partir de l'approche du tip-apex on devrait pouvoir déterminer une zone de tolérance en pixels au niveau des images de l'os du patient tel qu'indiqué sur la Figure 5-14.

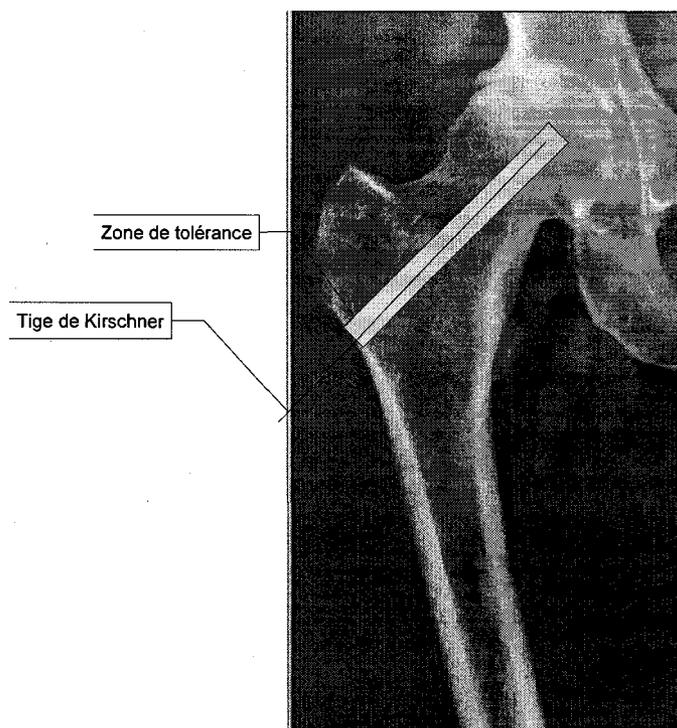


Figure 5-14 : Détermination de la zone de tolérance à partir de l'approche du Tip-Apex.

On détermine le seuil en pixel à partir de l'image de l'os du patient prise à l'aide du fluoroscope et on détermine ensuite le seuil équivalent dans l'espace métrique en mm. La conversion de l'espace image en pixels vers l'espace métrique en mm pour le fluoroscope se fait soit en connaissant le facteur de conversion pixels/mm du fluoroscope ou soit en imageant une grille dont les dimensions dans l'espace métrique sont parfaitement connues de façon à la retrouver en pixels au niveau du repère image. Cette procédure doit s'effectuer pour les deux images AP et latérale et la grille dont nous nous servons devra être placée très près de l'anatomie de façon à obtenir un facteur de conversion correspondant à la distance entre l'anatomie du patient et le fluoroscope. Cette étude n'a pas encore été effectuée mais fera partie de travaux futurs dans un système où on utilisera réellement un fluoroscope.

Conclusion générale

Le prototype servant à simuler un système réel de fluoroscopie virtuelle a permis de mettre en évidence plusieurs éléments importants. L'analyse des erreurs dans le cas du prototype a permis de démontrer que les erreurs importantes ont pour source la caméra de positionnement 3D. La précision d'un système de fluoroscopie virtuelle dépendra en grande partie de la précision de la caméra de positionnement 3D, de la matrice de transformation décrivant les relations entre les repères et de la précision lors de la caractérisation de la géométrie de l'instrument chirurgical. L'erreur ayant pour source la caméra de positionnement 3D doit être la plus petite possible du fait qu'elle devient plus grande dans l'espace image. Un réglage adéquat de la caméra de positionnement 3D et une caractérisation précise des distances entre les différents repères permet d'obtenir une erreur dans l'espace métrique de l'ordre de l'erreur qui est donné par la compagnie NDI (0,35 mm RMS). L'erreur due à la procédure de calibrage est nettement plus petite que celle résultant de la caméra de positionnement 3D comme les tests l'ont démontré pour le logiciel de calibrage de Bouguet choisi. Nous avons constaté dans notre cas qu'une légère différence entre la forme théorique et la forme réelle du marqueur pouvait dégrader la précision dans la détection de l'instrument chirurgical. Dans un cas réel, il sera sans doute nécessaire de calibrer l'instrument chirurgical avant chaque opération chirurgicale (en développant un gabarit de calibrage facile d'utilisation pour le chirurgien) afin de caractériser très précisément sa géométrie. Ainsi on connaîtra précisément la transformation géométrique entre la pointe de l'instrument et le marqueur fixé sur ce dernier. Une autre source d'erreur relative à la caméra de positionnement 3D concerne la disposition du marqueur fixé à l'instrument du chirurgien relativement à la caméra de positionnement 3D. La caméra de positionnement 3D devra être placée de façon à satisfaire cette contrainte. La précision de la caméra de positionnement 3D doit être vérifiées régulièrement et les billes doivent être changées afin d'être certain que la détection des marqueurs se fera de façon précise. Les transformations entre les repères grilles et repères damiers correspondants doivent être connues de façon très précise de sorte à minimiser l'erreur de mesure. L'outil de calibrage utilisé pour nos caméras CCD engendre une erreur pratiquement négligeable par rapport à celles occasionnées par la caméra de positionnement 3D. Dans le cas d'un système de fluoroscopie virtuel il sera nécessaire d'analyser les erreurs occasionnées par le fluoroscope et dans le cas où elles seraient du même ordre que celles obtenues avec nos caméras

