



**HAL**  
open science

# Recalage de structures tridimensionnelles à partir d'acquisitions stéréo-radiographiques basse dose. Application à l'estimation de mouvements humains

Taha Jerbi

► **To cite this version:**

Taha Jerbi. Recalage de structures tridimensionnelles à partir d'acquisitions stéréo-radiographiques basse dose. Application à l'estimation de mouvements humains. Traitement des images [eess.IV]. Télécom Bretagne, Université de Bretagne Occidentale, 2012. Français. NNT: . tel-00719664

**HAL Id: tel-00719664**

**<https://theses.hal.science/tel-00719664>**

Submitted on 20 Jul 2012

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Sous le sceau de l'Université européenne de Bretagne

## **Télécom Bretagne**

En habilitation conjointe avec l'Université de Bretagne Occidentale

Ecole Doctorale – sicma

---

### **Recalage de structures tridimensionnelles à partir d'acquisitions stéréo radiographiques basse dose. Application à l'estimation de mouvements humains**

---

#### **Thèse de Doctorat**

Mention : STIC

Présentée par **Taha JERBI**

Département Image et Traitement de l'Information

Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale - LaTIM INSERM U1101

Directeur de thèse : Eric Stindel

Date de soutenance : 19 janvier 2012

#### **Jury :**

- Mme Nicola Heigemeister, Professeure à l'ETS Montréal (Rapporteur)
- M. Faouzi Ghorbel, Professeur à l'ENSI Tunis (Rapporteur)
- M. Eric Stindel, PUPH à l'UBO – CHU de Brest (Directeur de thèse)
- Mme Wafa Skalli, Professeure à l'ENSAM Paris (Examineur)
- M. Frédéric Marin, Professeur à l'UTC Compiègne (Examineur)
- M. Christian Lefèvre, PUPH à l'UBO - CHU de Brest (Examineur)
- M. Maurice Delplanque, Ingénieur à Eos imaging Paris (Examineur)
- Mme Valérie Burdin, Maître de Conférences à Télécom Bretagne (Encadrante)



## Résumé

Les maladies ostéoarticulaires constituent une part importante des pathologies qui touchent l'appareil locomoteur humain et elles ont un impact majeur quant à l'individu et à la société. Dans ce cadre les études cinématiques présentent un outil permettant aux cliniciens une évaluation de l'état des articulations. Ces études passent par une estimation du mouvement des structures osseuses. Plusieurs approches sont actuellement utilisées dans cet objectif : passant par le suivi de marqueurs externes (fixés sur la peau), internes (fixés sur les os), la palpation, et le recalage d'images médicales (radiographies, CT, IRM). Cette dernière approche a été retenue en proposant un recalage 2D 3D pour l'estimation des positions des structures osseuses. Dans une première partie, on tire profit de la particularité d'une nouvelle modalité radiologique bi-planes basse dose (EOS) pour proposer une méthode originale et particulièrement bien adaptée et qui utilise le théorème classique de la coupe centrale de Fourier. Pour cela, dans un premier temps, au travers d'un état de l'art des approches classiques de l'estimation de mouvements, nous réalisons une classification originale multi critères (invasivité, précision, généricité) afin de bien situer les apports de cette nouvelle modalité. Dans un deuxième temps, nous proposons une alternative au schéma classique de recalage 2D 3D qui présente plusieurs avantages. Le recalage effectué dans le domaine fréquentiel établit un lien élégant entre les données 2D et 3D ce qui permet d'éviter la simulation des radiographies. La recherche des deux composantes du mouvement rigide, rotation et translation, est effectuée d'une manière séquentielle. D'abord, la rotation est déterminée par une optimisation itérative d'une métrique dépendant des modules des données. La translation se déduit, alors, directement en utilisant les phases. Une deuxième partie est consacré à la mise en œuvre pratique de la méthode et à l'évaluation de l'implémentation sur des données de plus en plus complexes allant des données synthétiques, des fantômes puis des données EOS réelles composées de radiographies frontales et sagittales et d'une seule reconstruction 3D. Ceci permet de valider la méthode dans des conditions réelles d'acquisition. L'application de notre méthode de recalage pour l'estimation de mouvement de différentes structures : fémur, tibia, prothèses de genou et de hanche, nous a permis d'illustrer la généricité de l'approche proposée.

# Table des matières

<b>1</b>	<b>Introduction générale</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Contexte de l'étude du genou</b>	<b>7</b>
2.1	Anatomie . . . . .	8
2.1.1	Nomenclature . . . . .	8
2.1.2	Structures osseuses . . . . .	9
2.1.3	Ligaments : Anatomie et physiologie . . . . .	10
2.1.3.1	Ligament latéral interne LLI . . . . .	11
2.1.3.2	Ligament latéral externe LLE . . . . .	11
2.1.3.3	Ligament croisé postérieur LCP . . . . .	11
2.1.3.4	Ligament croisé antérieur LCA . . . . .	12
2.1.3.5	Ligament patellaire . . . . .	12
2.1.4	Muscles, tendons, cartilages, ménisques . . . . .	12
2.2	Mouvements femoro tibiaux . . . . .	14
2.2.1	Description d'un mouvement normal . . . . .	14
2.2.2	Laxités ligamentaires . . . . .	14
2.3	Examens cliniques . . . . .	15
2.3.1	Manipulations cliniques . . . . .	15
2.3.1.1	Test de Lachmann . . . . .	15
2.3.1.2	Tiroir antérieur . . . . .	16
2.3.1.3	Tiroir postérieur . . . . .	16
2.3.1.4	Récurvatum, test de Houghston . . . . .	17
2.3.1.5	Ressauts rotatoires . . . . .	17
2.3.1.6	Scores . . . . .	17
2.3.2	Appareils . . . . .	18
2.3.2.1	KT1000, KT2000 . . . . .	18
2.3.2.2	Testeur Telos . . . . .	19
2.3.2.3	Synthèse . . . . .	19
2.4	Système radiographique biplan EOS . . . . .	20
2.4.1	Description du système . . . . .	20
2.4.2	Principe physique des radiographies . . . . .	22
2.4.3	Simulation des radiographies EOS . . . . .	23
2.4.4	Validation des simulations . . . . .	25
2.4.5	Reconstruction 3D par SterEOS . . . . .	27

2.5	Synthèse . . . . .	29
<b>3</b>	<b>Modalités utilisées pour la recherche des mouvements des structures osseuses : Avantages et inconvénients</b>	<b>31</b>
3.1	Propriétés attendues et classification des méthodes de détermination de mouvements . . . . .	32
3.1.1	Invasivité . . . . .	33
3.1.2	Précision . . . . .	33
3.1.3	Mouvement physiologique . . . . .	34
3.1.4	Dynamicité . . . . .	35
3.1.5	Généricité . . . . .	35
3.2	Palpation . . . . .	38
3.3	Etudes cadavériques . . . . .	38
3.4	Acquisitions de mouvement par implants . . . . .	39
3.5	Acquisitions de mouvement par goniomètres . . . . .	42
3.6	Acquisitions de mouvement par marqueurs cutanés . . . . .	44
3.6.1	Acquisitions et erreurs . . . . .	44
3.6.2	Méthodes de corrections des données acquises avec les marqueurs cutanés . . . . .	46
3.7	Étude de mouvement par modélisation . . . . .	49
3.8	Acquisitions par imagerie . . . . .	54
3.8.1	Acquisition par IRM . . . . .	54
3.8.2	Acquisition par rayon X . . . . .	57
3.8.3	Reconstructions 3D . . . . .	59
3.8.4	Modalité EOS . . . . .	60
3.8.5	Synthèse . . . . .	62
<b>4</b>	<b>Recalage 2D 3D pour l'estimation du mouvement rigide</b>	<b>66</b>
4.1	Etat de l'art du recalage 2D / 3D . . . . .	68
4.1.1	Lien entre les données 2D et 3D . . . . .	69
4.1.1.1	Domaine spatial et génération des simulations de radiographies . . . . .	70
4.1.1.2	Domaine fréquentiel : Théorème de la coupe centrale de Fourier . . . . .	71
4.1.2	Mesures de similarité . . . . .	72
4.1.3	Méthodes d'optimisation . . . . .	75
4.2	Schéma global de la méthode proposée . . . . .	79
4.2.1	Lien entre les données et recherche du mouvement . . . . .	80
4.2.2	Recherche de la rotation . . . . .	83
4.2.2.1	Application du théorème de la coupe centrale . . . . .	84
4.2.2.2	Modélisation des transformations rigides . . . . .	84
4.2.2.3	Choix de la mesure de similarité . . . . .	88
4.2.2.4	Optimisation . . . . .	90
4.2.3	Recherche de la translation . . . . .	92

4.3	Synthèse . . . . .	93
<b>5</b>	<b>De la théorie à l'application</b>	<b>96</b>
5.1	Validation sur un modèle mathématique . . . . .	98
5.1.1	Limites théoriques : . . . . .	98
5.1.2	Description des données et du protocole . . . . .	100
5.1.3	Description des tests et résultats . . . . .	101
5.2	Effet du manque de l'information de la densité et de la variabilité de la construction 3D . . . . .	104
5.2.1	Description des données et du protocole . . . . .	104
5.2.2	Description des tests . . . . .	106
5.2.3	Influence du manque de l'information de la densité . . . . .	107
5.2.4	Influence de la variabilité de la reconstruction 3D . . . . .	109
5.3	Effet de la distorsion . . . . .	111
5.3.1	Description des données et du protocole . . . . .	114
5.3.2	Description des tests . . . . .	114
5.3.3	Solution proposée pour limiter l'effet de la distorsion sur les résultats du recalage . . . . .	115
5.4	Effet du bruit d'acquisition dans les radiographies . . . . .	122
5.4.1	Descriptions des données . . . . .	123
5.4.2	Descriptions des tests . . . . .	125
5.4.3	Résultats et interprétations . . . . .	126
5.5	Effet de superposition des structures . . . . .	127
5.5.1	Description des données et du protocole . . . . .	127
5.5.2	Description des tests . . . . .	127
5.5.3	Résultats et interprétations . . . . .	130
<b>6</b>	<b>Résultats et applications</b>	<b>137</b>
6.1	Application sur des données réelles . . . . .	138
6.1.1	Protocole sur sujets sains . . . . .	138
6.1.2	Prothèses . . . . .	142
6.1.3	Analyse et interprétations des erreurs . . . . .	145
6.2	Vers une utilisation clinique et dynamique . . . . .	145
6.2.1	Axe transépycondylien . . . . .	146
6.2.2	Indice de cohérence articulaire . . . . .	147
6.2.3	Interpolation : vers la cinématique . . . . .	148
6.3	Généricité et utilisation avec d'autres articulations . . . . .	151
6.3.1	Prothèses de hanche . . . . .	152
6.3.2	Bassin . . . . .	153
6.4	Limites . . . . .	155
6.5	Conclusion . . . . .	157
<b>7</b>	<b>Conclusion générale</b>	<b>159</b>

# Liste des symboles

AIMS	Arthritis Impact Measurement Scales
AKS	American Knee Society
CT	Computed tomography
DRR	Digital Radiograph Reconstruction
GPU	Graphical processing unit
HAQ	Health Assessment Questionnaire
IRM	imagerie à résonance magnétique
ISB	Société Internationale de Biomécanique
LCA	Ligament croisé antérieur
LCA	Ligament croisé antérieur
LCP	Ligament croisé postérieur
LCP	Ligament croisé postérieur
LLE	Ligament latéral externe
LLE	Ligament latéral externe
LLI	Ligament latéral interne
LLI	Ligament latéral interne
PAPE	Point d'Angle Postéro Externe
PAPI	Point d'Angle Postéro Interne
PTG	Prothèse totale de genou
PTH	Prothèse totale de hanche
RSA	Roentgen Stereophotogrammetric Analysis
TF	Transformée de Fourier
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities

# Liste des tableaux

1.1	Localisation anatomique des interventions chirurgicales . . . . .	2
2.1	Symptômes cliniques et lésions ligamentaires. . . . .	15
2.2	Acquisition 1 . . . . .	26
2.3	Acquisition 2 . . . . .	26
2.4	Acquisition 3 . . . . .	27
3.1	Evaluation des propriétés de différentes méthodes . . . . .	64
4.1	Résultats obtenus avec différentes métriques. . . . .	90
5.1	Tableau des rotations des données de synthèse en degrés . . . . .	102
5.2	Rotations de synthèse avec un axe de rotation quelconque . . . . .	102
5.3	Translation de synthèse . . . . .	103
5.4	Résultats sur le premier os sec . . . . .	107
5.5	Résultats sur le second os sec . . . . .	107
5.6	Variabilité inter utilisateur de la reconstruction . . . . .	109
5.7	Variabilité intra opérateur de la reconstruction . . . . .	110
5.8	Erreurs obtenues après cropping des données . . . . .	115
5.9	Rotations de la tige dans le plan frontal . . . . .	118
5.10	Rotation de la tige dans le plan oblique . . . . .	119
5.11	Comparaison des différentes méthodes de fenêtrage : . . . . .	120
5.12	Estimation de rotations de la tige sur des données avec bruit (plexiglas). . . . .	126
5.13	Résultats sur les données du tibia. . . . .	130
5.14	Erreurs sur les données du tibia . . . . .	130
5.15	Résultats sur les données du fémur. . . . .	132
5.16	Erreurs sur les données du fémur . . . . .	132
6.1	Résultats sur des données réelles de genou . . . . .	140
6.2	Mouvement des prothèses . . . . .	144
6.3	Résultats de recalage des prothèses de hanche . . . . .	153
6.4	Résultat du recalage de bassin . . . . .	155

# Table des figures

1.1	Répartition en pourcentages des maladies professionnelle en Europe . . .	4
2.1	Définitions des axes et des plans anatomiques . . . . .	9
2.2	Structures osseuses du membre inférieur . . . . .	10
2.3	L'articulation du genou : ligaments . . . . .	11
2.4	Test de Lachman . . . . .	16
2.5	Tiroir antérieur . . . . .	16
2.6	Tiroir postérieur . . . . .	17
2.7	KT 1000 . . . . .	19
2.8	Cabine EOS . . . . .	20
2.9	Dimensions de la cabine EOS . . . . .	22
2.10	Rayonnement EOS . . . . .	23
2.11	Simulation de radiographie : (a) sans correction, (b) après corrections .	24
2.12	Distorsion des acquisitions EOS . . . . .	24
2.13	Simulations d'os sec . . . . .	25
2.14	Mire de tests . . . . .	26
2.15	Erreurs de simulation . . . . .	27
2.16	Reconstruction de fémur . . . . .	28
3.1	Classification des méthodes d'estimation du mouvement selon le degré d'invasivité de leur modalité d'acquisition . . . . .	37
3.2	Implants en tantalum au niveau du tibia . . . . .	40
3.3	Broches intracorticales . . . . .	41
3.4	Goniomètres . . . . .	43
3.5	Nappe de marqueurs lors de l'étude des mouvements de l'épaule et caméra VICON au CHU de Brest . . . . .	45
3.6	Marqueurs sur corps rigides . . . . .	47
3.7	Modélisation géométrique du compartiment médial (a) et latéral (b) du genou référence . . . . .	50
3.8	Modélisation des condyles par quadriques : 2 ellipsoïdes à gauche et 1 hyperboloïde à droite. . . . .	52
3.9	Autre modélisation du fémur distal en changeant la répartition de la surface : 2 hyperboloïdes d'axes différents. . . . .	52
3.10	Méthode de Vedi : IRM ouverte . . . . .	56

4.1	Pyramide et ses projections . . . . .	68
4.2	Schéma global de recalage 2D 3D . . . . .	69
4.3	Schéma global de l’algorithme proposé . . . . .	80
4.4	Module d’une transformée de Fourier d’une simulation de radiographie . . . . .	82
4.5	Application du théorème de la coupe centrale pour deux radiographies. . . . .	84
4.6	Compositions de quaternions unitaires . . . . .	91
4.7	Recherche de translation avec la phase de la TF . . . . .	93
5.1	Précision de la rotation . . . . .	100
5.2	Données de synthèse utilisées . . . . .	101
5.3	Rotations de synthèse . . . . .	103
5.4	Guide d’acquisition en plexiglas pour les tests sur os secs . . . . .	105
5.5	Radiographies des os secs . . . . .	106
5.6	Schéma des résultats obtenus avec les fémurs secs . . . . .	108
5.7	Erreurs des tests sur les fémurs secs avec le guide . . . . .	108
5.8	Tests de la variabilité de reconstructions inter opérateur . . . . .	111
5.9	Tests de variabilité de reconstruction intra opérateur . . . . .	111
5.10	Différents types de projections . . . . .	112
5.11	Effet de la distorsion dans des acquisitions EOS : radiographie d’une tige. A gauche (droite) basculement près (loin) du plan de référence. . . . .	113
5.12	Radiographies frontale et sagittale de la tige dans le plan de référence . . . . .	114
5.13	Tige avec fenêtrage : . . . . .	117
5.14	Fémur sec avec fenêtrage : . . . . .	120
5.15	Erreurs obtenues sur l’axe X avec différents fenêtrages . . . . .	121
5.16	Erreurs obtenues sur l’axe Y avec différents fenêtrages . . . . .	122
5.17	Erreurs obtenues sur l’axe Z avec différents fenêtrages . . . . .	122
5.18	Effet du balayage vertical de la source sur le fond des images . . . . .	124
5.19	Acquisitions de feu nu : Bruit (à gauche) et transformée de Fourier (à droite) . . . . .	125
5.20	Effet de l’atténuation du signal avec les plaques de plexiglas. . . . .	126
5.21	Sawbone composé d’un fémur et d’un tibia. . . . .	127
5.22	Radiographies du sawbone avec des marqueurs. . . . .	128
5.23	Sawbone (tibia) avec fenêtrage . . . . .	129
5.24	Rotation du tibia sawbone . . . . .	131
5.25	Erreurs sur les données du tibia du sawbone. . . . .	131
5.26	Rotations de fémur sawbone . . . . .	133
5.27	Erreurs sur les données du fémur du sawbone . . . . .	134
6.1	Radiographies de genoux normaux . . . . .	139
6.2	Données pré-traitées . . . . .	139
6.3	Os recalé . . . . .	141
6.4	Prothèse unicompartimentale . . . . .	142
6.5	Images radiographiques seuillées . . . . .	143

6.6	Prothèse recalée manuellement avec SterEOS pour la vérité terrain . .	145
6.7	Axe transépicondylien . . . . .	146
6.8	Surface de contact : (a) fémur, (b) tibia . . . . .	148
6.9	Interpolation de quaternions unitaires (Slerp) . . . . .	149
6.10	Interpolation du mouvement du tibia . . . . .	150
6.11	Interpolation du mouvement du fémur . . . . .	151
6.12	Image de prothèses de hanche . . . . .	152
6.13	PTH segmentée . . . . .	153
6.14	Radiographies du bassin . . . . .	154
6.15	Radiographie frontale en position assise . . . . .	156
6.16	Segmentation de radiographie EOS . . . . .	157

# Remerciements

Au bout de cette thèse, je voudrais remercier tous ceux qui m'ont soutenu au cours de ce travail ainsi que ceux qui ont contribué à son bon déroulement.

Tout d'abord, je voudrais remercier et exprimer ma reconnaissance envers Mme Valérie Burdin-Fracasso pour son encadrement, son accompagnement et son aide tout au long de ce travail. Je remercie également M. Éric Stindel, pour avoir dirigé mes travaux et pour ses précieux conseils qui m'ont permis de bien mener à terme ce travail. J'adresse mes remerciements aussi à M. Maurice Delplanque pour son aide et pour les discussions fructueuses qu'on a pu avoir durant ce travail.

Je tiens également à remercier mes rapporteurs, Mme Nicola Heigemeister, professeure à l'ETS Montréal et M. Faouzi Ghorbel, professeur à l'ENSI Tunis pour avoir accepté la lourde tâche de rapporter ce travail.

Je remercie aussi les membres du jury, M Christian Lefèvre professeur universitaire et praticien hospitalier à l'UBO-CHU de Brest et M. Frédéric Marin, professeur à l'UTC Compiègne, pour avoir accepté d'être membres de mon jury de thèse.

Je remercie également M. Christian Roux, le directeur du laboratoire LaTIM, pour m'avoir accueilli dans son équipe de recherche.

J'adresse mes remerciements aussi à M. Bassel Solaiman, le chef du département ITI à Télécom Bretagne, pour m'avoir accueilli au département.

Je remercie également la société EOS Imaging qui a financé ce travail dans le cadre d'une bourse industrielle CIFRE.

Je voudrais également remercier tous les amis que j'ai pu rencontrer durant cette période à Télécom Bretagne, au laboratoire LaTIM, ainsi qu'à EOS Imaging pour la bonne ambiance dans laquelle s'est effectuée ce travail.

Je remercie vivement mes parents pour m'avoir soutenu tout au long de mes études.

Je remercie également ma fiancée Aziza pour son support durant cette période.

# Chapitre 1

## Introduction générale

Les maladies ostéo articulaires constituent une part de plus en plus importante des pathologies qui touchent la population. En France, une étude de 2006 [32] a estimé à 12 000 000 le nombre de personnes ayant eu un problème ostéo articulaire l'année précédant l'enquête (1999), et on a trouvé que le rachis et le genou sont les articulations les plus touchées. Les interventions chirurgicales sont une solution largement utilisée pour plusieurs maladies musculo squelettiques même si d'autres traitements (médicaments, ré-éducation) peuvent être proposés. Ainsi, le nombre de personnes ayant subi ou devant subir une intervention chirurgicale pour des problèmes ostéo articulaires est de 5 400 000 avec plus de 550 000 poses de prothèses de hanche et plus de 270 000 poses de prothèses de genoux toujours selon la même étude [32]. Les statistiques de la répartition des interventions selon l'articulation (voir Tableau 1.1) montrent que le nombre des interventions pratiquées sur les membres inférieurs (hanches + genoux + chevilles + pieds  $\sim$  3 150 000) dépasse largement celui appliqué sur les autres parties du corps (épaules + mains + poignets  $\sim$  815 000). De plus, nous pouvons noter que l'articulation du membre inférieur la plus touchée est le genou. D'autre part, les articulations prothésées doivent parfois être ré-opérées après quelques années pour différentes causes en particulier le descellement et l'augmentation de l'espérance de vie. Ainsi, Berend a rapporté 20% de ré-opérations pour les prothèses uni-compartmentales de genou au bout de deux ans pour des patients obèses ayant subi une technique mini invasive d'implantation [12].

Les problèmes ostéo articulaires touchent les différentes tranches d'âge et peuvent être dus à des causes traumatiques ou non traumatiques. En effet, d'une part, les accidents de la route, de sport ou ceux de la vie quotidienne peuvent apparaître à tout âge. D'une autre part, l'hérédité, l'obésité ainsi que certaines activités professionnelles peuvent en être les principales causes dans ce dernier cas.

Des études statistiques tenant compte de différents paramètres comme le sexe, le groupe ethnique, socio économique et la tranche d'âge permettent de mieux comprendre et analyser les sondages pour connaître les causes et pouvoir y remédier. Dans

	Vie entière	Dernière année
Les genoux	1.2 million de personnes	490 000
Le dos/ la colonne vertébrale	800 000	450 000
Les hanches, le col du fémur	600 000	480 000
Les jambes, le tibia le péroné	580 000	180 000
Les chevilles	490 000	140 000
Les épaules	330 000	130 000
Les pieds	280 000	120 000
Les poignets, le canal carpien	250 000	130 000
Les mains	235 000	100 000
Les bras/ humérus	180 000	80 000

TABLE 1.1: Localisation anatomique des interventions chirurgicales en France (1998-1999) [32]

[131], certaines études essaient d'expliquer la relation entre les problèmes musculo squelettiques et les activités professionnelles. Cette étude montre bien la proportion de la population active touchée par ce type de maladies en Europe. Il a été rapporté également (voir figure 1.1), que le pourcentage des maladies ostéo articulaires par rapport aux maladies professionnelles est aussi en légère hausse dans les pays européens. Le vieillissement de la population peut également expliquer la tendance à la hausse des maladies ostéo articulaires. En effet, certaines maladies comme l'arthrose par exemple, touchent principalement les personnes âgées.

Plus généralement, au niveau mondial, ces maladies représentent la cause principale des douleurs chroniques et des invalidités. Dans le monde développé, comme dans les pays en voie de développement, elles ont de lourdes conséquences sociales. Le nombre de personnes concernées a atteint des centaines de millions. Aux Etats-Unis, les coûts de ces maladies ont atteint \$254 milliards en 2000. Ces chiffres vont encore augmenter avec le changement du mode de vie et le vieillissement de la population. 40% des femmes par exemple subiront une fracture liée à l'ostéoporose, le nombre de fractures de la hanche passera à 6.3 millions en 2050 contre 1.7 million en 1990 dans le monde.

Sur le plan clinique, ces maladies touchent à la fonctionnalité de l'appareil locomoteur limitant ainsi la mobilité de la personne. Parmi les fonctions les plus importantes de l'appareil locomoteur, la marche constitue une des plus complexes (vu l'âge de la maîtrise de la marche par l'enfant). Cette complexité est due à plusieurs facteurs qui ne sont pas le sujet de cette thèse. Cependant, nous nous intéressons à l'articulation du genou qui constitue un pilier important pour la marche et la mobilité. Cette articulation est également, comme nous l'avons mentionné (voir tableau 1.1), une des principales articulations touchées par les problèmes ostéo articulaires.

Les problèmes liés aux genoux ont été l'objet de plusieurs études depuis une trentaine d'années. Ces problèmes peuvent être classés selon l'approche qu'elles suivent. Parmi ces approches nous pouvons citer l'approche mécanique, cinématique ou l'ap-

proche anatomique. Les bio-mécaniciens ont largement étudié la marche par exemple. Ces travaux ont permis d'étudier les différentes phases du cycle de la marche et de fournir plusieurs résultats utiles pour l'analyse de ce mouvement et sa modélisation biomécanique. Cependant des hypothèses sont encore à l'étude comme la symétrie des mouvements entre les deux jambes au cours de la marche [53]. Les travaux sur cette articulation continuent donc à intéresser la communauté scientifique pour mieux comprendre ce complexe articulaire. Pour cela, différents systèmes ont été développés pour permettre d'effectuer de telles études. Les systèmes basés sur les marqueurs et les outils de mesures comme les goniomètres sont les plus largement utilisés.

Les orthopédistes se sont également intéressés à cette articulation (le genou) avec un autre point de vue. Leurs interventions pour la réparation des lésions ligamentaires et pour la pose de prothèses les ont poussés, dans un souci d'efficacité et de performance, à étudier l'articulation pour se mettre dans les meilleures conditions lors de leurs interventions chirurgicales. En effet, les orthopédistes interviennent principalement pour la réparation des deux types de lésions qui touchent cette articulation : les lésions accidentelles qui touchent essentiellement les ligaments et les ménisques et, les lésions dues à l'usure de l'articulation (l'arthrose par exemple). Ils étudient de manière statique les éléments anatomiques pour l'identification d'une arthrose, d'une fracture, ou d'une rupture ligamentaire. Pour cela, le clinicien utilise souvent une modalité d'imagerie. Les modalités à base de rayons X sont le plus souvent utilisées pour faire des acquisitions des structures osseuses. De la même manière, pour faire les acquisitions des tissus mous (ligaments, ménisques), l'imagerie à résonance magnétique (IRM) est plus souvent utilisée.

Enfin, les études de la cinématique de l'articulation peuvent également fournir des informations utiles à la compréhension du fonctionnement de l'articulation. Ainsi, le diagnostic des lésions ligamentaires par exemple peut être effectué par une approche fonctionnelle. L'imagerie est, dans ce cas, utilisée pour la confirmation d'une idée que le médecin s'est forgée en observant le mouvement de l'articulation. D'autres études fonctionnelles plus approfondies ont été effectuées pour comparer les mouvements normaux et pathologiques ainsi que les mouvements des articulations déjà prothésées [129, 124, 68]. De telles études permettent ainsi l'évaluation de la prothèse [83, 146, 105].

D'une manière générale, les outils développés pour aider les examinateurs à l'étude des articulations sont très variés. Ils évoluent pour répondre à des besoins cliniques demandant toujours plus de précision et de confort pour les patients et les examinateurs eux mêmes. Les systèmes utilisés incluent des systèmes qui se basent sur des implants [136, 17, 152] et d'autres qui se basent sur le suivi des trajectoires des marqueurs [137]. D'autres outils comme les goniomètres et les potentiomètres sont également utilisés dans certains travaux [58]. Certaines techniques peuvent également être utilisées pour faire des études fonctionnelles [155, 50, 49, 162]. Parmi ces outils, l'imagerie médicale a apporté un grand plus pour les chercheurs en fournissant des

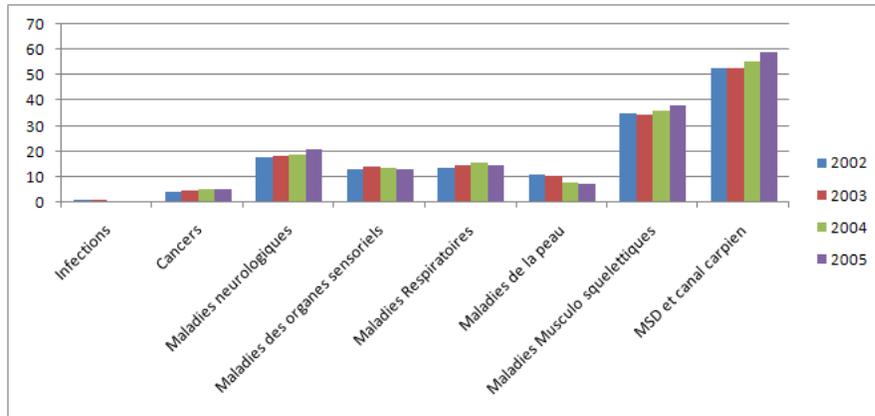


FIGURE 1.1: Répartition en pourcentages des maladies professionnelle en Europe (EU-15) excepté l'Allemagne, la Grèce et l'Irlande [131]

informations anatomiques des articulations. Certaines offrent la possibilité de faire des acquisitions 2D ou 3D de l'articulation. Ces systèmes d'imagerie sont généralement utilisés pour des analyses statiques des articulations (fractures, arthroses, ruptures de ligaments). Mais, d'autres modalités d'imagerie permettent d'aller jusqu'à obtenir des informations dynamiques des mouvements effectués. Dans ce cas, des méthodes de recalage sont utilisées pour faire correspondre les différentes acquisitions et déterminer ainsi les positions successives des structures osseuses. Les systèmes d'imagerie sont généralement utilisés pour des analyses statiques des articulations (fractures, arthroses, ruptures de ligaments).

Dans cette thèse, nous voulons étudier la possibilité d'utiliser une nouvelle modalité d'imagerie pour faire des études du mouvement de cette articulation. Dans ce travail, nous nous proposons d'étudier la faisabilité de l'utilisation du système EOS dans cet objectif. Ce système (EOS) s'inscrit parmi les modalités d'imagerie utilisant les rayons X. Il offre la possibilité d'effectuer des acquisitions radiographiques couplées frontales et sagittales de l'articulation dans différentes positions. Notre but est d'exploiter les avantages de ce nouveau système par rapport au système de radiographies classiques. Parmi ces avantages, la faible dose d'irradiations nécessaires pour effectuer les acquisitions est déjà utilisée d'un point de vue clinique. En effet, le système a été développé grâce aux travaux de Georges Charpak qui lui ont valu le prix Nobel en Physique en 1992 sur les détecteurs gazeux ultra sensibles et qui permettent l'utilisation d'une faible dose de rayonnement pour réaliser les radiographies. Le système fournit également une reconstruction 3D de l'enveloppe des structures osseuses grâce aux deux plans d'acquisitions. Nous présenterons plus en détails cette modalité dans la suite. Nous présenterons également notre méthode de recalage qui permettra de créer un lien entre les données 2D et 3D afin de déterminer les positions des structures osseuses dans les différentes acquisitions en tenant compte des spécificités de cette modalité.

La structure du document est la suivante. Dans le premier chapitre, nous présentons l'articulation du genou d'un point de vue anatomique et nous présentons les principaux problèmes fonctionnels qui la touchent et les protocoles cliniques utilisés pour les diagnostiquer. Ceci nous permettra de mettre en évidence le contexte global de notre travail et de présenter la modalité EOS que nous allons utiliser.

Le deuxième chapitre présente un état de l'art des différentes approches utilisées pour étudier la cinématique du genou. Nous pouvons ainsi évaluer l'apport de l'utilisation de la modalité EOS sur différents critères comme l'invasivité et la précision. D'autres caractéristiques comme la capacité à étudier des mouvements physiologiques, la capacité à étudier la dynamique, la généralité de la méthode, seront également pris en compte. Ceci nous permettra de proposer une classification originale multi critères des différentes méthodes utilisées et de positionner la modalité EOS parmi les méthodes existantes.

Le troisième chapitre détaille notre méthode d'estimation des positions des structures osseuses basée sur un recalage 2D 3D des données de la modalité EOS. Notre recalage tire bénéfice du fait que la modalité EOS permet d'obtenir à la fois les données 3D initiales et les données 2D des positions à rechercher, même si ces dernières sont de nature différente comme nous allons le voir par la suite.

Le quatrième chapitre est consacré à la mise en œuvre pratique de la méthode et à l'évaluation de l'implémentation sur des données de plus en plus complexes, allant des données synthétiques à des données réelles en passant par des fantômes. Ceci permettra de valider notre méthode dans les conditions réelles d'acquisitions.

Dans le dernier chapitre, nous effectuons une mise en situation du protocole complet sur deux sujets sains. Nous proposons un passage des acquisitions pseudo-statiques vers la cinématique. Nous présentons également quelques applications de notre travail sur des données réelles présentant d'autres articulations pour illustrer la généralité de la méthode. Ceci nous permettra de conclure sur la capacité d'EOS à améliorer la connaissance cinématique.



# Chapitre 2

## Contexte de l'étude du genou

Dans ce chapitre, nous commençons par la description de l'anatomie de l'articulation étudiée et par une introduction du vocabulaire clinique utilisé. Nous présentons aussi quelques pathologies qui peuvent avoir des conséquences sur les mouvements du genou et les examens appliqués en routine clinique pour leurs diagnostics. Nous présentons également la modalité EOS, système radiographique récent, objet de notre étude.

# Introduction

Avec le vieillissement de la population, les maladies musculoarticulaires touchent de plus en plus de personnes. Ayant le poids du corps qui repose essentiellement sur les hanches et les genoux, ces articulations sont parmi les plus concernées par ce type de maladies. Le grand nombre des interventions de pose de prothèse totale pour l'articulation du genou par exemple en témoigne. En effet, en France en 2000, ce nombre était de 40 000, aux États Unis, il était de 277 000 et de 63 000 en Angleterre et Pays de Galles (2006). L'étude de l'articulation du genou et de son fonctionnement apportera les connaissances et les outils nécessaires à de meilleurs traitements.

C'est dans ce cadre que nous commençons par introduire l'articulation du genou et voir les différentes pathologies qui peuvent la toucher. Dans ce premier chapitre, nous présentons l'anatomie de l'articulation du genou ainsi que certains de ses dysfonctionnements qui nous intéressent dans le cadre de notre thèse. Nous parlerons également des techniques qui composent l'examen clinique standard et le matériel généralement utilisé en routine clinique. A la fin du chapitre, nous présentons le système d'acquisition EOS pour lequel nous développons une méthode de recalage automatique afin d'évaluer sa capacité à appréhender la fonctionnalité des articulations.

## 2.1 Anatomie

Cette description s'inspire largement des ouvrages d'anatomie [70] et des manuels universitaires.

### 2.1.1 Nomenclature

Nous commençons tout d'abord par définir les axes et les plans cliniques ainsi que certains termes que nous utiliserons par la suite (voir figure 2.1).

- Axe transverse : C'est l'axe qui traverse le patient à partir de sa gauche vers sa droite.
- Axe vertical : C'est l'axe qui traverse le patient de la tête aux pieds, dirigé vers le haut.
- Axe sagittal : C'est l'axe qui traverse le patient de la partie postérieure vers la partie antérieure
- Plan transversal : C'est le plan orthogonal à l'axe vertical.
- Plan frontal : C'est le plan orthogonal à l'axe sagittal.
- Plan sagittal : C'est le plan orthogonal à l'axe transverse.
- Proximal/distal : La partie proximale est celle qui est plus proche du tronc alors que celle plus éloignée est appelée distale.
- Latéral/médial : La partie plus à l'extrémité du corps est appelée latérale contrairement à la partie plus centrée appelée médiale.
- Antérieur/postérieur : La partie en avant du plan frontal est appelée antérieure contrairement à la partie postérieure qui est en arrière.

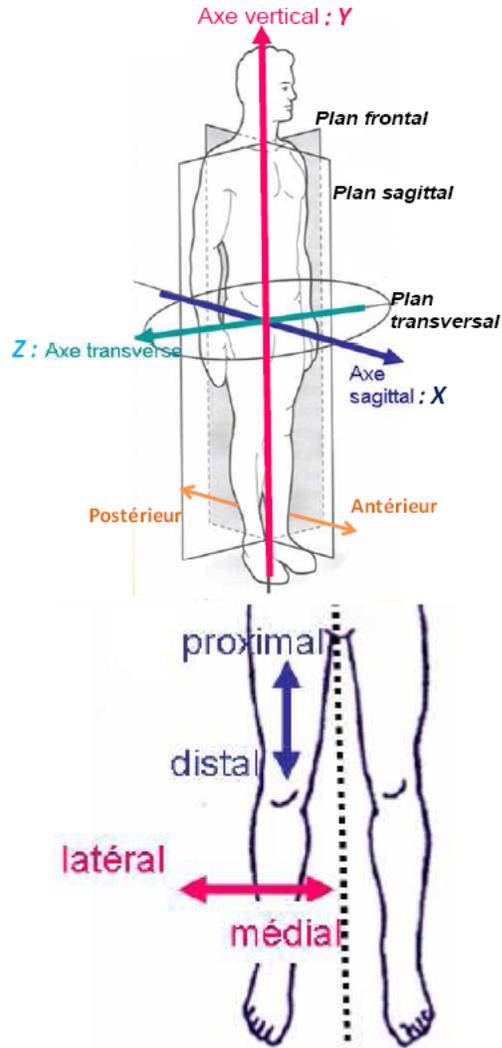


FIGURE 2.1: Définitions des axes et des plans anatomiques [140]

### 2.1.2 Structures osseuses

L'articulation du genou est composée de trois os longs : le fémur qui constitue l'os de la cuisse, le tibia et le péroné qui forment les deux os de la jambe, et d'un petit os plat : la rotule qui se situe à la face antérieure du genou. La figure 2.2 montre la position de chaque os.

**Fémur** : C'est l'os de la cuisse. Il est l'os le plus long du corps. Il est constitué de deux épiphyses et un diaphyse. L'épiphyse proximale est composée de la tête fémorale en forme de 2/3 d'une sphère, du col du fémur et des deux trochanters : petit et grand. L'épiphyse distale est composée de la trochlée et de deux condyles : médial et latéral.

Le condyle médial est moins large, plus long et plus oblique que le condyle latéral. Quant à la trochlée, sa joue latérale est large et plus haute que sa joue médiale.

**Tibia** : C'est l'os antéro médial de la jambe. L'épiphyse proximale est constituée de deux condyles qui forment le plateau tibial. Le condyle médial est ovale concave et le condyle latéral est rond et convexe d'avant en arrière et concave transversalement. L'épiphyse distale est formée par la malléole interne et le pilon.

**Rotule** : ou encore patella : C'est un os triangulaire enchâssé dans le tendon du quadriceps. Il a la forme triangulaire avec la pointe dirigée vers le bas et le bord supérieur constitue la base. Sa surface articulaire (face au fémur) est couverte par un cartilage.

**Péroné** : ou encore fibula : Il constitue le deuxième os de la jambe. Il est plus externe et plus grêle que le tibia. Il s'articule sur le tibia sur les deux extrémités et sur le talus sur l'extrémité distale.

Il n'y a pas de congruence osseuse dans l'articulation du genou, comme c'est le cas par exemple pour l'articulation de la hanche. Les différents os sont liés entre eux avec un ensemble de ligaments, de muscles et de tendons.



FIGURE 2.2: Structures osseuses du membre inférieur

### 2.1.3 Ligaments : Anatomie et physiologie

En plus des structures osseuses, l'articulation du genou comporte également un ensemble de ligaments qui assurent la stabilité de l'articulation. Les quatre principaux ligaments sont le ligament latéral intérieur LLI, le ligament latéral extérieur LLE, le

ligament croisé antérieur LCA et le ligament croisé postérieur LCP. Dans la littérature, ces ligaments peuvent être divisés pour définir un ensemble de faisceaux de ligaments de plus en plus petits, mais dans le cadre de cette thèse, nous nous arrêtons à ce stade de classification, un stade largement répandu chez les cliniciens et qui répond à nos besoins. L'articulation comporte aussi d'autres ligaments comme : le ligament patellaire et le ligament de la tête du péroné.

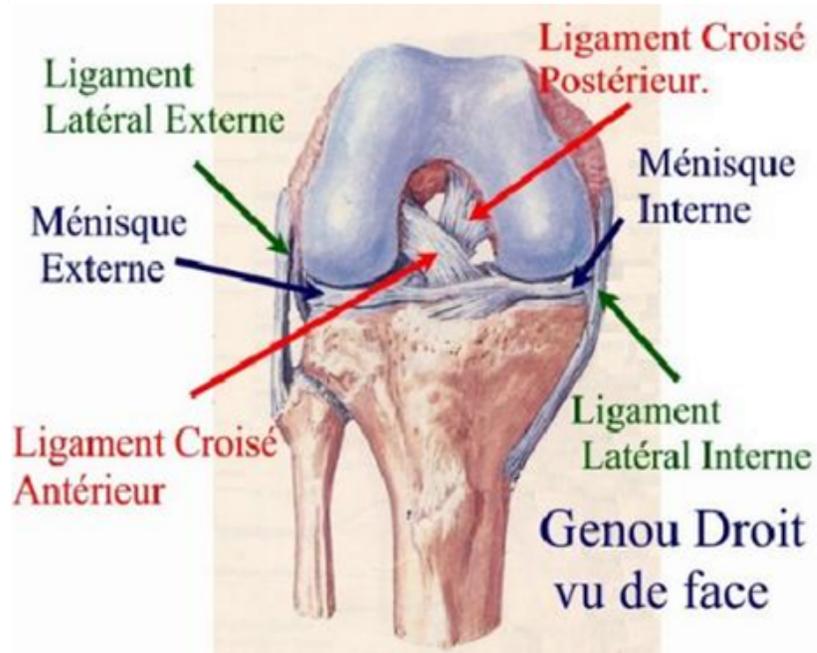


FIGURE 2.3: L'articulation du genou : ligaments

### 2.1.3.1 Ligament latéral interne LLI

C'est un ligament de longueur de 9 à 10 cm et de largeur de 2 cm. Il s'accroche sur le bord interne du fémur sur le tubercule condylien interne et sur le bord latéral interne du tibia. Il assure avec le ligament latéral externe, un rôle de stabilisation latérale du genou.

### 2.1.3.2 Ligament latéral externe LLE

Ce ligament est de longueur de 5 à 6 cm. Il s'accroche au bord latéral externe du fémur et sur la tête du péroné. Il assure un rôle de stabilisation latéral du genou.

### 2.1.3.3 Ligament croisé postérieur LCP

Sa longueur est de  $38 \pm 4$  mm. Son épaisseur est de  $13 \pm 1$  mm. Dans le plan frontal, le ligament croisé postérieur (LCP) occupe les deux tiers internes de l'échancrure inter

condylienne. L'origine fémorale du LCP a une forme en éventail et s'insère pour sa partie latérale au zénith sur le toit de l'échancrure et pour sa partie médiale sur la face médiale du condyle interne. L'insertion tibiale du LCP est localisée au tiers inférieur de la surface rétro spinale du tibia [113]. Comme nous allons le voir dans le paragraphe 2.3.1.3, c'est un stabilisateur primaire du tiroir postérieur entre 30° et 90° [65].