CCD il sera nécessaire de réduire les erreurs ayant pour source le dispositif de positionnement 3D. La validation de notre approche doit faire l'objet d'études permettant de vérifier si l'hypothèse de départ qui consistait à supposer que le patient ne bouge pas ou bouge très peu pendant une opération chirurgicale est vraie. Des travaux futurs utilisant nos données sur les expériences sur cadavre et se basant sur l'approche décrite à la section 5.6 permettront de valider notre hypothèse de départ. Dans le cas où l'hypothèse de départ ne se vérifie pas il sera nécessaire d'effectuer des travaux permettant d'étudier des systèmes de fixation de la jambe du patient à la table d'opération plus efficaces que ceux actuels du genre de celui que nous avons utilisé dans nos expériences sur cadavres. Des travaux futurs viseront également à concevoir des algorithmes permettant d'effectuer l'extraction de contour de l'os du patient. D'autres travaux viseront également à élaborer des algorithmes permettant de générer une trajectoire à suivre par le chirurgien pour l'insertion de la tige au niveau de la hanche du patient. Ce projet permet de mettre en évidence le fait que si l'hypothèse de départ est validée, il sera possible de présenter un système de fluoroscopie virtuelle peu invasif ne nécessitant pas beaucoup de changement au protocole opératoire actuel et facile d'utilisation pour les chirurgiens.

Bibliographie

- [1] R. Hofstetter, M. Slomczykowski, M. Sati, and L. P. Nolte, Fluoroscopy as an imaging means for computer-assisted surgical navigation. *Computer Aided Surgery*, 4(2), pages 65-76, May 1999.
- [2] R. Phillips, W.J. Viant, A.M. , A. Mohsen, J.G. Griffiths, M.A. Bell, T.J. Cain, K.P. Sherman and M.R.K. Karpinski, Image guided orthopaedic surgery design and analysis. *IEEE Transactions on Robotics and Control*, 17(5), pages 251-64, March 1996.
- [3] H. Livyatan, Z. Yaniv, L. Joskowicz, Robust Automatic C-Arm Calibration for Fluoroscopy-Based Navigation: A Practical Approach. *Lecture Notes in Computer Science*, LNCS 2489, pages 60 - 68, January 2002.
- [4] Z. Yaniv, L. Joskowicz, A. Simkin, M. Garza-Jinich, C. Milgrom, Fluoroscopic Image Processing for Computer-Aided Orthopaedic Surgery. *Lecture Notes in Computer Science*, Volume 1496, pages 325, January 1998.
- [5] L. Smith, M. Pleasance, R. Seeton, N. Archip and R. Rohling, Automatic Detection and Removal of Fiducial Markers Embedded in Fluoroscopy Images for Online Calibration. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 1034-1035, 2004.
- [6] C. Brack, R. Burgkart, Á. Czopf, H. Gotte, M. Roth, B. Radig, A. Schweikard, Accurate X-ray-based Navigation in Computer-Assisted Orthopedic Surgery. In *Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR'98)*, Tokyo, 7, pages 716-722, Elsevier Science, International Congress Series, No. 1165, June 24-2 1998.
- [7] J. Yao, R.H. Taylor, A c-arm fluoroscopy-guided progressive cut refinement strategy using a surgical robot. *Computer Aided Surgery*, 5(6), pages 373-390, 15 November 2000.
- [8] Z. Yaniv and K. Cleary, Image-Guided Procedures: A Review. *Computer Aided Interventions and Medical Robotics*. April 2006.
- [9] R. Phillips, A. Mohsen, W. Viant, S. Malek, Q. Li, N. Shah, M. Bielby, and K. Sherman, A Phantom Based Approach to Fluoroscopic Navigation for Orthopaedic Surgery. *Lecture Notes in Computer Science*, Volume 3217, pages 621-628, January 2004.
- [10] Th. Leloup, W. El Kazzi, O. Debeir, F. Schuind and N. Warzée, Automatic fluoroscopic Image Calibration for Traumatology Intervention Guidance. *EUROCON2005*. November 22-24, 2005.

- [11] K.D. Gembran , C.E. Thorpe , T. Kanade, Geometric camera calibration using systems of linear equations. *Robotics and Automation, 1988. Proceedings., 1988 IEEE International Conference*, Volume 1, pages 562–567, 24-29 April 1988.
- [12] P.M. Tate, V. Lachine, L. Fu, H. Croitoru, M. Sati, Performance and Robustness of Automatic Fluoroscopic Image Calibration. In *a New Computer Assisted Surgery System, Lecture Notes in Computer Science*, Volume 2208, pages 1130, January 2001.
- [13] E. Pietka , H.K. Huang, Correction of aberration in image intensifier systems. *Comput Med Imaging Graphics*, 16(4): pages 253–258 , July-August 1992.
- [14] H. Livyatan, Z. Yaniv, and L. Joskowicz, Comparative in-vitro study of contact and image-based rigid registration for computer-aided surgery. *Computer Aided Surgery*, 7(4) , pages 223 - 236, November 2003.
- [15] G. Wolberg .Digital Image warping, *Wiley-IEEE Computer Society Pr; 1st edition*, July 27 1990.
- [16] M. Levine, Vision in Man and Machine, *McGraw Hill*, 1985.
- [17] O. Faugeras, Three-Dimensional Computer Vision. *The MIT Press*, 1 November 1993.
- [18] H. Livyatan, Z. Yaniv, And L. Joskowicz, Gradient 2-D/3-D registration of fluoroscopic X-ray to CT. In *IEEE transactions on medical imaging*, 22(11), pages 1395-1406 , November 2003.
- [19] T.S.Y. Tang, R.E. Ellis, G. Fichtinger, Fiducial Registration from a Single X-Ray Image: A New Technique for Fluoroscopic Guidance and Radiotherapy. *Lecture Notes in Computer Science*, Volume 1935, pages 502 – 511, February 2000.
- [20] A. F. Hinsche and R.M. Smith, Image guided surgery. *Current Orthopaedics*. 15, pages 296-303, 2001.
- [21] G. Welch and E. Foxlin, Motion tracking: No silver bullet, but a respectable arsenal. In *IEEE Comput. Graph. Appl.* 22(6), pages 24-38, November-December 2002.
- [22] J.Y. Bouguet and P. Perona, Camera Calibration from Points and Lines in Dual-Space Geometry. *Submitted to European Conference on Computer Vision*, 1998.
- [23] Z. Zhang, Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations. In *Proceedings of the 7th International Conference on Computer Vision 99*, IEEE Computer Society Press, pp. 666–673. 1999.

- [24] J. Heikkilä and O. Silvén, A four-step camera calibration procedure with implicit image correction. In *Proceedings of the International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition 97*. IEEE Computer Society Press, 1997.
- [25] NDI, Polaris Tool Design Guide-Revision 2, *Northern Digital Inc*, pp.49. October 2005.
- [26] John J. Craig, Introduction to Robotics, *Addison-Wesley Publishing, Inc.*, 1989.
- [27] Étapes explicitées avec l'aide du Dr. Philippe Jacob-Goudreau, chirurgien orthopédique, qui a agi à titre de consultant expert médical dans le présent projet.
- [28] M. Baumgaertner, S.L. Curtin, D.M. Lindskog, J.M. Keggi, The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip, *J Bone Joint Surg (Am)*, 1995, 77, 1058-1064.
- [29] Tsai RY. An efficient and accurate camera calibration technique for 3D machine vision. In: *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1986. p 273-280.