#### **2.1.3.4 Ligament croisé antérieur LCA**

Il est situé à l'échancrure du genou. Il est oblique vers le haut, l'arrière et en dehors. Il est composé par deux faisceaux principaux antéromédial et postérolatéral dans la plupart des études. La partie antérieure de l'insertion se situe à 2 à 3mm en arrière de la partie antérieure de l'insertion du ménisque. La partie médiale suit le cartilage articulaire du plateau tibial [16]. Ce ligament est le principal obstacle à la translation tibiale antérieure.

#### **2.1.3.5 Ligament patellaire**

Ce ligament prolonge le tendon du quadriceps fémoral pour aller de la rotule au tibia au niveau de la tubérosité. Il est de longueur moyenne de 43 mm et de largeur 30 mm [128].

Bonin [16] étudie les rôles de ces différents ligaments. Il conclut que les ligaments croisés antérieur et postérieur constituent un axe central pour la rotation, à l'exception de la rotation externe. Alors que, les ligaments latéraux interne et externe forment une enveloppe extérieure qui contrôle la stabilité notamment la stabilité varus/valgus (déviation de l'articulation vers/en dehors de l'axe du corps).

### **2.1.4 Muscles, tendons, cartilages, ménisques**

#### **Muscles et tendons**

En plus de leurs rôles fondamentaux d'exercer les forces nécessaires pour effectuer un mouvement donné, les muscles et les tendons jouent un rôle important pour la stabilisation de l'articulation.

#### **Cartilages**

Les surfaces de contact du tibia et du fémur sont couvertes par une couche lisse glissante à épaisseur non uniforme : le cartilage. Le cartilage couvre également la partie arrière de la rotule. Il permet ainsi à l'articulation des mouvements souples. Le cartilage n'est pas visible par l'imagerie conventionnelle utilisée pour les os tel que les rayons X. Il est par contre visible avec l'IRM (imagerie par résonance magnétique).

## Ménisques

Chaque genou contient deux ménisques, un interne en forme de C et un externe en forme de O. Ils jouent un rôle d'adaptation et de stabilisation entre les surfaces des condyles fémorales avec le tibia. Ils permettent également un rôle d'amortissement en absorbant les chocs, ainsi qu'un rôle de cale. Mais, ils ne s'interposent pas complètement entre le fémur et le tibia, le contact entre les deux cartilages persiste. L'épaisseur des ménisques n'est pas constante tout au long de la surface qu'ils couvrent.

**PAPE, PAPI** Ce sont le Point d'Angle Postéro Externe et le Point d'Angle Postéro Interne.

Le PAPE est situé à l'arrière du ligament latéral externe. C'est une zone capsulaire renforcée par la corne postérieure et les tendons d'insertion du muscle poplité. Le PAPI est composé par le ligament oblique poplité, la partie postérieure du LLI, la coque condylienne interne, la corne postérieure du ménisque interne et le muscle jumeau interne.

Le PAPE ainsi que le PAPI jouent un rôle important dans la stabilisation de l'articulation.

Pendant le mouvement de l'articulation, les os bougent entre eux. Ainsi, en plus du mouvement principal du tibia par rapport au fémur, un mouvement du péroné par rapport au tibia et un mouvement de la rotule par rapport au fémur ont été décrits. Le mouvement du tibia par rapport au fémur entraîne un mouvement de la rotule qui joue le rôle d'une poulie pour augmenter les efforts des muscles. Quant au mouvement du péroné par rapport au tibia, il n'est possible dans l'extrémité proximale que si les deux os bougent à l'extrémité distale. En effet, certains divisent l'articulation du genou en une articulation fémoro tibiale plus une articulation fémoro patellaire.

Nous nous intéresserons dans cette thèse particulièrement au mouvement entre le fémur et le tibia. C'est le principal mouvement dans cette articulation.

En position debout, tout le poids du corps repose sur l'articulation du genou qui supporte des pressions importantes. Elle est donc vulnérable à des contraintes mécaniques qui peuvent entraîner la détérioration de l'articulation. De plus, la non-congruence de l'articulation du genou la rend plus vulnérable aux traumatismes. Une défaillance de ces ligaments ou de l'un d'eux peut entraîner une instabilité de l'articulation. En effet, avec l'articulation de la hanche, cette articulation est parmi les plus opérées. On compte près de 142 000 poses de prothèses de hanche par an en France [74], et près de 234 000 aux Etats Unis [117].

Dans le paragraphe suivant, nous présentons les différents mouvements qui se passent dans le cas d'un genou normal et les différentes laxités qui peuvent le toucher.

## 2.2 Mouvements femoro tibiaux

### 2.2.1 Description d'un mouvement normal

L'articulation du genou bénéficie d'un nombre maximal de degrés de liberté du fait de la non congruence des os qui la forment. En effet, on rapporte trois types de rotations entre le fémur et le tibia : flexion extension, abduction adduction et interne externe, ainsi que des translations entre ces deux os.

L'amplitude de ces mouvements varie entre  $110^\circ$  à  $160^\circ$  pour une flexion maximale et peut atteindre de 0 jusqu'à  $-10^\circ$  en extension maximale [121]. Pour les autres rotations, l'amplitude est moindre. Ainsi, la rotation abduction adduction varie de  $3.4^\circ$  entre 0 et  $60^\circ$  de flexion selon [62]. Pour la rotation interne externe, elle atteint  $10.6^\circ$  pour le même intervalle de flexion [62]. Quant à l'amplitude de la translation, elle atteint 4.2 mm dans le compartiment externe d'un genou normal [40]. Ainsi, les méthodes d'estimation de mouvements de cette articulation doivent avoir une précision capable à bien mesurer ces amplitudes.

### 2.2.2 Laxités ligamentaires

La laxité ligamentaire est un manque de tension au niveau des ligaments qui peut être dû à des ruptures ou des lésions plus au moins graves. Les lésions se manifestent généralement par des mouvements anormaux des os ou par des amplitudes de mouvements supérieures à la normale.

Les causes peuvent être multiples. Les accidents, genoux fléchis, sont les principales causes de lésions du LCP comme pour les chocs contre le tableau de bord d'une voiture. Mais ce type de lésions reste beaucoup moins fréquent que les lésions LCA (environ 10%). Les ruptures du LCA sont très souvent causées lors de l'activité de ski ou de football lorsque le genou est soumis à une hyper extension brusque ou lorsqu'il est bloqué et soumis à de fortes rotations. Pour le LLI, les lésions isolées sont souvent dues à des contraintes en valgus alors que les lésions isolées du LLE sont exceptionnelles.

Dans la plupart des cas, les lésions peuvent toucher plusieurs ligaments simultanément.

Le tableau 2.1 résume les différentes laxités et les lésions ligamentaires qui lui sont associées.

<b>symptômes cliniques</b>	<b>Lésions ligamentaires</b>
Laxité postérieure isolée	LCP
Laxité postérieure combinée externe	LCP + éléments postéro externes
Laxité postérieure combinée interne	LCP + formations internes + postéro internes
Laxité postérieure générale	LCP + points d'angle interne et externe
Laxité antérieure isolée complète	LCA
Laxité antérieure isolée incomplète	LCA
Laxité antérieure évoluée	LCA + ménisques + LCP
Laxité antéro-externe	LCA + complexe postéro externe
Laxité antérieure avec pré-arthrose	LCA + lésions chondrales secondaires
Arthrose sur laxité antérieure	LCA + lésions chondrales

TABLE 2.1: Symptômes cliniques et lésions ligamentaires.  
[16, 65]

Pour faire un diagnostic de ces lésions et identifier, dans un genou traumatisé, des mouvements anormaux par leurs types ou leurs amplitudes, plusieurs examens cliniques sont pratiqués par les cliniciens pour mettre en évidence ces anomalies de mouvements.

## 2.3 Examens cliniques

Nous avons évoqué dans la section précédente les symptômes cliniques des principales lésions ligamentaires. Ceci nous amène à présenter les examens cliniques standards réalisés dans la plupart des hôpitaux pour faire les diagnostics ainsi que certains outils utilisés.

### 2.3.1 Manipulations cliniques

Lors de ces tests cliniques, le médecin essaie d'appliquer des forces à l'articulation pour voir des mouvements anormaux qui traduisent des lésions de ligaments particuliers.

#### 2.3.1.1 Test de Lachmann

Lors de ce test, le médecin cherche à avancer le tibia sous le fémur, synonyme d'une lésion du LCA. Appuyant d'une main sur le fémur distal, il réalise de l'autre une traction vers l'avant du tibia proximal, pendant que le genou est fléchi à 20° et les muscles sont relâchés. En cas de rupture du LCA, on observe une translation antérieure du tibia. Un arrêt mou montre que le LCA est rompu.



FIGURE 2.4: Test de Lachman

### 2.3.1.2 Tiroir antérieur

Le genou est fléchi entre  $60^\circ$  et  $90^\circ$ , le médecin essaie d'exercer une traction vers l'avant qui signifierait une lésion ligamentaire du LCA ainsi que d'un ligament périphérique. Si le test est positif, le déplacement du tibia change visiblement l'allure du genou.



FIGURE 2.5: Tiroir antérieur

### 2.3.1.3 Tiroir postérieur

Le genou est fléchi à  $90^\circ$  et le pied du patient est bloqué. L'examineur essaie d'appliquer une translation vers l'arrière. Un résultat positif montre une lésion au niveau du LCP. Le médecin essaie en plaçant les doigts de part et d'autre du tendon rotulien de détecter une translation du plateau tibia vers l'arrière.



FIGURE 2.6: Tiroir postérieur

#### 2.3.1.4 Récurvatum, test de Houghston

Ce test consiste à soulever la jambe par le gros orteil. L'existence d'un récurvatum-varus en hyper rotation externe indique de graves lésions fonctionnelles au niveau du LCP et du PAPE.

#### 2.3.1.5 Ressauts rotatoires

C'est un ensemble de tests dont le plus ancien a été décrit par Lemaire en 1968 pour mettre en évidence la rupture du LCA, sauf qu'il arrive que les résultats de ces tests soient négatifs bien que le ligament soit altéré. On note plusieurs tests : le ressaut en extension, le pivot shift de Mac Intosh, le Jerk test de Hughston, le test de Slocum, le test de Losee.

Pour le ressaut classique de Lemaire par exemple, pendant que le genou est en extension et le pied en rotation interne, l'examineur applique une rotation interne sur le pied, applique une légère force sur la tête du péroné et effectue de légères flexions, ce qui produit un ressaut entre 10 et 20°.

Pour le ressaut de Macintosh, l'examineur tient le pied en légère rotation interne et une force en varus forcé sur l'extrémité supérieure de la jambe. On commence la flexion et on observe le plateau tibial externe se déplacer en avant.

#### 2.3.1.6 Scores

Pour l'évaluation de l'état de santé du patient, une méthode consiste à lui poser un ensemble de questions et de lui attribuer un score permettant de quantifier son état. Certains de ces questionnaires sont plus spécifiques et traitent spécialement de l'état du genou. Parmi les scores les plus utilisés, on note le système Oxford IKS (International Knee Society) [37] qui se base sur un questionnaire simple et qui est conçu pour l'évaluation du remplacement complet du genou. Le score AKS (American Knee Society) [94] est également un score largement utilisé comme un outil d'évaluation clinique qui a été conçu aussi dans le cadre de l'évaluation du remplacement total du genou. Il est formé par un questionnaire assisté par un clinicien et il se compose d'un

indice qui prend en considération la douleur, la stabilité et les degrés de liberté et d'un autre indice qui tient compte de la fonctionnalité : marche, montée et descente des escaliers. WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) est un autre système de score largement répandu conçu pour le genou et la hanche.

D'autres questionnaires tels que le SF36 sont plus généraux et sont utilisés pour le suivi global de la santé. Le HAQ (Health Assessment Questionnaire) [20] est également appliqué pour des patients ayant différentes pathologies. Il a été développé au départ pour la rhumatologie et il essaie de mesurer le dysfonctionnement, la douleur, le coût et les effets secondaires. AIMS (Arthritis Impact Measurement Scales), s'inscrit également parmi les premiers questionnaires qui ne sont pas spécifiques au genou et qui ont été développés au départ pour la rhumatologie.

L'utilisation de ces différents scores pour l'évaluation de l'état du patient rend parfois difficile la comparaison des résultats obtenus après les interventions cliniques. Des études ont été faites pour comparer certains de ces scores. Dans [107], Medalla compare le IKS et le AKS et trouve que les deux scores sont corrélés pour les patients avec une PTG depuis deux ans. Pour déterminer les patients nécessitant un contrôle clinique, il conclut donc qu'il suffit de faire un IKS plus simple et beaucoup moins cher puisqu'il ne nécessite pas d'assistance d'un clinicien.

## 2.3.2 Appareils

Afin de mieux diagnostiquer les laxités et comparer les résultats, les médecins ont recours à des appareils permettant la quantification de certains dysfonctionnements. Nous présentons dans ce paragraphe les principaux appareils utilisés pour ces diagnostics ainsi que pour mettre en évidence le varus valgus.

### 2.3.2.1 KT1000, KT2000

Les appareils KT1000 (MEDmetric®) ont été introduits au début des années 80. L'appareil applique une force bien déterminée sur le tibia stabilisé à 20-35° de flexion. Les deux pagaies de l'appareil se placent à la rotule et au tubercule du tibia. En appliquant des forces de 67N (Newton<sup>1</sup>), 89N, 133N et en mesurant la distance entre les deux pagaies, l'utilisateur obtient une quantification de la translation antéropostérieure.

---

1.  $1N = 1 \frac{kg.m}{s^2}$

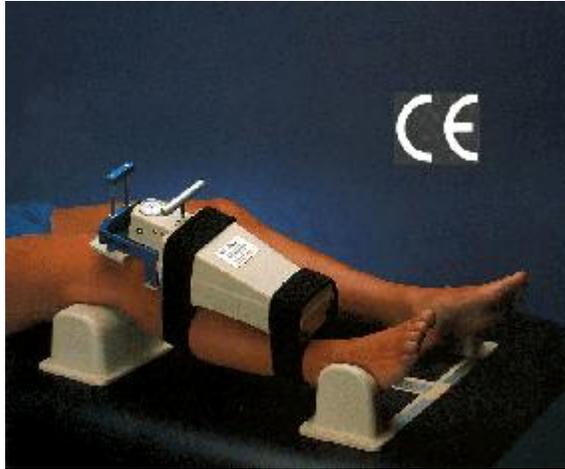


FIGURE 2.7: KT 1000

Par la suite, un autre appareil, le KT2000 apparaît. Le principal apport des appareils KT2000 par rapport à l'ancienne version KT1000 est une interface graphique.

Malgré le fait que les appareils KT1000 et KT2000 sont les appareils les plus utilisés pour le diagnostic de la laxité ligamentaire, de nombreux travaux mettent en question la fiabilité de leurs résultats et donc l'intérêt de les utiliser. Wiertsema [153] compare la fiabilité des résultats obtenus avec un appareil KT1000 et des résultats de test de Lachmann, et trouve que les tests cliniques de Lachmann sont plus fiables pour le diagnostic d'une rupture du LCA même si le degré de gravité avec une telle méthode (test de Lachmann) n'est pas bien évalué.

### 2.3.2.2 Testeur Telos

Cet appareil (Telos®) permet d'appliquer une certaine pression à une articulation pendant l'acquisition d'une radiographie pour l'évaluation de la laxité d'un ligament bien défini. L'examen radiologique montre, en cas de rupture du ligament, un déplacement nettement supérieur à la normale.

### 2.3.2.3 Synthèse

Dans ce chapitre, nous avons évoqué des méthodes utilisées en routine clinique pour le diagnostic de l'état du genou ou l'estimation de ses mouvements. Malgré leur utilité, ces techniques peuvent être des sujets de critiques pour différentes raisons (précision, coût, variabilité des résultats). D'autre part, le diagnostic reste très dépendant de l'expérience de l'examineur. De plus, du fait que les résultats sont peu quantifiés et la marge d'erreur est grande, les décisions sont difficiles à prendre. Ceci constitue un problème majeur pour le diagnostic mais aussi pour le suivi postopératoire. La fiabilité inter et intra opérateur est, elle aussi, contestable pour la plupart des appareils utilisés. Pour cela, la décision ne prend pas uniquement en compte les résultats

fournis par ces appareils mais ceux-ci constituent un complément dans l'examen clinique dans la plupart des hôpitaux. En effet, l'estimation du mouvement doit avoir la précision nécessaire pour mesurer les amplitudes d'un mouvement normal ou pathologique. Cette précision est possible à obtenir avec d'autres méthodes de recherche de mouvements, en particulier celles qui reposent sur l'imagerie (X, IRM). L'ensemble des méthodes évaluant le mouvement des structures osseuses sera exposé dans le chapitre suivant, mais avant, nous allons présenter le système qui fait l'objet de cette thèse CIFRE afin de pouvoir le comparer à ces dernières.

## 2.4 Système radiographique biplan EOS

Dans notre travail, nous essayons d'étudier la capacité de la modalité EOS à l'étude de la fonctionnalité du genou. Dans ce paragraphe, nous présentons la méthode d'acquisition des radiographies de ce système ainsi que sa géométrie. Comme nous allons le voir, cette géométrie influe sur la qualité des radiographies produites. Nous présentons également un algorithme pour la simulation des acquisitions EOS.



FIGURE 2.8: Cabine EOS

### 2.4.1 Description du système

EOS est un appareil de radiologie développé par la société EOS-Imaging (Paris). Son principe est basé sur les travaux de Georges Charpak sur les détecteurs gazeux et

qui lui ont valu le prix Nobel de physique en 1992. Cet appareil permet l'acquisition simultanée de deux radiographies face et profil du corps entier avec des doses 7 à 8 fois inférieures à la radiographie classique. Cette modalité nous offre la possibilité d'utiliser deux sources de rayonnement X (sagittale et frontale).

Grâce à un collimateur éliminant la propagation du rayonnement dans la direction verticale, le passage des rayons s'effectue en partant de la source dans des directions horizontales. Cette projection est de type cylindrique. Le faisceau de rayon X obtenu est fin et ne permet l'acquisition que d'une seule ligne d'image. Pour cela, la source effectue une translation pour effectuer un balayage vertical du volume à étudier. Ainsi, l'acquisition d'un patient de la tête au pied prend 15 secondes.

Ceci donne à la modalité l'avantage d'acquérir des radiographies sans distorsion verticale. En effet, les distances sur l'axe vertical, respectent les distances réelles contrairement aux radiographies classiques où un facteur multiplicatif (1.1~1.2) est généralement appliqué aux mesures pour retrouver les dimensions réelles. Par contre, sur l'axe horizontal, des distorsions peuvent apparaître dans les radiographies EOS comme sur tout système de projection. Pour les éliminer, des corrections se font par rapport à un plan de référence lors d'une phase de prétraitement.

Lors du placement du patient dans une position donnée, nous devons tenir compte de ces plans de références (frontal et sagittal) afin que les corrections soient bien appliquées. La figure 2.9 montre le champ des rayons X dans la cabine EOS.

Un logiciel de traitement des données, SterEOS, accompagne le système. Il permet de faire une reconstruction 3D surfacique des certaines structures osseuses dont celles du membre inférieur, ainsi que des mesures 3D de ces structures pour faire leurs analyses cliniques. Ce logiciel est le fruit d'une collaboration entre EOS-Imaging, le laboratoire de biomécanique (LBM) de l'ENSAM (Paris) et celui d'imagerie et d'orthopédie (LIO) de l'école de technologie supérieure (ETS) de Montréal. Nous utiliserons par la suite une version de ce logiciel dédiée à la recherche.

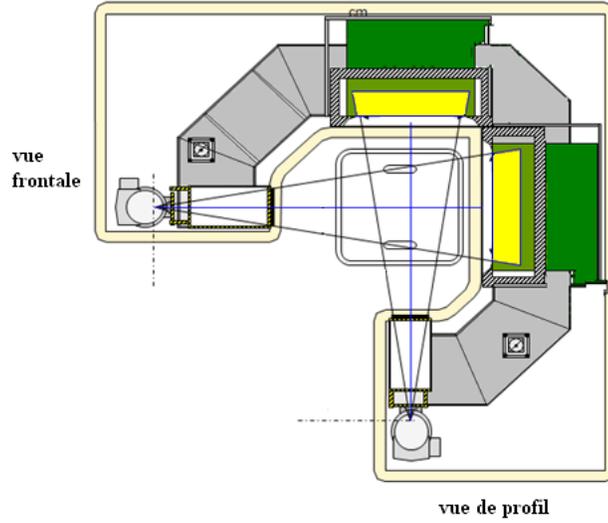


FIGURE 2.9: Dimensions de la cabine EOS

## 2.4.2 Principe physique des radiographies

Comme nous allons le voir, les radiographies peuvent être considérées comme des projections des données 3D.

En effet, si nous modélisons une radiographie par une projection parallèle de rayonnement en suivant la loi de Beer, l'acquisition d'une radiographie peut s'écrire avec l'équation suivante :

$$I = I_0 \exp\left(-\int \alpha \rho l\right) \quad (2.1)$$

Avec  $\alpha$  est un facteur d'atténuation,  $\rho$  est la densité de la matière traversée et  $l$  est sa longueur.  $I$  et  $I_0$  sont les intensités à l'émission et à la sortie du rayonnement. Ainsi, l'image observée peut s'écrire comme suit :

$$-\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int \alpha \rho l \quad (2.2)$$

En réalité, dans un appareil de radiographie classique, le rayonnement part d'une source ponctuelle. Les projections ne sont donc pas parfaitement parallèles.

Les acquisitions EOS sont aussi différentes. En effet, le rayonnement EOS est très fin sur l'axe vertical. La source effectue un balayage vertical pour faire l'acquisition de la zone étudiée. Sur cet axe, le rayonnement agit donc comme un rayonnement

parallèle. Sur le plan horizontal, le rayonnement agit comme une source classique. Globalement, ce type de projection suit une géométrie cylindrique.

### 2.4.3 Simulation des radiographies EOS

Pour bien illustrer le fonctionnement de l'appareil EOS, nous développons dans ce paragraphe une méthode simulant ses acquisitions et nous comparons les résultats simulés avec des acquisitions réelles. Ce principe de simulations de radiographies est appelé DRR pour Digital Radiograph Reconstruction en anglais.

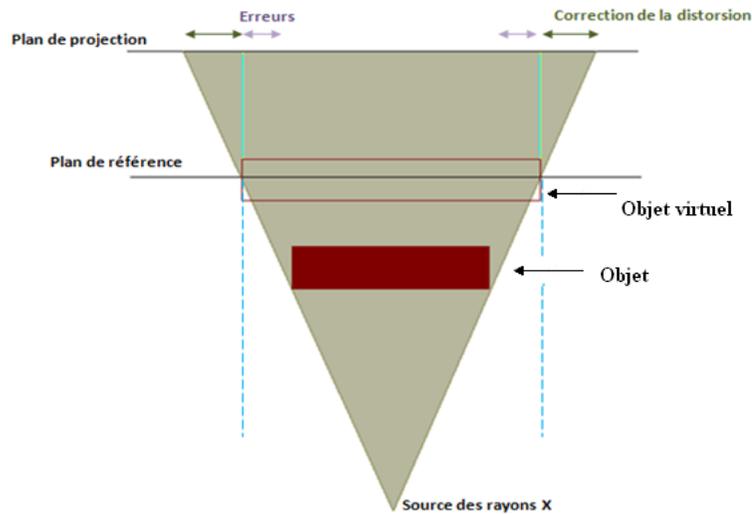


FIGURE 2.10: Rayonnement EOS

Pour la génération des simulations des radiographies, l'algorithme intuitif essaie de produire le phénomène physique qui se déroule dans la cabine EOS et de produire les prétraitements appliqués sur les données brutes issues des capteurs pour avoir les données EOS finales.

Ainsi, la première variante de l'algorithme repose sur le fait de simuler des lancers de rayons. En respectant les dimensions de la cabine, à partir de la position de la source de l'émission du rayonnement, des rayons vont traverser l'objet mis dans une position bien déterminée de la cabine. Le traitement se fait coupe par coupe, ce qui correspond au déplacement vertical à la source de rayonnement. Le pas de ce déplacement, correspond à la résolution verticale de l'image. Horizontalement, les voxels sont projetés sur les plans de projections couche par couche par cumul de l'intensité. Le voxel sera projeté sur le capteur le plus proche du plan de projection.

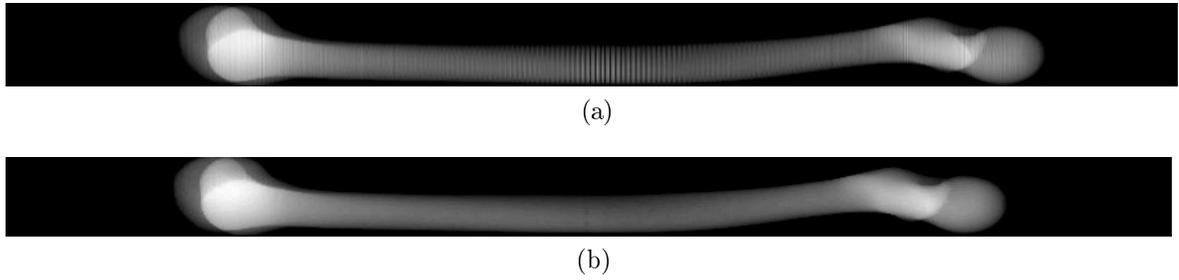


FIGURE 2.11: Simulation de radiographie : (a) sans correction, (b) après corrections

La projection cylindrique du système EOS a pu être mise en évidence en utilisant cet algorithme (voir figure 2.12). Cependant, la qualité des résultats restait à améliorer. En effet, des rayures apparaissent dans les projections, dues aux problèmes d'échantillonnage de l'objet et des plans de projections. Pour corriger ces erreurs, plusieurs méthodes ont été testées. Celle qui a permis d'améliorer considérablement la qualité de l'image, se fait en effectuant une rétro projection. En utilisant cette variante, les rayons sont calculés à partir des capteurs situés sur les plans de projections vers la source. Le long de chaque rayon, la distance que parcourt le rayon dans la matière est calculée. Cette distance permet avec la densité de chaque voxel de déterminer les valeurs qui seront cumulées sur les capteurs de projection. C'est cette méthode qui a été retenue pour la suite.

Une fois le phénomène physique simulé, les corrections de la distorsion horizontale sont appliquées sur ces données comme pour les données brutes.



FIGURE 2.12: Distorsion des acquisitions EOS

Dans la suite, les simulations de projections seront effectuées par la méthode de rétro-projection suivie de la correction de distorsion horizontale.

#### 2.4.4 Validation des simulations

Pour la validation de l'algorithme de simulation des radiographies EOS, nous procédons à une série de tests que nous expliquons dans ce paragraphe.



FIGURE 2.13: Simulations d'os sec

Pour effectuer cette tâche, nous utilisons une mire composée de deux disques parallèles. A partir du centre de chaque disque, partent des billes radio opaques placées sur 12 segments virtuels. Sur le premier disque, le segment est formé par 6 billes alors que pour le deuxième leur nombre est limité à 4. La fonction initiale de cette structure est de faire la calibration pour des acquisitions fluoroscopiques. Nous l'utilisons ici pour la validation des simulations puisque les positions des billes peuvent être déterminées facilement avec une bonne précision (1mm).

La mire a été par la suite positionnée dans trois positions différentes et bien déterminées. Les acquisitions sont par la suite comparées aux simulations. Ceci est effectué en comparant les distances et les angles entre les radiographies réelles et les simulations. Les acquisitions sont faites dans les positions suivantes :

Acquisition 1 : centré avec le premier disque dans le plan de référence.

Acquisition 2 : centré et à 14 cm du plan de référence.

Acquisition 3 : décalé de 6 cm du centre et à 15.2 cm du plan de référence.

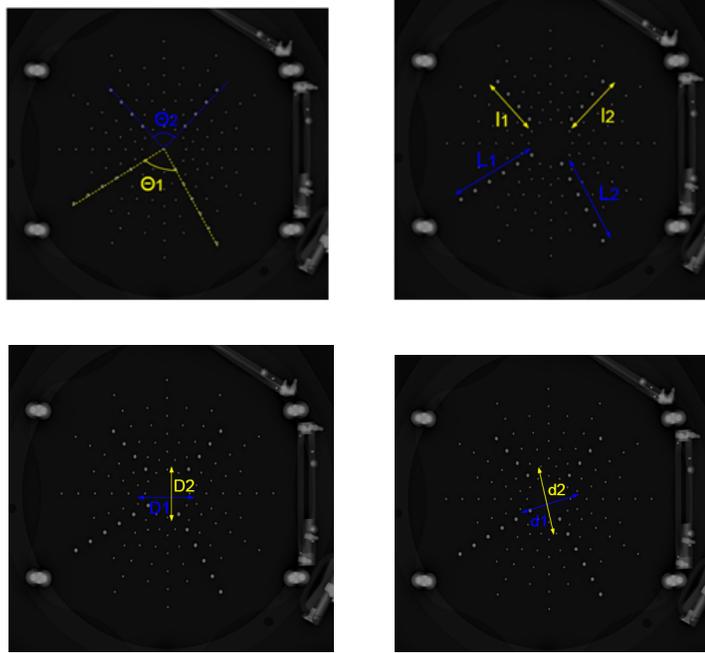


FIGURE 2.14: Mire de tests

	Réelles	Simulées
L1/L2	84.3/78.6	85.1/78.3
I1/I2	46.3/45.9	45.6/45.9
D1/D2	46.8/39.9	46.9/40.1
d1/d2	62.2/60.5	62.6/60.0
$\theta_1/\theta_2$	97.5/92.0	97.7/92.3

TABLE 2.2: Acquisition 1  
(unité : longueur mm, angle °)

	Réelles	Simulées
L1/L2	75.0/75.1	74.6/75.3
I1/I2	43.0/43.05	42.8/42.9
D1/D2	40.1/39.9	39.9/39.8
d1/d2	59.8/54.8	59.9/54.6
$\theta_1/\theta_2$	89.6/84.5	90.0/84.5

TABLE 2.3: Acquisition 2  
(unité : longueur mm, angle °)

	Réelles	Simulées
L1/L2	84.7/78.7	86.2/78.9
I1/I2	46.3/46.0	46.3/46.4
D1/D2	46.9/40.5	47.8/39.8
d1/d2	62.6/60.4	63.1/60.2
$\theta_1/\theta_2$	97.8/93.2	98.88/93.4

TABLE 2.4: Acquisition 3  
(unité : longueur mm, angle °)

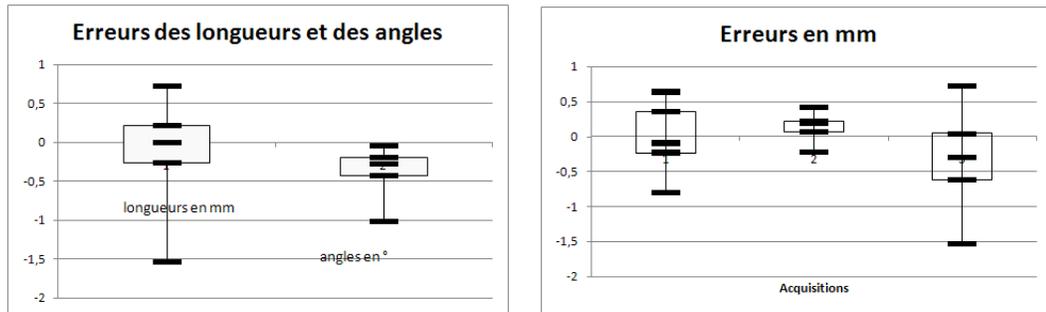


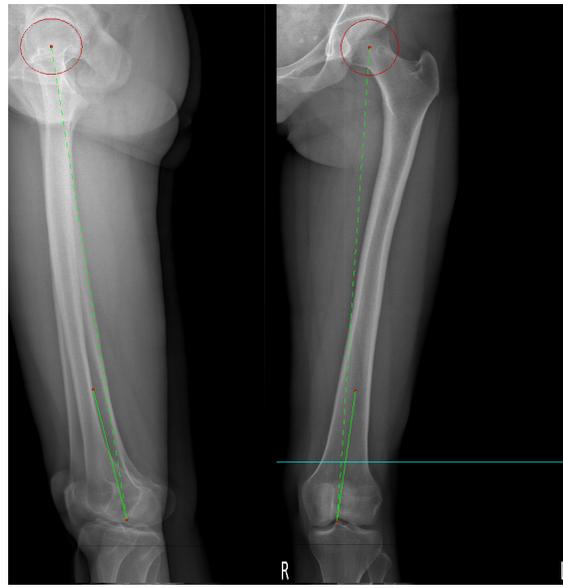
FIGURE 2.15: Erreurs de simulation

Globalement la différence entre les valeurs réelles et les valeurs obtenues après simulation n'exécède pas 1.5 mm pour les longueurs et 1° pour les angles choisis. En tenant compte de l'incertitude des mesures, l'erreur obtenue permet de valider cette modélisation du processus de la génération des radiographies EOS.

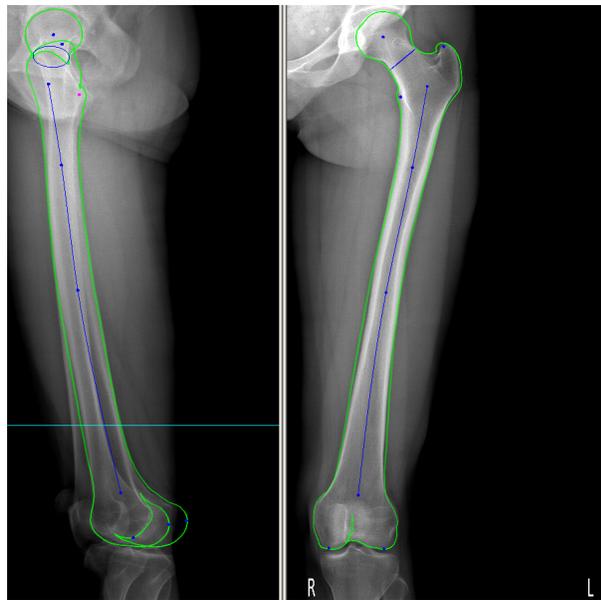
### 2.4.5 Reconstruction 3D par SterEOS

La dose de radiation acquise par le patient pendant l'examen est 4 à 7 fois plus faible qu'un examen de radiographie classique. Elle est 1000 fois plus faible qu'une dose acquise lors d'une acquisition en CT scan [45]. Des travaux ont été effectués pour la reconstruction 3D de certaines structures osseuses à partir des radiographies et d'un modèle statistique. Ces travaux concernent le rachis ainsi que le membre inférieur et le bassin [90, 27]. Grâce à ces travaux, une reconstruction de ces structures dans la position debout initiale est possible. Ceci s'effectue avec une méthode semi automatique [27, 90]. Pour le membre inférieur par exemple, l'utilisateur doit sélectionner certains points anatomiques comme le centre de la tête fémorale, et les centres

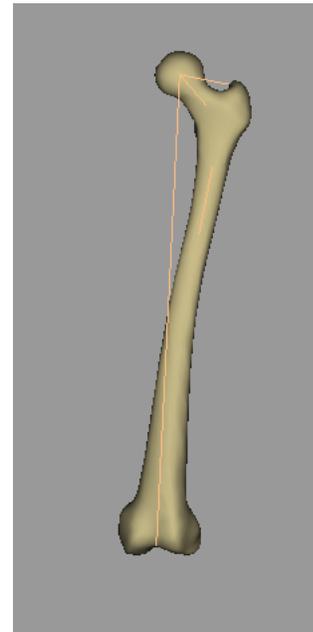
des condyles pour le fémur. Dans une seconde phase des points de contrôle lui permettent l'ajustement de la reconstruction. La figure 2.16 montre quelques étapes pour la reconstruction d'un fémur.



(a)



(b)



(c)

FIGURE 2.16: Reconstruction de fémur

## 2.5 Synthèse

L'articulation du genou est très sollicitée au cours des déplacements de l'être humain. Le fait que tout le poids du corps repose dessus, ainsi que la non-congruence de ses os, la rend vulnérable à différents traumatismes. Nous avons présenté dans ce chapitre une brève description anatomique de cette articulation, son mouvement et différents dysfonctionnements qui peuvent la toucher.

La complexité de cette articulation et la non congruence de ses structures osseuses, lui permettent des mouvements à plusieurs degrés de liberté, spécialement entre le fémur et le tibia. Dans certains cas, certains ligaments n'assurent plus leur rôle de bon maintien des os dont les mouvements se trouvent perturbés quant à leur nature ou à leur amplitude. Les examens cliniques classiques de diagnostic de pathologies souffrent souvent du manque de quantification et de la subjectivité du clinicien. L'examen dépend donc, de l'expérience personnelle de l'examineur et de l'école à laquelle il appartient [7].

Pour remédier à ce manque de quantification, il est possible de faire appel à des techniques plus complexes. Parmi celles-ci, une nouvelle modalité d'imagerie, le système radiographique biplan EOS, fait l'objet de cette étude. Il a été présenté dans ce chapitre. Le chapitre suivant sera consacré à l'état de l'art des méthodes de détermination des mouvements des structures osseuses et à leur classification selon plusieurs critères dont la précision et l'invasivité. Dans ce cadre, nous verrons que la modalité EOS offre plusieurs avantages que nous soulignerons.



## Chapitre 3

# Modalités utilisées pour la recherche des mouvements des structures osseuses : Avantages et inconvénients

Après avoir présenté dans le chapitre précédent, l'articulation du genou et les différentes pathologies qui peuvent perturber son mouvement ainsi que les différents examens cliniques classiques de diagnostic, nous présentons dans ce chapitre, les différentes méthodes qui essaient d'apporter un plus par rapport à ces examens. Ces méthodes permettent généralement d'avoir une meilleure quantification et une meilleure précision lors de la détermination de la position des os au cours du mouvement. Nous classons ces méthodes suivant les types d'acquisitions qu'elles utilisent. Nous proposons également une classification de ces approches selon plusieurs caractéristiques et nous soulignons leurs avantages et leurs inconvénients pour pouvoir situer l'apport de notre méthodologie par rapport à l'existant.

## 3.1 Propriétés attendues et classification des méthodes de détermination de mouvements

Connaitre les positions et les orientations des os au cours du mouvement est d'une grande importance pour les orthopédistes et pour les cliniciens en général. Ainsi cette problématique s'est posée pour satisfaire différents besoins. Tout d'abord, elle répond à la curiosité scientifique de bien maîtriser les déplacements des structures osseuses pour des articulations saines et pathologiques. Cette connaissance permettra, par la suite, de faire une distinction entre un mouvement sain et un mouvement pathologique. Des raisons sociales et économiques sont également mises en jeu [107]. En effet, un meilleur diagnostic et des actions chirurgicales plus adaptées passent impérativement par une meilleure connaissance du fonctionnement des articulations et permettra aux patients de retrouver des mouvements normaux. Ces études permettront aux cliniciens un choix de prothèses bien appropriées à l'anatomie de leurs patients, et faciliteront d'autre part, pour les industriels, la conception de nouvelles prothèses mieux adaptées. Pour tous ces intérêts, différentes équipes ayant des profils variés (cliniciens, ingénieurs, biomécaniciens...), se sont alors penchées sur ce problème et ont contribué à lui apporter des solutions.

Pour chercher des résultats bien quantifiés et bien précis, il est évident qu'avoir un accès aux os concernés est de très grande utilité pour avoir des données complètes. Cependant, avoir un accès direct à l'os lui-même à chaque instant du mouvement, n'est pas souvent possible. Différentes méthodes ont été proposées pour permettre d'acquérir des données, plus ou moins complètes et continues au cours du temps. Ces méthodes varient de la palpation clinique [88], à l'utilisation de l'imagerie médicale [134] en passant par l'utilisation des marqueurs cutanés [120, 78] ou des implants métalliques [11]. Nous détaillerons par la suite ces méthodes en présentant leurs avantages ainsi que leurs points faibles.

Dans une seconde étape, pour bien évaluer ces méthodes, nous proposons de les classer. Différents travaux [80, 112, 146, 47] ont déjà fait des classifications en se basant sur :

- La nature du mouvement acquis : mouvement continu (on parle alors d'acquisitions dynamiques), positions bien définies du mouvement (on parle d'acquisitions pseudo statiques)
- La nature de la modalité d'acquisition : méthodes par marqueurs cutanés, méthodes utilisant des implants, ou l'imagerie par exemple.

Dans notre classification, nous tiendrons compte aussi des effets secondaires de la technique utilisée sur le patient et nous diviserons les méthodes proposées suivant leur **invasivité**. Nous verrons par la suite comment cette propriété influe sur les résultats à différents niveaux : la nature des erreurs, la **précision**, les **limitations temporelles** des acquisitions et même sur la représentation finale des résultats. Cette classification nous permettra ainsi de situer notre méthode par rapport à celles déjà utilisées.

Lors de l'acquisition des données pour la recherche des mouvements des structures

osseuses, certaines propriétés de la méthode choisie constituent des avantages ou des inconvénients par rapport aux attentes des cliniciens. Afin de faire un meilleur diagnostic, la méthode choisie doit fournir des **données personnalisées** bien **précises**. Les méthodes d'estimation des mouvements des os sont également utilisées pour l'évaluation des patients après l'acte chirurgical. Elles doivent servir l'évaluation des actes cliniques sans mettre en danger la santé du patient. La méthode doit pouvoir également s'appliquer pour les différents patients. En effet, les études sur les mouvements des structures osseuses intéressaient les cliniciens depuis longtemps déjà [150]. Il ne s'agit plus de nos jours d'avoir une idée générale sur la nature du mouvement en se basant sur des études cadavériques mais la technique appliquée doit avoir des propriétés qui lui permettront de fournir des résultats personnels et précis. Nous nous focalisons par la suite sur les propriétés qui nous semblent les plus intéressantes dans ce type d'étude. Ces propriétés sont l'**invasivité**, la **précision**, la capacité à avoir un **mouvement physiologique**, la **dynamicité** des acquisitions et la **généricité** de la méthode.

Nous commençons par donner une définition et un aperçu de ces notions avant d'analyser différentes modalités d'acquisitions possibles.

### 3.1.1 Invasivité

La réduction de l'invasivité lors de la collecte des données relatives au positionnement des os a suscité beaucoup d'intérêt. En effet, l'invasivité de la méthode constitue un facteur de décision important pour le choix de la technique. Cette propriété définit les dégâts que subit le sujet au cours de l'application de la méthode de l'estimation du mouvement. La nature de ces dégâts diffère selon la méthode. D'une façon générale, l'interaction du corps avec les outils ou les modalités utilisées définit le degré de l'invasivité. Ainsi, l'invasivité de l'acquisition des images médicales par exemple, dépend de la nature du rayonnement utilisé et de la dose de rayonnement admis par le patient (rayons X classiques, rayons X basse dose, ...).

Il faut cependant dire que pour toutes les méthodes proposées, l'invasivité a été tolérée pour l'utilisation clinique. Nous nous permettons donc de classer et de juger cette invasivité comme étant importante ou minime malgré le fait qu'elle a été tolérée par des comités spécialisés. L'invasivité d'une méthode est aussi à considérer par rapport à son apport pour la santé du patient. Ainsi, pour une personne nécessitant une intervention chirurgicale, l'insertion d'implants peut être tolérée contrairement au cas d'une personne saine.

### 3.1.2 Précision

La précision que permet d'avoir la méthode d'acquisition des données est aussi une caractéristique très importante de la méthode de suivi du mouvement. Cette propriété traduit la différence entre les positions des données réelles et les positions mesurées sur les acquisitions qui vont servir par la suite comme résultats pour les interprétations

cliniques. La précision de la méthode va donc influencer les interprétations cliniques et les décisions des médecins.

Les sources d'erreurs sont souvent multiples même s'il s'agit d'une seule méthode d'estimation, et le résultat enregistré cumule ces erreurs. Les méthodes utilisant des marqueurs cutanés peuvent être un bon contre exemple pour illustrer cette propriété. En effet, dans ce cas, les acquisitions se font pour les positions de certains points sur la peau alors que les résultats sont interprétés comme des positions des os. Ainsi, les erreurs de cette modalité peuvent être divisées entre des erreurs liées aux matériels, des erreurs de localisations des points anatomiques et des erreurs dues aux mouvements des tissus mous par rapport à l'os.

Le choix de la méthode d'estimation de mouvement doit tenir compte des différences qu'elle mesure par rapport aux positions réelles. Cette caractéristique dépend des attentes des différentes applications. Ainsi des applications comme les diagnostics des laxités présentés dans le chapitre précédent tolèrent des estimations de l'ordre du millimètre alors que d'autres applications comme des études sur l'axe hélicoïdale instantané demandent des techniques encore plus précises.

Avec le développement technologique de plus en plus rapide, les méthodes d'estimation de mouvement doivent être plus précises pour satisfaire les nouveaux besoins cliniques.

### 3.1.3 Mouvement physiologique

D'autres propriétés sont également très importantes pour le choix de la méthode. La nature du mouvement que permet d'acquérir la méthode en est une pour les cliniciens. En effet, il est très intéressant que le mouvement acquis soit naturel, et que certaines positions au cours de mouvements particuliers de la vie courante, puissent être acquises. Cet intérêt traduit, généralement, des difficultés ressenties par les patients au cours des mouvements de la vie quotidienne. Ainsi, les cliniciens s'intéressent par exemple à avoir des mouvements pendant que l'articulation est en charge pour produire les conditions naturelles de marche. Des positions telles que l'entrée dans une baignoire, ou la mise de chaussettes sont intéressantes pour l'étude de la luxation de la hanche par exemple. La flexion maximale du genou sur des patients prothésés a été aussi sujet d'étude pour certaines populations asiatiques comme dans [108]. Cette position est souvent utilisée au Japon pour s'asseoir alors que pour d'autres populations cette position est difficilement atteinte même lors des examens cliniques.

Cependant, certaines méthodes d'acquisition ne permettent pas de tels **mouvements physiologiques**. C'est le cas par exemple lorsque les acquisitions sont faites dans les positions allongées. Dans ce cas, le poids du corps, qui dans une position physiologique repose sur les articulations du membre inférieur, n'interagit plus de la même façon avec la position des structures osseuses lors des acquisitions allongées.

Le choix de la méthode doit donc tenir compte de cette propriété. En général, l'étude des mouvements physiologiques est un objectif pour les cliniciens afin d'améliorer les résultats de leurs interventions sur les patients. Nous verrons que la modalité EOS étudiée permet ce type d'étude.

### 3.1.4 Dynamicité

Les cliniciens s'intéressent également à la capacité de la méthode à acquérir des données d'une façon "continue" dans le temps. Nous parlerons d'acquisitions continues pour celles qui se font à des fréquences temporelles comparables à la fréquence limite détectée par l'œil. Certaines méthodes le permettent comme l'utilisation des marqueurs cutanés ou la fluoroscopie, on parle alors d'acquisitions dynamiques. Pour d'autres méthodes, l'acquisition se limite à plusieurs positions bien fixées au cours du mouvement. On parle alors d'analyse du mouvement en pseudo-statique. Néanmoins, ces dernières techniques restent intéressantes. Cette différence avec les acquisitions dynamiques peut être vue comme une différence dans le pas d'échantillonnage temporel du mouvement. Une bonne utilisation des méthodes quasi-cinématiques, se fait par un choix judicieux des positions acquises pour permettre de capturer et d'étudier les changements dans le mouvement recherché. Dans le souci de faire des études utilisant la continuité temporelle des données, certains travaux utilisent des modalités permettant un tel accès dynamique. C'est le cas par exemple pour des études sur l'axe hélicoïdal instantané de rotation du genou.

Nous utiliserons par la suite le terme dynamicité pour décrire cette caractéristique des méthodes d'acquisition. Cette utilisation est à ne pas confondre avec son utilisation pour l'étude de vitesses et d'accélération des différentes parties des articulations ainsi que des efforts musculaires appliqués.

### 3.1.5 Généricité

Dans la pratique, plusieurs cas de patients ayant différentes pathologies morphologiques et cinématiques peuvent se présenter pour les cliniciens. Allant des cas de personnes saines, à celles ayant des articulations pathologiques ou prothésées, cette grande différence se traduit dans le type de données présentées à la méthode d'estimation. Il est très intéressant dans ces cas que cette méthode de suivi du mouvement puisse les traiter sans qu'elle ne nécessite de grandes modifications. La méthode ne doit donc pas avoir de limites quant à la morphologie ou à la cinématique attendue. Ainsi, les méthodes de détermination de la position de certaines structures anatomiques, s'appuyant sur des connaissances obtenues avec des sujets sains, peuvent commettre plus d'erreurs si le traitement se fait pour des cas pathologiques, ou prothésés. Il est envisageable également que les cliniciens traitent d'autres articulations avec la même méthodologie. La **généricité** de la méthode est alors une propriété importante.

## Synthèse

Il est vrai que ces différentes propriétés n'ont pas la même importance pour les cliniciens. Nous les avons donc placées dans cette section selon un ordre d'importance qui nous semble descendant. Nous avons mis par exemple la généricité dans un ordre

d'importance moindre que l'invasivité puisqu'une méthode non générique nécessitera plus de travail pour être utilisée avec des applications diverses alors qu'une méthode invasive retient la santé du patient en cas de mauvaise utilisation. Nous avons mis également la précision avant la capacité à avoir un mouvement physiologique puisqu'il faut que la méthode soit précise pour pouvoir différencier entre les différents types de mouvements. Quant à la dynamicité, le fait que certaines études peuvent se faire avec des acquisitions non dynamiques justifie son classement. Cependant, toutes ces propriétés nous paraissent intéressantes pour caractériser une approche d'estimation des mouvements des structures osseuses. Lors de notre classification de certaines méthodes, nous nous intéresserons à ces différentes propriétés. Ceci nous permettra de les voir sous leurs différents aspects et de souligner les spécificités de l'approche que nous proposons.

En examinant ces différentes propriétés, nous pensons qu'il y a un dilemme lors du choix de la méthode d'acquisition. En effet, si le choix d'une méthode se fait dans l'optique d'une seule propriété, ce choix peut se traduire par des inconvénients pour les propriétés non sélectionnées. Dans la figure 3.1, nous dressons un tableau avec pour entrée, l'invasivité de la méthode et sa précision. Ainsi nous pensons qu'une relation entre ces deux propriétés, que nous avons classées les plus importantes, peut être mise en évidence à travers ce schéma. Nous avons choisi ces deux propriétés parce qu'elles nous semblent les plus pertinentes pour le choix de la méthode utilisée. Nous avons également classé les méthodes à trois degrés d'invasivité. Une classe très invasive dans laquelle nous avons mis les méthodes nécessitant une intervention chirurgicale ou s'effectuant sur des cadavres. Une classe contenant les méthodes non invasives et une classe intermédiaire avec des méthodes peu invasives. La précision de ces méthodes décroît généralement à chaque fois que la non invasivité augmente. Dans ce tableau, nous n'avons pas évalué les degrés de précision et d'invasivité quantitativement. Nous nous sommes contentés d'une évaluation qualitative. Ainsi une méthode utilisant la fluoroscopie+CT est plus invasive que celle utilisant la fluoroscopie+IRM parce que la modalité IRM n'est pas invasive. Cependant, elle est plus précise parce que, la délimitation (segmentation) des structures osseuses est beaucoup plus facile avec la modalité CT.

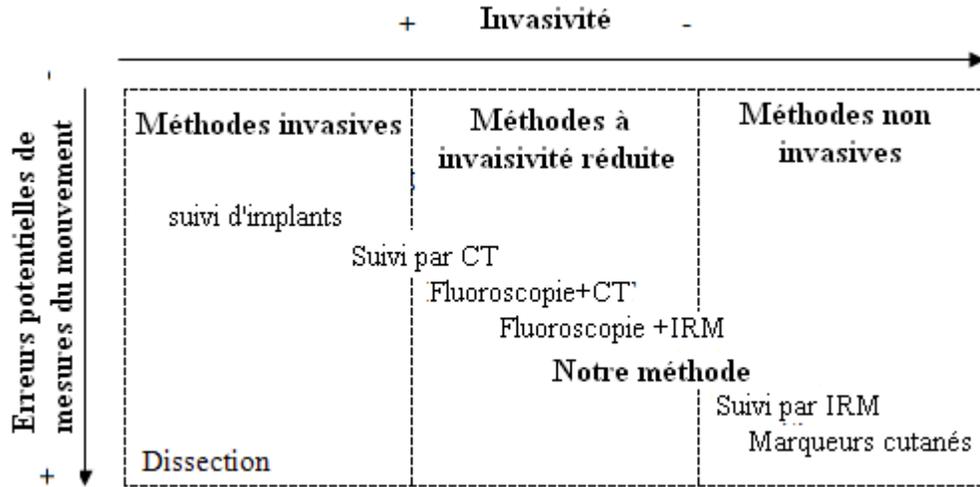


FIGURE 3.1: Classification des méthodes d'estimation du mouvement selon le degré d'invasivité de leur modalité d'acquisition

Grâce à la figure 3.1, nous pouvons voir que la précision est meilleure avec les méthodes les plus invasives et vice versa. Il en est de même, pour ce dilemme, pour la plupart des propriétés déjà citées. Pour avoir une étude dynamique par exemple, en se fixant une modalité comme la fluoroscopie, le nombre d'acquisitions est plus important que pour des études non dynamiques. L'invasivité de la méthode est donc plus importante. Cependant, nous nous sommes limités à l'analyse de ces deux propriétés pour les raisons que nous avons citées.

Dans notre travail, nous utilisons la modalité EOS pour acquérir les données. Nous proposons de **réduire l'invasivité** que subit le patient lors des acquisitions en utilisant les caractéristiques de cet imageur radiographique. Nous voulons également que **la précision de notre méthode de recherche réponde aux besoins cliniques** pour pouvoir effectuer les études nécessaires sur les articulations choisies. Nous voulons aussi exploiter la capacité d'EOS à **acquérir des données en charge** pour pouvoir analyser des mouvements naturels.

Cependant, cette modalité ne donne pas la possibilité de faire des études sur des mouvements dynamiques. Nous nous contentons donc de faire des études pseudo statiques avec plusieurs positions statiques. Nous voulons également que **notre approche** soit **générique** et ne nécessite pas beaucoup de modifications pour être appliquée sur des sujets sains, pathologiques, prothésés et sur différentes articulations.

Nous évoquons dans la suite de ce chapitre, des approches de recherche des mouvements des structures osseuses largement répandues. Nous nous intéressons particulièrement aux méthodes utilisant la modélisation des articulations, celles utilisant des

marqueurs cutanés et aux méthodes utilisant différents types d'imagerie. Nous évoquons également les méthodes utilisant des implants et des goniomètres pour avoir une idée globale sur les approches utilisées dans l'objectif de l'estimation du mouvement. Nous soulignons les caractéristiques de chacune de ces approches par rapport aux propriétés que nous avons évoquées. Ceci montrera encore plus le dilemme qui existe pour un choix de la méthode par rapport aux attentes des cliniciens.

De plus, cet état de l'art nous permettra de comparer notre méthode avec les approches classiques. La comparaison concerne l'apport de l'utilisation de la modalité EOS ainsi que les apports de nos algorithmes développés pour la recherche du mouvement.

## 3.2 Palpation

La technique d'acquisition utilisant la palpation consiste à identifier à travers la peau des points anatomiques bien précis au cours de différentes phases du mouvement. Ceci se fait à l'aide d'une sonde et d'un positionneur 3D qui permet de fournir les coordonnées 3D des sommets d'un triangle attaché à l'articulation. Le sujet ne subit aucune invasivité mais la précision et la reproductibilité de la méthode peuvent être discutées [91, 19]. De plus, cette méthode nécessite un temps d'intervention assez long pour les cliniciens. L'application de cette méthode nécessite une bonne connaissance anatomique pour chaque articulation. C'est pour cela que son utilisation est limitée aux cliniciens et aux biomécaniciens. Quelqu'un qui maîtrise cette technique pour une articulation, ne peut l'appliquer pour une autre articulation qu'après avoir également maîtrisé la nouvelle articulation. Il faut par exemple savoir identifier des points anatomiques facilement repérables, son utilisation pour les vertèbres par exemple est donc plus délicate. De la même manière, avec une articulation prothésée, plusieurs points anatomiques n'existent plus. L'utilisateur doit donc changer sa stratégie pour l'identification des structures.

Ainsi, l'utilisation d'une telle méthode, présentant plusieurs avantages comme la **non invasivité** et la possibilité de faire des acquisitions sur des **mouvements physiologiques**, est pénalisée par sa **non généricité**.

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Palpation	+++	---	+++	+	--

## 3.3 Etudes cadavériques

Pour illustrer encore ces différentes propriétés, nous évoquons un travail de Stahlin [139] dans lequel l'auteur a utilisé des articulations cadavériques coupées à partir du genou pour étudier les mouvements entre les os du tibia et du pied. Des marqueurs

sont attachés aux structures osseuses concernées et le mouvement est enregistré grâce à des caméras permettant ainsi une acquisition **dynamique** et **précise**. Cependant les mouvements étudiés ne correspondent pas aux **mouvements physiologiques**. Pour s'approcher alors des conditions naturelles, l'auteur a essayé de produire des forces et des tensions au cours du mouvement étudié. Le protocole proposé consiste à appliquer un ensemble de forces sur les os du pied par un levier manuel à travers neuf tendons de l'articulation. Les tests d'orientation des structures osseuses ont montré une reproductibilité de 2°. Une telle étude dynamique et précise n'a été appliquée que sur des données cadavériques. Comme c'était le cas dans ce travail, pour des expériences utilisant des membres cadavériques, la tâche la plus délicate est de reproduire les conditions d'un mouvement naturel. Ceci suppose qu'on maîtrise déjà les forces et les moments appliqués aux os par chaque muscle à différents instants du mouvement et qu'on arrive à les reproduire avec précision sur les membres cadavériques. Ceci peut être une tâche délicate.

Pour cela, l'intérêt est soit de faire une étude de faisabilité sur des techniques qui pourront par la suite se généraliser en des études in vivo, soit de tirer des conclusions préliminaires sur le mouvement étudié sans tenir compte des variabilités entre les différentes personnes. Ces études peuvent également servir à valider des techniques plus récentes et construire des modèles biomécaniques. Dans ce cadre, la société Symbios® travaille pour la réalisation de prothèses personnalisées de la hanche[122].

Si nous pouvons classer les méthodes d'acquisition qui se font sur des membres cadavériques comme les acquisitions les plus invasives, ce type d'acquisition par exemple, pourra être très précis lors de l'acquisition de la morphologie des structures ou lors de la détermination des positions des os, mais les mouvements étudiés ne sont pas naturels et les études ne peuvent pas être personnalisées.

Ainsi, dans ces acquisitions, l'**invasivité** n'est plus prise en compte (données cadavériques). Nous pouvons donc enregistrer un mouvement **dynamique** avec une très bonne **précision**. Cependant, la capacité à reproduire un **mouvement naturel** est limitée. Le tableau suivant résume ces caractéristiques.

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Dissection	---	+++	---	+++	-

### 3.4 Acquisitions de mouvement par implants

Les acquisitions utilisant des implants sont un bon exemple pour illustrer les méthodes d'acquisitions invasives. Comme l'identification de structures anatomiques est généralement difficile, certains travaux ont recours à des implants métalliques, fixés sur l'os, qui sont facilement identifiables. En effet, un point anatomique n'est pas réellement un point géométrique et une arrête n'est pas une droite, ce qui rend l'identification délicate. Ceci peut être encore plus remarqué lors des examens de certains

patients arthrosés ou plus généralement, dont la morphologie des os est mal formé par rapport à la normale. Pour mieux identifier les structures, l'accès direct à l'os peut se faire en utilisant des implants insérés préalablement sur l'articulation à étudier [87, 141].



FIGURE 3.2: Implants en tantalum au niveau du tibia  
[136]

Dans un travail utilisant des implants de type tantalum [152], Weidenhielm étudie les mouvements des structures osseuses au niveau du genou pour des patients ayant des arthroses. Une phase de calibration précède les acquisitions et utilise des billes de tantalum dans des positions bien déterminées. Les positions de ces implants sont, par la suite, déterminées pour différentes positions cliniques comme la rotation externe ou interne du genou. Les auteurs étudient des mouvements alors que les patients sont complètement en charge sur l'articulation étudiée en position initiale, en 15° et 30° de flexion et en effectuant une rotation complète du corps vers l'intérieur et l'extérieur pendant l'extension de l'articulation. Ils rapportent des erreurs de mouvements de l'ordre de 2°.

Dans une autre étude, Karrholm étudie le changement de l'axe de rotation de l'articulation du genou en charge [72]. Dans ces tests, des implants en tantalum ont été insérés au niveau du fémur distal et du tibia proximal de genoux sains de différents volontaires. Les positions de ces implants ont été mesurées ensuite grâce à des séquences de paires de radiographies enregistrant le mouvement. L'identification de certains points anatomiques, comme les centres des surfaces circulaires postérieures des condyles fémoraux, sur les paires de radiographies a été également utilisée pour la détermination de la position des os selon certains axes et repères cliniques. Les résultats obtenus dans cette étude confirment une rotation interne du tibia par rapport au fémur lors de la flexion, et une rotation externe lors de l'extension.

Dans ces travaux, l'utilisation de ces implants a permis un accès aux positions des structures osseuses et l'expression du mouvement dans un repère anatomique ou clinique. La précision évoquée à l'identification des marqueurs par RSA est de  $0.002 \pm 0.044$  mm lors d'une étude sur un fantôme [82]. Cependant, la fixation des implants ainsi que le rayonnement absorbé par le sujet lors des acquisitions (RSA) forment la

partie invasive de la modalité. Même si cette technique bénéficie d'une très bonne précision lors de la détermination de la position des implants sur les images, Karrhohm évoquait une erreur de précision maximale de 1mm, l'intérêt de son utilisation peut être mis en cause avec le risque que prennent surtout les jeunes volontaires (moyenne d'âge de 24 ans dans [72]). L'utilisation d'implants en tantalum sur des membres cadavériques élimine le problème d'invasivité. Mais, dans ce cas, le principal inconvénient de la technique est la limitation à reproduire les conditions naturelles d'un mouvement.

Plus généralement, l'utilisation des implants est un outil efficace pour déterminer avec précision la position de certains points et pour éliminer la phase délicate de l'identification des points anatomiques. Les mouvements sont généralement naturels mais l'invasivité de la méthode est une limite majeure à son utilisation [46, 136, 110, 71, 152].

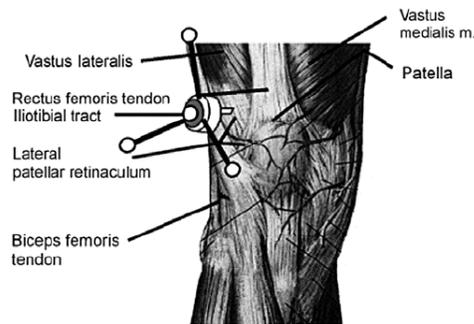


FIGURE 3.3: Broches intracorticales  
[116]

L'utilisation des broches intracorticales se base sur l'insertion de deux broches dans le tibia et le fémur (une pour chaque os). Ces broches peuvent se prolonger à l'extérieur d'une manière à éviter un éventuel chevauchement avec le reste du corps au cours du mouvement. Elles finissent à l'extérieur du corps par un ensemble de marqueurs (voir figure 3.3). L'utilisation de cette méthode s'inscrit dans le cadre des méthodes invasives puisqu'elle nécessite une intervention chirurgicale. Elle offre la possibilité d'une étude cinématique avec une grande fréquence temporelle (selon le système d'acquisition). Elle est généralement utilisée avec la stéréovision pour la détermination des positions des marqueurs. L'espace d'acquisition n'est pas limité. Ainsi, l'étude peut se faire pour **différentes positions de la vie quotidienne**. Cette méthode permet l'identification des marqueurs avec une grande précision. Cependant, en plus de son invasivité, elle présente d'autres inconvénients qui sont les causes de son utilisation limitée. En effet, pour cette technique, l'insertion des broches intracorticales pose des difficultés cliniques au niveau fémoral. Certaines études ont critiqué des insertions à travers une coupe au niveau de la bande ilio-tibiale ou dans une position antérieure à

celle-ci [116]. Les auteurs mettent en évidence des forces déformant la tige au niveau de l'incision ilio-tibiale (généralement étroite) et au niveau des muscles. Les propriétés physiques de la tige et sa longueur facilitent cette déformation. Dans le même travail, les auteurs proposent une insertion oblique des implants entre la bande ilio-tibiale et le tendon supérieur du quadriceps. Cependant, les déformations de l'implant ainsi que les désorientations provoquées par les tissus mous (la bande ilio-tibiale et muscles) persistent dans certains cas. Certaines vibrations au cours du mouvement peuvent également perturber les acquisitions.

L'absence d'un protocole facilitant l'insertion, sans perturbation du mouvement, de la broche fémorale pour la méthode utilisant les broches intracorticales est une illustration des inconvénients spécifiques à chaque approche. En plus, l'accès direct aux positions de marqueurs placés sur la tige nécessite une intervention chirurgicale touchant directement les structures osseuses. Comme indiqué dans le tableau suivant, ceci fait que l'invasivité est le principal inconvénient de cette technique.

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Suivi d'implants (billes, broches)	---	++	++	+++	+

### 3.5 Acquisitions de mouvement par goniomètres

Dans certains travaux, les auteurs utilisent des goniomètres pour la détermination des angles entre les structures osseuses des articulations. Il s'agit d'un outil composé de deux branches en liaison pivot. Chaque branche est attachée à un segment de l'articulation suivant l'axe de rotation. Cette technique permet l'étude du mouvement naturel, en charge. Dans [58], les auteurs prennent les mesures fournies par un goniomètre comme les "vraies" valeurs pour évaluer les résultats fournis par un autre appareil de mesure. Mais de plus en plus de goniomètres électriques sont utilisés. Dans [75], les auteurs utilisent des goniomètres dont les branches sont équipées de trois potentiomètres. Chaque potentiomètre est orienté dans un plan du mouvement. Cette méthode présente cependant, différents inconvénients. En effet, le placement du goniomètre par rapport aux axes du mouvement se fait à l'aide de l'identification de points anatomiques. Ce placement est donc souvent entaché d'erreurs, d'autant plus que l'axe du mouvement peut être variable par rapport à un repère anatomique. Les goniomètres sont sensibles aux placements et ceci entraîne systématiquement des erreurs dans les résultats [26]. Les mouvements des tissus mous comme les muscles et l'élasticité de la peau peuvent également provoquer des erreurs dans les résultats. De plus ce type d'appareil ne peut mesurer que des rotations entre les différents segments des articulations. Généralement, les mouvements réels peuvent comporter des translations.



FIGURE 3.4: Goniomètres  
[58]

D'autres outils sont aussi utilisés pour la détermination des rotations et des translations. Dans [21], Bull utilise un transmetteur électromagnétique pour la mesure du mouvement pendant l'opération chirurgicale. L'appareil est constitué d'un transmetteur de champ électromagnétique et de trois récepteurs. Cette technique permet de chercher un mouvement à six degrés de liberté mais elle est sensible aux interférences ferromagnétiques. Pour éliminer les problèmes des tissus mous, les auteurs attachent les récepteurs directement aux os en utilisant des pins. La méthode est appliquée sur des patients avec une lésion du LCA. Les auteurs étudient avec cette méthode l'enveloppe du mouvement avant et après une reconstruction du LCA et trouvent que la reconstruction réduit l'enveloppe de rotation du tibia et élimine sa subluxation.

De plus, un autre inconvénient peut survenir lors de l'utilisation de ce type d'appareillage électrique puisque les fils peuvent gêner les mouvements naturels des sujets étudiés [165]. L'utilisation de transmetteurs électromagnétiques peut éliminer ce problème mais ils sont sensibles aux interférences ferromagnétiques.

Cependant, certains scientifiques ont voulu profiter de la **non invasivité**, de la **dynamicité** de la méthode et de la possibilité qu'elle offre d'acquérir un mouvement **physiologique**. C'est dans ce cadre que le laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO, Canada) a développé une orthèse commercialisée sous le nom de "KG Knee" permettant l'analyse du mouvement du genou avec une meilleure précision que si l'on place les instruments directement sur la peau [56].

Pour toutes les raisons que nous avons évoquées, la précision des résultats est souvent critiquée pour ces méthodes de mesures. En plus de cet inconvénient, d'autres critiques plus spécifiques peuvent être émises pour chaque méthode qui n'**accède pas directement** aux données des structures osseuses.

En conclusion, malgré la **non invasivité** de l'approche, certains outils peuvent être critiqués pour leur manque de **précision**. De plus, leur utilisation peut exprimer une grande variabilité inter et intra utilisateurs. La **dynamicité** des acquisitions et la rapidité d'obtention des résultats sont les principaux avantages pour certaines des méthodes que nous avons évoquées. Pour d'autres méthodes, cette dernière caractéristique (dynamicité) est limitée par les fils électriques des appareils, ou par le fait que les biomécaniciens ou les cliniciens sont obligés d'interrompre le mouvement à

différents instants pour effectuer les mesures nécessaires. Le tableau suivant résume nos évaluations.

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Outils électriques, magnétiques	+++	-	++	+	-

## 3.6 Acquisitions de mouvement par marqueurs cutanés

### 3.6.1 Acquisitions et erreurs

L'utilisation des marqueurs cutanés pour le suivi des mouvements des articulations est une méthode très sollicitée par les biomécaniciens. Cette technique se base sur le suivi d'un ensemble de marqueurs placés sur la peau autour de l'articulation étudiée. Ces marqueurs peuvent être de type ultra son (ZERBIS <sup>®</sup>), magnétique (MOTION STAR <sup>®</sup>) ou optique (VICON <sup>®</sup>, CODA <sup>®</sup>). Ils peuvent être actifs en transmettant un signal vers les capteurs ou passifs en réfléchissant juste les signaux émis. Les marqueurs les plus utilisés sont de type optique passif. Ils offrent l'avantage de permettre un **mouvement naturel** et ne le limitent pas par des fils qui transmettent les signaux vers les capteurs.

En utilisant cette technique, le déplacement de chaque marqueur doit être enregistré grâce au moins à deux caméras pour avoir son mouvement en trois dimensions. La redondance des caméras est utilisée pour éviter que les marqueurs ne soient cachés par une partie du corps au cours du mouvement. Généralement six caméras sont utilisées dans ces études. A Brest, le service de rééducation fonctionnelle du CHU a une salle d'analyse du mouvement équipée d'un système VICON et de 11 caméras (1,3 et 2 M pixels).



FIGURE 3.5: Nappe de marqueurs lors de l'étude des mouvements de l'épaule et caméra VICON au CHU de Brest

[132]

Toutefois, les techniques utilisant des marqueurs cutanés peuvent introduire trois types d'erreurs dans les données collectées. Des erreurs dues aux déplacements des marqueurs par rapport aux os, des erreurs dues au mauvais placement des marqueurs par rapport au repère anatomique spécifié par l'ISB (International Society of Biomechanics), et des erreurs dues aux matériels utilisés tels que les caméras et les logiciels de calcul. Les dernières erreurs sont minimales (inférieures à 1 mm) pour le système VICON et sont négligées.

Cependant, il a été souligné que la principale cause d'erreurs de ces méthodes est leurs attachements à des zones qui sont en mouvement non rigide par rapport aux structures osseuses, objets des études. En effet, entre les marqueurs et les structures osseuses, l'ensemble de tissus composés par la peau et les muscles se déplace, au cours du mouvement de l'articulation. L'élasticité de la peau et la déformation des muscles, font que le mouvement enregistré de la peau est d'une nature autre que celle du mouvement rigide des os étudiés. Dans [103], Matsui trouve que les déplacements au niveau de l'omoplate peuvent atteindre 85 mm pour la pointe inférieure par rapport à son marqueur.

D'autre part, la difficulté de l'identification des points anatomiques pour placer les marqueurs ou pour constituer les références nécessaires afin d'exprimer le mouvement dans un repère clinique, constitue elle aussi une source majeure d'erreurs pour cette méthode. En effet, plusieurs points anatomiques utilisés souvent dans ces études, sont en réalité des zones anatomiques et non des points, la variabilité inter et intra utilisateur de leurs identifications est donc assez grande. Ceci introduit des erreurs au niveau des résultats obtenus [137], [19]. Pour évaluer le même type d'erreurs, dans [160, 159], les auteurs étudient les erreurs intra utilisateurs affectant les résultats lors de l'identification de points anatomiques pour la chirurgie naviguée. Les points étudiés étaient le centre du fémur distal, les épicondyles médiale et latérale, le centre du tibia proximal et les malléoles latérale et médiale. Ces points sont utilisés pour le recalage avec un système de navigation ne se basant pas sur les images et identifiés par palpation ou par sélection visuelle. Les auteurs évaluent les effets de ces

erreurs pour la détermination des axes mécaniques. Ils trouvent que les erreurs pour la définition de l'axe transepicondylien peuvent atteindre 8.2°. L'utilisateur était un chirurgien expérimenté et les résultats de références étaient supposés être la moyenne des mesures.

Ainsi, le placement de ces marqueurs apparaît comme une tâche très importante qui permettrait de minimiser ces deux types d'erreurs. En effet, pour avoir un choix judicieux, le biomécanicien doit tenir compte de la facilité à repérer les points à déterminer par rapport à l'os ce qui s'effectue par palpation. Le placement des marqueurs doit aussi prendre en considération le mouvement des points choisis pour que leurs déplacements par rapport à l'os soit minimal. Ces références doivent également être acceptées par la communauté pour pouvoir faire des comparaisons des résultats obtenus. Une référence de ces points est donnée par la Société Internationale de Biomécanique [156].

Parmi les travaux utilisant les marqueurs cutanés, Laborde [85] et Russell [123] suivent les propositions de placement des marqueurs effectuées par l'ISB ainsi que par VICON MOTIONS SYSTEMS. Cependant, il a été rapporté que le choix des références recommandé par l'ISB s'appuie sur des points anatomiques où le mouvement des tissus élastiques est assez grand [25].

La **non invasivité** de cette approche, sa **simplicité** d'utilisation, la précision à définir la position du marqueur ainsi que la possibilité d'effectuer des **mouvements naturels** et la capacité à avoir un bon échantillonnage temporel rendent cette approche parmi les plus répandues. Pour cela, beaucoup de travaux se sont intéressés à résoudre le problème majeur de cette modalité qui est la différence entre le mouvement enregistré et les mouvements des os. Partant du fait que l'utilisation de cette approche est souvent suivie par une technique essayant d'éliminer les erreurs que nous avons mentionnées, la présentation des méthodes de corrections est donc utile pour pouvoir évaluer la précision par exemple. C'est ce que nous allons voir dans le paragraphe suivant.

### 3.6.2 Méthodes de corrections des données acquises avec les marqueurs cutanés

Le problème de déplacement des tissus mous par rapport aux os a été évoqué comme la source majeure des erreurs dans l'analyse du mouvement par les méthodes utilisant les marqueurs cutanés, avant les erreurs dues au mauvais placement des repères anatomiques et aux erreurs de calcul [25]. Plusieurs travaux ont essayé d'apporter des solutions en plaçant les marqueurs de manière à réduire ces erreurs, en traitant les données collectées pour éliminer les artéfacts qui les perturbent ou en combinant les deux solutions.

Dans le travail de Marin [102] concernant le genou, les marqueurs ont été placés sur des structures rigides pour limiter ces artéfacts. La phase de suivi du mouvement est précédée par une phase de calibration au cours de laquelle on détermine la position de la structure rigide par rapport au repère anatomique du fémur et du tibia. Durant cette phase, on place des marqueurs sur des repères anatomiques. Au cours

du mouvement, on ne laisse que les structures rigides dont chacune contient 3 marqueurs. Ainsi dans le modèle du LBM de l'ENSAM (Paris), la position de la structure rigide sur le muscle, donc loin des repères anatomiques, permet d'espérer de diminuer le taux d'erreurs, puisque le mouvement des tissus mous par rapport à l'os est plus important près des repères anatomiques [25]. Cependant, un inconvénient de ce type de méthodes (se basant sur un corps rigide) est que le corps rigide est placé sur un muscle et sa position peut donc varier par rapport au repère anatomique. Ainsi, les erreurs dues aux mouvements des tissus mous ne sont pas éliminées complètement. Cette variation ne peut pas être éliminée par un filtre passe bas puisque les fréquences de perturbations sont proches de celles du mouvement recherché. D'autres positionnements des marqueurs cutanés ont été testés pour capturer les mouvements, Anas [6] utilisait par exemple un groupe de marqueurs à l'emplacement d'un marqueur.

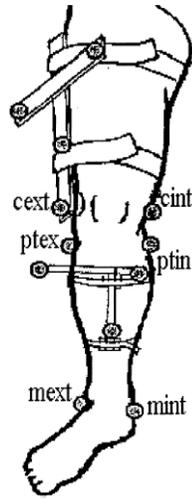


FIGURE 3.6: Marqueurs sur corps rigides  
[102]

Dans un travail de Cappozzo [24], les auteurs ont étudié le taux d'erreurs engendré par le système VICON par rapport au nombre de marqueurs, la forme qu'engendre le positionnement des marqueurs ainsi que les distances entre eux. Les relations qu'ils établissent mènent aux conclusions suivantes :

- Le nombre de marqueurs doit être supérieur à 4 (le taux d'erreur diminue avec la racine carrée du nombre de marqueurs).
- Le rayon moyen de la forme que constituent les marqueurs doit être 10 fois supérieur à l'écart type des erreurs expérimentales trouvées.
- Il n'est pas de grande utilité de mettre les marqueurs sur 3 dimensions.
- Ayant des marqueurs sur le même plan, le grand diamètre doit être 2 fois supérieur au petit.
- Les marqueurs doivent être placés sur des zones où il y a le moins de glissement possible (loin des extrémités).
- L'axe principal le plus long doit être orienté vers le repère anatomique le plus pertinent.

Dans [23] et [22] Cappello introduit une autre méthode pour la réduction des erreurs de la pose et de l'orientation des os dues aux mouvements des tissus mous lorsqu'on utilise des marqueurs externes. La méthode se base sur deux calibrations au lieu d'une seule. Une calibration se fait au début du mouvement et une autre à la fin (par exemple une à l'extension et l'autre à la flexion complète du genou). Le suivi de la position des repères anatomiques au cours du temps se fait ensuite par interpolation linéaire entre ces deux moments. Ceci est dérivé de l'observation que la surface de la peau au dessus du repère anatomique bouge suivant une boucle quasi linéaire par rapport aux os [25]. Ces résultats se basent donc sur l'hypothèse que les coordonnées des repères anatomiques et la forme de l'ensemble des marqueurs changent de manière linéaire. Cette double calibration a été utilisée dans les travaux du Laboratoire de traitement de l'information médicale (LaTIM INSERM) dans lesquels Brochard étudiait le mouvement de la scapula lors de l'élévation du bras [19].

Alexander et Andriacchi utilisent une autre méthode, la PCT (Point Cluster Technique), basée sur un grand nombre de marqueurs pour remédier aux problèmes des artéfacts des tissus mous grâce à la redondance spatiale [8]. Ainsi, pour la minimisation de ces artéfacts, ils pondèrent au mieux les marqueurs selon leurs degrés de déformations. Dans une autre étude publiée en 2001, ils proposent l'Interval Deformation Technique IDT [2] qui utilise la PCT pour déduire la position des os.

Dans un autre travail [3], Alexander propose d'introduire les images IRM pour construire un modèle spécifique du patient. Il commence par la construction d'un modèle de l'articulation saine. Puis, il effectue un recalage rigide puis non rigide pour construire l'articulation du patient. La correspondance entre les données IRM et les données observables (par exemple système VICON) est établie grâce à des marqueurs visibles dans les deux modalités. Les transformations calculées à partir des optimisations permettent d'apporter le modèle anatomique des données IRM à l'estimation optimale du modèle squelettique dans la modalité VICON. La première optimisation calcule sur chaque segment la transformation linéaire d'un corps rigide au moindre carré entre les données IRM et les données VICON. La deuxième optimisation calcule une correction de la rigidité en utilisant la PCT avec la redistribution des masses ou la déformation des intervalles. Stagni [138] essaie de valider cette nouvelle technique. Elle trouve que les résultats obtenus par la IDT sont très dépendants de la forme utilisée pour modéliser la trajectoire et que la forme gaussienne de la trajectoire des marqueurs dans un repère lié aux os, n'est pas la mieux adaptée pour la trajectoire observée, ce qui met en cause l'apport de l'utilisation de la IDT. Chèze [29] propose une autre méthode pour remédier au problème du mouvement des tissus mous par rapport aux os qui se base sur la solidification. Cette méthode présente les avantages d'être interprétable géométriquement, d'utiliser la théorie des corps rigides tout en conservant les avantages de la méthode numérique de minimisation.

Schwartz [132] crée une redondance spatiale des marqueurs pour éliminer les artéfacts qu'introduit le mouvement des tissus mous. Pour cela, il utilise une nappe de marqueurs pour l'étude du mouvement de l'épaule. L'auteur développe par la suite un algorithme de recalage robuste IMCP (iterative median closest point) pour tirer profit de la redondance temporelle des marqueurs pour éliminer les artéfacts dus aux

mouvements des tissus mous sur les os. Utilisant l'IMCP, l'idée est de recalculer l'ensemble des instances sur une nappe virtuelle représentant l'ensemble des acquisitions. Ceci se fait par la fusion de l'ensemble des nuages de points à recalculer pondérés par un poids correspondant à la probabilité que le point soit représentatif d'un mouvement rigide.

## Synthèse

Dans un souci de réduction de l'**invasivité**, les chercheurs optent souvent pour des méthodes d'acquisitions qui s'appuient sur des données qui ne sont pas directement attachées aux structures osseuses à étudier. L'utilisation de marqueurs cutanés est l'une des techniques les plus utilisées pour cet objectif. Cependant, les artéfacts dus aux déplacements de tissus mous par rapport aux os sont par la suite difficiles à éliminer. Pour cela, ces méthodes souffrent souvent d'un **manque de précision** qui varie selon l'articulation et le mouvement. Ces approches (notamment la modalité VICON) offrent également des avantages quant à la dynamicité de leurs acquisitions et leurs capacités à enregistrer des mouvements physiologiques. Pour utiliser les avantages potentiels de cette approche, un intérêt particulier, comme nous l'avons mentionné, a été porté pour réduire son inconvénient majeur : la précision. C'est pour cela que cette approche est utilisée principalement pour l'analyse fonctionnelle de la marche. Nous présentons dans le tableau suivant ces évaluations.

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Marqueurs cutanés	+++	--	+++	+++	-

## 3.7 Étude de mouvement par modélisation

Partir de la morphologie des os pour les modéliser et déduire par la suite le mouvement qui peut s'effectuer entre les os d'une articulation permet aussi d'avoir une estimation du mouvement d'une manière non invasive, surtout si la modalité d'acquisition des données de la morphologie ne l'est pas. Cette approche a été parmi les plus anciennement rapportées. Pour l'articulation du genou par exemple, Weber [150] avait décrit le mouvement du compartiment médial du fémur sur le tibia par celui d'un berceau. Depuis, plusieurs méthodes utilisent la même approche.

Iwaki dans [63] utilise des genoux cadavériques pour étudier le mouvement entre le fémur et le tibia. Pour cela, des images 3D de ces articulations sont acquises avec la modalité IRM afin de permettre une étude de la morphologie du fémur et du tibia. Des dissections ont ensuite été réalisées pour confirmer les distances mesurées sur les

images IRM. Ainsi, une fois les acquisitions IRM validées quant à leurs précisions morphologiques, les auteurs valident l'utilisation de l'IRM pour l'analyse du mouvement avec une approche suivant la modélisation mathématique de la morphologie.

A partir de ces images, Iwaki modélise chaque condyle du fémur par deux cercles de centres et de rayons différents. Il modélise aussi les deux plateaux tibiaux médial et latéral par différents plans (pour le plateau latéral deux plans avec une inclinaison de  $11^\circ$  sont utilisés, alors qu'un seul plan est utilisé pour le plateau médial).

La détermination du mouvement se fait par la suite par la déduction à partir de la géométrie et de la position des centres des cercles des condyles. Il rapporte un changement de l'axe de rotation au cours de la flexion causée par une rotation externe du fémur de  $20^\circ$  surtout à la fin de la rotation. Dans ce travail, l'intérêt porté sur la géométrie des structures osseuses est très important. Cependant, le fait de déduire le mouvement directement de la modélisation de la géométrie peut causer des erreurs par rapport à un mouvement naturel où les formes circulaires ne sont pas parfaitement des cercles et les formes planes ne sont pas parfaitement des plans.

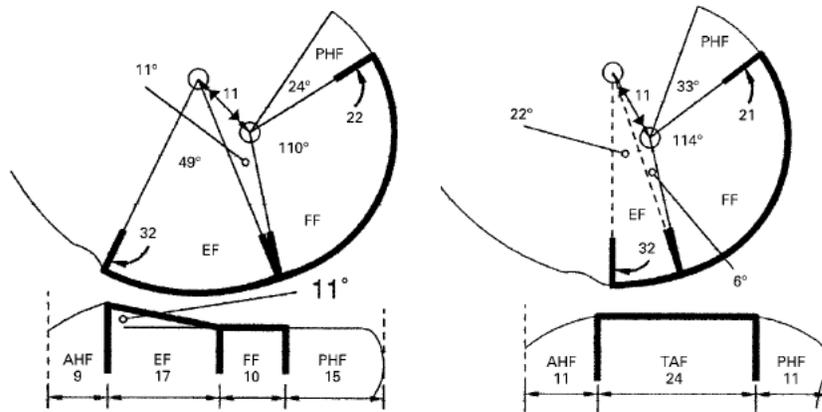


FIGURE 3.7: Modélisation géométrique du compartiment médial (a) et latéral (b) du genou référence

[63]

Plusieurs modélisations ont été proposées pour l'articulation du genou. Certaines tiennent compte des données 3D alors que d'autres s'appuient sur des données 2D. Dans [154] par exemple, les auteurs modélisent l'articulation du genou uniquement dans le plan sagittal en tenant compte des ligaments croisés et de la géométrie des os.

Sato avait modélisé les condyles fémoraux par des sphères pour la définition d'un repère anatomique [127]. Kurosawa [83] modélise les deux condyles par deux sphères de rayons 20mm et avec un espace de 46mm entre les deux. Cette modélisation qui s'appuie sur des mesures effectuées avec des radiographies et sur des pièces anatomiques, est différente de la plupart des modèles qui reportent une taille différente

du condyle médial par rapport à celle du condyle latéral. Dans [83], les auteurs rapportent une petite différence de 1.6 mm dont ils ne tiennent pas compte puisque les erreurs de mesures sont de 0.5 mm. Ceci illustre que les propriétés recherchées (précision) dépendent de la nature de l'application. Cette étude leur permet de concevoir un appareil extérieur qui soutient le genou dans son mouvement. L'idée est de guider le mouvement du genou autour des axes de l'appareil qui sont calculés à partir de la moyenne des mouvements. Dans le même travail, les auteurs supposent que la variabilité du mouvement de chaque personne par rapport à la moyenne sera prise en compte par les laxités ligamentaires.

Dans [148], les auteurs modélisent les condyles fémoraux par deux cylindres. A partir des milieux de leurs deux axes, les translations latérales et médiales sont analysées. Par la suite, le segment les reliant est tracé et son milieu est calculé et supposé être le moins affecté par les rotations du fémur. Ce point est utilisé pour l'évaluation de la translation fémorale.

Allaire [4, 5] a proposé de modéliser les articulations des structures osseuses par des ajustements robustes de quadriques et a trouvé que ce sont deux ellipsoïdes ou un hyperboloïde qui correspondent le mieux au fémur distal selon que l'on considère les deux condyles séparément ou ensemble (voir figure 3.8) [5].

Pour cela, l'auteur définit la quadrique comme suit :

$$f : \mathbf{x}(x, y, z) \mapsto f(\mathbf{a}, \mathbf{x}) = \mathbf{x}^T \Omega \mathbf{x} + l^T \mathbf{x} + k$$

avec le vecteur des paramètres  $\mathbf{a} = (\mathbf{a}_{xx}, \mathbf{a}_{yy}, \mathbf{a}_{zz}, \mathbf{a}_{xy}, \mathbf{a}_{xz}, \mathbf{a}_{yz}, \mathbf{a}_x, \mathbf{a}_y, \mathbf{a}_z, \mathbf{a}_1)^T$  et avec un bloc symétrique  $\Omega^h$  représentant la quadrique homogène correspondante :

$$\Omega^h = \begin{bmatrix} \Omega & l/2 \\ l^T/2 & k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{xx} & a_{xy}/2 & a_{xz}/2 & a_x/2 \\ a_{xy}/2 & a_{yy} & a_{yz}/2 & a_y/2 \\ a_{xz}/2 & a_{yz}/2 & a_{zz} & a_z/2 \\ a_x/2 & a_y/2 & a_z/2 & a_1 \end{bmatrix}$$

On peut alors noter que  $x \mapsto \mathbf{x}^T \Omega \mathbf{x}$  tient compte des invariances par rapport aux rotations, translations et facteurs d'échelle.

La solution recherchée pour un ensemble de points  $\mathbf{p}_i$ , minimise :  $\chi^2 = \sum_{i=1}^n w_i^{j-1} f(\mathbf{a}, \mathbf{p}_i)^2 = \mathbf{a}^T \mathbf{S}_w \mathbf{a}$

Pour éviter la solution triviale une contrainte est ajoutée par une équation qui tient également compte de ces invariances :  $\mathbf{a}^T \mathbf{C} \mathbf{a} = 3$  avec  $\mathbf{C} = \begin{bmatrix} I_{3x3} & 0 & 0 \\ 0 & 0.5 * I_{3x3} & 0 \\ 0 & 0 & 0_{4x4} \end{bmatrix}$ .

Le système à minimiser impliquant le Lagrangien devient alors :  $\mathbf{L}(\mathbf{a}, \lambda) = \mathbf{a}^T \mathbf{S}_w \mathbf{a} + \lambda(3 - \mathbf{a}^T \mathbf{C} \mathbf{a})$  avec  $\lambda$  le multiplicateur de Lagrange.

Ainsi, une solution qui minimise cette équation est donc un des vecteur propre-valeur propre  $(\mathbf{a} - \lambda)$  du système  $\mathbf{a}^T \mathbf{S}_w \mathbf{a} = \mathbf{a}^T \mathbf{C} \mathbf{a}$ .

Par la suite, en analysant les signes et les valeurs des valeurs propres  $\lambda_1, \lambda_2$  et  $\lambda_3$  associées à la matrice symétrique  $\Omega$ , l'auteur détermine la forme de la quadrique. Ceci est effectué en exprimant deux valeurs propres par rapport à la valeur la plus

grande et en dressant une carte 2D (QSM) des quadriques en fonctions des paramètres retrouvés.

Avec la même méthode nous avons trouvé qu'avec une partition de l'extrémité distale du fémur incluant d'une part la trochlée et le condyle droit et d'autre part le condyle gauche et la trochlée, ce sont deux hyperboloïdes d'axes différents qui forment la meilleure modélisation (voir figure 3.9).

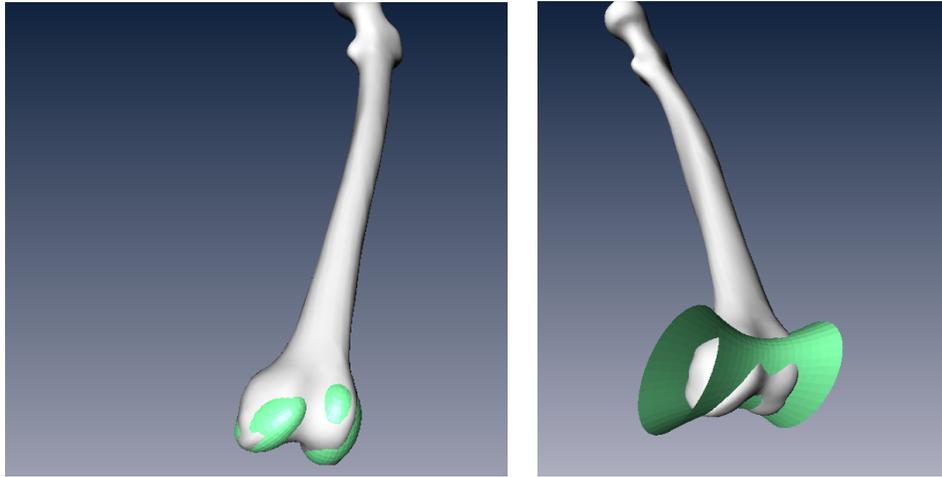


FIGURE 3.8: Modélisation des condyles par quadriques : 2 ellipsoïdes à gauche et 1 hyperboloïde à droite.

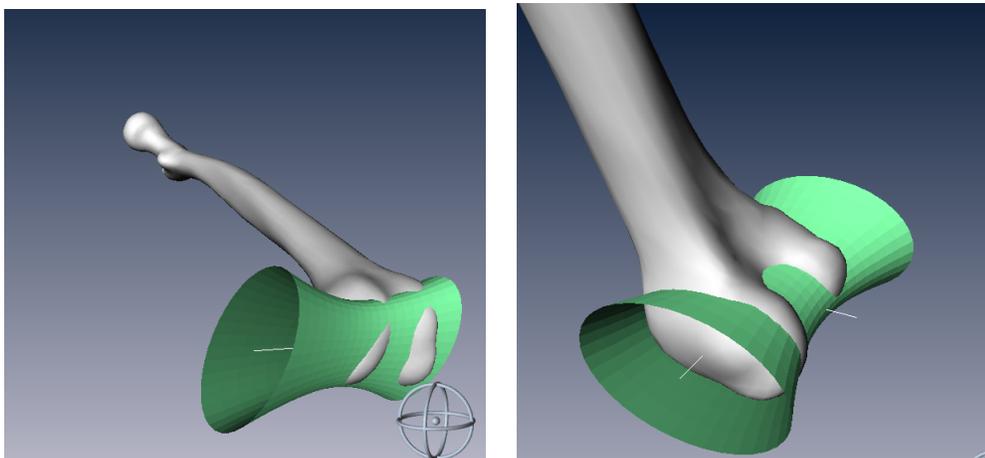


FIGURE 3.9: Autre modélisation du fémur distal en changeant la répartition de la surface : 2 hyperboloïdes d'axes différents.

Dans [43], l'auteur effectue une modélisation par éléments finis de l'articulation glénohumérale. Cette modélisation paramétrée tient compte de la géométrie des surfaces de contact et des propriétés mécaniques. Devun commence par étudier le mouvement de l'articulation en ex vivo. Cette étude lui permet d'effectuer la validation de sa modélisation de l'articulation. Cette modélisation a permis à l'auteur de mettre en évidence le lien entre la morphologie et la cinématique grâce aux simulations effectuées avec le modèle en utilisant différents paramètres. Ceci lui permet d'extraire les paramètres les plus influents sur la morphologie.

Ainsi pour les mêmes articulations, des modélisations différentes ont été effectuées. Nous nous attendons donc à avoir des résultats différents puisque l'approche repose sur le modèle mathématique utilisé. En effet, cette méthode permet d'avoir le mouvement en tout instant d'une manière non invasive. Cependant, la méthode de recherche influe systématiquement sur les résultats. La modélisation par un cylindre ou par un hyperboloïde par exemple impose des résultats de rotations autour de l'axe défini par la forme utilisée. Ceci se traduit par l'expression du mouvement avec des rotations pures [144] ou des translations et des rotations [15]. Cette approche peut satisfaire les attentes des cliniciens dans le cadre de l'étude d'une articulation dont la morphologie est relativement simple comme pour l'articulation de la hanche. Pour d'autres articulations comme celle du genou, les études des mouvements qui s'appuient uniquement sur la morphologie peuvent manquer de précision. Ainsi, les résultats de recherche de centres de rotations avec des études de mouvements (dynamiques) sont plus précis que les résultats des méthodes s'appuyant sur l'anatomie par exemple [50]. Ceci peut être dû, aux différents tissus mous qui ne sont pas pris en considération lors de la modélisation. En effet, pour l'articulation du genou, les ménisques et les cartilages ne sont pas pris en considération. Pourtant, le fait que leurs épaisseurs ne soient pas uniformes change impérativement les surfaces de contact. Dans différents travaux [118, 77] des variations de l'épaisseur des cartilages ont été mesurées dans le tibia et dans le fémur. Cette épaisseur varie de 0.8 mm à 7.1 mm dans l'articulation du genou. De plus, les ménisques bougent au cours du mouvement et ne sont pas attachés aux os [145]. Ainsi, la modélisation se basant sur les surfaces articulaires des os ne répond plus à l'idée plus générale de la modélisation des surfaces de contact. La disposition des ligaments ainsi que leurs longueurs peuvent également avoir un effet important sur les mouvements réels par rapport à ceux qui peuvent se déduire par des modélisations des surfaces articulaires.

Dans la thèse de Guillard [54], l'auteur cherche un lien entre la forme et la fonction pour différentes articulations dont le genou. Pour cela il considère les points les plus proches de la surface opposée comme étant les points de contact à chaque instant. Une fois la courbe de contact établie, il calcule l'axe focal géodésique. Cette représentation tient compte de la morphologie de l'articulation et de la courbe de contact. L'auteur effectue par la suite une comparaison entre ces axes et les axes hélicoïdaux instantanés des mouvements en définissant une surface réglée passant par chaque catégorie d'axes. L'auteur a pu valider ces résultats mathématiquement et sur des données de synthèse en trouvant que les deux surfaces coïncident. Cependant la validation sur des données réelles n'a pas été effectuée. Cette étude montre bien les difficultés qu'on peut retrouver

lors du passage de la modélisation aux données réelles. L’auteur suppose que le passage aux données réelles a introduit des erreurs. Il identifie la cause par le fait que le maillage acquis de la surface n’était pas assez bien conditionné pour effectuer les dérivations d’ordre élevé nécessaire au calcul différentiel.

Plus généralement, la modélisation mathématique offre une approche **non invasive** à l’étude des mouvements articulaires. Différents mouvements **dynamiques** peuvent être étudiés. Cependant, les modèles sont souvent réduits aux structures osseuses alors que d’autres structures peuvent intervenir dans le mouvement. Dans [84], les auteurs effectuent des études cadavériques et montrent l’influence des muscles et des ligaments sur la cinématique et les contacts de l’articulation. Pour cela, des modélisations biomécaniques en éléments finis de plus en plus précises et permettant de tenir compte de plusieurs paramètres et structures sont de plus en plus utilisés [125]. D’autres types de modélisations peuvent aussi être explorées [36]. La précision de cette approche par rapport aux données réelles peut donc être critiquée. Les résultats comparatifs avec d’autres approches sur des articulations simples pour l’extraction de certains paramètres cinématiques comme le centre de rotation, montrent que les résultats obtenus avec la modélisation géométrique sont **moins précis**. Cependant, cette technique a un fort potentiel pour des travaux qui ont pour objectif la simulation de données. Le tableau ci-dessous résume les propriétés de cette approche d’étude des mouvements.

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Modélisation géométrique	+++	--	---	+++	--

## 3.8 Acquisitions par imagerie

Nous présentons dans cette section un ensemble d’approches avec des acquisitions directes des structures en utilisant l’imagerie. Les modalités utilisées sont différentes. Des avantages et des inconvénients seront évoqués pour chacune d’entre elles.

### 3.8.1 Acquisition par IRM

Les méthodes utilisées pour l’étude de la cinématique du mouvement incluent celles qui se basent sur des techniques d’imagerie médicale non invasives. Ces techniques permettent un accès direct aux informations liées aux structures osseuses.

L’imagerie par résonance magnétique (IRM) constitue la principale modalité d’acquisition non invasive. L’utilisation d’une telle modalité d’imagerie permet donc d’éviter les doses irradiantes utilisées par d’autres techniques d’imagerie. Un tel accès aux

données relatives aux os constitue son plus grand avantage. Ainsi, le nombre de positions qui peuvent être acquises est plus grand par rapport à celui toléré pour des acquisitions invasives. En utilisant l'IRM ouverte, Hill [59] avait effectué des acquisitions tous les  $10^\circ$  de flexion entre  $10^\circ$  et  $60^\circ$  ainsi qu'une acquisition en extension maximale à  $-5^\circ$ , une à  $90^\circ$  et une en flexion maximale à  $110^\circ$  pour l'étude du mouvement de flexion fémoro tibial. Généralement, avec l'IRM classique, les acquisitions se font pendant que le sujet est allongé. En effet, les IRM classiques ne permettent pas une acquisition en charge puisque le tube est exigu et ne permet pas une grande amplitude de mouvement. Ce point constitue un inconvénient majeur pour les études des mouvements car les données ne reflètent pas ce qui se passe réellement dans la vie quotidienne. Pour cela, certains travaux utilisent des IRM ouvertes. Dans [148] par exemple, les auteurs ont utilisé l'IRM ouverte pour l'étude des mouvements du fémur et des ménisques par rapport au tibia. Cette étude a montré une augmentation significative de la translation du condyle médial du fémur pour les articulations souffrant d'une lésion du LCA par rapport à une articulation normale. Dans une autre étude, Vedi s'est intéressé aux mouvements des ménisques dans l'articulation du genou. Dans [145], cette technologie permet de faire des acquisitions de  $0$  à  $90^\circ$  par pas de  $10^\circ$  de flexion en charge ainsi que des acquisitions en positions assises (non chargé). Il trouve que la différence entre les deux positions (en charge ou pas) se traduit dans le mouvement du ménisque latéral. Ainsi, l'IRM ouverte offre une méthode d'imagerie non invasive très intéressante pour l'acquisition des mouvements. Cependant, cette technologie reste chère et peu de laboratoires et d'hôpitaux dans le monde en disposent. De plus, d'une manière plus générale, la délimitation des structures osseuses par segmentation dans des données IRM est une tâche difficile à résoudre. Cette tâche est d'autant plus délicate pour certaines articulations où il est difficile de délimiter le cartilage. Pour cela, les études avec cette modalité sont limitées et sont surtout utilisées lorsqu'on s'intéresse à des structures non osseuses comme nous l'avons évoqué pour les ménisques.

Pour s'approcher des conditions du mouvement réel, d'autres protocoles peuvent également être utilisés lorsque les acquisitions sont faites dans la position allongée classique. En effet, des préparatifs peuvent être pris en compte pour reproduire les conditions de la charge de l'articulation et limiter ainsi l'inconvénient de la position allongée. Dans [129], les auteurs utilisent des poids pour exercer des forces au niveau de l'articulation du genou et reproduire ainsi les conditions des acquisitions en charge. Cependant, concernant la dynamique du mouvement, le temps d'acquisition est assez long (peut atteindre 5mn pour une position) et constitue ainsi une limite pour l'utilisation de cette modalité pour faire des acquisitions dynamiques.

Parmi les variantes de cette modalité, certaines peuvent être très intéressantes pour les études cinématiques. Dans [10], les auteurs utilisent une de ces variantes avec un modèle géométrique. Cette modalité est utilisée à la base pour la mesure de la vitesse du sang et du cœur in vivo. La méthode repose sur une combinaison de l'IRM ciné, qui fait une compensation pour les mouvements cycliques en faisant une collecte continue des données et ensuite en triant les données avec un outil de synchronisation et la IRM en contrast de phase qui utilise les informations de la phase pour quantifier

les vitesses. Cette combinaison des deux techniques donne une image anatomique et 3 images de vitesses (x, y, z) pour chaque instant. Les auteurs mesurent la localisation antérieure/postérieure relative du tibia par rapport au fémur et la rotation interne externe du tibia par rapport au fémur. La méthode donne des erreurs RMS de 2.82 mm pour la position antérieure postérieure et 2.63° pour l'angle de rotation axiale.

Cette dernière modalité est très intéressante pour faire des acquisitions dynamiques. L'utilisation de l'IRM qui est une modalité d'acquisition non invasive, permet d'augmenter la durée de l'acquisition sans risque pour la santé du patient. Malgré son intérêt, cette méthode d'acquisition est peu utilisée pour les études sur les mouvements des structures osseuses et à notre connaissance, peu de travaux y font référence.

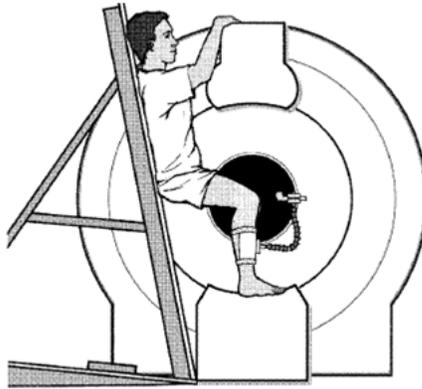


FIGURE 3.10: Méthode de VEDI : IRM ouverte  
[145]

D'autres modalités non invasives ont également été testées. Dans [130], les auteurs utilisent des acquisitions ultrasons pour faire un recalage 3D des structures osseuses du genou pour déterminer leurs positions. La faible qualité de ce type d'images rend la tâche difficile mais la non invasivité de la modalité est un grand avantage pour l'application.

Les exemples précédents montrent que les approches utilisant l'imagerie non invasive apportent un grand avantage quant à la **limitation de l'invasivité** et l'accès direct aux os. Cependant, dans la plupart des cas, les acquisitions ne sont **pas dynamiques** et les mouvements sont limités dans l'espace et ne sont **pas en charge**. La présence de tissus mous rend également la segmentation des structures osseuses difficile et peut diminuer la précision. Certaines variantes de la modalité IRM, peuvent proposer des solutions à ces défauts, mais leurs coûts rendent leurs utilisations très limitées.

Dans un souci de précision, certaines techniques cherchent les informations avec des images plus adaptés à l'acquisition des os. Mais comme nous pouvons le remarquer, plus l'acquisition des informations sur l'os est directe et plus le temps qu'elle dure est long, plus la méthode est invasive.

### 3.8.2 Acquisition par rayon X

Les rayons X sont utilisés pour faire des acquisitions 3D de type CT (computed tomography ou tomodensitométrie) ou 2D comme pour les radiographies classiques. Dans ce dernier cas, l'utilisation d'une acquisition 3D avec les données 2D est nécessaire pour estimer le mouvement. Comme nous l'avons vu avec les autres modalités, dans ce cas aussi, le choix détermine sur plusieurs propriétés.

En effet, nous avons évoqué dans un paragraphe précédent, des méthodes utilisant un suivi RSA sur des implants métalliques plantés sur les os de l'articulation étudiée. L'accès aux informations sur les positions des structures osseuses peut également se faire par l'identification de certains points et structures anatomiques en utilisant uniquement l'imagerie et sans avoir recours à de tels types d'implants. Pour ces techniques, l'**invasivité** de la méthode correspond uniquement aux doses de rayons reçues par le patient lors de l'acquisition des données. En contre partie, ces techniques perdent, de toute évidence, en **précision**.

Une acquisition 3D fournit des données morphologiques complètes permettant le positionnement de l'os. Généralement, l'imagerie 2D ne fournit qu'une information incomplète en réduisant la dimension de l'espace réel pour la représentation des structures osseuses (par exemple : du fait de la projection dans le cas des radiographies). La réduction des dimensions peut rendre l'identification de certaines structures anatomiques plus difficile dans certaines positions du mouvement malgré leurs existences sur les images. De telles conséquences se résument donc en une perte d'information, ou une difficulté d'utilisation.

Dans ces deux cas, ces types d'imagerie sont les mieux adaptées pour l'identification des structures osseuses puisque les autres structures sont beaucoup moins visibles. Même si les structures osseuses sont visibles avec d'autres modalités comme l'IRM, leur segmentation est beaucoup plus difficile du fait de la présence de cartilages et de tissus mous. Les techniques 2D incluent plusieurs modalités comme la fluoroscopie (25-30 images par seconde [98]), les radiographies classiques ou avec EOS. Cependant, ce type de rayons est irradiant et de ce fait, ces techniques peuvent être considérées comme invasives proportionnellement au taux de rayons X qu'elles utilisent. Les acquisitions utilisant le CT s'avèrent les plus invasives puisque pour une position donnée, le taux de rayons est le plus élevé par rapport aux autres techniques. Par exemple, pour des acquisitions de membre inférieur, le taux d'irradiation est 0.06 mSv en 3D CT alors qu'il est de 0.001 mSv pour une radiographie classique. Pour la fluoroscopie, dans [98], il a été rapporté que la dose reçue pendant une minute d'exposition est de 1 à 5mGy pour une fluoroscopie normale et 10 à 20mGy pour une fluoroscopie haute dose (avec  $1 \text{ mSv} \simeq \text{mGy}$ ). Ces valeurs sont des estimations, en réalité, de nombreux paramètres peuvent influencer sur ces chiffres [28]. Pour réduire cette invasivité, on essaie de réduire le nombre d'acquisitions utilisées au cours du mouvement.

Ainsi le nombre de positions acquises lors de l'utilisation de la modalité CT est inférieur à celui acquis avec des modalités moins irradiantes. Pour le gain dans la précision spatiale, on perd ainsi de la précision temporelle et la dynamique du mouvement. Pour gagner au niveau de l'invasivité, l'utilisateur peut également diminuer

la résolution et perdre de l'information au niveau spatial. Avec les données issues des acquisitions 2D, une acquisition 3D est généralement utilisée comme information morphologique complète et référence du mouvement. Dans ce cas, l'invasivité de la méthode correspond donc à l'ensemble des doses irradiantes reçues pour l'acquisition 3D et l'ensemble des acquisitions 2D.

Dans [55], Guéziec utilise des acquisitions CT et des fluoroscopies. Il commence par une segmentation des données avec les contours actifs qu'il applique coupe par coupe aux données 3D et pour les images de fluoroscopie. A partir des données 3D reconstruites, les contours sont extraits. Il effectue par la suite un recalage en utilisant les droites (chemins du rayonnement X calculés à partir des contours des fluoroscopies) et les points 3D les plus proches issus d'un contour apparent sur la surface CT. L'auteur utilise la géométrie de la modalité d'acquisition ainsi que l'anatomie des structures osseuses pour effectuer son recalage.

Cet apport peut également venir d'une connaissance d'un expert. Ainsi, l'identification peut se baser sur un travail manuel d'un expert qui identifie les structures nécessaires. Cependant, ces acquisitions sont généralement bruitées, et certaines structures anatomiques ne sont pas bien visibles dans certains angles de vues ou lorsqu'il y a une superposition de plusieurs tissus ou dans certaines vues. Cette tâche peut donc être lente et coûteuse d'un point de vue économique. L'identification manuelle est alors utilisée comme méthode de référence pour évaluer la précision [166].

La segmentation et l'identification automatique des structures recherchées peuvent également fournir une solution à ce problème [69]. L'automatisation permet d'avoir les résultats attendus plus au moins rapidement. Cependant les résultats obtenus par un expert restent toujours plus précis et plus fiables.

D'autres avantages sont associés à certaines modalités. L'utilisation de la fluoroscopie, par exemple, porte un grand avantage en permettant de faire des acquisitions dynamiques du mouvement dans des positions physiologiques. Pour réduire la perte sur l'information 3D, deux images 2D ou plus sont prises suivant différents points de vue. En utilisant deux images, les acquisitions peuvent être effectuées suivant différents axes, mais la plupart des travaux utilisent des acquisitions 2D suivant des axes perpendiculaires. Ceci est expliqué par des raisons cliniques, le choix permet ainsi aux cliniciens de retrouver les clichés frontal et sagittal classiques, ainsi que pour des raisons mathématiques puisque ce choix permet de maximiser l'information indépendante dans chaque image. Cependant, en utilisant la fluoroscopie, le nombre d'acquisitions faites peut être supérieur à celui nécessaire pour effectuer les études visées.

Grâce à ces acquisitions 2D, les différentes positions sont déterminées en comparaison à la position initiale. Dans cette première position, les données doivent être complètes pour pouvoir être comparées aux différentes autres acquisitions 2D prises dans des positions différentes comme expliqué auparavant. Une acquisition 3D est généralement effectuée pour avoir une telle information sur la forme des os et leurs positions. On parle alors de recalage 2D 3D. Nous évoquerons ces techniques d'une manière plus précise dans le chapitre suivant pour les comparer à nos propositions.

Ainsi pour les approches basées sur les données de type images, l'invasivité dépend

de la dose de rayonnement subie par le patient lors des acquisitions. Pour cela, les acquisitions 3D avec des modalités irradiantes sont les plus invasives et leurs utilisations sont les plus limitées. Les modalités minimisant l'irradiation offrent un grand avantage pour les cliniciens. Pour cette approche, la possibilité de faire des acquisitions de **mouvement physiologique et dynamique diffère d'une modalité à une autre.**

### 3.8.3 Reconstructions 3D

Pour pouvoir étudier la cinématique d'une articulation, nous avons la possibilité d'avoir les données 3D des os à chaque instant. Ceci peut se faire avec des acquisitions 3D ou en effectuant des reconstructions dans les positions étudiées. Un recalage 3D est par la suite appliqué pour définir le mouvement. Comme la modalité EOS permet la reconstruction des structures osseuses dans la position debout, une manière de faire les estimations des mouvements est d'étendre la possibilité des reconstructions à différentes positions et de faire un recalage 3D. C'est pour cela que nous nous sommes intéressés à ce type de méthodes.

Dans un même souci de diminuer les doses de rayons X de la modalité CT, différentes méthodes ont été développées pour reconstruire des os en 3D sans avoir recours à cette acquisition. Sardaescu [126] utilise plusieurs acquisitions 2D à des positions différentes pour pouvoir construire l'enveloppe 3D de l'articulation ainsi que celle de la prothèse. Pour cela il définit une énergie qui modélise la régularité des projections et qui tient compte d'une connaissance a priori de la forme dans le cadre d'un étiquetage métrique comme suit :  $\alpha E_{data} + \beta E_{prior}$ .

Avec  $\alpha$  et  $\beta$  deux coefficients de pondération entre les deux termes de l'énergie. Il définit le premier terme de sa fonction d'une manière à pénaliser une reconstruction qui ne correspond pas aux différentes images acquises et le deuxième terme comme un terme qui pénalise un résultat qui n'est pas lisse et donc un résultat différent des cas réels.

Jacq développe un algorithme de recalage multiobjets robuste itératif qui permet de reconstruire un objet virtuel 3D composé des zones les plus fiables de chaque instance au sens d'un estimateur robuste mis à jour à chaque itération. Cette technique peut être utilisée avec les images de type CT ou IRM [64]. Sato [127] fait des reconstructions de fémur et de tibia à partir de deux acquisitions radiographiques et d'un modèle générique. A partir de ces acquisitions, des primitives sont déterminées manuellement. Trois sphères modélisant la tête fémorale et les condyles ainsi que des points sur la diaphyse et l'axe du plateau tibial sont saisis. Le modèle générique est par la suite rétroprojeté sur les radiographies et un recalage élastique est appliqué pour obtenir une reconstruction 3D de la structure osseuse.

Chaibi s'appuie sur des modèles paramétrés de fémurs et de tibias et des inférences statistiques pour faire des reconstructions des membres inférieurs [27]. A partir d'une solution initiale préalablement construite, des déformations globales et locales sont apportées en utilisant un ajustement semi automatique des contours et les algorithmes NSCP (non stereo-corresponding points) et NSCC (non stereo-corresponding

contours) [90]. Une reconstruction 3D du fémur et du tibia est obtenue ainsi à partir des acquisitions EOS dans la position debout. Les erreurs moyennes (distance point-surface) de cette méthode en comparaison avec des acquisitions CT est de 1 mm alors que l'erreur maximale est de 6.6 mm. Cette méthode permet d'avoir une reconstruction en 5mn d'un membre inférieur. Le principal inconvénient de cette méthode est le fait que son application est limitée à la position debout pour l'instant car la reconstruction est plus délicate dans les positions fléchies.

Dans [33], les auteurs développent un recalage 3D pour faire des études cinématiques des articulations. Différentes instances de l'objet issues d'acquisitions IRM ou CT sont utilisées. L'idée dans ce travail est de favoriser l'influence des points de surfaces fiables et présents dans des positions comparables dans le plus grand nombre des instances de l'objet. Ainsi la composante temporelle est utilisée au cours du recalage pour donner de la robustesse et améliorer la précision de la méthode de recalage ICP classique.

Dans [99], les auteurs proposent de faire la reconstruction 3D de la structure osseuse en utilisant un algorithme génétique et un atlas statistique de cette structure ainsi qu'une paire de radiographies. Des mesures automatiques sont effectuées sur les radiographies en utilisant des techniques mathématiques et géométriques de reconnaissances de forme. Ces mesures permettent 10-15 degrés de liberté pour la modification de la forme (suivant la nature de l'os). En effet, l'algorithme a été appliqué aux fémurs et aux vertèbres. Cette reconstruction a pour objectif d'extraire les axes et les angles attachés à la structure.

Plus généralement, la reconstruction 3D, est une étape **lente**. Cet inconvénient est la principale cause de la limitation de son utilisation. Certaines méthodes utilisent des acquisitions radiographiques 2D (mouvement) et une seule reconstruction 3D (anatomie) pour palier à cet inconvénient.

### 3.8.4 Modalité EOS

L'utilisation de la modalité EOS s'inscrit également dans le type de méthodes utilisant l'imagerie à base de rayon X et de reconstruction 3D. Comme nous avons vu, les méthodes basées sur l'imagerie 2D sont peu invasives, le principal avantage de l'utilisation de la modalité EOS est de réduire encore plus l'invasivité du rayonnement admis par le patient. Le taux d'irradiation nécessaire pour une acquisition EOS est de 4 à 7 fois inférieur à celui d'une acquisition radiographique classique [45]. Pour une paire de radiographie utilisée à chaque position le gain est alors doublé et ce gain est multiplié par le nombre de positions étudiées. En plus de ce gain dans les acquisitions 2D, l'utilisation de la modalité EOS permet également un gain pour les données 3D. En effet, l'utilisation classique des modalités 2D nécessite au moins une acquisition 3D dans une position donnée. Cette acquisition se fait le plus souvent par une méthode invasive (généralement le CT scan) pour des méthodes utilisant la fluoroscopie et le CT scan. Avec EOS, une reconstruction des structures osseuses dans la position initiale est accessible. Cette méthode permet grâce à l'algorithme de reconstruction NSCC d'avoir les données 3D sans irradiation supplémentaire pour le patient. On

réussit donc à éliminer complètement la dose de l'irradiation admise par le patient pour les acquisitions 3D.

Concernant la nature du mouvement qui peut être étudié, le système EOS permet des acquisitions en charge et permet ainsi de répondre aux attentes des cliniciens pour étudier des mouvements physiologiques. Cependant, les acquisitions sont limitées par la taille de la cabine d'acquisition. La définition de certains protocoles doit tenir compte de cette contrainte surtout lors de leurs applications à des personnes de grande taille ou obèses. Mais d'une manière générale, si on focalise sur l'articulation à étudier, les acquisitions peuvent se faire en permettant au patient une liberté de mouvement similaire à l'état normal répondant aux attentes des cliniciens. Cette propriété constitue le deuxième avantage de l'utilisation de la modalité EOS par rapport aux modalités d'imagerie qui imposent une position allongée au patient comme le CT scan ou l'IRM.

Comme pour les autres méthodes utilisant l'imagerie, l'utilisation de la modalité EOS permet un accès direct aux structures osseuses. Ceci permet d'augmenter la précision de l'estimation des mouvements par rapport aux méthodes faisant les acquisitions à travers les tissus mous par exemple. La précision de l'estimation dépendra donc des algorithmes utilisés pour la recherche du mouvement comme nous allons le voir dans la suite. Mais la modalité permet une bonne précision pour les données acquises. Les acquisitions frontales et sagittales permettent d'avoir les informations nécessaires à la détermination de la position de l'os à chaque instant. Quant à la précision des reconstructions 3D, dans [27], Chaibi compare les reconstructions obtenues avec EOS avec celles issues du CT scan de résolution de 1mm. La moyenne des erreurs de reconstructions est de 1mm mais la répartition des erreurs n'est pas homogène sur la surface de l'os. Ces erreurs sont à comparer avec les reconstructions issues des modalités classiques 3D comme le CT scan dans lesquelles, pour des acquisitions in vivo, la résolution doit être réduite (3 à 5mm) pour être appliquée sans danger aux patients.

Les acquisitions avec le système EOS ne sont pas dynamiques. Ceci constitue le principal inconvénient dans ce type d'étude. Le balayage vertical par la source du champ d'acquisition nécessite du temps et élimine la possibilité de faire des études dynamiques. La durée d'une seule acquisition prend une dizaine de secondes. Ceci nécessite que le patient soit immobile pendant la durée de l'acquisition d'une position. Nous nous contentons donc d'études quasi cinématiques. Dans la littérature, beaucoup de travaux ont été effectués avec ce type d'étude. De plus, dans certains travaux où les acquisitions sont dynamiques, les auteurs extraient des données dans des positions spécifiques pour faire leurs études et chercher certains paramètres [79]. Ceci correspondrait à des études quasi cinématiques. L'inconvénient du manque de dynamique dans les acquisitions ne constitue donc pas un obstacle majeur à son utilisation pour l'estimation du mouvement des structures osseuses.

Concernant la généralité, le système EOS offre déjà la possibilité de faire la reconstruction de plusieurs structures osseuses. Nous tiendrons compte dans notre méthode de recalage pour que l'estimation du mouvement avec la modalité EOS puisse être appliquée à différentes articulations sans grande modification.

### 3.8.5 Synthèse

Une comparaison des acquisitions IRM, CT/RSA et de la numérisation 3D a été faite dans [106] sur des genoux cadavériques. Des acquisitions avec ces modalités ont été faites pour 3 articulations en différentes positions de flexion, les positions des centres de condyles du fémur ont été déterminées pour positionner les os. Les auteurs ne concluent cependant pas une grande différence entre les résultats obtenus avec ces techniques. L'utilisation de ces différentes modalités est équivalente pour des tests in vitro. Cependant, pour des tests in vivo, nous supposons que la présence de tissus mous surtout dans les acquisitions IRM aura plus d'influence. De plus, d'autres choix de repères anatomiques à identifier peut engendrer plus de différences entre les modalités, comme par exemple des points anatomiques sur la surface de la structure.

Plus généralement, les approches utilisant les acquisitions basées sur les images par rayons X, semble les plus appropriées quant à ce qu'offre les différentes technologies d'acquisitions au niveau de la précision et quant à l'invasivité subie par les patients. Pour cela, nous allons suivre cette approche utilisant un ensemble de données 2D ainsi que des données 3D pour l'estimation du mouvement. Nous développons par la suite notre méthode qui peut ainsi s'inscrire dans ce type d'approche et qui tire ainsi profit des avantages des classes présentées auparavant (voir figure 3.1).

**Apport de la modalité EOS** En comparaison avec les différentes modalités d'acquisition, EOS offre différentes spécificités. Premièrement, l'accès aux données se fait grâce aux rayons X comme la plupart des méthodes d'imagerie évoquées dans ce paragraphe. Cependant, les détecteurs d'EOS permettent de réduire les doses de rayons nécessaires aux acquisitions et réduit ainsi l'invasivité de la technique.

Grâce au système EOS, les acquisitions se font alors que les articulations sont en charge pour reproduire les conditions naturelles du mouvement. Ceci permet aux cliniciens de retrouver les conditions de travail qu'ils cherchent.

L'utilisation de la modalité EOS permet d'avoir une reconstruction 3D personnalisée des structures osseuses du membre inférieur sans avoir recours à une modalité d'acquisition 3D (comme la tomodensitométrie) permettant ainsi l'élimination de la dose nécessaire à cette acquisition.

A ce stade, nous espérons obtenir, avec les algorithmes que nous allons développer dans les chapitres suivants, des précisions similaires aux méthodes utilisant des acquisitions par imagerie acceptables dans les applications cliniques que nous visons.

Les caractéristiques des différentes approches utilisant l'imagerie sont résumées dans le tableau suivant.

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamacité	Généricité
suivi par CT	---	++	--	--	+
Fluoroscopie +CT	--	+	+++	++	+
Fluoroscopie +IRM	-	+	+++	++	+
Notre méthode	-	+	+++	++	+
Suivi par IRM	++	-	--	--	+

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamacité	Généricité
Palpation	+++	---	+++	+	--
Suivi par implants (billes, broches)	---	++	++	+++	+
Dissection	---	+++	---	+++	-
suivi par CT	---	++	--	--	+
Fluoroscopie +CT	--	+	+++	++	+
Fluoroscopie +IRM	-	+	+++	++	+
Notre méthode	-	+	+++	++	+
Suivi par IRM	++	-	--	--	+
Outils électriques et/ou magnétiques	+++	-	++	+	-
Marqueurs cutanés	+++	--	+++	+++	-
Modélisation géométrique	+++	--	---	+++	--

TABLE 3.1: Evaluation des propriétés de différentes méthodes

Dans le tableau 3.1 les signes + indiquent des avantages et les signes - indiquent des inconvénients. Nous pouvons constater que pour chaque approche, les propriétés varient entre des appréciations positives et négatives. Le type d'application détermine le choix de la méthode. Ainsi, pour des applications d'analyse de la marche ce sont des méthodes s'appuyant sur des marqueurs externes qui sont le plus utilisées favorisant ainsi des acquisitions dynamiques au dépend de la précision. Pour des applications s'intéressant de plus près aux structures osseuses, des méthodes plus invasives sont utilisées (imagerie, suivi d'implants) pour favoriser une meilleure précision. La modélisation géométrique est appliquée dans le cas où les tests ne peuvent pas être appliqués comme lors des simulations d'accidents de voitures ou de chocs.

## Conclusion

Avec les cliniciens, différents profils de chercheurs se sont intéressés à l'estimation du mouvement des structures osseuses et ont apporté beaucoup de contributions pour mieux comprendre ces mouvements. Ceci se traduit par les différentes approches utilisées pour traiter ce problème. Dans ce chapitre, nous avons évoqué la plupart de ces méthodes. Les caractéristiques de chaque approche utilisée ont été soulignées. Ce sont l'invasivité, la précision, la dynamacité, la généralité et la possibilité d'acquisition en conditions naturelles qui nous ont le plus intéressé.

Au vu de l'analyse de différentes méthodes évoquées, nous avons montré que chacune d'elles présentent des avantages et inconvénients selon les critères ci-dessus. Ainsi,

un compromis doit être accepté et le choix d'une méthode d'acquisition peut être fait, en fonction des critères qu'on souhaite privilégier.

Dans notre cas, il s'agit d'étudier le mouvement dans les conditions naturelles avec une invasivité limitée et une bonne précision compatible avec des considérations cliniques. Dans ce contexte, la modalité EOS est particulièrement bien adaptée.

Dans notre travail, nous allons tirer profit de la nouvelle modalité EOS qui nous offre la possibilité de faire des acquisitions 2D ainsi qu'une reconstruction 3D avec une faible irradiation par rapport aux modalités classiques d'imagerie.

Nous allons voir dans les chapitres suivants comment faire le recalage des positions EOS acquises pour déduire l'analyse pseudo statique. Nous verrons par la suite que cette méthode est générique et s'applique à différentes articulations.

## Chapitre 4

# Recalage 2D 3D pour l'estimation du mouvement rigide

Pour rechercher le mouvement entre les structures osseuses, nous allons nous baser sur les acquisitions de la modalité EOS. Pour cela, nous effectuerons un recalage entre les radiographies et la reconstruction des structures osseuses dans la position initiale. Nous avons évoqué dans le chapitre précédent les apports de la nouvelle modalité EOS. Comme cette modalité est bien adaptée pour ce type de méthode puisqu'elle fournit deux radiographies ainsi qu'une reconstruction 3D dans la position initiale, nous proposons un recalage 2D 3D pour faire les estimations des mouvements recherchés.

## Introduction

Dans notre travail, nous utilisons la modalité EOS pour acquérir nos données. Cette modalité nous fournit à la fois les radiographies dans différentes positions pseudo-statiques ainsi qu'une enveloppe surfacique d'une reconstruction de la structure osseuse en position initiale. L'objectif de ce travail est de quantifier les mouvements effectués par différentes articulations. Pour cela, les données 2D sont à recalcr avec les données 3D qui ont été obtenues dans la position initiale. Dans ce chapitre, nous introduisons notre méthode de recalage qui permettra ainsi de déterminer le mouvement par rapport à la position initiale. Le mouvement que fait chaque structure osseuse qui compose l'articulation est recherché à part. Ceci s'effectue en se focalisant sur les données contenant l'os à étudier même si les radiographies acquises présentent les membres entiers. Cette séparation permet la simplification de la nature du recalage à appliquer pour lier les deux données, chaque structure étant rigide.

Notre recalage s'appuie donc sur ce critère pour déterminer les positions recherchées. Nous développons alors une méthode de recalage rigide qui permet la détermination du déplacement d'un objet entre deux instants. Cependant, contrairement à un recalage rigide plus classique qui se fait sur un ensemble de données 2D ou sur des données 3D, les données de notre problème présentent une différence majeure avec ce type de données. En effet, les données dont nous disposons ne sont ni du même type ni des mêmes dimensions puisque, on peut voir les radiographies comme des projections des données spatiales 3D. Ainsi les dimensions et la nature de nos données sont différentes. Pour remédier à ce manque d'information, cette problématique est traitée généralement dans la littérature en utilisant une paire de radiographies, voire plus, pour faire le recalage. La présence d'autres structures osseuses que celles étudiées ou d'autres tissus, la qualité des données, tous ces facteurs et bien d'autres peuvent également rendre la tâche plus délicate. Cependant, nous nous concentrons dans ce chapitre à expliquer notre méthode et démontrer sa validité mathématique. Sa validation clinique fera l'objet du chapitre suivant.

Dans la suite de ce chapitre, nous allons commencer par rappeler le schéma classique de recalage 2D/3D ainsi que les méthodes permettant de lier les informations 2D et 3D. Nous verrons les méthodes de similarité et d'optimisation utilisées dans la littérature. Nous expliquons par la suite notre méthode qui se base sur le théorème de la coupe centrale de Fourier. Nous montrerons l'utilité de ce théorème pour permettre l'établissement d'un lien entre les radiographies et les données 3D. Nous verrons également comment cette méthode permet de décomposer le mouvement rigide en rotation et translation. La plupart des méthodes de recalage ne font pas une telle décomposition, ce qui rend l'espace de recherche encore plus grand et la recherche plus difficile. Une fois le lien entre les données établi, et les deux composantes de natures différentes séparées, nous effectuons notre recherche de la rotation et de la translation entre les deux positions des acquisitions. Nous évoquons également dans ce chapitre les mesures que nous effectuons sur ces données pour obtenir les résultats attendus. Nous présentons aussi la méthode d'optimisation qui nous permet de réduire notre recherche.

## 4.1 Etat de l'art du recalage 2D / 3D

Au cours du recalage, les données 3D sont utilisées comme données de référence. Pour cela, une seule acquisition 3D est généralement faite dans une position initiale. L'algorithme est appliqué pour faire correspondre les acquisitions 2D dans différentes positions du mouvement aux données de référence. La tâche est plus délicate que celle d'un recalage 2D/2D ou 3D/3D puisque, les données 2D sont manquantes par rapport aux données 3D (par exemple : les données 2D sont issues des projections de données 3D). Pour bien voir le problème, nous pouvons prendre l'exemple d'une pyramide à base carrée dont les projections de face seront un triangle et la projection de dessus sera un carré. Il s'agit ici de faire correspondre ces deux vues complètement différentes à la structure initiale, voir la figure 4.1. Pour un déplacement donné, nous pouvons avoir un triangle sur la vue de dessus et un carré sur la vue de profil, inversement à la figure. Pour cela, dans certains travaux, les auteurs ont appelé cette méthode de recalage : "un recalage par recherche de la forme".

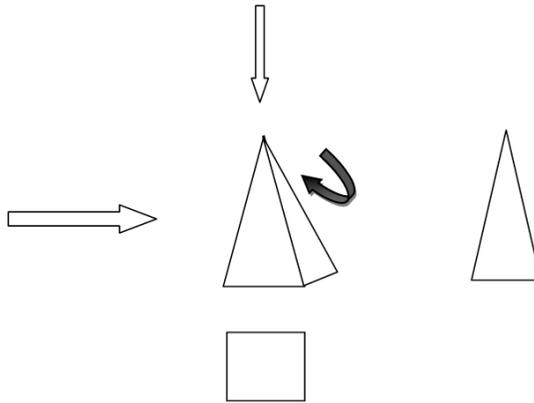


FIGURE 4.1: Pyramide et ses projections

Dans cette approche, l'idée générale est d'utiliser les données de référence 3D pour voir, dans quelles positions aurait été l'objet pour donner les acquisitions produites. Différentes techniques ont été utilisées pour obtenir le résultat voulu. Un schéma qui englobe la plupart de ces algorithmes est proposé dans la figure 4.2. Nous pouvons distinguer trois étapes différentes.

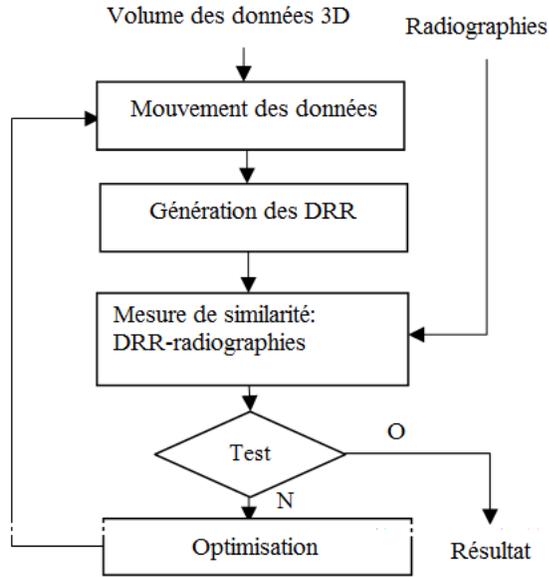


FIGURE 4.2: Schéma global de recalage 2D 3D

Une étape de génération de simulations de radiographies (DRR), une étape de mesure de la différence entre les simulations et les radiographies et une dernière étape pour l'optimisation de la recherche. Dans la section 4.1.1, nous présentons les méthodes appliquées pour établir un lien entre les données 2D et 3D, ce qui correspond à la première étape de l'algorithme. Nous détaillons aussi les différentes techniques qui peuvent être utilisées pour effectuer les mesures de similarité 4.1.2 et pour faire converger l'algorithme itératif 4.1.3.

#### 4.1.1 Lien entre les données 2D et 3D

L'idée de cette approche est de pouvoir estimer le mouvement acquis avec l'imagerie 2D. La recherche de la nouvelle position des structures osseuses dans les radiographies se fait à partir des données 3D reconstruites dans la position initiale. Dans les algorithmes de recalage classiques utilisant des données 2D 2D ou 3D 3D, une mesure s'effectue entre les données et permet d'avoir un optimum qui indique la position recherchée. Dans notre cas, les deux types de données diffèrent dans leurs dimensions et leurs types. Les radiographies sont en effet des projections des structures osseuses suivant la géométrie de la machine d'acquisition. C'est le cas de nos radiographies avec l'imageur EOS. D'autre part, la reconstruction 3D fournie par EOS est une enveloppe surfacique des structures osseuses. Ces données 3D ne fournissent donc aucune information sur les densités des os alors que cette information est bien présente sur les radiographies. Une étape établissant un lien entre ces deux types de

données différentes est alors nécessaire. Il peut se faire dans le domaine spatial ou fréquentiel.

#### 4.1.1.1 Domaine spatial et génération des simulations de radiographies

Pour faire le lien entre les données de dimensions et de types différents, certains travaux essayent d'imiter le phénomène physique qui se passe dans l'imageur et générer ainsi des simulations de radiographies (DRR pour Digital Reconstruction Radiograph) (voir chapitre 1). Cyr [34] simule des images 2D par des lancés de rayons sur l'objet 3D entre la source émettrice et le plan de projection. Par la suite, pour retrouver la position dans laquelle les acquisitions ont été faites, il développe une méthode pour la recherche des positions des vertèbres. Pour cela, les simulations des projections de la vertèbre, objet de l'étude, sont construites à des intervalles angulaires constants tout autour d'une sphère imaginaire. Les résultats obtenus constituent ainsi une base d'images. L'auteur a supposé par la suite que, la comparaison des images réelles avec la base fournit les angles les plus proches de l'angle réel d'acquisition. Une fois, qu'un premier résultat est obtenu, cette procédure est répétée de proche en proche avec les angles résultants. Il utilise une méthode de recherche hiérarchique pour la détermination de la position recherchée. Pour comparer les différentes images, Cyr génère les axes médiaux des différentes formes obtenues. Le degré de similarité des deux images correspond alors au degré de similarité des deux graphes obtenus. Un recuit simulé est utilisé pour retrouver le graphe qui maximise sa fonction de similarité. Le procédé a généralement un temps de calcul important. L'étape de génération de DRR est la plus lente, d'autant plus, si les rayons réfléchis et réfractés sont pris en considération. Ainsi, Wang rapporte que la génération d'une DRR avec la méthode classique utilisant des lancés de rayons prend 96.6s pour un volume de 330x330x83 [149]. Ce temps est à multiplier par le nombre d'itérations à effectuer avant de trouver le résultat. La qualité des simulations et leurs temps de génération constituent les principales caractéristiques dans cette étape de l'algorithme. Différents travaux ont essayé de les améliorer.

Ainsi, et en se basant sur le principe de l'atténuation dans la matière, certains travaux [167, 14] proposent de projeter directement l'objet sur le plan constituant l'image simulée au lieu d'effectuer des tracés de rayons. Avec cette approche, le temps de calcul dédié à la traversée des rayons des zones non intéressantes (air) sera gagné. La réduction de l'utilisation de la mémoire est aussi possible pour accélérer l'algorithme et peut atteindre 10 % par rapport à un algorithme classique [14]. Mais, cette technique peut engendrer des artéfacts qui nécessitent des prétraitements pour les corriger [14]. Parmi ces techniques des convolutions par des gaussiennes peuvent être appliquées au niveau de chaque pixel simulé. Cependant, cette technique de correction peut introduire une augmentation du temps de calcul. Birkfellner propose alors deux méthodes pour éliminer ces artéfacts en effectuant un déplacement stochastique gaussien pour le pixel à projeter ou en effectuant un déplacement de même nature à la source du rayonnement qui n'est pas ponctuelle dans la réalité. L'auteur améliore ainsi sa modélisation du phénomène physique de création de radiographie et obtient

des simulations de meilleure qualité.

D'autres techniques ont été aussi utilisées pour optimiser la génération de simulations de radiographies. Ainsi, Lacroute a essayé de réduire le temps nécessaire à l'accès à la mémoire en utilisant une factorisation des données qui permet un accès simultané [86]. L'utilisation de GPU récentes et de plus en plus performantes peut également être utile pour réduire le temps de calcul nécessaire à la génération de simulations de radiographies [76]. Dans un autre travail [89], l'image de simulation a été construite à partir d'interpolations des simulations déjà calculées dans les phases précédentes pour réduire le temps de calcul.

Dans le cas où la fonction de la mesure de la similarité le permet (voir paragraphe suivant), la construction de la totalité de l'image n'est pas nécessaire. En effet, pour des mesures de similarité telles que la comparaison de densité de probabilité des intensités des deux images, la construction d'un nombre d'échantillons représentatif de l'image peut être suffisant [167]. Plus ce nombre est petit plus le calcul se fait vite mais plus on perd de la précision.

Certains travaux utilisent d'autres techniques pour la génération de simulations de radiographies. En s'appuyant sur les transformées en harmoniques cylindriques, Wang exprime l'objet 3D avec une équation de la forme suivante [149] :

$$f(x, y, z) = \sum_n a_n \varphi_n(x, y, z) \quad (4.1)$$

Avec  $\{\varphi_n\}$  la base des harmoniques cylindriques. Quelle que soit la rotation que peut subir l'objet, celui-ci s'exprimera sous la forme :

$$f_k(x, y, z) = \sum_n e^{-2i\pi k/K} a_n \varphi_n(x, y, z) \quad (4.2)$$

Si on pose alors  $g(u, v)$  la projection de l'objet avec l'opérateur  $P$ , nous obtenons :

$$g(u, v) = P(f_k(x, y, z)) = \sum_n e^{-2i\pi k/K} a_n P(\varphi_n(x, y, z)) = \sum_n e^{-2i\pi k/K} a_n w_n \quad (4.3)$$

Avec  $w_n = P(\varphi_n(x, y, z))$ . Cette méthode réduit considérablement le temps de génération de la simulation. Son principal inconvénient est qu'elle possède un axe de révolution et elle est donc plus adaptée pour les os dont la forme présente ce type de symétrie. L'idée peut être modifiée en utilisant des harmoniques sphériques pour d'autres types d'os par exemple.

#### 4.1.1.2 Domaine fréquentiel : Théorème de la coupe centrale de Fourier

Une autre façon de faire le lien entre les données 2D et 3D est de travailler dans le domaine fréquentiel. En effet, la transformée de Fourier permet d'établir un lien entre un objet et ses projections parallèles. Ceci se fait grâce au théorème de la coupe centrale de Fourier. De plus, l'axe de projection correspond à l'axe de la coupe centrale par rapport aux données initiales. Ce théorème lie donc les données à leurs projections

dont la transformée de Fourier n'est autre qu'une coupe de la transformée de Fourier des données initiales. De plus, la conservation de l'angle de projection comme angle de la coupe permet de déterminer la pose dans laquelle s'est effectuée cette projection par rapport à l'objet complet.

Cette transformée a été utilisée pour la génération des simulations de radiographies dans le cadre des algorithmes utilisant cette approche pour l'estimation du mouvement. En effet, en utilisant le théorème de projection dans le théorème de Fourier, Ntas [111] et Levo [93] utilisent le fait que la transformée de la projection d'un signal est égale à la coupe centrale de la transformée de ce signal pour générer des simulations de radiographies dans le cadre de l'algorithme décrit dans la figure 4.2.

Ce théorème a été largement appliqué pour la reconstruction tomographique [39, 97] pour les dimensions 2 et 3. En effet, l'acquisition de la projection d'un objet correspond à avoir la transformée de Fourier de l'objet suivant la droite qui correspond à l'angle de projection. Ainsi, en utilisant plusieurs projections sous différents angles, le problème de la reconstruction est converti à un problème d'interpolation dans le domaine spectral. Une dernière étape de rétro projection est nécessaire pour le passage des données fréquentielles vers les données spatiales et avoir ainsi la reconstruction recherchée. Dans [39][97][164], différentes techniques sont présentées pour bien effectuer l'interpolation et réduire les artéfacts lors de cette reconstruction.

Nous évoquons maintenant les différentes mesures de similarité qui ont été proposées afin de comparer soit les DRR et les vraies radiographies en spatial ou les transformées de Fourier des vraies radiographies et les coupes centrales issues de la transformée de Fourier de l'objet.

#### 4.1.2 Mesures de similarité

Parmi ces mesures, nous pouvons mentionner des méthodes basées sur l'intensité ou bien des mesures basées sur les caractéristiques des images (tel le gradient).

**Corrélation normalisée :**

$$R = \frac{\sum_{i,j \in I} (I_{acq}(i,j) - \bar{I}_{acq})(I_{DRR}(i,j) - \bar{I}_{DRR})}{\sqrt{\sum_{i,j \in I} (I_{acq}(i,j) - \bar{I}_{acq})^2} \sqrt{\sum_{i,j \in I} (I_{DRR}(i,j) - \bar{I}_{DRR})^2}} \quad (4.4)$$

Avec  $\bar{I}_{acq}$  est la moyenne sur l'image acquise et  $\bar{I}_{DRR}$  est la moyenne sur les simulations. La corrélation mesure une relation affine entre deux variables en utilisant une moyenne. Le mouvement que nous cherchons est un mouvement rigide composé de rotations et de translations. Si nous modélisons l'acquisition de mouvement par une projection, nous cherchons une relation entre  $P(X)$  et  $P(R \circ T(X))$ , où  $X$  est l'objet en 3D et  $R$  et  $T$  sont respectivement la rotation et la translation recherchées. La projection peut modifier la relation affine de la position de l'objet entre un instant 1 et 2. Pour cela, la corrélation normalisée n'est pas la mesure de similarité la mieux adaptée. En d'autres termes, la corrélation existe et est fiable avec une petite variation projective, donc des mouvements faibles entre positions.

### Entropie de la différence des images :

$$\begin{cases} I_{diff} = I_{acq} - sI_{DRR} \\ H = - \sum p(x) \log(p(x))_x \end{cases} \quad (4.5)$$

Nous utilisons la notation précédente pour  $I_{acq}$  et  $I_{DRR}$ .  $s$  est un facteur d'échelle entre les intensités des données simulées et les données réelles,  $p(x)$  est la probabilité d'avoir une intensité  $x$  dans l'image de différence. L'entropie est une mesure basée sur l'intensité qui décrit d'une manière globale, si les deux images coïncident. Cette mesure a été testée dans [114] pour la comparer à d'autres mesures de similarité. Les tests sont effectués pour le recalage 2D 3D des vertèbres. Les tests effectués montrent que le recalage en utilisant cette mesure peut échouer dans 53% des cas.

D'autres mesures intéressantes peuvent être citées comme celle utilisée par Pickering [115] pour faire un recalage 2D 3D en utilisant une seule acquisition radiographique et non une paire. Cette mesure a été appliquée sur l'articulation du genou. Elle calcule le cumul de la variance conditionnelle entre les pixels des images simulées et les acquisitions réelles.

$$S(m) = \sum_j ((I_{DRR}(i) - E(I_{DRR}(i) | I_{acq}(i) \in \Delta_j))^2 \quad (4.6)$$

Avec  $m$  est le mouvement,  $E$  est l'espérance et  $\Delta_j$  est l'ensemble des valeurs de l'histogramme.

### Information mutuelle basée sur l'intensité :

L'objectif est de mesurer la similarité entre les densités de probabilité que constituent les deux images à comparer A et B. Plusieurs définitions ont été utilisées :

$$S = \sum_{x,y} p_{AB}(x,y) \log \frac{p_{AB}(x,y)}{p_A(x)p_B(y)} \quad (4.7)$$

[147, 151, 96]

$$S = H(A) + H(B) - H(A, B) \quad (4.8)$$

$$H(A) = E_A[-\log(p(A))]$$

$$S = E_{A,B}[\log(p(A, B))] - E_A[-\log(p(A))] - E_B[-\log(p(B))] \quad (4.9)$$

[167]

La première équation exprime la dépendance entre  $A$  et  $B$  avec  $S$  est la mesure de similarité,  $p_A(x)$  est la distribution marginale et  $p_{A,B}(x,y)$  est la distribution conjointe. En utilisant l'entropie  $H$ , qui mesure généralement « le degré de hasard » d'une variable et  $H(A, B)$  est l'entropie conjointe,  $S$  est exprimé autrement. Avec  $E_A$  est l'entropie de Shanon de  $A$ ,  $S$  est formulé autrement dans certains travaux. Ainsi,

on mesure la distance entre la distribution conjointe et la distribution associée au cas d'indépendance complète. En utilisant cette mesure qui se base sur la densité de probabilité, Zollei [167] réduit le temps de calcul des générations des simulations en réduisant la génération aux pixels nécessaires à la construction de la densité. L'algorithme global a été appliqué sur des fantômes de vertèbres, de crâne et de bassin. Le temps de calcul du recalage peut atteindre des heures malgré l'optimisation effectuée. Ce travail met en évidence l'interdépendance de la partie simulation de radiographies et la partie mesure de similarité dans l'algorithme global qui est responsable de la lenteur évoquée.

### Information mutuelle basée sur la phase

Cette méthode a été proposée par Dalvi [35]. Elle repose sur le calcul de l'information mutuelle basée sur la phase à partir de la transformée par ondelette de l'image (dual tree complex wavelet transform). Chacune des images A et B est modélisée par l'équation suivante  $M_A(i, j)e^{j\theta_A(i, j)}$  et  $M_B(i, j)e^{j\theta_B(i, j)}$ . Avec  $M$  est le module et  $\theta$  est la phase. On construit ensuite l'histogramme conjoint pour  $\theta_B(i, j)$  et  $\theta_A(i, j)$ . L'information mutuelle de la phase s'écrit :

$$MIP = \sum_1^N \sum_1^N p(x, y) \log\left(\frac{p(x, y)}{\sum_{x=1}^N p(x, y) \sum_{y=1}^N p(x, y)}\right) \quad (4.10)$$

où  $N$  est la taille de l'histogramme. Les auteurs utilisent cette mesure pour l'articulation du genou avec des images fluoroscopiques et un volume de données CT. Les auteurs comparent cette mesure à l'information mutuelle basée sur l'intensité et l'information mutuelle basée sur le gradient. Ils concluent que leur mesure donne un meilleur résultat. Durant ces tests et pour réduire le temps de calcul, un pré recalage manuel est appliqué aux données pour avoir une différence de 3° et 3 pixels entre les données 2D et 3D.

La position de départ nous semble très proche de la solution. Le recalage manuel préalable pourrait être coûteux pour arriver à une telle précision. L'acceptation de ce coût pour la recherche d'une telle précision dépend de la nature de l'application.

### Corrélation des gradients

Dans [114], un filtre de Sobel est utilisé pour déterminer le gradient selon les deux axes de l'image acquise et de l'image construite. Puis l'équation 4.4 est utilisée pour déterminer deux valeurs de corrélation : une pour l'image de gradient horizontal, l'autre pour l'image de gradient vertical. La valeur de corrélation globale est la moyenne des deux précédentes. Ainsi la corrélation sur les gradients des images a été appliquée pour mesurer la similarité entre les acquisitions et les simulations pour faire le recalage de vertèbres.

### Modèle d'intensité

Weese et al [151] proposent d'utiliser une autre méthode pour effectuer un recalage 2D 3D des vertèbres. Leur mesure de similarité se base sur le calcul d'un coefficient qui évalue le degré de la structuration dans l'image différence entre l'image acquise

et la DRR. Avec cette méthode, les auteurs espèrent résoudre le problème lié à la présence du tissu mou dans l'image acquise. L'idée paraît similaire à la méthode déjà évoquée qui évalue l'entropie de la différence des images.

### Différence des gradients

Cette méthode est décrite dans [114]. Elle mesure les différences entre les gradients des deux images.

$$G(s) = \sum_{i,j} \frac{A_v}{A_v + (I_{diffV}(i,j))^2} + \frac{A_h}{A_h + (I_{diffH}(i,j))^2} \quad (4.11)$$

Avec  $I_{diffV}(i,j) = \frac{\partial I_{acq}}{\partial i} - s \frac{\partial I_{DRR}}{\partial i}$  et  $I_{diffH}(i,j) = \frac{\partial I_{acq}}{\partial j} - s \frac{\partial I_{DRR}}{\partial j}$

La différence des gradients a montré une bonne robustesse par rapport aux contours fins lors d'acquisitions en conditions réelles. Plus généralement, à partir de cette étude [114], l'auteur étudie la corrélation normalisée, l'entropie de la différence des images, l'information mutuelle basée sur l'intensité, la corrélation des gradients, la différence des gradients et le modèle d'intensité. Il conclut que plusieurs mesures basées sur l'intensité ne sont pas robustes à la présence de tissus mous et de contours fins. La différence de gradient et le modèle d'intensité donnent les meilleurs résultats parmi les mesures testées.

Nous pouvons remarquer que les méthodes s'appuyant sur une description globale des données comme l'histogramme par exemple peuvent être peu discriminantes puisque différentes positions peuvent fournir la même description. D'autre part, si on prend en considération des descriptions basées sur les caractéristiques de l'image comme celles basées sur le gradient, ceci revient d'une manière ou d'une autre à faire une segmentation automatique. Le problème initial, qui est alors le fait que la segmentation manuelle et le recalage manuel prennent beaucoup de temps, a été partiellement détourné par la recherche automatique du gradient. Dans ce cas, la précision de la segmentation doit être tenue en compte.

La mesure proposée par Zollei est une mesure qui nous paraît intéressante puisqu'elle tient compte de la globalité de l'algorithme et permet ainsi d'utiliser les étapes précédentes pour réduire le temps de calcul nécessaire à la génération des simulations.

Les différentes mesures citées ci-dessus correspondent à la fonction de coût qu'il faut minimiser afin de faire converger le schéma itératif 4.2 vers la détermination du mouvement.

### 4.1.3 Méthodes d'optimisation

La littérature décrit de nombreux algorithmes pour l'optimisation de la recherche d'optimum d'une fonction coût [31]. Ce paragraphe n'est pas exhaustif mais il présente quelques méthodes dont celles largement utilisées en recalage. Nous pouvons noter des méthodes de recherche directionnelle et d'autres dont la recherche ne suit pas une direction donnée.

### Descente du gradient

C'est la méthode la plus classique de recherche itérative d'optimum. Pour résoudre un problème du type :

$$x_{opt} = \arg_x \min(f(x)) \quad (4.12)$$

Avec  $f()$  est la fonction à optimiser (dans notre cas la mesure de similarité) et  $x$  est le vecteur de paramètres de  $f$  (dans notre cas le mouvement). Elle fait évoluer  $x$  vers le minimum en direction du gradient avec l'équation suivante :

$$x_t = x_{t-1} - \lambda \nabla f(x_{t-1}) \quad (4.13)$$

où  $t$  est l'indice de l'itération,  $\lambda$  est le pas d'évolution et  $\nabla f(x_{t-1})$  est le gradient de  $f$  en  $x_{t-1}$ . Cette méthode se base sur une approximation à l'ordre 1 du gradient de la fonction à minimiser. Cette approximation peut avoir des inconvénients, notamment d'obtention d'un minimum local. De plus, il est bien connu que le choix du pas  $\lambda$  présente un inconvénient majeur pour cette méthode. En effet, la convergence vers un minimum absolu peut dépendre de ce choix.

### Gradient conjugué

Contrairement à la méthode de la descente du gradient classique, dans cette méthode la recherche se fait suivant deux directions. Commençons par définir deux directions conjuguées  $u_k$  et  $u_{k-1}$  par rapport à une forme bilinéaire de matrice définie positive  $Q$ , qui vérifient :

$$u_k^T Q u_{k-1} = 0 \quad (4.14)$$

Cette méthode se base sur deux idées fondamentales. La première est que les directions de recherche dans deux étapes consécutives sont conjuguées. La deuxième concerne le choix de cette direction (en dimension  $> 2$ ). Ce choix doit se faire comme combinaison linéaire entre la direction précédente  $u_{k-1}$  et la direction de Cauchy au point courant. Ainsi, on obtient  $u_k$  tel que :

$$u_k = -\nabla f(x_k) + s_k u_{k-1} \quad (4.15)$$

### Optimisation de Newton

Au voisinage du minimum, la fonction est approchée par une quadrique.

$$f(y) \approx f(x) + (y-x)^T \nabla f(x) + \frac{1}{2} (y-x)^T \Delta f(x) (y-x) \quad (4.16)$$

Cette fonction atteint son minimum pour  $y$  qui vérifie :

$$-\nabla f(x) = \Delta f(x) (y-x)$$

On obtient donc :

$$x_t = x_{t-1} - (\Delta f(x_{t-1}))^{-1} \nabla f(x_{t-1}) \quad (4.17)$$

A chaque étape, il faut donc inverser le Laplacien. Comme il est instable et coûteux de calculer la hessienne d'une fonction (dérivée seconde), des méthodes appelées quasi Newton proposent d'estimer la hessienne par approximation. Ces méthodes approchent l'inverse de la hessienne  $H$  par une matrice  $B$  telle que BFGS (Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno) [1] ou DFP (Davidon-Fletcher-Powell) [51].

$$B_{k+1} = B_k + (y_k y_k^T) / (y_k^T \Delta x_k) - (B_k \Delta x_k (B_k \Delta x_k)^T) / (\Delta x_k^T B_k \Delta x_k) \quad (4.18)$$

pour la méthode BFGS.

$$B_{k+1} = (I - (y_k \Delta x_k^T) / (y_k^T \Delta x_k)) B_k (I - (\Delta x_k y_k^T) / (y_k^T \Delta x_k)) + (y_k y_k^T) / (y_k^T \Delta x_k) \quad (4.19)$$

pour la méthode DFP.

Avec  $y_k = \nabla f(x_{k+1}) - \nabla f(x_k)$  dans les deux équations précédentes.

### Levenberg et Marquardt

La méthode de Levenberg [92] combine les deux méthodes, descente du gradient et la méthode de Newton pour obtenir une méthode non linéaire qui approche la fonction par le gradient dans les premières itérations et par une quadrique au voisinage du minimum recherché. Ainsi le pas évolue selon :

$$x_{k+1} = x_k - (\Delta f + \lambda I)^{-1} \nabla f \quad (4.20)$$

Dans le cas où  $\lambda$  est proche de 0, la méthode s'approche de la méthode de Newton. Dans le cas où  $\lambda$  est grand, la méthode agit comme une descente du gradient. Généralement, on commence avec un  $\lambda$  assez grand (descente du gradient), qu'il fait diminuer petit à petit. La matrice identité  $I$  peut être remplacée par la diagonale de la hessienne. Cette équation devient donc :

$$x_{k+1} = x_k - (\Delta f + \lambda \text{diag} \Delta f)^{-1} \nabla f \quad (4.21)$$

Grâce à la combinaison des propriétés de la méthode de Newton et celle de la descente de gradient, cette méthode est largement utilisée.

Pour les méthodes qui ne se basent pas sur les calculs de dérivées, nous pouvons noter celles-ci :

### La méthode du simplex

Elle a été introduite par Nelder [109]. Cette méthode n'utilise pas les dérivées. Elle pourrait être utilisée dans les cas où on ne connaît pas la forme de la fonction à minimiser. Elle consiste à faire varier une forme géométrique au cours des itérations jusqu'à trouver un minimum. Certaines améliorations ont été effectuées par exemple celle de Huang [61]. Mais, comme la plupart des méthodes d'optimisation, elle reste sensible à l'initialisation.

### Filtres de Kalman

Plusieurs variétés de ce filtre existent. Son application la plus connue est l'estimation de l'état d'un système à partir de mesures de l'état précédent. Deux bruits indépendants sont supposés affecter le processus et les mesures. L'estimation se fait en deux étapes. Une phase de prédiction à partir de l'état précédent et une phase de correction à partir des mesures effectuées. Gong a utilisé dans [52] un recalage de données fluoroscopiques sur des données CT pour la recherche de mouvements des os avec un filtre de Kalman non-parfumé (unscented Kalman filter) comme méthode d'optimisation de la recherche. Il a modélisé le problème par :

$$\begin{cases} x_k = x_{k-1} + N(0, \sigma_x^2) \\ y_k = MS(x_k) + N(0, \sigma_y^2) \end{cases} \quad (4.22)$$

où  $x$  est la transformation à estimer et  $y$  est la mesure,  $MS$  est la mesure de similarité non linéaire entre les radiographies et les DRR et  $\sigma_x, \sigma_y$  sont les variances des bruits correspondant respectivement au processus et aux mesures et  $N$  est la loi normale. Il a comparé cette méthode d'optimisation à la méthode de simplex et il conclut que les résultats obtenus sont satisfaisants. Pour utiliser cette méthode, il considère l'observation comme étant la valeur de similarité objectif (qui dépend de la mesure).

### Multiplicateur de Lagrange

Cette méthode d'optimisation est utilisée pour les problèmes contraints. On cherche à minimiser  $f$  sur un ensemble de valeurs  $X$  vérifiant une contrainte dépendant de  $g$ .

Soit le système suivant à optimiser :

$$\begin{cases} \min f(X) \\ g(X) = 0 \end{cases} \quad (4.23)$$

On suppose que  $f$  et  $g$  sont différentiables et on définit la fonction lagrangienne  $L(X, \lambda)$  telle que :

$$L(X, \lambda) = f(X) + \lambda g(X) \quad (4.24)$$

$\lambda$  est le multiplicateur de Lagrange et peut être vu comme la variation de la fonction à optimiser par rapport à la variation de la contrainte. On transforme ainsi le problème contraint en une recherche de points stationnaires du problème sans contrainte qui correspondent aux solutions potentielles du problème initial. Le problème à résoudre devient :

$$\partial L / (\partial x_i) = 0 \quad (4.25)$$

### Hooke–Jeeves

Cette méthode a été proposée en 1960 [60], et consiste à choisir des points pour les comparer avec la référence actuelle. Si la valeur en ce point est inférieure à la valeur de la référence, le point devient la nouvelle référence.

### L'algorithme de la région de confiance

Cette méthode approche la fonction  $f$  à minimiser, par une quadrique (développement de Newton à l'ordre 2) dans une région de rayon  $\delta$ . On cherche ensuite le minimum de la nouvelle quadrique. Si ce minimum correspond à une valeur de  $f$  inférieure à la valeur actuelle, on définit une nouvelle région de centre ce minimum. On recalcule la quadrique et on augmente le rayon. Sinon, on diminue le rayon. Contrairement à d'autres méthodes, comme la descente du gradient par exemple, le choix du pas  $\delta$  est ici effectué en premier lieu.

### Autres méthodes

On peut citer, la méthode Dogleg [161] qui combine les idées de la méthode de la région de confiance et la méthode de Newton, la méthode de recuit simulé qui essaie de palier à l'obtention de minima locaux et les méthodes qui reposent sur des algorithmes génétiques.

Les différents algorithmes de recalage 2D 3D ont utilisé des méthodes différentes pour l'optimisation de la recherche du mouvement. Le choix du type de la méthode doit répondre au critère de l'utilisateur quant à la rapidité et la robustesse face aux minima locaux. Plus généralement, nous remarquons que toutes ces méthodes de recalage se basent sur un seul algorithme global. Différentes techniques sont utilisées à chacune de ces étapes, mais la forme globale reste la même, voir la figure 4.2. Cet algorithme se base sur une première étape pour la génération des simulations de radiographies, une mesure de similarité pour les comparer avec les radiographies réelles ainsi qu'une méthode d'optimisation pour réduire l'espace de recherche. Comme l'a montré Zollei, les choix des techniques prises pour chacune de ces différentes étapes doit tenir compte des étapes précédentes et/ou suivantes. Il ne faut pas optimiser les étapes de manière indépendante mais au contraire, on doit tenir compte d'un lien qui existe entre la génération des simulations, la mesure choisie et la méthode d'optimisation.

Dans notre cas, nous souhaitons utiliser le système EOS pour suivre les mouvements osseux. Ainsi, toutes les données seront obtenues avec le même système d'acquisition (radiographies dans différentes positions et reconstruction 3D). Ces contraintes, guideront nos choix quant à l'espace dans lequel le lien 2D 3D est établi, la mesure de similarité et la méthode d'optimisation retenue.

## 4.2 Schéma global de la méthode proposée

Dans ce paragraphe, nous présentons le schéma global de notre méthode de recalage 2D 3D. Nous verrons alors les différentes étapes de notre algorithme ainsi que les données utilisées dans chaque partie. Un schéma global de notre algorithme est présenté dans la figure 4.3 et permet de le comparer aux algorithmes classiques présentés dans la première section, (voir figure 4.2).

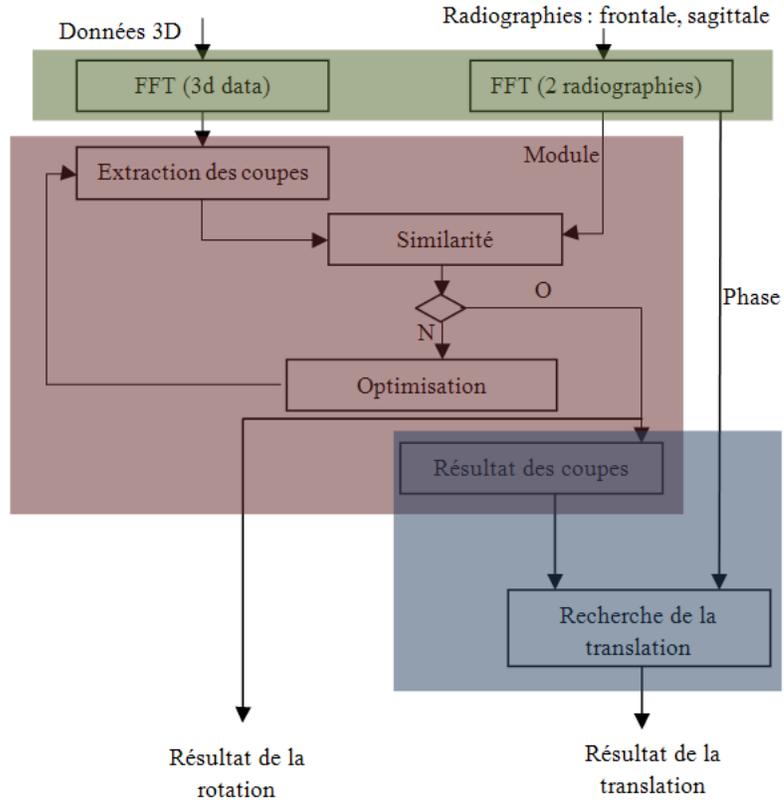


FIGURE 4.3: Schéma global de l'algorithme proposé

#### 4.2.1 Lien entre les données et recherche du mouvement

Nous avons choisi d'effectuer le lien entre nos données 2D et 3D dans le domaine fréquentiel. Ainsi, une première étape transforme les données dans le domaine fréquentiel. Ce choix a été guidé par le fait que nous disposons de reconstructions 3D surfaciques, ces informations de contours sont bien présentes dans le domaine fréquentiel. Sur les radiographies, les contours existent même si ils sont superposés à ceux d'autres structures osseuses ou tissus mous (moins visibles). Toute la recherche du mouvement se fait alors dans ce domaine. Ceci permet d'éliminer l'étape de génération des simulations des radiographies.

Dans un repère orthonormé, nous définissons un objet 3D par la donnée de l'intensité  $\varphi(x, y, z)$  en chacun de ses points  $(x, y, z)$ . Soit  $P_X$  la projection parallèle à l'axe des X, dans notre cas, et en s'appuyant sur la modélisation des radiographies comme étant des projections respectant la loi de Beer, comme nous l'avons expliqué dans le paragraphe 2.4.2, le théorème de la coupe centrale de Fourier s'écrit :

$$\begin{aligned}
TF_{2D}(P_X(\varphi)) &= \iint \int \varphi(x, y, z) dx \exp(-i(vy + wz)) dydz \\
&= \iiint \varphi(x, y, z) \exp(-i(u0 + vy + wz)) dx dy dz = Slice_X(TF_{3D}(\varphi))
\end{aligned}$$

où  $Slice_X$  est la coupe centrale de la  $TF_{3D}$  de l'objet, perpendiculaire à l'axe X.

Dans ce cas, nous avons supposé que la projection se fait le long de l'axe X. Sans perdre de généralité, cette supposition permet de bien comprendre le théorème.

Dans la suite, et comme les dimensions des données que nous utilisons sont bien connues, nous omettrons les dimensions des transformées de Fourier.

Dans la figure 4.3, nous remarquons que la recherche des deux composantes de mouvement rigide, rotation et translation, est réalisée par deux blocs distincts. Dans le premier s'effectue la recherche de la rotation comme le montre la partie en rouge dans la figure. Dans le deuxième bloc, et une fois la rotation retrouvée, nous effectuons la recherche de la translation comme le montre la partie en bleu du schéma du flux de l'algorithme. Comme le montre les équations 4.27 et 4.28, c'est la phase qui est utilisée pour obtenir les translations. Tandis que ce sont les modules des données qui sont utilisés pour déterminer les rotations. Ceci diffère avec les schémas classiques spatiaux.

Cependant, nous pouvons observer une grande similitude entre ce schéma et celui présenté dans la figure 4.2, qui présente un algorithme global des méthodes de recalage 2D 3D. En effet, si nous observons par exemple la partie de notre algorithme qui cherche les rotations, nous pouvons remarquer la même structure de l'algorithme. En effet, nous retrouvons les étapes de mesure de similarité et d'optimisation de la recherche. Cependant, la principale différence entre les deux schémas concerne la première étape. Cette étape a pour objectif d'établir un lien entre les données à comparer. Généralement, comme dans la figure 4.2, pour établir ce lien, on agit sur les données 3D pour faire des simulations de projections et ramener ainsi les données à comparer dans le même espace 2D (les projections du domaine spatial). Dans notre cas, pour établir ce lien, et pour appliquer le théorème de la coupe centrale de Fourier, nous transformons les données 2D et 3D au domaine fréquentiel. Les données obtenues à la fin de cette étape peuvent être comparées dans l'étape suivante avec la mesure de similarité.

Dans une première approximation, nous nous contentons d'une modélisation linéaire de la projection (voir la sous section 2.4.2). Les différences entre cette modélisation et les radiographies classiques se traduisent surtout par des distorsions dans les données réelles. Cependant, les acquisitions EOS fournissent des données avec des distorsions moindres grâce à un faisceau de projection fin sur l'axe vertical et grâce à des corrections sur les images pour l'axe horizontal [42] comme nous l'avons vu dans le premier chapitre. De ce fait, les radiographies issues du système EOS peuvent être modélisées ainsi avec une bonne approximation. C'est ce que nous avons adopté pour la suite de ce chapitre.

Dans notre travail, nous nous intéressons à l'étude du mouvement des structures osseuses longues. Le mouvement global  $M$  des os est généralement un mouvement rigide composé d'une rotation  $R$  et d'une translation  $T : M(R, T)$ . Pour exprimer le mouvement d'une structure osseuse  $\varphi$  entre deux instants  $t_1$  et  $t_2$ , nous pouvons écrire donc :

$$\varphi_{t_1}(x, y, z) = \varphi_{t_2}(R(x, y, z) - (t_x, t_y, t_z)) \quad (4.27)$$

où  $R$  est la rotation et  $t_x, t_y, t_z$  sont les composantes de la translation  $T$  selon les différents axes du repère global.

Comme nous l'avons mentionné, notre recherche du mouvement est effectuée dans le domaine fréquentiel en transformant nos données par la transformée de Fourier. La recherche du mouvement se fait alors comme pour un recalage fréquentiel 2D [101] [119]. L'équation 4.27 s'exprime dans le domaine fréquentiel par :

$$TF(\varphi_2)(f_x, f_y, f_z) = \exp(-2i\pi(t_x f_x + t_y f_y + t_z f_z)) \cdot TF(\varphi_1)(R(f_x, f_y, f_z)) \quad (4.28)$$

où  $(f_x, f_y, f_z)$  est un point du domaine fréquentiel 3D. Cette équation exprime le théorème du retard qui montre que l'information concernant la translation est contenue dans la phase. Lors de la recherche de chaque composante du mouvement, nous pouvons alors n'utiliser que l'information utile dans les données. Ainsi, pour la recherche des rotations, nous allons nous limiter à l'utilisation des modules des données alors que pour la recherche des translations, nous allons nous limiter à l'utilisation de la phase. Ceci permettra la séparation des deux composantes du mouvement. La séparation de ces deux composantes n'est pas un objectif de l'algorithme mais un moyen technique qui présente des avantages que nous évoquerons par la suite. En premier lieu, c'est la rotation entre les deux positions qui est recherchée. La translation est déterminée dans une seconde étape.

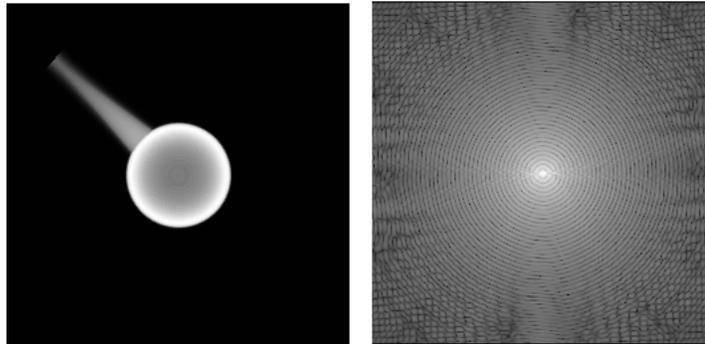


FIGURE 4.4: Module d'une transformée de Fourier d'une simulation de radiographie

La figure 4.4 présente une radiographie de synthèse et le module de sa transformée de Fourier TF. Elle fournit une idée sur les données qui sont utilisées pour la recherche des rotations.

Dans la plupart des méthodes de recalage 2D et 3D, la recherche des rotations et des translations se fait simultanément, mais Yamazaki propose dans [158] une décomposition prédéfinie pour l'étude du genou. Dans son cas, la recherche de la translation suivant l'axe de projection se fait dans une deuxième étape. Ceci est dû à la contrainte qu'une seule radiographie est utilisée pour faire les acquisitions. Les auteurs cherchent alors la composante du mouvement qui exprime la position de profondeur de l'objet par rapport à la source dans une deuxième étape de recherche. Dans d'autres travaux, comme pour [34], les composantes de rotations sont recherchées séparément pour des choix algorithmiques. Si certains choix de décomposition de la recherche peuvent être justifiés par des contraintes, il faut faire attention lors de telles décompositions. En effet, dans certains cas, de telles décompositions (surtout pour les composantes des rotations) peuvent causer des erreurs dans les résultats. Ceci est dû au fait que les mesures effectuées ne sont pas indépendantes par rapport à ces composantes.

Dans notre cas, la séparation des deux composantes (rotation et translation) est justifiée par les propriétés mathématiques des transformées de Fourier. Cette séparation permet ainsi d'effectuer des mesures sur un même ensemble homogène et restreint (3 dimensions au lieu 6). Nous détaillons par la suite les choix techniques retenus pour la recherche de la rotation (modélisation, similarité, optimisation) et de la translation.

## 4.2.2 Recherche de la rotation

La rotation est composée de 3 rotations pures autour de chacun des axes. Ainsi, dans [34], les auteurs commencent par rechercher les rotations autour de chaque axe suivant un certain ordre. Cette approche qui introduit un ordonnancement arbitraire peut être critiquée. En effet, la composition d'une rotation diffère si l'ordre de la décomposition change. Ainsi, les résultats vont changer si les choix de la décomposition changent. Ceci est dû à la non commutativité des rotations dans l'espace  $\mathbb{R}^3$ . En effet, nous pouvons noter :

$$R_1 R_2 \neq R_2 R_1 \quad (4.29)$$

avec  $R_1$  et  $R_2$  deux rotations de l'espace  $\mathbb{R}^3$ .

Pour éviter de décomposer arbitrairement la rotation autour de chacun des axes nous la cherchons en une seule phase en cherchant une rotation d'un angle  $\theta$  autour d'un axe  $u$ . Auparavant, appliquons le théorème de la coupe centrale à la géométrie EOS.

### 4.2.2.1 Application du théorème de la coupe centrale

Notre acquisition du mouvement se fait par une paire de radiographies frontale et sagittale dans chaque position recherchée. Nous voulons prendre en considération ces données avec la reconstruction 3D  $\varphi$  ainsi que la relation géométrique entre les acquisitions frontale et sagittale. En effet, les axes de projections des deux radiographies  $I_S$  et  $I_F$  sont perpendiculaires. Cette relation reste valide dans le domaine fréquentiel.

En exprimant alors cette relation avec les deux relations qui lient les radiographies aux données 3D par le théorème de la coupe centrale, nous obtenons le système d'équations suivant :

$$\begin{aligned} TF(I_S) &= Slice_{Saxis}(TF(\varphi)) \\ TF(I_F) &= Slice_{Faxis}(TF(\varphi)) \\ Faxis &\perp Saxis \end{aligned} \quad (4.30)$$

$Slice_{Saxis}$  est la coupe centrale de la transformée de Fourier de l'objet parallèle à la projection sagittale et donc perpendiculaire à l'axe de projection  $Saxis$ . De même pour  $Slice_{Faxis}$  et  $Faxis$  pour la coupe frontale.

Comme le montre la figure 4.5, la détermination de la rotation correspond donc à la détermination des axes frontal et sagittal suivant lesquels les projections sont faites. Ceci est fait par une comparaison des transformées de Fourier des projections et des coupes, passant par le centre de la transformée de Fourier du volume.

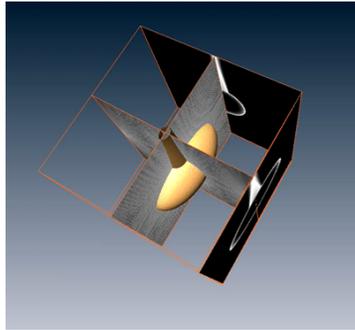


FIGURE 4.5: Application du théorème de la coupe centrale pour deux radiographies.

### 4.2.2.2 Modélisation des transformations rigides

Différentes modélisations ont été utilisées pour représenter les mouvements rigides. Nous pouvons citer les matrices de rotations et les angles de l'Euler pour représenter les rotations.

$$\text{Matrice de rotation : } R = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix}$$

$$\text{Angles d'Euler : } R_x = \begin{bmatrix} \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; R_y = \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix};$$

$$R_z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\gamma & -\sin\gamma \\ 0 & \sin\gamma & \cos\gamma \end{bmatrix} \text{ avec } \alpha, \beta \text{ et } \gamma \text{ les angles d'Euler.}$$

La représentation en matrice homogène modélise quant à elle les rotations et les translations à la fois.

$$\text{Matrice homogène : } R = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & T_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & T_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & T_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Il en est de même pour la représentation en axe hélicoïdal instantané qui utilise en plus la décomposition de Chasles du mouvement rigide en rotation et translation suivant le même axe. Cet axe peut être défini par les paramètres suivants [143] : sa position  $p$ , son vecteur directeur  $u$ , la vitesse angulaire  $w$  et la vitesse  $v$ .

Nous proposons ici une autre méthode de représentation que nous avons choisie pour les raisons que nous évoquons par la suite.

Les quaternions ont été introduits dès 1853 par Hamilton [57] qui espérait pouvoir ainsi étendre les propriétés des nombres complexes du plan à l'espace  $\mathbb{R}^3$ . L'ensemble des quaternions est noté  $\mathbb{H}$ .

Un quaternion peut s'écrire sous la forme suivante :

$$q = a + b\mathbf{i} + c\mathbf{j} + d\mathbf{k} \quad (4.31)$$

où  $\mathbf{i}$ ,  $\mathbf{j}$  et  $\mathbf{k}$  sont les vecteurs qui forment la base canonique de  $\mathbb{R}^3$  et  $a, b, c, d$  sont les composantes du quaternion selon ces axes. Les quaternions peuvent être décomposés ainsi en une partie scalaire et une partie vectorielle.

### Quaternions unitaires et rotations

Les quaternions de norme unitaire sont appelés versors. Ces quaternions peuvent modéliser une rotation dans  $\mathbb{R}^3$ .

En effet, nous pouvons noter un versor sous la forme :

$$q = a + \mathbf{v} \quad (4.32)$$

avec  $a^2 + \|\mathbf{v}\|^2 = 1$ . Nous pouvons déduire l'existence d'un réel  $\theta$  tel que

$$q = \cos\theta + \sin\theta\mathbf{u} \quad (4.33)$$

avec  $\theta \in [0, 2\pi]$  et  $\mathbf{u}$  un vecteur de  $\mathbb{R}^3$ . On pose alors l'application suivante [54] :

$$\begin{aligned} \mathbb{H} &\rightarrow \mathbb{H} \\ P_2 &\mapsto qP_1q^* \end{aligned} \quad (4.34)$$

où  $q^*$  est le conjugué du quaternion unitaire  $q$  défini tel que  $q^* = a - b\mathbf{i} - c\mathbf{j} - d\mathbf{k}$ . Pour tout  $q$  de  $\mathbb{H}$ , nous obtenons une rotation d'angle  $2\theta$  et d'axe  $\mathbf{u}$ . En effet, en effectuant le développement, nous obtenons

$$\begin{aligned}
qP_1q^* &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & a^2 + b^2 - c^2 - d^2 & 2(bc - ad) & 2(bd + ac) \\ 0 & 2(bc + ad) & a^2 - b^2 + c^2 - d^2 & 2(cd - ab) \\ 0 & 2(bd - ac) & 2(cd - ab) & a^2 - b^2 - c^2 + d^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} 1 & \mathbf{0}^T \\ 0 & \mathbf{R} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{bmatrix} \tag{4.35}
\end{aligned}$$

Avec  $\mathbf{R}$  est la matrice de rotation d'angle  $2\theta$  et d'axe  $\mathbf{u}$ .

Nous pouvons noter que les versors  $q$  et  $-q$  représentent la même rotation. Nous pouvons noter également les propriétés suivantes :

$$\mathbf{u}\mathbf{u} = -1$$

$$\mathbf{u}^* = -\mathbf{u}$$

Une rotation composée par deux rotations  $q_1$  et  $q_2$  peut se traduire par la multiplication des deux versors, et est représentée par  $q_1q_2$ .

Le passage de la matrice  $R$  vers le quaternion unitaire se fait par les formules suivantes :

$$\begin{aligned}
R &= \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \\
q_0 &= (R_{32} - R_{23}) / (2 * \sqrt{1 + R_{11} - R_{22} - R_{33}}) \\
q_1 &= (1 + R_{11} - R_{22} - R_{33}) / 2 \\
q_2 &= (R_{21} + R_{12}) / (2 * \sqrt{1 + R_{11} - R_{22} - R_{33}}) \\
q_3 &= (R_{31} - R_{13}) / (2 * \sqrt{1 + R_{11} - R_{22} - R_{33}}) \tag{4.36}
\end{aligned}$$

Alors que le passage inverse se fait comme suit :

$$R = \begin{bmatrix} a^2 + b^2 + c^2 - d^2 & 2(bc - ad) & 2(ac + bd) \\ 2(bc + ad) & a^2 - b^2 + c^2 - d^2 & 2(bc - ab) \\ 2(bd - ac) & 2(ab + q_2q_3) & a^2 - b^2 - c^2 + d^2 \end{bmatrix} \tag{4.37}$$

## Avantage de l'utilisation des quaternions unitaires

L'utilisation des quaternions unitaires pour la modélisation des rotations  $\mathbb{R}^3$  présente plusieurs avantages. En effet, en comparaison avec d'autres représentations comme les matrices, les quaternions utilisent une mémoire moindre. L'utilisation des quaternions unitaires pour la représentation des rotations 3D offre aussi un grand avantage lors de l'interpolation des rotations [135] grâce à l'interprétation facile de la topologie. Cependant, en utilisant les quaternions, le coût de calcul pour effectuer les transformations est comparable à celui nécessaire en utilisant les matrices [54].

De plus, la représentation des rotations par des quaternions unitaires offre un moyen plus "naturel" pour représenter une rotation autour d'un axe. L'utilisation des angles d'Euler, par exemple passe obligatoirement par une décomposition de la rotation suivant un ordre pré-défini à l'avance. Cette représentation peut être cause de confusions et d'erreurs si cet ordre est changé à cause de la non commutativité des rotations. La rotation modélisée par un quaternion unitaire est vue comme une seule rotation d'un angle  $\theta$  autour d'un axe  $u$ .

## Quaternions duaux et mouvements rigides

Si les quaternions ne peuvent exprimer que la partie rotation du mouvement rigide à travers les quaternions unitaires, leur extension en quaternions duaux permet l'expression d'un mouvement rigide composé de rotations et de translations. Pour ces avantages, et même si les quaternions sont moins connus que les autres représentations, ils sont de plus en plus utilisés [54] surtout dans les domaines de la robotique et de l'infographie [73].

En effet, un quaternion dual s'écrit sous la forme suivante :

$$\bar{q} = q + \epsilon \tilde{q} \quad (4.38)$$

avec  $q$  et  $\tilde{q}$  deux quaternions tel que  $\epsilon$  est le nombre dual :  $\epsilon^2 = 0$

Les quaternions duaux unitaires vérifient :  $\|\bar{q}\| = 1 + \epsilon 0$   
et peuvent s'écrire sous la forme :

$$\bar{q} = q + \epsilon \tilde{q} = \cos \frac{\theta}{2} + \sin \frac{\theta}{2} \mathbf{u} + \epsilon \left( -\frac{d}{2} \sin \frac{\theta}{2} + \sin \frac{\theta}{2} \tilde{\mathbf{u}} + \frac{d}{2} \sin \frac{\theta}{2} \mathbf{u} \right) \quad (4.39)$$

En définissant

$$\bar{\theta} = \theta + \epsilon d \quad (4.40)$$

qui représente l'angle de rotation  $\theta$  et le pas de la translation  $d$ , et

$$\bar{l} = l + \epsilon \tilde{l} \quad (4.41)$$

qui forme l'axe du mouvement représenté ici par un vecteur dual, nous obtenons une représentation du mouvement global composé d'une rotation et d'une translation.

Ainsi une rotation pure peut s'écrire :

$$\bar{q} = q$$

et une translation pure de vecteur  $\mathbf{t}$  peut s'écrire :

$$\bar{q} = 1 + \epsilon \frac{\mathbf{t}}{2}$$

### 4.2.2.3 Choix de la mesure de similarité

Pour effectuer les comparaisons nécessaires dans le domaine de Fourier, nous avons besoin d'une mesure. Pour cela nous avons testé deux mesures de natures différentes. La première mesure est basée sur l'intensité et traite les images transformées comme des images réelles. La deuxième mesure prend en considération la position de chaque pixel.

#### Mesure de Mattes

Pour mesurer la similarité entre une image de référence et une image à laquelle on applique une transformation, Mattes formule une mesure de la manière suivante :

$$S(\mu) = \sum_{l \in L_T} \sum_{\kappa \in L_R} p(l, \kappa, \mu) \log \frac{p(l, \kappa, \mu)}{p_R(l, \mu) p_T(\kappa)} \quad (4.42)$$

Avec  $L_R$  les niveaux de gris de l'image de référence et  $L_T$  les niveaux de gris de l'image transformée ;  $p$  est la probabilité conjointe des deux images par une transformation donnée  $\mu$  et  $p_T$ ,  $p_R$  sont les probabilités marginales pour la même transformation recherchée. D'autres travaux ont déjà fait référence à cette métrique comme entropie relative de Kullback–Leibler pour le calcul de l'information mutuelle. Elle peut être vue comme une mesure exprimant la dépendance des deux images, mais ces travaux sont surtout effectués sur des images spatiales à niveaux de gris.

Cependant, cette mesure a été appliquée dans [168] avec des données dans le domaine de Fourier pour la recherche des rotations pour le recalage 2D 3D. Les données sont alors considérées comme des données d'images réelles.

#### Mesure Euclidienne

Pour rechercher la rotation, nous essayons une autre mesure entre les coupes centrales extraites du volume de Fourier de l'objet  $\varphi$  et les transformées des radiographies  $I_S$  et  $I_F$ . Cette mesure peut être vue comme la somme de deux mesures dont chacune estime les différences entre une des paires de données : les sagittales d'une part et les frontales d'autre part. Cette mesure est basée sur la norme  $L^2$ .

$$d^2(\varphi, (I_S, I_F)) = d_1^2(\varphi, I_S) + d_2^2(\varphi, I_F) \quad (4.43)$$

Avec

$$d_1^2(\varphi, I_S) = \iint (Slice_{Saxis}(\|TF(\varphi)\|) - \|TF(I_S)\|)^2 dx dz$$

$$d_2^2(\varphi, I_F) = \iint (Slice_{Faxis}(\|TF(\varphi)\|) - \|TF(I_F)\|)^2 dy dz$$

où  $Slice_{Saxis}$  et  $Slice_{Faxis}$  sont définies dans l'équation 4.30.

Contrairement à la mesure de Mattes, cette mesure tient compte de la différence entre chaque fréquence de l'acquisition et celle qui lui correspond dans la coupe centrale du volume. Sachant que l'information de l'intensité moyenne des images est concentrée dans la fréquence centrale, l'information sur les autres fréquences traduit les variabilités de l'image réelle, et donc ses caractéristiques. Ainsi la mesure peut être vue comme une mesure basée sur les caractéristiques de l'image comme les mesures de similarité basées sur les gradients de l'image. De plus, comme nous avons séparé la recherche de la translation et de la rotation, nous pouvons ainsi effectuer la comparaison entre les fréquences correspondantes.

## Discussion

La mesure de Mattes a été proposée d'abord dans [104]. Elle a été appliquée pour mesurer la différence directement entre des images réelles, et non sur des transformées de Fourier. Dans un tel espace, une petite variation de l'image due à un petit déplacement de l'objet, peut aboutir à une grande différence entre les deux images si on tient compte de la position des pixels. Pour cela, l'utilisation de la densité de l'intensité est cruciale et permet d'éviter ces types de problèmes.

Dans [168], Zosso utilise cette mesure pour évaluer la différence entre les transformées de Fourier de deux paires de radiographies. Cependant, nous pensons que cette mesure n'est pas la mieux adaptée pour des données fréquentielles. En effet, une telle utilisation considère les données issues de la transformée de Fourier comme des images réelles classiques ayant de l'information de partout. Or, la concentration de l'information au niveau de certaines fréquences, qui peut être facilement montrée avec le théorème de la conservation de l'énergie, montre que la plupart de l'image ne contient pas d'information pertinente.

$$\int \|x(t)\|^2 dt = \int \|TF(x)(\nu)\|^2 d\nu \quad (4.44)$$

De plus, l'utilisation des modules élimine les différences entre images réelles dues aux translations. Nos mesures sont donc robustes à ces variations. L'utilisation d'une mesure euclidienne comparant chaque fréquence à part utilise cette robustesse. En fait, la comparaison de chaque fréquence à part est une comparaison d'une partie de

l'information concernant toute l'image et non une partie spatiale limitée comme c'est le cas lorsqu'il s'agit d'images réelles.

Nous avons comparé ces deux mesures sur des données de synthèse (voir figures 4.4 et 5.2). Nous présentons dans le tableau 4.1 les résultats des rotations obtenues en utilisant chacune des mesures par rapport aux rotations réellement effectuées.

x	y	z
0	0	1.15
0	0	3.43
0	0	4.58
0	0	5.73
0	0	9.17

(a)

x	y	z
0.34	0.46	1.15
$-1.7 \cdot 10^{-4}$	$3.4 \cdot 10^{-5}$	2.86
1.03	2.29	5.61
0.11	0.23	5.04
-0.8	-1.38	6.88

(b)

x	y	z
$10^{-14}$	$10^{-14}$	0.23
$10^{-12}$	$10^{-12}$	3.44
$10^{-13}$	$10^{-13}$	3.44
$10^{-13}$	$10^{-14}$	6.88
$10^{-8}$	$10^{-16}$	9.74

(c)

TABLE 4.1: Résultats obtenus avec différentes métriques.

(a) mouvement réel (b) mouvement retrouvé avec la métrique de Mattes (c) mouvement retrouvé avec la métrique euclidienne. [67]

Les résultats du tableau 4.1 montrent qu'en utilisant les données de synthèse, et dans les mêmes conditions, les deux mesures permettent d'avoir des résultats proches des résultats attendus. Cependant, la mesure euclidienne donne des erreurs inférieures et quasiment nulle sur les premières composantes de rotation. Ceci confirme donc notre analyse des deux mesures et pour cela nous choisissons dans la suite la deuxième métrique lors de la recherche des rotations.

#### 4.2.2.4 Optimisation

Lors de la recherche de la rotation, et comme nous l'avons indiqué dans la figure 4.3, nous avons besoin d'une méthode itérative qui nous permet d'obtenir le résultat en un nombre réduit d'itérations. Pour cela, nous allons utiliser une méthode d'optimisation de recherche. Comme nous l'avons mentionné, la littérature fournit différentes méthodes pour un tel objectif. Nous avons présenté plusieurs méthodes d'optimisation dans la section 4.1.3.

Notre méthode d'optimisation doit être capable de minimiser la fonction  $d$  (équation 4.43) que nous utilisons pour converger vers le résultat en un nombre réduit d'itérations. Ceci influe directement sur le temps de calcul de l'algorithme global puisque c'est cette étape qui est la plus coûteuse en terme de temps.

En modélisant les rotations par les quaternions unitaires, nous introduisons une contrainte dans la méthode d'optimisation. Lors de la recherche de la rotation de la structure osseuse, nous devons forcer le quaternion à rester toujours sur la sphère unité des quaternions  $S^3$  et donc à s'assurer qu'il s'agit d'une rotation.

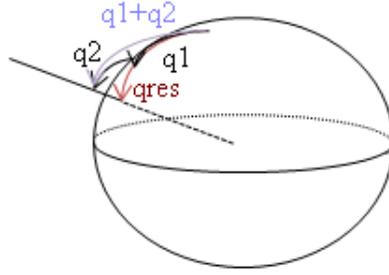


FIGURE 4.6: Compositions de quaternions unitaires

La figure 4.6 montre une composition de quaternions unitaires sur la sphère  $S^3$ . La composition montre les résultats sur la même sphère.

**Problème** : Pour rechercher les coupes du volume qui correspondent au mieux à nos radiographies, nous effectuons une comparaison dans le domaine de Fourier avec l'équation 4.45.

$$q_{opt} = \arg_q \min(d(q)) \quad (4.45)$$

où  $d$  est la distance définie en 4.43 et  $q$  est un quaternion unitaire.

**Choix :**

Pour notre recherche de la rotation, nous avons choisi la méthode de la descente du gradient (voir équation 4.46). Cette méthode a l'avantage d'être simple à modifier pour tenir compte de l'utilisation des quaternions unitaires. De plus, son utilisation du gradient lui permet de converger rapidement vers la solution après un paramétrage adéquat.

$$q_t = q_{t-1} - \lambda \nabla d(q_{t-1}) \quad (4.46)$$

Pour satisfaire la condition de norme et représenter ainsi une rotation 3D, et à la différence d'une descente de gradient classique,  $q_t$  doit être normalisé pour que le résultat de la somme de l'ancien quaternion et de  $\lambda \nabla mesure$  soit un versor et se situe sur la sphère unitaire  $S^3$ . Cette étape de normalisation devait être appliquée quelle que soit la méthode d'optimisation choisie. Ainsi deux étapes sont nécessaires pour le calcul de la rotation :

$$\begin{aligned} q' &= q_{t-1} - \lambda \nabla d(q_{t-1}) \\ q_t &= q' / \| q' \| \end{aligned} \quad (4.47)$$

Dans [73], cette étape de normalisation a été appliquée aux quaternions et comparé à une interpolation de quaternions unitaires dans laquelle le passage de  $x_{t-1}$  à  $x_t$  se fait sur la ligne géodésique. La différence trouvée est minimale surtout lorsque le déplacement n'est pas très grand.

### 4.2.3 Recherche de la translation

La recherche de la translation qui compose le mouvement rigide se fait dans une étape qui suit la recherche de la rotation. En effet, une fois la rotation bien déterminée, la recherche de translation peut se voir comme une recherche dans un espace 2D pour chacune des paires de données sagittale et frontale. Ainsi les composantes 3D de la translation sont déterminées, chacune dans un espace 2D, comme c'est le cas lors des recherches des déplacements 2D [101]. Les radiographies sagittales permettent la recherche des composantes frontale et verticale de la translation et les composantes sagittale et verticale sont obtenues par les radiographies frontales.

Une fois que nous avons obtenu la rotation recherchée, les coupes centrales orientées dans cette pose (rotation) correspondent aux transformations de Fourier des acquisitions et ne diffèrent que par une translation. Nous injectons alors la solution trouvée lors de la recherche de la rotation dans l'équation 4.28. Cette différence peut se traduire par les équations suivantes où les composantes de translation sont exprimées suivant les données frontales et sagittales :

$$\begin{aligned} Slice_S(TF(\varphi))(f_y, f_z) &= \exp(-2i\pi(t_y f_y + t_z f_z)) \cdot TF(I_S)(f_y, f_z) \\ Slice_F(TF(\varphi))(f_x, f_z) &= \exp(-2i\pi(t_x f_x + t_z f_z)) \cdot TF(I_F)(f_x, f_z) \end{aligned} \quad (4.48)$$

Ainsi, en utilisant ces équations, nous pouvons constater que les informations des translations recherchées se trouvent dans la phase des données. Pour déterminer ces composantes du mouvement, nous appliquons encore une fois la transformée de Fourier sur la phase qui diffère entre les données issues des projections et celles extraites par la coupe centrale et formant la solution de la rotation déjà recherchée. La solution est alors obtenue comme le montre les équations 4.49 par un pic de Dirac au niveau des composantes sur les données frontales et sagittales.

$$\begin{aligned} TF(\exp(-2i\pi(t_x f_x + t_z f_z))) &= \delta_{-t_x, -t_z} \\ TF(\exp(-2i\pi(t_y f_y + t_z f_z))) &= \delta_{-t_y, -t_z} \end{aligned} \quad (4.49)$$

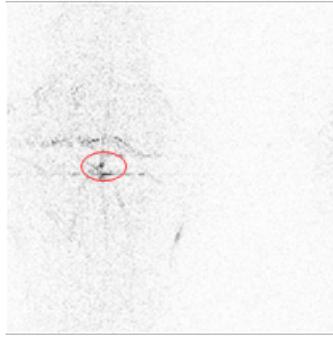


FIGURE 4.7: Recherche de translation avec la phase de la TF

La figure 4.7, montre une représentation 2D d'un résultat obtenu pour une recherche d'une translation sur des données de synthèse. Pour une meilleure visibilité, une inversion des couleurs a été faite, ainsi, les points les plus sombres correspondent à l'intensité la plus grande. Cette approche de recherche de la translation offre un grand avantage puisqu'elle se fait d'une manière non itérative et permet ainsi de réduire le temps de recalage global.

### 4.3 Synthèse

Dans ce chapitre, nous avons présenté un état de l'art des méthodes de recalage 2D/3D de la littérature. Nous avons ensuite décrit les choix et les fondements théoriques de notre méthode de recherche des mouvements des structures osseuses. Pour simplifier la tâche, nous avons décidé de rechercher les mouvements qu'effectue chaque structure osseuse dans une articulation séparément. Ceci permet de chercher entre deux instants donnés un mouvement rigide composé d'une rotation et d'une translation. Dans cette méthode, nous nous sommes appuyés sur plusieurs modélisations. D'abord, nous avons modélisé les radiographies par des projections linéaires. Pour chercher le mouvement rigide qu'effectue une structure osseuse, nous avons développé une méthode de recalage 2D 3D qui permet de déterminer ce déplacement. Pour cela, nous avons établi le lien entre les reconstructions 3D et les radiographies 2D dans le domaine fréquentiel grâce au théorème de la coupe centrale de Fourier. En utilisant ce lien, nous sommes arrivés à séparer la recherche de la rotation (modules) et celle de la translation (phases des données). Nous avons utilisé par la suite ces données en choisissant une mesure de similarité pour obtenir le mouvement recherché.

Cette méthode de recalage se distingue par rapport aux algorithmes déjà développés. Tout d'abord, notre algorithme permet d'éviter la recherche par des générations de simulations radiographiques, une étape souvent objet d'améliorations dans les algorithmes de recalage 2D 3D. Ceci est permis grâce à l'utilisation du domaine fréquentiel pour effectuer le recalage. Ce domaine permet également de séparer d'une manière élégante les composantes rotation et translation du mouvement. Leurs recherches se font d'une manière séquentielle (rotation puis translation). Cette séparation permet d'effectuer la recherche de la translation d'une manière directe (non itérative). Ainsi,

comme la recherche itérative est lente, nous avons l'avantage de réduire notre espace de recherche itératif à 3 dimensions alors que le mouvement est à 6 degrés de liberté. De plus, notre algorithme ne s'appuie pas sur des caractéristiques de l'articulation et peut être appliqué sur différentes autres structures osseuses et prothétiques.

Pour développer cette méthode nous avons été amenés à faire des modélisations et des approximations de certaines conditions et de certains phénomènes physiques. Ces approches peuvent cependant, différer de ce qui existe dans un environnement et dans des conditions réelles d'acquisitions. Les différences peuvent venir de nombreuses sources d'erreurs comme la nature de la projection, du bruit dans les données, des erreurs dans les reconstructions 3D ou à cause de la présence de différents tissus qui ne doivent pas intervenir dans le recalage.

Dans le chapitre suivant nous montrons comment appliquer l'algorithme développé (figure 4.3) sur différents types de données allant des objets de synthèse aux données réelles. Ceci permet la validation de notre méthode de recalage.



# Chapitre 5

## De la théorie à l'application

Dans le domaine médical, il est difficile de définir la vérité terrain et c'est le plus souvent l'expertise médicale qui la donne. La validation des nouveaux algorithmes et techniques est donc une étape délicate. C'est dans ce cadre que nous développons ce chapitre pour expliquer les étapes que nous avons suivies pour valider notre algorithme de recalage ainsi que les différents protocoles, les techniques et les tests appliqués. Ceci nous permet de passer de l'étape théorique à l'application et de mieux cerner les éventuelles limites de la méthode.

## Introduction

Dans les applications médicales, la validation des résultats d'une nouvelle technique ou d'un nouvel algorithme constitue une étape délicate. En effet, dans la plupart des applications médicales, l'absence de la vérité terrain rend difficile la possibilité d'avoir un "gold standard" qui constitue une référence pour les résultats obtenus contrairement à d'autres applications ou des mesures peuvent être faites d'une manière facile et précise. Concernant les applications de recalage des structures osseuses, l'évaluation des méthodes rencontre les mêmes difficultés pour l'identification d'une vérité terrain facilement mesurable. En effet, l'accès limité aux structures osseuses rend cette tâche difficile.

Parmi les techniques utilisées pour cet objectif, la comparaison des résultats avec ceux issus d'une autre méthode déjà validée constitue un moyen possible. L'utilisation de fantôme pour la validation constitue un autre moyen puisque des mesures directes peuvent y être faites facilement. Cependant, certaines critiques sont émises envers ces deux approches. En effet, pour la première approche, la validation par comparaison avec les résultats d'une autre méthode, sujette à de possibles erreurs, ne traduit pas l'erreur par rapport à la vérité terrain. Pour la deuxième approche, la validité du fantôme à correspondre à un cas réel peut aussi être critiquée. Pour ces raisons, le choix de la méthode de référence ou l'élaboration d'un fantôme proche du modèle réel pour valider toute nouvelle technique est d'une grande importance.

Dans [66], les auteurs établissent un modèle de validation qui s'appuie sur une référence pour les algorithmes de traitement des images médicales. Leur étude s'est basée sur différentes méthodes de validation dans des travaux déjà proposés dans la littérature. Ils définissent ainsi un modèle pour les objectifs de la validation ainsi que pour le processus qu'ils définissent. Avec une telle formalisation de la validation, les auteurs travaillent pour l'objectif plus global d'une standardisation de cette étape des algorithmes (la validation). Cependant, cette méthodologie semble être rarement suivie sauf peut être dans [142], où elle semble respectée.

La validation peut également dépendre des pays dans lesquels se font les expérimentations. En effet, dans certains pays, la législation est plus ou moins tolérante face à certaines techniques qui peuvent ou non être utilisées. En Amérique du nord par exemple, l'implantation des marqueurs de tantale est autorisée et sont posés lors de l'implantation de prothèses. Cette technique offre une très bonne précision comme nous l'avons évoqué dans le chapitre 3. Son utilisation pour la validation de nouvelles méthodes est donc d'un grand avantage. Cependant, dans certains pays en Europe, son utilisation n'est pas autorisée du fait de son invasivité possible.

Dans le chapitre précédent, nous avons établi les équations mises en jeu pour la méthode de recalage, nous allons procéder ici à plusieurs étapes de validations pour pouvoir traiter des données réelles. Grâce à ces étapes, nous essayons de voir les causes des différentes erreurs qui peuvent entacher les résultats. Afin de pouvoir apporter les améliorations nécessaires, nous allons choisir des données de plus en plus complexes en commençant par les données de synthèse simples jusqu'à arriver aux données réelles. Les sources d'erreurs seront ainsi identifiées et analysées progressivement.

Premièrement, nous testons les effets de la variabilité de la reconstruction 3D des structures osseuses tant intra que inter utilisateur. Dans une autre étape de validation, nous essayons de voir les effets de la géométrie des acquisitions EOS par rapport à l'hypothèse des projections parallèles. Nous verrons également les effets de différence de données entre les reconstructions 3D et les radiographies. En effet, les reconstructions EOS qui vont servir de données 3D ne sont que des enveloppes surfaciques 3D sans densité osseuse. Cette densité est présente dans les radiographies et ceci crée une différence par rapport à la modélisation initiale de la projection.

Comme nous effectuons le recalage pour chaque structure osseuse de l'articulation à part, la présence d'autres structures dans les radiographies et leur absence dans les reconstructions peut perturber l'algorithme. Lors d'une dernière étape de validation, les données que nous utilisons ressemblent de plus en plus aux données réelles. Les données utilisées dans ce cadre représentent une articulation complète. Ceci permettra de tester la validité de notre algorithme en cas de superposition des structures osseuses.

Pour chaque étape de validation, un protocole de tests est conçu et développé, les erreurs sont évaluées et des traitements sont proposés pour les éliminer. Certaines modifications sont appliquées à l'algorithme initial pour améliorer les résultats. Nous expliquons par la suite, chaque étape et nous montrons les résultats que nous avons obtenus.

## 5.1 Validation sur un modèle mathématique

Dans le cadre de cette première validation, nous voulons voir la validité de notre mesure et de notre méthode d'optimisation de la recherche. Plus généralement, nous voulons évaluer la précision de notre algorithme de recalage dans un environnement idéal. Nous verrons également les limites des mouvements détectés. Pour cela, nous allons utiliser des données de synthèse.

Les simulations utilisées n'obéissent pas à la géométrie de rayonnement EOS mais à une géométrie de rayonnement parallèle. Nous expliquerons plus en détails ces types de rayonnement par la suite. Pour plus de simplification, la forme de l'os long simulé est simple : elle est constituée d'un cylindre et d'un ellipsoïde (voir figure 5.2).

### 5.1.1 Limites théoriques :

Nous présentons dans ce paragraphe les limites théoriques des mouvements (rotations et translations) qui peuvent être trouvées par notre algorithme. Ces limites fixent les positions initiales à partir desquelles nous pouvons commencer notre recherche. Au delà de ces limites, les valeurs retrouvées par l'algorithme ne sont plus valables. Nous verrons également les précisions que nous pouvons obtenir.

#### Translations :

La résolution des translations que peut détecter notre algorithme correspond à la résolution des images avec lesquelles nous travaillons. EOS offre une bonne résolution de  $0.18 \times 0.18 \text{ mm}^2$ . Cependant, avec cette résolution, la dimension des images conte-

nant un membre inférieur est très grande (entre 1000 à 4000 pixels). L'utilisation des données 3D avec la même résolution rend le volume difficile à utiliser à cause de sa taille. La tâche de recalage devient alors plus délicate et surtout plus lente.

Pour cela, nous sommes contraints de réduire la résolution des images pour diminuer leurs tailles. En effectuant un sous-échantillonnage, nous réduisons ainsi la précision des résultats puisqu'une erreur sur un seul pixel se traduit par une erreur de translation plus grande (correspondant à la résolution inter pixelique). Ceci sera mentionné par la suite avec les différents jeux de données.

#### Rotations :

L'amplitude maximale des rotations qui peuvent être trouvées par notre méthode est de  $180^\circ$ . Au delà de cette valeur, les mesures effectuées à partir des données ne seront plus discriminantes.

En effet, soit un objet dans deux radiographies différentes avec une rotation  $\theta + \pi$  qui sépare les deux positions. Notons  $\varphi_1$  et  $\varphi_2$  l'objet dans les radiographies 1 et 2. Nous avons :  $\varphi_2(x, y) = \varphi_1(R_{\theta+\pi}(x, y))$ . En utilisant les propriétés de symétrie autour du centre de la transformée de Fourier d'une image réelle et comme nous utilisons les modules des radiographies, nous avons :

$$\|TF(\varphi_2(x, y))\| = \|TF(\varphi_1(R_{\theta+\pi}(x, y)))\| = \|TF(\varphi_1(R_\theta(x, y)))\| \quad (5.1)$$

Ainsi les rotations que nous pouvons retrouver sont des angles modulo  $\pi$ . En pratique, ceci ne constitue pas un inconvénient majeur lors de notre recalage. En effet, dans la plupart des cas, l'angle recherché à partir de la position de recherche initiale est inférieur à  $\pi$ . Si la différence entre la position des données de reconstruction et les radiographies est au delà de cette limite, l'utilisateur doit aider l'algorithme en fournissant une position initiale de recherche plus proche, réduisant cet angle.

Pour avoir une idée sur la précision des rotations que nous pouvons détecter, nous supposons que la différence entre deux images se trouve sur un pixel au bord de l'image. L'angle entre les deux droites dont l'intersection est au centre des données et dont la distance qui les sépare au bord de l'image correspond à la résolution pixelique, indique l'angle minimum qui peut être détecté (voir figure 5.1). Si nous travaillons avec des données de résolution  $1 \text{ mm}^2$  et de taille  $256 \times 256$ , l'angle formé par ces droites est de  $0.447^\circ$ . Cette précision est bien adaptée à des applications comme la nôtre. Pour avoir de meilleures résolutions pour les résultats, la résolution sur l'image doit être meilleure.



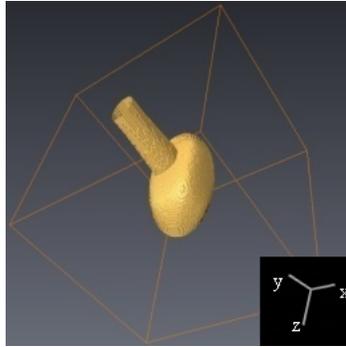
FIGURE 5.1: Précision de la rotation

Ainsi, les limites théoriques de la précision sont acceptables pour notre application quant aux translations et aux rotations. Nous regardons par la suite la précision sur des données plus complexes.

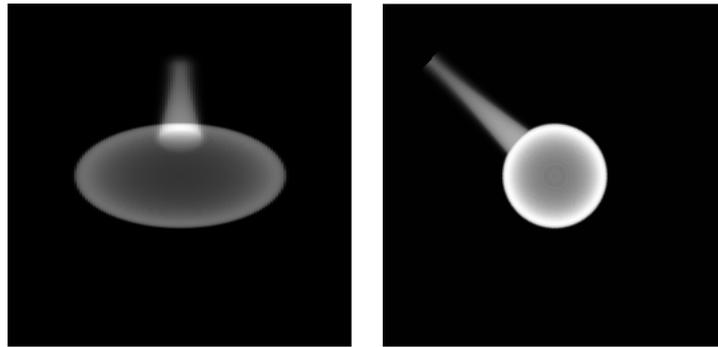
### 5.1.2 Description des données et du protocole

Dans une première étape, l'objectif est de mettre en œuvre les équations, de valider les algorithmes et d'évaluer la précision des mouvements que nous pouvons obtenir. Nous testons dans cette première étape l'influence de la discrétisation des équations présentées dans le chapitre précédent. Pour cela, nous créons des données de synthèse qui respectent les hypothèses du formalisme mathématique sur lequel s'appuie notre méthode de recalage. Ainsi, les simulations des radiographies n'obéissent pas à la géométrie de l'acquisition de l'appareil EOS décrite dans le premier chapitre, mais plutôt, à une projection parallèle qui suit la loi de Beer utilisée pour modéliser les radiographies. Pour plus de simplification, la forme de ces données est peu complexe, même si elle présente l'allure de l'articulation à étudier.

Pour ces tests, nous avons créé une modélisation de fémur distal (voir figure 5.2). Le volume construit est composé de deux densités : l'objet et l'air. L'objet est donc homogène et les radiographies simulées correspondent à la densité de l'objet projeté. Cela sera différent pour des reconstructions EOS. Pour la simulation des radiographies, nous avons effectué des projections linéaires parallèles à partir des données de synthèse 3D. Ces projections sont générées après avoir déplacé l'objet 3D et en effectuant un cumul de la densité suivant les droites parallèles de la projection. Ainsi, dans ces projections, les effets de la distorsion, qui existent dans les radiographies réelles EOS, sont éliminés.



(a) Données de synthèse 3D



(b) Données de synthèse projetées sur deux plans perpendiculaires

FIGURE 5.2: Données de synthèse utilisées

La figure 5.2 montre les données de synthèse 3D que nous avons utilisées pour ces tests et leurs projections. Les données montrent une certaine symétrie autour de leur axe de révolution. La tâche de recherche de la pose est donc délicate puisque la variabilité de la forme est réduite en cas de mouvement autour de certains axes. Dans le cas de données réelles, cette similarité est moindre et la recherche de la pose est donc plus facile.

### 5.1.3 Description des tests et résultats

Un mouvement rigide, dont les composantes sont bien connues, est appliqué aux données 3D. Par la suite, des projections sont générées dans cette position comme expliqué en 5.1.2. Une fois ces données générées, nous supposons que nous n'avons aucune idée sur le mouvement et nous appliquons notre méthode de recalage pour le retrouver. Les mouvements testés peuvent être classés en quatre catégories. La première contient des petites rotations qui varient entre  $0$  et  $10^\circ$  et nous permettra de voir la précision des résultats. Une deuxième catégorie correspond à de grandes rotations (entre  $30^\circ$  et  $70^\circ$ ) et permet de voir les limites des mouvements que notre algorithme peut retrouver. L'axe de rotation dans ces deux premières catégories, correspond à

l'axe  $Z$  du repère de l'espace (bascule de la diaphyse) alors que dans la troisième catégorie, les rotations auront des composantes suivant les 3 axes. Nous pouvons ainsi voir s'il y a une variabilité de la précision selon les axes de la rotation. Dans une dernière catégorie, les mouvements simulés sont composés de rotations et de translations.

TABLE 5.1: Tableau des rotations des données de synthèse en degrés

Rotations créées			Rotations estimées		
X	Y	Z	X	Y	Z
0	0	1.1	0	0	0.3
0	0	3.5	0	0	3.5
0	0	5.73	0	0	5.15
0	0	9.16	0	0	9.74
0	0	34	0	0	34
0	0	40	0	0	39.7
0	0	45.8	0	0	45.37
0	0	57.3	0	0	57.3
0	0	63.03	0	0	63.02
0	0	68.75	0	0	68.52

Les résultats des catégories 1 et 2 sont présentés dans le tableau 5.1. Les poses (rotations) sont trouvées avec une erreur moyenne de  $0.293^\circ$  et avec une valeur d'erreur maximale de  $0.8^\circ$ . Ces résultats sont encourageants dans le cadre d'une première validation sur des données de synthèse. En effet, dans tous les cas incluant des petites et des grandes rotations, les résultats sont précis et ils ne dépassent pas le seuil de  $1^\circ$ .

Les résultats de la catégorie 3 sont présentés dans le tableau 5.2. Même si les données ne présentent pas beaucoup de variabilité de forme autour de leur axe de révolution, les erreurs des résultats obtenus sur chaque axe respectivement, sont en moyenne de  $0.68^\circ$ ,  $0.76^\circ$ ,  $0.48^\circ$  et avec un maximum de  $1.9^\circ$ . Le maximum est atteint pour la rotation autour de l'axe de révolution ce qui explique le comportement de l'algorithme. Autour des autres axes, l'erreur maximale est de  $1.1^\circ$ . Ces valeurs sont acceptables dans notre type d'application.

Rotations créées			Rotations estimées		
X	Y	Z	X	Y	Z
3.4	0	3.4	4.01	0	4.01
1.14	0	5.7	0.06	0	5.2
5.7	0	1.14	5.2	1.14	1.14
3.4	3.4	3.4	2.86	1.5	2.86

TABLE 5.2: Rotations de synthèse avec un axe de rotation quelconque

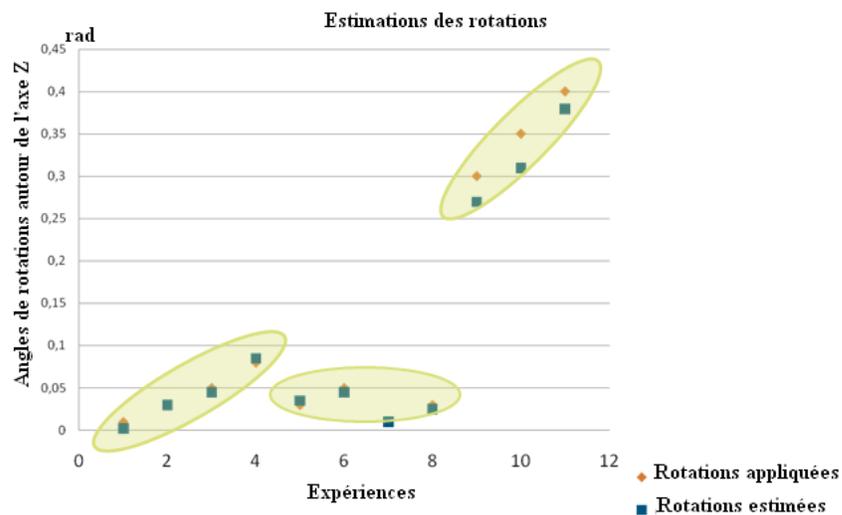


FIGURE 5.3: Rotations de synthèse

La figure 5.3 est un graphique quantitatif des résultats des tableaux 5.1 et 5.2. Nous présentons la composante des rotations autour de l'axe  $Z$  et nous les classons entre des petites rotations, des grandes rotations et des rotations ayant des composantes suivant les trois axes de l'espace (seul l'axe  $Z$  est considéré).

Translations créées			Translations retrouvées		
X	Y	Z	X	Y	Z
0	10	0	0	10	0
0	5	0	0	5	0
5	10	3	5	10	3
3	10	7	3	10	7
7	10	3	7	10	3

TABLE 5.3: Translation de synthèse

Nous avons également validé la recherche de la translation en utilisant les radiographies simulées. Dans ces simulations, une translation a été ajoutée après une rotation de  $3.5^\circ$  autour de l'axe  $Z$ . Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau 5.3. Ainsi dans les différents tests, les translations ont été bien retrouvées. L'unité est le

pixel et la précision correspond à la résolution des données utilisées. Plus généralement, nous pouvons dire que, plus précise est notre estimation de la rotation, meilleure est notre estimation de la translation. Ainsi, si la rotation retrouvée ne correspondait pas au mouvement réel, les erreurs au niveau des translations seraient plus grandes. Cependant, nous n'avons pas effectué des tests avec des résultats de rotations erronés. En effet, si la rotation trouvée n'est pas valide le mouvement global n'est pas valide quelle que soit la translation retrouvée.

Dans l'ensemble de ces tests, nous avons mis en évidence les limites de validité du formalisme mathématique que nous utilisons pour le recalage 2D 3D. Nous avons aussi obtenu une bonne précision pour les données de synthèse. Ces résultats encourageants doivent être confirmés en testant le comportement de la méthode avec des données plus réalistes qui ne respecteront pas forcément toutes les hypothèses de théorique.

## 5.2 Effet du manque de l'information de la densité et de la variabilité de la construction 3D

Les données utilisées dans les deux étapes de validation précédentes présentent des formes simples par rapport aux structures osseuses réelles. Ces données présentent également une densité homogène dans tout l'objet. Le passage à des données composées de structures osseuses isolées (os secs), va introduire plusieurs difficultés :

- La reconstruction 3D est surfacique, sans information de densité, alors que les radiographies contiennent les projections de l'intérieur de l'os réel.
- La reconstruction 3D est manuelle et sujette à variation.

Il faut donc vérifier l'influence de ces difficultés qui font que des hypothèses théoriques de l'algorithme ne sont pas vérifiées pour les données réelles.

### 5.2.1 Description des données et du protocole

Pour pouvoir faire les acquisitions des structures osseuses dans de bonnes conditions (pas du mouvement, connaissance précise des positions des structures dans la cabine), nous avons conçu et fabriqué un guide en plexiglas. Cette matière a été choisie parce que, contrairement aux métaux, elle évite la réflexion du rayonnement. De plus, elle est radio transparente, ce qui permet une bonne qualité de l'acquisition de la structure à l'intérieur de la boîte et facilite ainsi la reconstruction 3D de l'os qui nécessite de voir les épiphyses. La conception de la boîte permet des rotations autour de deux axes (son axe vertical et un axe horizontal) voir figure 5.4 ci-dessous.



FIGURE 5.4: Guide d'acquisition en plexiglas pour les tests sur os secs

La structure est maintenue par de la mousse de polyuréthane. Cette matière est radio transparente. Ceci permet, d'une part, de ne pas détériorer la qualité des images, et d'autre part, de garder la possibilité de faire les reconstructions 3D des parties osseuses même entièrement recouverte. Ce guide permet une rotation tous les  $5^\circ$  autour des deux axes de la boîte. La boîte est placée par la suite dans le centre de la cabine et permet d'appliquer différentes rotations à la structure osseuse bloquée à l'intérieur. Des acquisitions frontales et sagittales sont alors faites dans différentes positions connues précisément et les structures osseuses de la position initiale sont reconstruites en 3D grâce au logiciel SterEOS (voir chapitre 2).

### 5.2.2 Description des tests

Les degrés de liberté de la boîte de plexiglas sont limités à deux rotations, mais ces deux possibilités sont suffisantes pour pouvoir tester toutes les rotations. La rotation autour d'un troisième axe, se traduirait sur les radiographies par un basculement de la structure osseuse dans la radiographie de profil, comme c'est le cas pour l'axe horizontal, autour duquel la rotation se traduit par un basculement dans la radiographie frontale. Pour avoir un tel basculement, nous pouvons tourner la boîte dans la cabine pour faire correspondre l'axe horizontal de la boîte à l'axe de la rotation recherchée. Pour ces raisons, nous nous contentons de tester des rotations autour de ces deux axes uniquement :  $Y$  et  $Z$ .

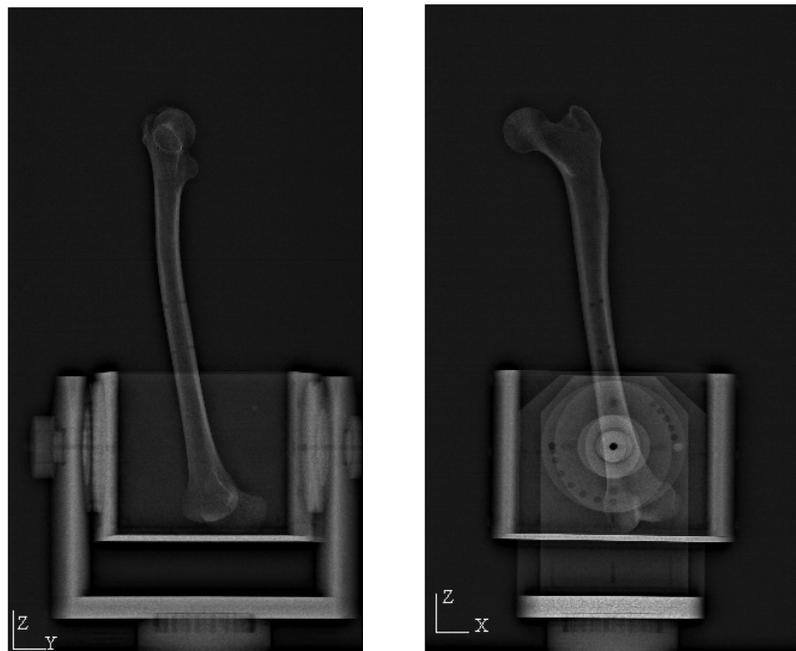


FIGURE 5.5: Radiographies des os secs

Deux fémurs ont été utilisés lors de ces tests. La reconstruction des fémurs est effectuée grâce au logiciel SterEOS. Les données 3D générées par ce logiciel sont des maillages donnant l'enveloppe surfacique des structures osseuses. Ces données sont ré-échantillonnées dans une grille homogène. La densité des os est une information manquante dans les reconstructions. Pour cela, la densité est supposée homogène et le volume obtenu est alors rempli par une intensité constante pour constituer les objets 3D à recalibrer. Pour effectuer le recalage, des zones restreintes des images sont sélectionnées au préalable pour ne prendre que les parties des radiographies qui ne contiennent pas le guide de validation. L'effet de ce fenêtrage sera présenté plus loin. Il est ici corrigé.

En plus de la réduction de la taille des données et de la mémoire utilisée par l'algorithme, la diminution de la résolution des images permet également de réduire les effets de la variabilité dans la reconstruction des données 3D. Ainsi, les petites variabilités dans la reconstruction sont moins détectables par l'algorithme. Pour effectuer ce ré-échantillonnage nous utilisons des interpolations splines d'ordre 3.

### 5.2.3 Influence du manque de l'information de la densité

Dans les tableaux 5.4 et 5.5, nous présentons les résultats que nous avons obtenus pour ces séries de tests avec les deux fémurs secs. L'erreur est mesurée par la différence signée entre les composantes des rotations créées et celles estimées.

Rotations créées				Rotations estimées		
X	Y	Z		X	Y	Z
0	0	0		0	0	0
0	5	0		0	5.1	-1.7
0	10	0		-0.1	9.2	-0.5
0	15	0		0	15.4	-1.1
0	20	0		0	20.6	-1.1

Table 5.4: Résultats sur le premier os sec  
(en degrés)

Rotations créées				Rotations estimées		
X	Y	Z		X	Y	Z
0	0	0		0	1.1	1.1
0	5	0		0	3.5	1.1
0	10	0		0	8	0
0	15	0		1.1	14.9	0
0	20	0		1.3	21.8	1.7
0	0	-10		-0.11	-1.1	-9.8
0	0	-5		0.03	-1.1	-6.5
0	0	0		0	1.8	0
0	0	5		0.2	-1.1	4.9

TABLE 5.5: Résultats sur le second os sec  
(en degrés)

Les rotations effectuées avec ces tests atteignent  $20^\circ$  de basculement et  $10^\circ$  en rotation autour de l'axe vertical. Dans la figure 5.6, nous présentons graphiquement les résultats des tableaux 5.4 et 5.5, ( $R_x$ ,  $R_y$ ,  $R_z$ ) sont les rotations réelles et ( $R_x A$ ,  $R_y A$ ,  $R_z A$ ) sont les rotations obtenues par l'algorithme. L'axe des abscisses représente les numéros des expériences. L'axe des ordonnées représente les valeurs des rotations en degré.

Avec ces tests, la plupart des erreurs que nous avons obtenues sont entre  $1^\circ$  et  $-1^\circ$  pour les trois axes de rotations. Les erreurs maximales des rotations sont de  $2^\circ$  comme le montre les boîtes à moustache de la figure 5.7. Nous pouvons constater que les variations des erreurs des rotations autour du premier axe sont limitées et ceci peut être causé par le fait que les rotations sont effectuées sur les autres axes. Globalement, les erreurs restent dans la limite des erreurs acceptées de  $2^\circ$ .

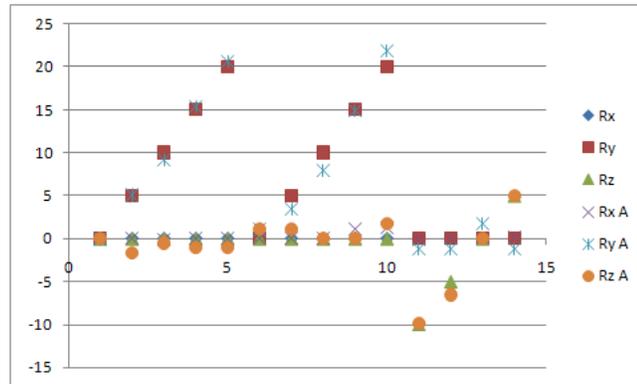


FIGURE 5.6: Schéma des résultats obtenus avec les fémurs secs ( $R_x$ ,  $R_y$ ,  $R_z$ ) : rotations réelles et ( $R_x A$ ,  $R_y A$ ,  $R_z A$ ) : rotations obtenues par l'algorithme.

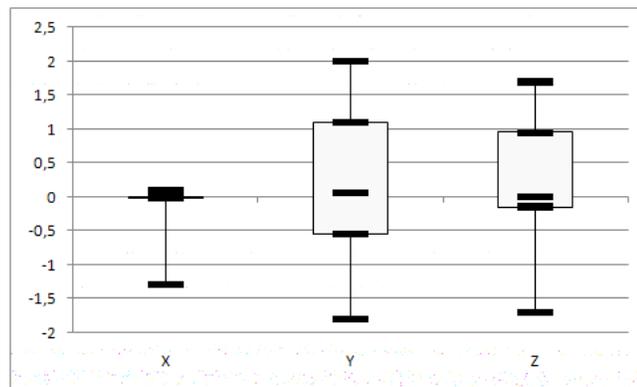


FIGURE 5.7: Erreurs des tests sur les fémurs secs avec le guide (en degré)

Avec ces résultats, nous pouvons voir que notre méthode de recalage converge malgré le manque de la densité osseuse dans les données 3D. En effet, cette variabilité peut être vue comme un ensemble de contours fins donnant de faibles gradients. L'utilisation d'un recalage fréquentiel peut être plus robuste à ces variations qu'un recalage spatial qui se base sur l'intensité. En utilisant la transformée de Fourier, le pixel central des données concentre l'information indiquant la valeur de la moyenne des niveaux de gris. L'information de transition entre l'objet et l'air apparaît dans les hautes fréquences et selon une orientation privilégiée qui aide le recalage.

### 5.2.4 Influence de la variabilité de la reconstruction 3D

Pour évaluer l'effet de la variabilité des reconstructions, nous effectuons le recalage avec différentes reconstructions. Pour cela, deux utilisateurs (avec une maîtrise différente de l'outil) ont effectué des reconstructions d'une structure osseuse pour évaluer la robustesse inter utilisateur. Quant à l'évaluation intra utilisateur, j'ai effectué deux reconstructions différentes après avoir suivi une formation sur l'outil de reconstruction.

				Utilisateur 1			Utilisateur 2		
Rotations créées				Rotations estimées			Rotations estimées		
X	Y	Z		X	Y	Z	X	Y	Z
0	0	0		0	0	0	1	1.1	-1.1
0	5	0		0	5.1	-1.7	1.1	5.7	-2.3
0	10	0		-0.1	9.2	-0.5	1.1	9.2	2.8
0	15	0		0	15.4	-1.1	1.1	13.7	2.4
0	20	0		0	20.6	-1.1	0	18.4	2.4

TABLE 5.6: Variabilité inter utilisateur de la reconstruction

Rotations estimées 1			Rotations estimées 2		
X	Y	Z	X	Y	Z
5.8	-12.6	-11.7	6.8	-12.7	-11.7
6.8	-7	-10.7	7.8	-6.8	-8.7
6.8	-6.8	-12.7	6.8	-5.8	-11.7
7.8	3.9	-9.7	7.8	2.9	-8.7
7.8	6.8	-9.7	8.8	6	-9.7
8.8	-8.8	-7.8	8.8	-8.8	-6.9
8.8	-5.8	-7.8	7.8	-6.8	-8.8
7.8	2.9	-7.8	8.8	2.9	-6.9
7.8	5.8	-8.8	8.3	5.8	-6.8
7.8	7.8	-8.8	8.3	6.8	-8.8
7.8	-6.8	-7.8	6.8	-6.8	-7.8
7.8	3.9	-5.8	6.8	3	-7.8
7.3	5.8	-7.8	6.8	5.8	-7.8
7.8	7.8	-7.8	6.8	7.8	-8.7
7.8	11.7	-8.02	6.8	11.7	-8.7
8.7	2.9	-4.58	7.8	2.9	-4.9
7.8	5.8	-5.8	6.8	5.8	-5.8
6.8	8.7	-5.8	6.8	6.8	-5.8
6.8	12.6	-4.9	6.8	11.7	-5.8
6.8	16.5	-4.9	6.8	16.5	-4.9

TABLE 5.7: Variabilité intra opérateur de la reconstruction

Comme le montre les tableaux 5.6 et 5.7, l'influence de la variabilité des reconstructions du modèle 3D inter et intra opérateur est minime pour les estimations des mouvements que nous effectuons. Ainsi, nous avons obtenu une différence moyenne absolue sur chaque axe de rotation de  $0.88^\circ$ ,  $1.12^\circ$  et  $2.4^\circ$  pour la variabilité inter utilisateur et une différence moyenne absolue de  $0.62^\circ$ ,  $0.44^\circ$  et  $0.68^\circ$  pour la variabilité de la reconstruction intra utilisateur. Ce résultat est peut être dû au fait que nous effectuons les reconstructions 3D en utilisant des radiographies avec leurs résolutions initiales. En diminuant par la suite la résolution pour avoir des images de tailles plus petites, les différences entre les données sont moins perceptibles. Ainsi les résultats obtenus ne sont pas très sensibles à ce type de variations.

Comme dans le paragraphe précédent, les figures 5.8 et 5.9 résument graphiquement les tableaux 5.6 et 5.7. Vu le nombre réduit des tests des effets de la variabilité inter opérateur des reconstructions, nous n'avons pas pu dresser les boîtes à moustaches.

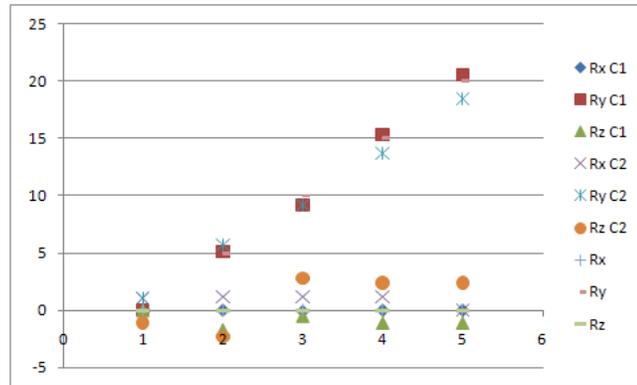


FIGURE 5.8: Tests de la variabilité de reconstructions inter opérateur

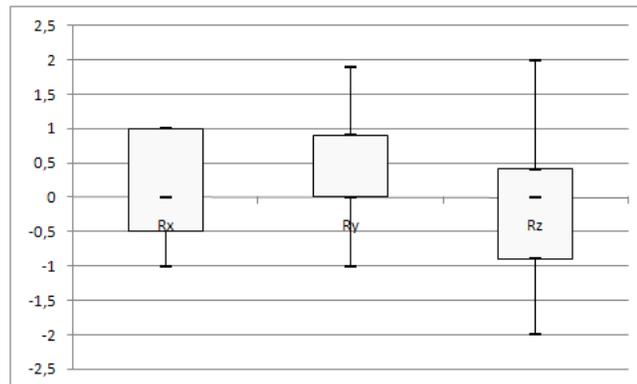


FIGURE 5.9: Tests de variabilité de reconstruction intra opérateur

### 5.3 Effet de la distorsion

La méthode théorique suppose que les projections s'appuient sur l'utilisation d'un rayonnement parallèle, la source émettrice de ce rayonnement se situe donc à une distance infinie par rapport à l'objet. Cette hypothèse n'est pas respectée. En effet, le système d'acquisition ne réalise pas une projection parallèle mais cylindrique. Comme expliqué précédemment, le rayonnement EOS suit une géométrie spéciale qui diffère du rayonnement classique d'un imageur de radiographie effectuant des projections coniques (voir figure 5.10). Ces deux derniers types de projections provoquent des distorsions dans les projections de l'objet sur les plans d'acquisitions. Cependant, contrairement à la géométrie conique, la géométrie cylindrique limite la distorsion au plan horizontal. Ainsi, dans les radiographies classiques, les dimensions verticale et horizontale d'un objet vont différer de ses dimensions réelles. Par contre, sur les

radiographies EOS, les dimensions sur l'axe vertical respectent bien les dimensions réelles puisque les plans d'acquisitions sont parallèles à cet axe.

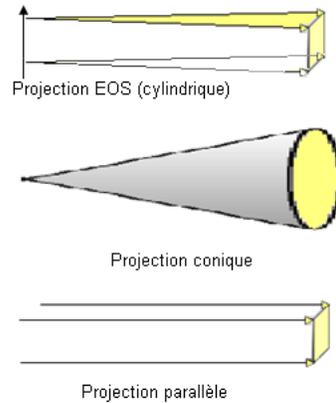


FIGURE 5.10: Différents types de projections

Ces distorsions sont les principales conséquences qui résultent de l'hypothèse non vérifiée d'une projection parallèle. Pour réduire l'effet de la distorsion horizontale, une correction est réalisée sur les images EOS brutes. Cette correction se fait par rapport à un plan de référence avec le software SterEOS lié à l'imageur. En effet, l'objet est supposé être posé dans un plan bien précis. Les calculs se font par rapport à ce plan pour retrouver les dimensions horizontales de l'objet projeté. Cependant, ces corrections ne permettent pas d'éliminer effectivement toutes les distorsions. Ce phénomène persiste dans certains cas. Une mauvaise utilisation du protocole, par exemple, engendré par un mauvais placement de l'articulation dans la cabine d'acquisition peut en être la cause. La présence de ce type de distorsion peut être produite aussi par une mauvaise définition du plan de référence par le manipulateur. Dans ces cas, plus l'objet est loin de ce plan, plus les erreurs de distorsion sont grandes. Ce phénomène se produit également lors de l'utilisation de certains protocoles cliniques. En effet, lors des acquisitions de certaines positions, comme celle assise, une grande partie des structures osseuses longues se trouvent nécessairement hors du plan de référence même si le patient était bien placé dans la cabine. Dans ce cas, la distorsion touche les parties de la structure qui se trouvent loin du plan de référence. D'une manière générale, la distorsion de l'objet sera limitée si tout l'objet est globalement proche du plan de référence. C'est pour cela que la reconstruction 3D par sterEOS se fait dans la position debout.

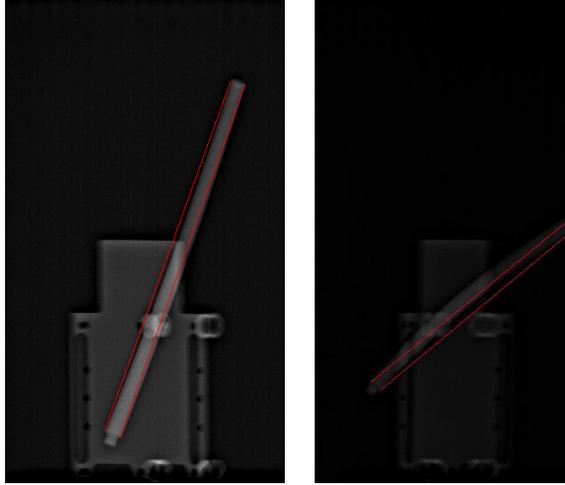


FIGURE 5.11: Effet de la distorsion dans des acquisitions EOS : radiographie d'une tige. A gauche (droite) basculement près (loin) du plan de référence.

Pour mettre en évidence ce phénomène, nous présentons dans la figure 5.11 une tige modélisant un os long que nous plaçons dans un plan oblique par rapport au plan de référence : la tige apparaît courbée dans la radiographie alors qu'elle devrait être bien droite. L'équation 5.2 ci-dessous, présente la génération des acquisitions avec le système EOS. Ce type de résultat est causé par le fait que chaque section horizontale de l'objet est modifiée différemment par la projection cylindrique en fonction du plan dans lequel elle se trouve alors que la correction se fait de la même manière pour tout l'objet. Ces distorsions sont plus visibles lorsque l'objet est éloigné du plan de référence. C'est le cas dans la deuxième radiographie de la figure 5.11 où certaines portions de la tige se trouvent plus éloignées du plan de référence que celles de la première radiographie.

Ainsi, la projection d'un point  $M(x, y, z)$  donnera deux points  $M1(v, z)$  dans la radiographie frontale et  $M2(u, z)$  dans la radiographie sagittale suivant les équations suivantes :

$$\begin{cases} u = \frac{D x}{y_{SP} - y} \\ v = \frac{D y}{x_{SF} - x} \end{cases} \quad (5.2)$$

où  $D$  est la distance globale entre les sources et les plans de projections et  $y_{SP}$  et  $x_{SF}$  sont les positions des sources émettrices dans le repère de la cabine.

Même si ces erreurs peuvent donner des effets impressionnants, dans la plupart des cas, les acquisitions pourront se faire en mettant l'objet dans le plan de référence et les effets de ce type d'erreurs sont ainsi limités. Mais, ceci nous amène tout de même à étudier ces effets sur notre méthode de recalage.

Dans les tests de ce paragraphe, nous évaluons principalement le comportement de notre méthode de recalage par rapport à ce phénomène. Nous testons le comportement de notre algorithme avec des données réelles décrites ci-après.

### 5.3.1 Description des données et du protocole

Lors de ces tests, nous allons utiliser une tige en plastique. La tige est placée dans le plan de référence et différentes rotations connues lui sont appliquées. Comme la tige présente une symétrie autour de son axe, les rotations recherchées sont uniquement des rotations en basculement autour de deux axes. Deux séries de rotations sont effectuées dans deux plans différents, le plan frontal et un plan oblique.

La modélisation 3D de la tige nécessaire dans notre recalage 2D/3D, est obtenue à partir des dimensions réelles de celle-ci.

Une série de tests sur un fémur isolé est également effectuée.

### 5.3.2 Description des tests

La tige est placée au centre de la cabine et elle est maintenue par un guide qui permet de déterminer les rotations effectuées précisément. La tige a été basculée dans deux plans différents. Ainsi, dans le premier plan, les acquisitions frontales ne présentent pas de distorsion puisque la tige reste dans le plan de référence. Sur les radiographies sagittales, les données ne montrent pas de distorsion puisque le mouvement se fait perpendiculairement à ce plan même si la tige n'est pas dans le plan de référence sagittal. Dans le second plan, oblique (non parallèle au plan de référence frontal), les radiographies montrent les effets de la distorsion dans les acquisitions frontales et sagittales. Plus l'angle de la rotation de la tige (basculement) est grand, plus la distorsion est visible.

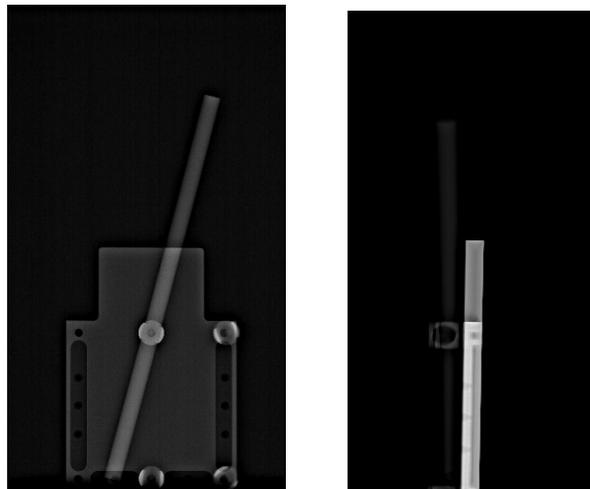


Figure 5.12: Radiographies frontale et sagittale de la tige dans le plan de référence

Lors de ces tests, seules des rotations sont appliquées. Nous utilisons les données ainsi obtenues et nous essayons de retrouver les rotations appliquées par notre méthode de recalage.

Pour éliminer le socle qui tient la tige, et pour réduire les dimensions des images, nous sélectionnons la partie haute des radiographies qui ne comprend que la partie intéressante à traiter par récupération d'une ROI.

Cependant, les effets de la distorsion et de la sélection rectangulaire des données donnent des résultats erronés. Pour remédier à ces problèmes, nous proposons d'utiliser un fenêtrage qui limite les zones à étudier. Nous espérons ainsi réduire la taille des structures osseuses. En effet, l'articulation que nous étudions est composée d'os longs, et les effets de la distorsion sont plus présents avec des structures longues. La limitation par fenêtrage de la taille permet ainsi de limiter les effets de la distorsion (voir tableau 5.8).

Rotation effectuée			Rotation retrouvée		
Rx	Ry	Rz	Rx	Ry	Rz
-5	0	0	-36.6	-1.1	14.9
0	0	0	-40.1	0	14.9
-5	0	0	-44.7	2.3	13.8
-10	0	0	-52.7	2.3	12.6

TABLE 5.8: Erreurs obtenues après cropping des données

### 5.3.3 Solution proposée pour limiter l'effet de la distorsion sur les résultats du recalage

Le système EOS offre une résolution de 0.18 x 0.18 mm<sup>2</sup> pour les acquisitions radiographiques. Cette précision donne des données de grandes dimensions surtout en 3D lors des acquisitions des membres inférieures. Afin de réduire les tailles de ces données, et en plus du rééchantillonnage, nous effectuons une sélection des zones d'intérêts contenant les structures osseuses à étudier. Cette sélection des données permet également de réduire les zones étudiées en se focalisant sur celles qui sont proches du plan de référence.

Cependant, cette sélection effectuée dans le domaine spatial a des effets lors du passage au domaine fréquentiel. En effet, nous limitons ainsi le support de l'image et nous créons des arrêtes qui vont perturber notre algorithme et nous empêcher de converger vers les bons résultats (voir tableau 5.8). Ceci est dû à la création d'une discontinuité au niveau des bords de l'image.

$$TF(rect.signal) = \text{sinuscardinal} * TF(signal) \quad (5.3)$$

Comme le montre l'équation 5.3, les résultats obtenus diffèrent du signal de la transformée de Fourier du signal initial car ce dernier est convolué par un sinus cardinal. En utilisant directement les données, nous avons constaté des erreurs dans les résultats que nous avons obtenus. Ces erreurs sont dues aux effets de troncature et aux effets de la distorsion (voir tableau 5.8). L'idée est donc de proposer un fenêtrage dont l'influence est limitée lorsqu'on passe dans le domaine fréquentiel.

Pour cela, nous avons testé différents fenêtrages sur les données de la tige et de la structure osseuse isolée (fémur sec) en leur appliquant plusieurs rotations. Les fenêtrages doivent permettre une atténuation progressive du signal vers des valeurs nulles au bord des images. Appliqués sur les images, les fenêtrages permettent également de réduire les zones d'intérêt et ainsi les effets de distorsions sur les images.

En résumé, le fenêtrage que nous utilisons a deux objectifs. Le premier est que les effets de bord soient éliminés des données. Le deuxième objectif est de réduire l'effet de la distorsion sur les structures osseuses longues.

**Fenêtrages :**

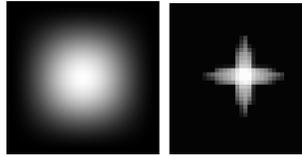
Parmi les fenêtrages les plus utilisés dans la littérature, les fenêtrages en cosinus peuvent s'exprimer avec la formule de l'équation 5.4 :

$$w_k(n) = \sum_{i=0}^K (-1)^i a_i \cos\left(\frac{2\pi i}{N} n\right) \quad (5.4)$$

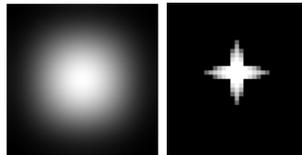
où  $K$  est le nombre de coefficients et  $N$  est la taille du signal. En modifiant les paramètres  $K$  et  $a_i$  comme l'a indiqué Xue dans [157], différents fenêtrages peuvent être déduits de cette équation. Les fenêtrages rectangulaire, Hann, Hamming , et Blackman-Nutall, sont parmi les plus utilisés. Nous présentons ci-dessous leurs équations et leurs représentations spatiales (2D) et fréquentielles (zoomées sur le centre) :

Fenêtrage rectangulaire :  $K = 0, a_0 = 1$

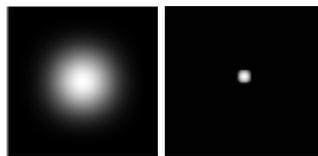
Fenêtrage Hann :  $K = 1, a_0 = 0.5, a_1 = 0.5$



Fenêtrage Hamming :  $K = 1, a_0 = 0.54, a_1 = 0.46$

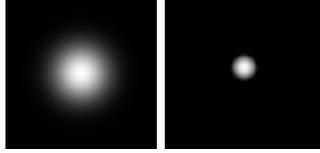


Fenêtrage Blackman Nutall :  $K = 2, a_0 = 0.42, a_1 = 0.5, a_2 = 0.08$

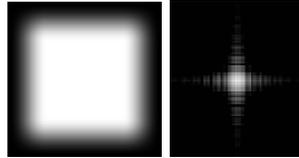


D'autres fenêtrages sont également largement utilisés, nous citons ici le fenêtrage Gaussien et celui de Tukey. Ces derniers peuvent être écrits avec les équations suivantes :

Fenêtrage Gaussien :  $\exp(-\frac{(n/N)^2}{2\sigma^2})$



$$\text{Fenêtrage Tukey : } \begin{cases} 0.5(1 + \cos(\pi(\frac{2n}{\alpha(N-1)} - 1))) & n \leq \frac{\alpha(N-1)}{2} \\ 1 & \frac{\alpha(N-1)}{2} \leq n \leq (N-1)(1 - \frac{\alpha}{2}) \\ 0.5(1 + \cos(\pi(\frac{2n}{\alpha(N-1)} - \frac{2}{\alpha} + 1))) & (N-1)(1 - \frac{\alpha}{2}) \leq n \leq N-1 \end{cases}$$



D'autres fenêtrages sont proposés dans la littérature, mais nous nous limitons à ceux qui nous semblent les plus pertinents. Les réponses fréquentielles des différents fenêtrages sont caractérisées par la largeur de leurs lobes principaux ainsi que par l'importance des lobes secondaires. Le meilleur des filtres correspond à celui qui fournit un lobe principal étroit tout en limitant les lobes secondaires. En réalité, les filtres offrant un lobe principal étroit possèdent des lobes secondaires importants et vice versa. Ainsi, le choix d'un fenêtrage approprié est délicat et le meilleur choix du fenêtrage dépend d'une application à une autre. Pour effectuer ce choix, nous testons différents fenêtrages sur différentes données. Nous présentons dans le paragraphe suivant, une comparaison quantitative de certains de ces fenêtrages appliqués à la tige et à un fémur sec.

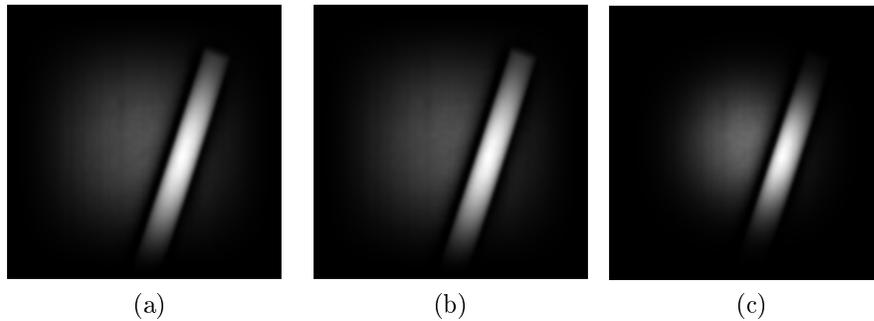


FIGURE 5.13: Tige avec fenêtrage :  
(a) Hann, (b) Hamming, (c) Blackman Nuttall

### Comparaison des fenêtrages sur une tige :

Nous appliquons différents fenêtrages aux radiographies de la tige (voir figure 5.13). Nous présentons dans les tableaux 5.9, les résultats que nous avons obtenus. Ces rotations sont effectuées dans deux plans différents, donnant deux séries de tests nommées tige1 et tige2.

Données de la tige	Rotation effectuée			Rotation estimée		
	x	y	z	x	y	z
Hann	0	22	0	0.4	21.7	0
	0	30	0	-0.2	29.8	0
	0	40	0	0.2	39	0.3
Gaussienne	0	22	0	0.9	22.9	0
	0	30	0	0.9	30.9	0
	0	40	0	0.9	38.9	0
Tukey	0	22	0	0.9	20.6	0.2
	0	30	0	2	30.9	0.3
	0	40	0	2	38.9	0
Hamming	0	22	0	2.9	21.7	0.2
	0	30	0	1.5	30.6	0.9
	0	40	0	0.3	36.6	1.1
Blackmann Nutall	0	22	0	0.9	21.7	0
	0	30	0	0.9	29.8	0.2
	0	40	0	2	38.9	0.1

TABLE 5.9: Rotations de la tige dans le plan frontal

Données de la tige	Rotation effectuée			Rotation estimée		
	x	y	z	x	y	z
Hann	17	22	0	15.45	21.7	0.5
	17	30	0	16.3	29.2	2.3
	17	40	0	18.6	36.7	1.4
Gaussienne	17	22	0	16	21.8	1.1
	17	30	0	17.2	29.8	2.2
	17	40	0	18.3	38.8	2.1
Tukey	17	22	0	19.2	22.9	1.4
	17	30	0	16.2	29.8	1.6
	17	40	0	18.9	37.8	2.3
Hamming	17	22	0	19.1	19.9	3.8
	17	30	0	20.2	29.8	0.7
	17	40	0	19.5	34.3	1.7
Blackmann Nutall	17	22	0	15.01	21.5	1.5
	17	30	0	20.2	29.7	1.8
	17	40	0	18	37.8	1.4

TABLE 5.10: Rotation de la tige dans le plan oblique

Les résultats obtenus montrent que nous avons pu avoir de bons résultats en effectuant un fenêtrage sur les données. Les filtres appliqués ont permis d'éliminer les erreurs évoquées précédemment. Les erreurs enregistrées lors de ces tests sont minimales et similaires pour les différents tests appliqués. Ceci permet donc de valider l'utilisation d'un fenêtrage de données avant le recalage mais pas de faire une discrimination entre ces filtres. Ceci est dû à la simplicité de la forme utilisée. Pour cela, nous effectuons une autre série de tests en utilisant une structure osseuse.

#### **Comparaison des fenêtrages sur une structure osseuse :**

La description complète du protocole des tests sur fémur sec a été fournie dans la section 5.2. La figure 5.14 montre l'effet du fenêtrage sur les radiographies.

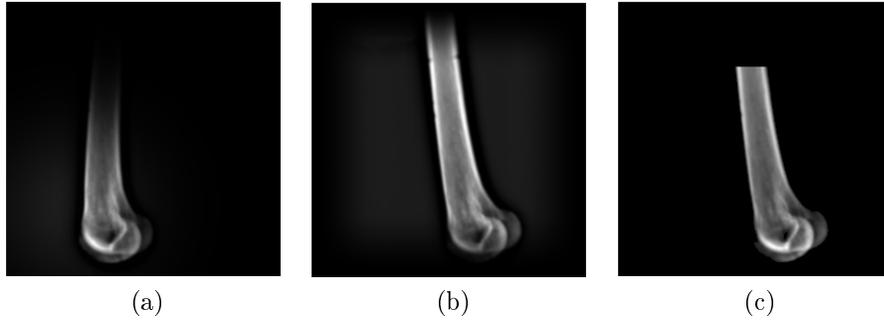


FIGURE 5.14: Fémur sec avec fenêtrage :  
 (a) Gaussien, (b) Tukey, (c) rectangle

Fémur, position 00°	$R_x$	$R_y$	$R_z$
Hann	-2.86	-0.5	1.8
Gaussienne	-0.3	-0.2	2
Tukey	-2.8	1.3	0.9
Rectangle	-4.9	2.5	1.7
Blackmann Nutall	-1.1	0.2	2.6
Fémur, position -05°	$R_x$	$R_y$	$R_z$
Hann	-1.4	-2.9	0.5
Gaussienne	-0.7	-3.4	1.5
Tukey	-3.6	-2.8	1.3
Rectangle	-1.8	-2.4	1.1
Blackmann Nutall	-0.5	-2.6	0.7
Fémur, position -10°	$R_x$	$R_y$	$R_z$
Hann	-3.3	-8.8	-0.1
Gaussienne	-0.1	-8.6	0.3
Tukey	-4.5	-8.2	-0.1
Rectangle	-0.3	-7.4	-0.4
Blackmann Nutall	-0.3	-8.2	0.3
Fémur, position 05°	$R_x$	$R_y$	$R_z$
Hann	-3.7	4.7	0.7
Gaussienne	-0.1	4.8	0.6
Tukey	-3	7.1	0
Rectangle	-0.8	5	-2.9
Blackmann Nutall	-0.3	3.9	0.6

TABLE 5.11: Comparaison des différentes méthodes de fenêtrage :  
 (rotation autour de  $Y$  en degrés)

Dans le tableau 5.11, nous présentons les résultats obtenus avec cinq fenêtrages sur quatre positions de la structure osseuse. Les rotations créées sont effectuées autour de l'axe  $Y$  à des intervalles de  $5^\circ$ . Les rotations obtenues sont exprimées selon leurs composantes suivant les trois axes dans des colonnes  $R_x$ ,  $R_y$  et  $R_z$  et sont exprimés en degré.

Le fenêtrage rectangulaire correspond à la sélection des données à partir des radiographies par "cropping". Les résultats que nous avons obtenus nous montrent que les différents fenêtrages permettent d'éliminer le problème du cropping. Les erreurs moyennes absolues sur chaque axe que nous avons obtenues avec ces différents fenêtrages sont de :

- $0.3^\circ$ ,  $0.85^\circ$  et  $1.1^\circ$  pour le fenêtrage Gaussien,
- $2.8^\circ$ ,  $1^\circ$  et  $0.8^\circ$  pour le fenêtrage de Hann,
- $3.4^\circ$ ,  $1.8^\circ$  et  $0.8^\circ$  pour le fenêtrage de Tukey
- $0.55^\circ$ ,  $1.37^\circ$ ,  $1^\circ$  pour le filtrage de Blackmann

alors que pour le fenêtrage rectangulaire les valeurs sont  $1.9^\circ$ ,  $1.9^\circ$  et  $1.5^\circ$ .

Les figures 5.15, 5.16 et 5.17 présentent les erreurs obtenues avec les quatre différents fenêtrages sur l'ensemble des tests présentés sur les trois axes. Nous signalons que les échelles des erreurs en degré sont différentes. Ainsi, le fenêtrage de type Gaussien semble donner les meilleurs résultats à la fois sur la tige et sur le fémur. Ce qui nous permet de choisir cette solution de fenêtrage pour la suite.

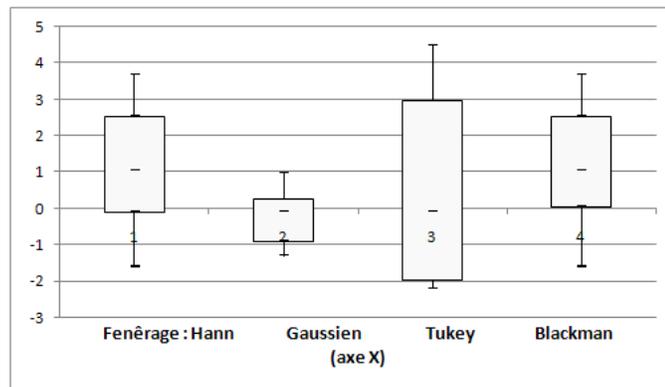


FIGURE 5.15: Erreurs obtenues sur l'axe X avec différents fenêtrages

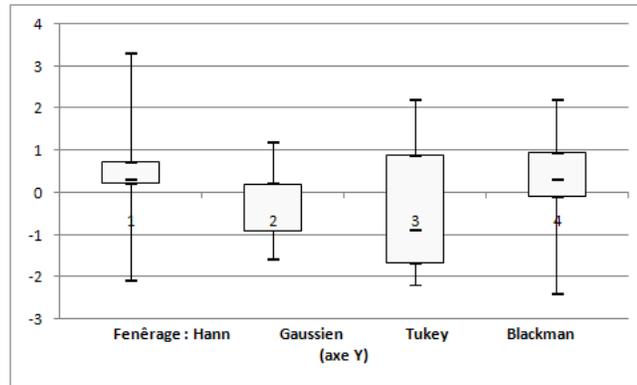


FIGURE 5.16: Erreurs obtenues sur l'axe Y avec différents fenêtrages

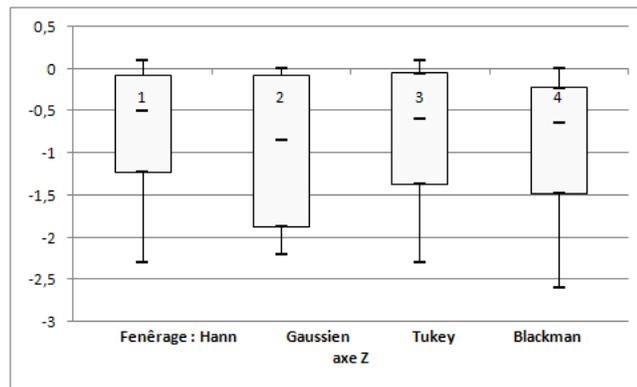


FIGURE 5.17: Erreurs obtenues sur l'axe Z avec différents fenêtrages

## 5.4 Effet du bruit d'acquisition dans les radiographies

Dans ce paragraphe, nous analysons les effets des bruits d'acquisition des radiographies sur les résultats de notre recalage. En effet, dans les acquisitions du système EOS, nous pouvons distinguer plusieurs types de bruit. Nous définissons le bruit comme étant des perturbations de l'intensité pixelique par rapport à des conditions idéales dues à l'interaction avec l'environnement de l'acquisition.

Certains types sont spécifiques à la machine EOS alors que d'autres sont connus dans la plupart des acquisitions radiographiques. Parmi ces bruits, nous pouvons distinguer ceux causés par :

- La présence de particules dans l'air interagissant avec le rayonnement lors de son passage dans l'espace d'acquisition.

- Les effets électromagnétiques des différentes composantes de l'appareil EOS sur les capteurs du signal.
- Le déplacement vertical de la source émettrice du rayonnement, voir figure 5.18.
- La présence de capteurs endommagés traduisant une perte du signal au niveau de certains pixels.

Ainsi, nous pouvons distinguer dans les acquisitions EOS brutes un bruit isotrope (effets électromagnétiques, interaction du rayonnement avec les particules) et un bruit anisotrope (déplacement de la source lors de l'acquisition).

Dans ce paragraphe, nous ne traitons pas tous ces types de bruit puisque certains sont prétraités dans le système EOS et l'utilisateur n'a accès qu'aux radiographies prétraitées. Cependant, nous devons souligner ces bruits et leurs prétraitements pour bien maîtriser nos données.

### 5.4.1 Descriptions des données

L'utilisateur EOS n'a pas généralement accès aux données brutes. Une phase de pré-traitement se situe entre le processus d'acquisition et la génération des données qu'il utilise. Durant cette phase, des corrections sont apportées aux données brutes pour remédier à certains bruits déjà cités.

Le bruit causé par le mouvement vertical de la source émettrice se manifeste par des fréquences indésirables détectées lors des analyses fréquentielles des images (voir figure 5.19). Pour l'éliminer, un filtrage (type coupe bande) est appliqué aux données brutes pour couper ces fréquences.

Quant au bruit causé par les capteurs endommagés, il se manifeste par une intensité nulle au niveau des pixels correspondants à ces capteurs. Dans l'étape de pré-traitement, la valeur de ces pixels est corrigée en fonction de leurs voisinages.

Dans notre cas, nous utilisons les radiographies EOS prétraitées comme pour la majorité des utilisateurs. Notre algorithme est donc testé face aux bruits non ou mal éliminés et aux corrections introduites. En effet, ces corrections peuvent modifier les données. L'élimination des fréquences dues aux mouvements de l'émetteur par exemple, peut entraîner l'élimination de fréquences qui correspondent aux données utiles au recalage. De la même façon, les corrections apportées aux pixels générés par les capteurs endommagés peuvent introduire des fréquences indésirables. De plus, dans certains cas, la phase des pré-traitements ne permet pas d'éliminer totalement le bruit. En effet, dans la figure 5.18, nous pouvons voir des droites verticales qui n'ont pas été bien éliminées et qui traduisent le mouvement de la source. Un ajustement des intensités des images a été effectué pour mettre en évidence cet effet.

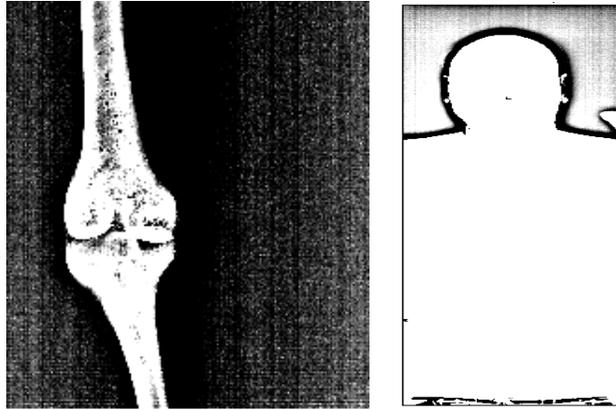
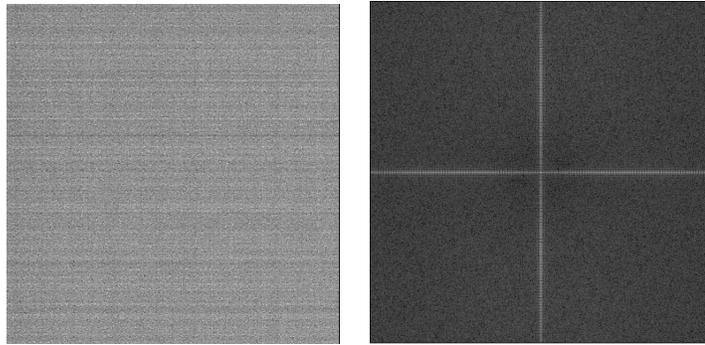
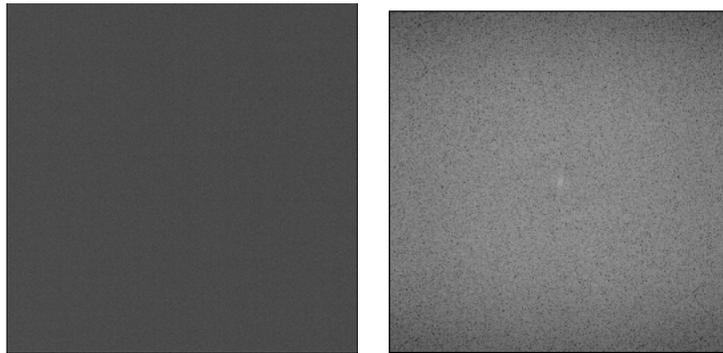


FIGURE 5.18: Effet du balayage vertical de la source sur le fond des images (un ajustement des intensités a été effectué) : à gauche image d'un sawbone, à droite image d'un patient assis.

Pour le bruit dû au déplacement de la source, l'utilisation d'un lissage anisotrope permettrait de mieux résoudre le problème quand il existe. Cependant, nous nous limitons à ce qu'offre SterEOS pour le pré-traitement de ce type de bruit, puisqu'il est efficace dans la plupart des cas.



(a) Bruit dû au déplacement de la source (après ajustement de la luminosité)



(b) Effet du déplacement de la source éliminé

FIGURE 5.19: Acquisitions de feu nu : Bruit (à gauche) et transformée de Fourier (à droite)

### 5.4.2 Descriptions des tests

La figure 5.19 montre les transformées de Fourier de deux images acquises avec EOS sans avoir mis un objet dans la cabine (tir à blanc). Elle met en évidence deux bruits différents : un bruit isotrope, et un bruit dû au déplacement vertical de la source.

Nous testons l'effet du bruit isotrope sur les données de la tige présentées dans le paragraphe précédent. Pour faire ressortir un tel bruit, nous plaçons deux plaques épaisses de plexiglas entre la tige et la source du rayonnement. On atténue ainsi le rapport signal/bruit (voir figure 5.20).

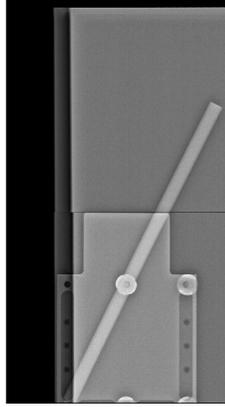


FIGURE 5.20: Effet de l'atténuation du signal avec les plaques de plexiglas.

Par la suite, lors du traitement, pour réduire les effets de bruit, nous effectuons un lissage gaussien isotrope des données. Nous attendons que ce type de filtrage soit efficace. Nous verrons l'effet du lissage gaussien sur notre méthode de recalage.

### 5.4.3 Résultats et interprétations

Dans le tableau 5.12, nous présentons les résultats obtenus avec la tige derrière les plaques de plexiglas. Les rotations sont représentées suivant leurs composantes sur les trois axes (en degrés).

Rotation			Résultat avec bruit			Résultat après lissage gaussien		
X	Y	Z	X	Y	Z	x	y	z
15	30	0	18.3	29.7	1.1	14.9	29.8	1.1
10	15	0	13.7	20.6	0	11.5	17.1	0.1
0	0	0	0	0	0	0	0	0.1
0	15	0	0	15.8	0	0	16.9	0
0	20	0	2.3	21.7	0	1.1	21.7	0
0	35	0	0	40.1	3	0	37.8	1.7

TABLE 5.12: Estimation de rotations de la tige sur des données avec bruit (plexiglas).

Pour les bruits isotropes, et en utilisant les données du tableau 5.12, nous avons trouvé des erreurs de l'ordre de  $0.57^\circ$ ,  $1.9^\circ$ ,  $0.75^\circ$ . Un lissage est appliqué et ceci nous a permis d'avoir des résultats avec des erreurs de l'ordre de  $0.2^\circ$ ,  $1.6^\circ$  et  $0.45^\circ$ .

Ainsi, le lissage isotrope peut être appliqué pour éliminer le bruit du premier type.

## 5.5 Effet de superposition des structures

Dans une autre étape de validation, nous utilisons des données plus complexes qui se rapprochent des données réelles. Dans cette phase, nous voulons tester la robustesse de notre algorithme lors de la présence de plusieurs structures osseuses dans les radiographies. En effet, nous rappelons que le recalage est fait structure par structure. Pour cela, nous utilisons un sawbone (fantôme) d'un membre inférieur composé d'un fémur et d'un tibia (voir figure 5.21).

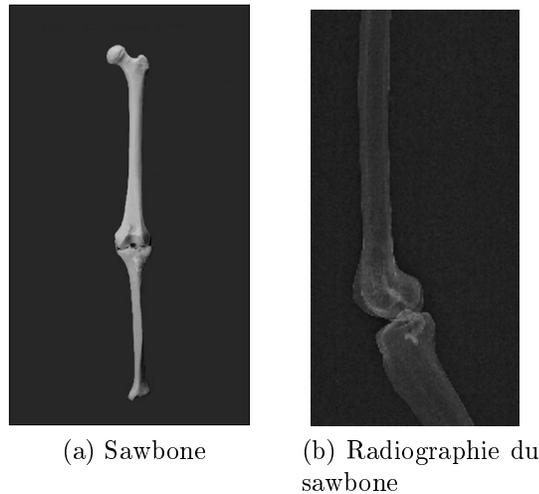


FIGURE 5.21: Sawbone composé d'un fémur et d'un tibia.

### 5.5.1 Description des données et du protocole

Les deux parties sont attachées entre elles par deux fils qui jouent le rôle des ligaments latéraux interne et externe. Le sawbone étant radio transparent, nous peignons cette structure avec une couche de zinc pour la rendre visible dans les acquisitions radiographiques. Par la suite, le sawbone est maintenu en suspension dans la cabine et des acquisitions EOS sont effectuées dans différentes positions de l'articulation. La seule reconstruction 3D effectuée est celle correspondant à la position initiale du sawbone.

### 5.5.2 Description des tests

Pour les tests, nous utilisons les données du fémur et du tibia. La sélection de chaque partie par fenêtrage gaussien corrige la distorsion et nous permettra de traiter chaque structure osseuse séparément. Cependant, dans chaque sélection, une partie de la structure non étudiée reste superposée à la structure retenue pour l'étude. Cela se

produit dans la plupart des positions, notamment en flexion. Ainsi, ces données sont proches des données réelles (voir figure 5.21). Cependant, dans les données réelles, la présence de la rotule peut provoquer plus de superpositions dans les deux radiographies. Nous nous contentons ici des superpositions entre fémur et tibia dans un objectif de simplification des données.

Pour pouvoir valider nos résultats et avoir une vérité terrain, nous utilisons des marqueurs radio opaques que nous plaçons sur les deux parties formant le sawbone. Cinq marqueurs de 3 mm de diamètres sont placés au niveau du fémur proximal et autant le sont sur le tibia distal (voir figure 5.22). Ces parties sont choisies loin du genou pour ne pas influencer le recalage des données sélectionnées à ce niveau. Comme la cabine EOS est bien calibrée, les coordonnées de ces marqueurs à chaque position sont déterminées facilement et manuellement grâce au logiciel SterEOS à chaque position.

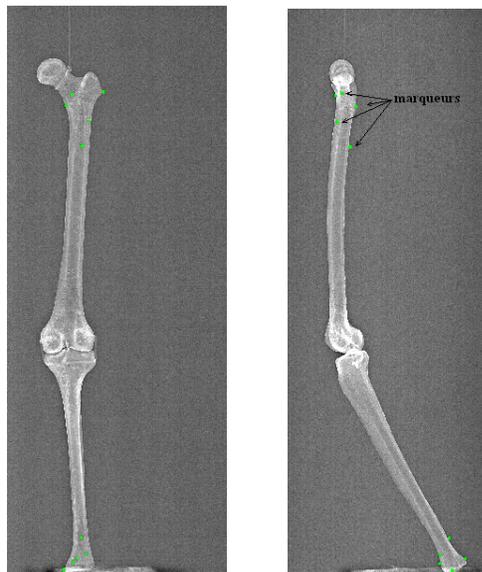


FIGURE 5.22: Radiographies du sawbone avec des marqueurs.

Les données 3D du sawbone sont issues de la reconstruction à l'aide de SterEOS dans une position initiale. Ces données sont pré-traitées comme expliqué dans les sections précédentes : ré-échantillonnage, transformation en un volume de densité homogène et fenêtrage.



FIGURE 5.23: Sawbone (tibia) avec fenêtrage

Les transformations rigides des structures du sawbone avec différents marqueurs, sont exprimées en coordonnées homogènes. Ainsi, la matrice de transformation peut être écrite sous la forme :

$$M = \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & T_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & T_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & T_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

Avec  $R$  la rotation,  $T$  la translation et les coordonnées homogènes du marqueur  $P$  sont  $\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$ . Avec ce formalisme, nous pouvons donc écrire :

$$M.P_{t_1} = P_{t_2} \quad (5.6)$$

Avec  $t_1$  et  $t_2$  les deux instants initial et final qui représentent les deux acquisitions entre lesquelles se fait le recalage. Nous avons à résoudre donc l'équation suivante :

$$M.P_{t_1} - P_{t_2} = 0 \quad (5.7)$$

Dans un souci de stabilité numérique, nous minimisons alors l'équation 5.7 au sens des moindres carrés et nous utilisons l'ensemble des positions des marqueurs :

$$\min (M.P_{t_1} - P_{t_2})(M.P_{t_1} - P_{t_2})^T \quad (5.8)$$

La solution peut alors s'écrire sous la forme suivante :

$$\hat{M} = (P_{t_1}^T P_{t_1})^{-1} P_{t_1}^T P_{t_2} \quad (5.9)$$

Une fois le mouvement obtenu, son expression est traduite dans le formalisme des quaternions unitaires pour la comparaison des résultats entre les deux méthodes.

### 5.5.3 Résultats et interprétations

Nous présentons les résultats obtenus pour les rotations selon leurs composantes autour des trois axes dans le tableau 5.13 suivant.

Marqueurs			Algorithme		
Rx	Ry	Rz	Rx	Ry	Rz
0	0	0	-0,80	1,60	3,09
0,34	5,50	2,97	-0,11	5,04	3,43
0,11	5,73	-0,80	-3,43	4,81	0,68
0,45	6,99	4,69	-2,29	6,42	2,29
-3,43	22,48	0	-3,89	24,12	1,14
-5,38	18,41	2,29	-6,87	16,09	1,14
-3,20	24,24	-3,43	-3,09	24,12	-1,83

TABLE 5.13: Résultats sur les données du tibia.

Erreurs		
Rx	Ry	Rz
0,80	-1,60	-3,09
0,45	0,45	-0,45
3,55	0,91	-1,48
2,75	0,57	2,40
0,45	-1,63	-1,14
1,49	2,31	1,14
-0,11	0,11	-1,60

TABLE 5.14: Erreurs sur les données du tibia

Les erreurs moyennes absolues sur les trois axes pour les données du tibia sont respectivement 1.8, 1.3 et 1.8°. Le schéma dans la figure 5.25 montre que les médianes des erreurs sur les différents axes sont proches de 1°. L'écart interquartile montre que 50% des erreurs sont inférieures à 2°. Cependant, les erreurs maximales atteignent 3° pour les deux axes X et Z.

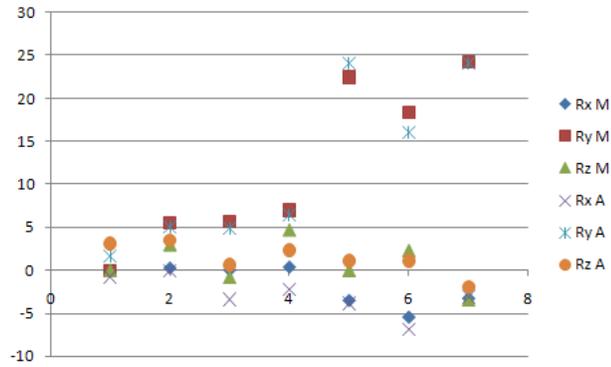


FIGURE 5.24: Rotation du tibia sawbone pour chaque axe dans les 7 positions

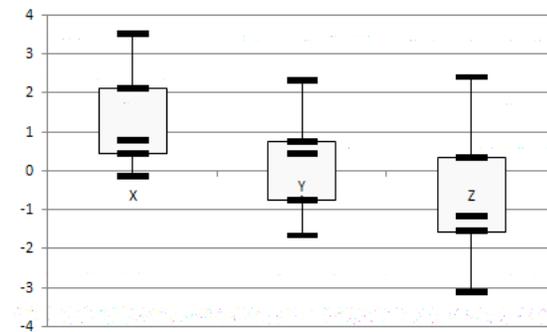


FIGURE 5.25: Erreurs sur les données du tibia du sawbone.

Dans le tableau 5.15, nous présentons les résultats que nous avons obtenus dans la même série de tests sur le fémur du sawbone. Les marqueurs fémur étaient visibles pour plus de positions que pour ceux du tibia, il y a donc plus de valeurs dans le tableau 5.15.

Marqueurs			Algorithmme		
Rx	Ry	Rz	Rx	Ry	Rz
0	0	0	0	0	2,29
-2,06	-6,19	-15,97	-1,14	-6,87	-18,41
-1,60	-7,79	-12,86	-1,14	-7,91	-12,63
-1,26	-4,58	-21,55	-1,14	-6,87	-20,73
-3,43	-5,73	-26,01	-2,29	-3,43	-24,71
-3,43	-5,15	-26,24	-5,73	-4,12	-27,77
-3,66	-8,02	-22,84	-2,29	-9,17	-20,73
-2,78	-7,45	-17,6	-1,37	-5,96	-16,79
-2,97	-11,93	-16,09	-4,35	-9,57	-13,78
-2,40	-11,24	-12,51	-2,29	-9,17	-10,32
-1,54	-13,78	-12,40	-3,43	-11,47	-13,78
-2,86	-8,60	-20,04	-1,14	-5,73	-18,41
-3,43	-10,32	-23,30	-4,58	-11,47	-21,90
-1,26	-9,29	-10,78	-2,29	-9,75	-8,02
-1,83	-11,47	-6,99	-1,14	-9,17	-4,58

TABLE 5.15: Résultats sur les données du fémur.

Erreurs		
Rx	Ry	Rz
0	0	-2,29
-0,91	0,68	2,43
-0,45	0,11	-0,23
-0,11	2,29	-0,81
-1,14	-2,29	-1,29
2,29	-1,03	1,53
-1,37	1,14	-2,10
-1,40	-1,49	-0,81
1,37	-2,35	-2,31
-0,11	-2,07	-2,18
1,89	-2,30	1,38
-1,71	-2,87	-1,62
1,14	1,15	-1,40
1,03	0,45	-2,75
-0,68	-2,30	-2,40

TABLE 5.16: Erreurs sur les données du fémur

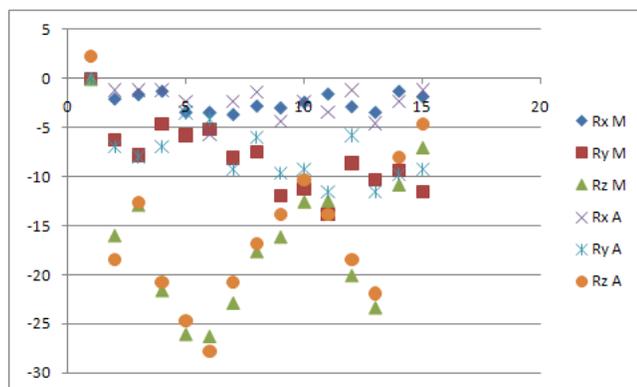


FIGURE 5.26: Rotations de fémur sawbone pour chaque axe dans les 15 positions

Les moyennes absolues des erreurs sur les trois axes sont respectivement  $1.1^\circ$ ,  $1.5^\circ$  et  $1.5^\circ$ . Les médianes des erreurs sont autour de  $0^\circ$  pour l'axe  $X$  et de  $-1^\circ$  pour les axes  $Y$  et  $Z$ . Les limites des boîtes à moustaches sont autour de  $1^\circ$  et  $-1^\circ$  pour le premier axe. Ces valeurs sont proches de  $0.5^\circ$  et  $-2^\circ$  pour le deuxième axe et de  $-0.5^\circ$  et  $-2^\circ$  pour le troisième axe. Ces valeurs d'erreurs sont tolérables pour des applications comme la nôtre et ont été tolérées dans d'autres travaux, comme celui de Mahfooz [100] lors de tests sur des données cadavériques (RMSE= $1.5^\circ$ ). Les valeurs maximales des erreurs pour le premier axe restent autour de  $2^\circ$ . Les valeurs maximales des erreurs pour les axes  $Y$  et  $Z$  sont autour de  $2^\circ$  pour la valeur maximale et s'approchent de  $3^\circ$  pour la valeur minimale. Plus généralement, les résultats obtenus par notre méthode sont proches de ceux trouvés avec la méthode des marqueurs pour les données du tibia et du fémur. Par contre, certains résultats obtenus avec les jeux de données du fémur présentent des erreurs par rapport aux résultats obtenus avec la méthode des marqueurs. En effet, dans certains jeux de données, les erreurs s'approchent de  $-3^\circ$ . Ceci peut être causé par le fait que les os apparaissent au bord de certaines images. De plus, la gaussienne placée pour éliminer le tibia (pour les données de fémur) réduit l'influence de l'extrémité du fémur (et vice versa pour les données du tibia). C'est pour cela que nous pouvons constater que les erreurs maximales se retrouvent sur le troisième axe de rotation (axe vertical).

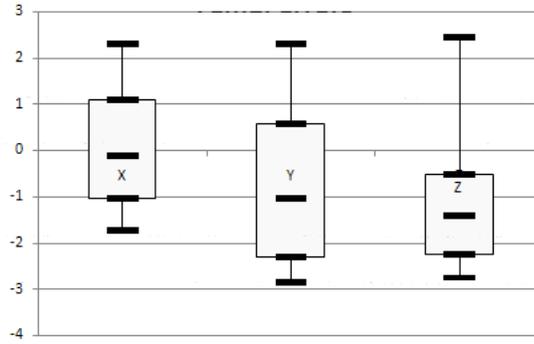


FIGURE 5.27: Erreurs sur les données du fémur du sawbone

Ainsi, nous avons testé notre méthode dans le cas de superposition de plusieurs structures osseuses dans les radiographies. En effectuant une sélection de chaque structure à part et en appliquant notre algorithme, nous avons montré que notre méthode permet de fournir des résultats avec des erreurs moyennes de  $1.5^\circ$  sur chaque axe avec des données proches des données réelles et comprenant des effets de surperposition, de bruit et de sélection de zones d'intérêts. Ces résultats nous semblent acceptables et en concordance avec les seuils pris en considération dans d'autres travaux déjà évoqués.

## Conclusion

Comme nous l'avons mentionné, la reconstruction tomographique peut se faire en utilisant les mêmes bases théoriques que celles que nous avons utilisées pour développer notre méthode de recalage. Avec cette technique, plusieurs problèmes sont rencontrés pour effectuer ces reconstructions en se basant également sur le théorème de la coupe centrale de Fourier [164]. L'utilisation des mêmes fondements théoriques fait que nous rencontrons des problèmes similaires. On compare dans ce paragraphe les difficultés rencontrées dans les deux algorithmes. Dans notre cas, nous avons remarqué que nous évitons certains de ces problèmes mais nous en retrouvons d'autres.

En effet, dans ce type d'algorithme de reconstruction, le rayonnement n'est pas parfaitement parallèle. Des algorithmes sont alors utilisés pour faire les conversions et les modifications nécessaires entre les rayonnements parallèles et coniques. Dans notre cas, cette tâche est traitée en amont puisque les radiographies EOS sont corrigées dans une première phase de prétraitement des données. Après ces corrections, certaines distorsions persistent. Les tests que nous avons faits montrent que la perturbation des résultats est minime avec une bonne utilisation de l'appareil.

Pour les algorithmes de reconstruction, des problèmes de présence des artéfacts dans certaines reconstructions existent. Nous n'avons pas avec notre méthode à éliminer ce problème puisqu'il est dû au nombre limité des acquisitions pour faire une reconstruction 3D. En effet, le problème que nous traitons peut être vu comme l'in-

verse de celui-ci puisque nous avons déjà la reconstruction et que nous cherchons certaines coupes.

Nous avons fait référence aux problèmes rencontrés lors de la reconstruction tomographique puisque notre recalage utilise les mêmes bases théoriques que ces travaux. De plus, les solutions apportées pour résoudre les problèmes de la reconstruction tomographique ont permis l'utilisation industrielle de ces algorithmes. Cela justifie encore plus la validité des corrections que l'on propose et qui sont similaires.

Dans ce chapitre, nous avons testé notre méthode de recalage sur des données de plus en plus complexes. Ces tests nous ont permis de voir différentes difficultés lors du passage des données de synthèse aux données acquises avec EOS. Nous avons traité ces difficultés en proposant différents prétraitements sur les radiographies avant d'appliquer l'algorithme de recalage tel qu'il a été proposé dans le chapitre précédent.

Nous avons présenté ici, cette phase de prétraitement qui permet le passage des données issues d'EOS composées de radiographies et d'une reconstruction surfacique de l'articulation dans sa position initiale vers des données du même type utilisable par l'algorithme.

Nous avons également testés le comportement de notre algorithme face à des perturbations qui ne sont pas prises en compte par le modèle théorique. Ainsi, nous avons testé l'influence, de la présence de bruit dans les images EOS, et de la variabilité dans la reconstruction 3D.

Dans notre cas, pour une validation sur des données in vivo, l'utilisation des billes de tantales aurait pu fournir une solution précise donnant la vérité terrain recherchée. Cependant, cette technique est n'est pas autorisée en Europe. Pour avoir une vérité terrain, nous avons utilisé des données de synthèse ainsi que des données réelles de structures simples et des données in vitro de l'articulation à étudier. Pour cela, différents protocoles ont été définis pour effectuer ces tests. Ceci nous a permis de mesurer sur le terrain les mouvements appliqués et de les comparer avec ceux retrouvés par notre recalage.

Les résultats que nous avons obtenus sont acceptables dans des applications orthopédiques avec des erreurs de  $2^\circ$  sur la rotation. De telles erreurs ont été acceptées dans des travaux similaires comme [95] [100]. Des valeurs similaires ont été aussi mentionnées avec d'autres techniques d'estimation de mouvement présentées dans le chapitre 3.

Dans le chapitre suivant, nous utilisons notre algorithme de recalage sur des données réelles et nous montrons quelques applications cliniques de notre travail.



# Chapitre 6

## Résultats et applications

Dans ce chapitre, nous appliquons la méthode de recalage développée sur des données réelles de sujets sains et pathologiques. Ainsi nous évaluons les erreurs obtenues sur des données réelles. Nous montrerons aussi que notre méthode permet de déduire des paramètres cliniques utiles pour l'évaluation de différents mouvements. Pour remédier au fait que les acquisitions EOS utilisées sont quasi-cinématiques, nous proposons d'effectuer une interpolation entre les positions acquises afin d'approcher les courbes des mouvements dynamiques. Nous montrons également la possibilité d'utiliser notre méthode de recalage sur d'autres articulations que le genou en l'appliquant sur le bassin et sur des prothèses de hanche. Ceci met en évidence la généralité de notre méthode de recalage.

# Introduction

Dans ce chapitre, nous appliquons notre recalage sur des données réelles de genoux sains ainsi que prothésés et nous montrons la possibilité de déduire certains paramètres cliniques pour l'analyse du mouvement du genou en utilisant notre recalage. Dans une seconde étape, afin de créer d'autres positions du mouvement, nous utilisons une méthode d'interpolation bien adaptée avec la modélisation du mouvement basée sur les quaternions que nous avons déjà utilisée lors de l'étape d'estimation. Dans une dernière étape, notre algorithme est appliqué sur d'autres articulations : le bassin et des prothèses de la hanche afin de mettre en évidence la généralité de l'algorithme.

## 6.1 Application sur des données réelles

### 6.1.1 Protocole sur sujets sains

Dans ce paragraphe, nous utilisons des acquisitions réalisées sur deux sujets sains. Lors de ces acquisitions, nous avons utilisé le protocole EOS nécessaire pour effectuer les reconstructions (pieds décalés d'une dizaine de cm). Ce protocole est utile pour faciliter la reconstruction et il permet également de limiter les superpositions des données au niveau du genou. Chaque sujet se met dans trois positions de flexion du genou : position initiale en extension totale, une flexion à  $30^\circ$  et une flexion à  $60^\circ$ . Une reconstruction des structures osseuses dans la position initiale est effectuée pour former les données 3D du recalage (tibia et fémur). Cette position est prise comme position de référence pour la recherche du mouvement.

Pour la validation des résultats, un recalage manuel est effectué en utilisant le logiciel sterEOS. Pour cela nous chargeons la reconstruction 3D dans la position initiale avec les radiographies dans la position recherchée et nous essayons de les superposer en appliquant à la structure un mouvement à six degrés de liberté (rotations et translations) de manière interactive (voir figure 6.3).

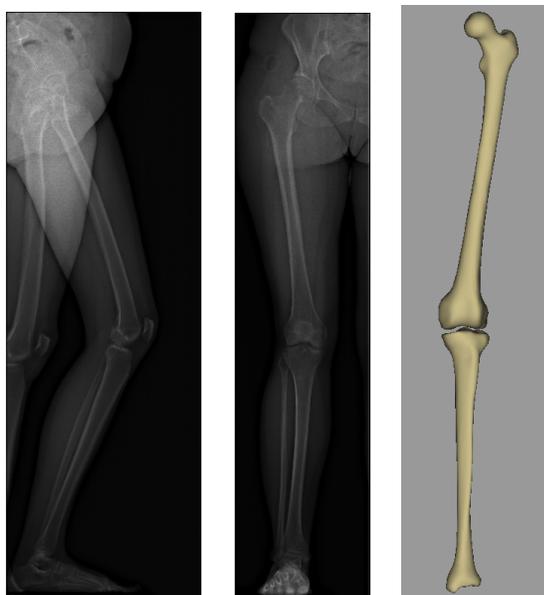


FIGURE 6.1: Radiographies de genoux normaux  
Images sagittale et frontale à 30° de flexion et reconstruction 3D en extension

La figure 6.1 illustre les radiographies d'une articulation en flexion de 30° ainsi qu'une reconstruction des structures du membre inférieur. Dans ces tests, les pré-traitements évoqués dans le chapitre précédent ont été appliqués en séparant chaque structure osseuse et en appliquant un fenêtrage permettant de focaliser les données sur l'information utile au recalage et permettant aussi un passage lisse aux bords des images. Après la phase de prétraitement, la résolution sur les images ré-échantillonnées est de  $1mm^2$  sur tous les axes des données. La figure 6.2 montre les images pré-traitées sur lesquelles le recalage est appliqué.

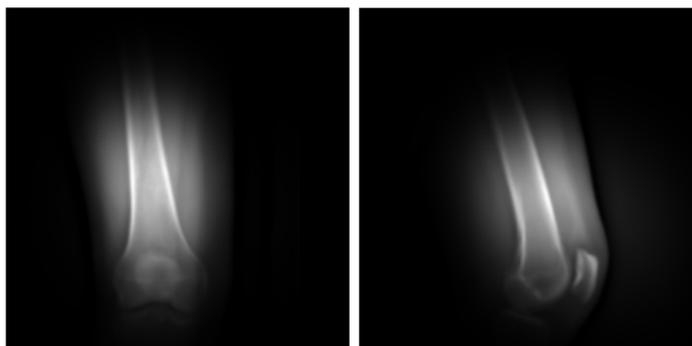


FIGURE 6.2: Données pré-traitées  
(rééchantillonnage et fenêtrage gaussienne)

Les données de ces tests sur des sujets sains comprennent également des tissus mous (les muscles et la graisse entourant les structures osseuses). Ces tests permettent donc la validation de notre méthode de recalage dans un cadre d'acquisitions réelles.

Dans le tableau 6.1, nous comparons les résultats obtenus par les deux types de recalage. Les résultats sont exprimés en mm pour les translations et en degré pour les rotations. La position de flexion à 30° correspond à pos1 et la position de flexion à 60° correspond à pos2. Ils présentent des erreurs absolues moyennes de 1.54 mm et 1.49 ° par rapport au recalage manuel, avec un maximum d'erreur de 2.5 mm et 2.9° respectivement pour les translations et les rotations.

recalage par notre algorithme			$R_x$	$R_y$	$R_z$	recalage manuel		
			$R_x$	$R_y$	$R_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
sujet1	fémur	pos1	0,87	-20,8	16,5	-0,8	-23	16,5
		pos2	-2,4	-38	17,7	-2,9	-40,4	17,4
	tibia	pos1	3,3	22,8	6,2	6	20,1	6,6
		pos2	0,45	34,2	1,6	2,4	33	2,5
sujet2	fémur	pos1	0,25	-30,3	15,8	-0,4	-28,6	18,6
		pos2	-0,8	-42,8	16,5	0,9	-44,6	19,5
	tibia	pos1	-2,2	18,7	-3,3	-0,8	18,4	-2,9
		pos2	-5,7	24,1	-16,5	-3,4	24,9	-14,3

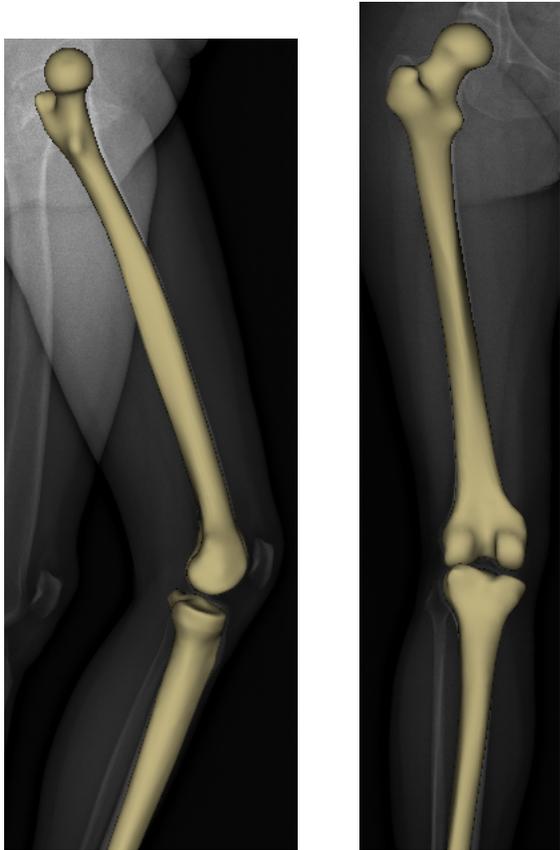
(a) Tableau des rotations sur des sujets sains

recalage par notre algorithme			$T_x$	$T_y$	$T_z$	recalage manuel		
			$T_x$	$T_y$	$T_z$	$T_x$	$T_y$	$T_z$
sujet1	fémur	pos1	-20	-30	-4	-20	-32	-6
		pos2	23	-10	-29	21	-9	-27
	tibia	pos1	-48	-13	36	-46	-11	38
		pos2	-3	-15	-9.5	-2	-14	-12
sujet2	fémur	pos1	-79	-30	-7	-78	-30	-9
		pos2	-51	-34	7.5	-49	-32	10
	tibia	pos1	-49	60	-29	-50	59	-31
		pos2	-28	12	-3	-28	14	-5

(b) Tableau des translations sur des sujets sains

TABLE 6.1: Résultats sur des données réelles de genou (en degré et mm sur chaque axe)

L'analyse poussée de ces résultats sera faite plus loin dans le paragraphe 6.1.3, mais nous pouvons d'ores et déjà remarquer que les erreurs obtenues sont de même ordre que celles des tests de validation du chapitre précédent.



(a)

(b)



(c)



(d)

FIGURE 6.3: Os recalé

### 6.1.2 Prothèses

Nous avons également testé notre algorithme avec des genoux prothésés. Comme pour les sujets sains, lors de ces tests, le patient effectue trois positions de flexion du genou. La figure 6.4 montre des acquisitions radiographiques d'articulations prothésées (prothèse unicompartmentale de la compagnie Oxford®). Ces acquisitions ont été effectuées dans le cadre des recherches de A. Zemirline pour avoir la position d'un plateau en plastique entre les deux compartiments métalliques de la prothèse [163].

Contrairement aux tests sur des sujets sains, au lieu d'effectuer ici le recalage en utilisant les structures osseuses, nous utilisons les prothèses. Nous supposons qu'il n'y a pas de mouvement entre les structures osseuses et les prothèses qui leurs sont attachées. Ainsi, le mouvement des prothèses correspond à celui des os que nous voulons estimer. Cela a plusieurs avantages.

Les prothèses utilisées sont de tailles réduites (en comparant la taille de la prothèse par rapport à la taille de l'os long), elles sont de nature métallique et présentent donc une intensité largement supérieure à celles des os dans les radiographies, rendant la phase de prétraitement de ces données plus simple.



FIGURE 6.4: Prothèse unicompartmentale  
A gauche le modèle 3D de la prothèse, au milieu sa radiographie sagittale, à droite :  
sa radiographie frontale.

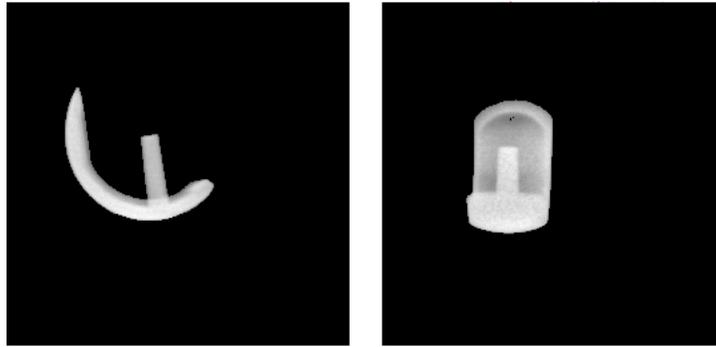


FIGURE 6.5: Images radiographiques seuillées  
(objets indésirables éliminés)

En effet, le contraste élevé entre les prothèses et les autres structures permet une segmentation par un simple seuillage des données. Les autres structures non étudiées sont ainsi éliminées (voir figure 6.5). Concernant la taille des prothèses, la résolution que nous gardons après le ré-échantillonnage est plus grande ( $0.36 \text{ mm}^2/\text{pixel}$ ) que la résolution que nous avons utilisée pour les structures osseuses ( $1 \text{ mm}^2/\text{pixel}$ ). Le fenêtrage n'est pas donc utile dans ces cas de recalage et il n'est pas utilisé puisque toute la structure est contenue dans les images.

Quant aux données 3D, les modèles de la prothèse ont été fournis par la société “Oxford Company®” qui commercialise ce type de prothèses unicompatimentales. La position de référence de ces tests correspond à la position dans laquelle le modèle a été fourni. Cette position diffère de celle dans laquelle se trouve la prothèse alors que le patient est en position d'extension (position initiale du mouvement).

Dans les tests effectués dans le tableau 6.2, les données de quatre patients ont été utilisées. Cependant, certaines données (pour deux patients) en position de flexion ( $60^\circ$ ) n'ont pas pu être utilisées. Comme pour les données des sujets sains, un recalage manuel est effectué avec le logiciel SterEOS et sert de recalage référence pour évaluer les erreurs de notre algorithme (voir figure 6.6). Le tableau 6.2 montre que l'erreur de rotations maximale est de  $1.7^\circ$  et l'erreur de translation maximale est de  $1.44 \text{ mm}$ . La moyenne des erreurs absolues est de  $0.83^\circ$  pour les rotations et de  $0.46 \text{ mm}$  pour les translations.

Recalage manuel			notre algorithme		
Rx	Ry	Rz	Rx	Ry	Rz
-0.6	-9.4	-5.6	-0.5	-9.1	-4
-1.0	-45.2	-2.2	-2.1	-45.9	-1.5
-0.8	-64.3	5.7	-2.1	-65.3	6.8
0.9	-7.3	0.3	0.5	-7.3	1.1
4.3	-49	0.7	4.5	-49.6	2
1.6	-65.6	2.3	2.1	-66.4	2.2
-3.4	-42.7	9	-4.4	-43.5	10.3
-5	-56.3	7.4	-5.4	-56.6	6.8
-4.7	-35.9	-5.6	-3	-34.7	-4
-7	-53.7	-10	-5.4	-54.9	-9.8

(a) Résultats des rotations

Recalage manuel			notre algorithme		
Tx	Ty	Tz	Tx	Ty	Tz
8.6	8.2	3.9	8.2	8.6	3.6
-15.8	-4.3	-5.4	-15.4	-4.3	-5.4
7.9	9	19.4	7.5	9.7	19.8
-3.6	-8.6	-11.5	-3.6	-9.3	-11.5
31.3	5.4	10.4	31.6	5.4	10.8
6.4	20.8	14.4	7.9	21.2	14.7
-0.7	-9	-28	-0.3	-8.2	-27.7
7.9	-18.7	-14.4	7.2	-19.4	-15.1
1	-1.8	34.9	0.7	-1.8	35.2
17.2	6.4	-30.6	16.9	5.7	-29.8

(b) Résultats des translations

TABLE 6.2: Mouvement des prothèses

Dans le paragraphe suivant, nous essayons d'analyser les résultats obtenus sur sujets sains et patients prothésés.

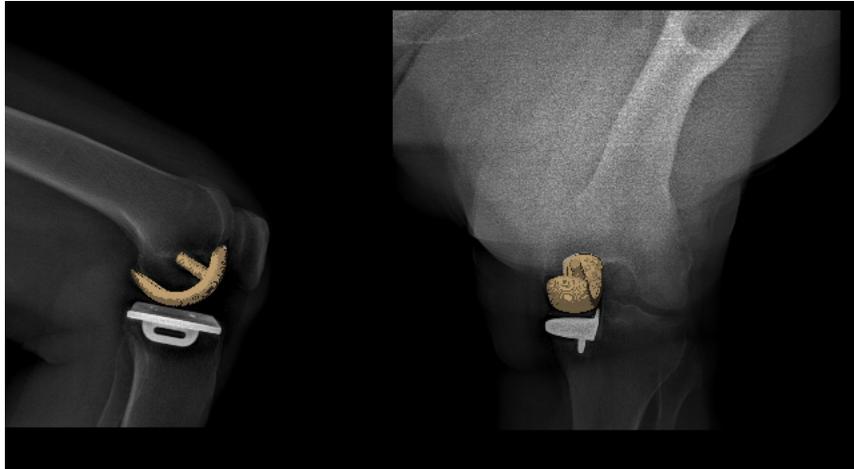


FIGURE 6.6: Prothèse recalée manuellement avec SterEOS pour la vérité terrain

### 6.1.3 Analyse et interprétations des erreurs

Pour ces deux séries de tests de cas réels, nous avons obtenu des erreurs de même ordre de grandeur que celles retrouvées sur les données de synthèses. Ces erreurs sont acceptables pour des applications orthopédiques comme les nôtres. Des erreurs de même ordre ont été rapportées dans d'autres travaux lors d'applications similaires. Ainsi, on a rapporté des erreurs de  $2^\circ$  pour les rotations et de 2mm pour les translations dans des travaux d'estimations de mouvements avec la fluoroscopie [95, 100].

Nous pouvons remarquer que les résultats que nous avons obtenus sont plus précis avec les données des prothèses. Ceci peut être expliqué par le fait que le sous-échantillonnage des images est meilleur que celle des images des os longs. De plus, dans ces données de prothèses, l'élimination des autres structures par segmentation limite encore les erreurs. Ceci paraît donc plus efficace que l'utilisation d'un fenêtrage pour la réduction de la zone d'intérêt.

Cependant, l'utilisation de ce sous-échantillonnage pour les structures osseuses longues se traduirait par une taille plus grande des images. L'utilisation des données 3D rend cette tâche lourde pour le temps de calcul et pour la gestion de la mémoire. Pour cela, nous décidons de garder le sous échantillonnage de 1mm choisi pour les données réelles des structures osseuses longues. Un sous-échantillonnage plus fin est à employer à chaque fois que les dimensions de l'objet à recalibrer le permettent.

## 6.2 Vers une utilisation clinique et dynamique

Dans ce paragraphe, nous montrons que les résultats de notre algorithme peuvent être utilisés pour déduire des paramètres cliniques. Nous proposons également une méthode d'interpolation entre les positions acquises pour approcher un mouvement dynamique.

### 6.2.1 Axe transépycondylien

Avec notre méthode de recalage différents paramètres cliniques peuvent être déduits dont la position de l'axe transépicondylien par rapport au plateau tibial dans chaque position acquise. Plusieurs travaux comme [48, 81, 41] se sont intéressés à cet axe lors de leurs études du mouvement de l'articulation du genou.

Pour déterminer cet axe, nous définissons les positions des points qui le forment de part et d'autre des condyles fémoraux pendant que les os sont dans la position initiale. Nous déterminons également les points nécessaires à la définition du repère tibia. Nous appliquons par la suite le mouvement retrouvé sur ces points des deux structures. Une projection de cet axe sur le plateau tibial est effectuée dans une dernière étape. Nous obtenons ainsi une vue de dessus de l'axe transépicondylien sur le plateau dans les différentes positions de flexion étudiées.

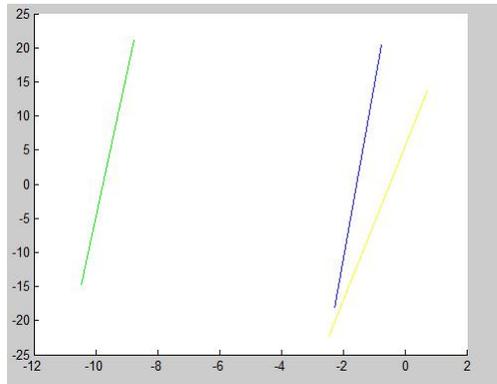


FIGURE 6.7: Axe transépicondylien

Dans la figure 6.7, nous pouvons voir les résultats que nous avons obtenus avec un sujet. Dans notre cas, le mouvement appliqué n'est pas la marche mais seulement une flexion. Mais le protocole peut être plus adapté pour reproduire une position de la marche.

Ainsi, notre méthode de recalage peut être utilisée pour extraire des paramètres cliniques pseudo-statiques comme la position de l'axe transépicondylien. En effet, même lors de l'utilisation d'une méthode dynamique d'acquisition de mouvement, les cliniciens utilisent ce paramètre. Ainsi les travaux de Komistek [81, 13, 79, 9] utilisant la fluoroscopie (une modalité qui permet une étude dynamique du mouvement) effectuent des études sur cet axe en extrayant un nombre réduit de positions pour faciliter l'interprétation et réduire le temps de traitement. Cette méthode d'étude de ce paramètre est donc similaire à notre méthode d'estimation du mouvement.

## 6.2.2 Indice de cohérence articulaire

L'étude des surfaces de contact au cours du mouvement de l'articulation du genou a été le sujet de plusieurs études [30, 125, 38]. Notre recalage peut être utile dans ce cadre. Pour mettre ceci en évidence, nous utilisons un indice de cohérence articulaire. Cet indice a été développé par Schwartz dans [133, 132] pour l'étude de l'articulation glénohumérale. Il se calcule de la manière suivante :

$$AF(t) = \begin{cases} 1 - \left( \left( \frac{N_{t_0} - N_t}{r_N} \right)^2 \right)^2 & \text{si } |N_0 - N_t| < r_N \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

$$AD(t) = \begin{cases} 1 - \left( \left( \frac{D_{t_0} - D_t}{r_D} \right)^2 \right)^2 & \text{si } |D_0 - D_t| < r_D \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

$$IC(t) = AF(t) \times AD(t) \quad (6.1)$$

où  $t$  est l'instant étudié du mouvement,  $N$  est le nombre de sommets et  $D$  la distance moyenne,  $t_0$  est l'instant de référence donnant le nombre de vis à vis  $N_0$  et leur distance moyenne  $D_0$  par rapport aux quels on compare.  $r$  est le point de rejet de l'estimateur de Tukey. Les deux termes  $AF(t)$  et  $AD(t)$  sont respectivement liés au nombre de sommets, mis en vis à vis entre les deux structures de l'articulation, et à la distance qui les sépare. Cet indice donne l'évolution des surfaces de contact des structures osseuses pendant le mouvement au travers de ces deux termes. Un indice proche de 1 indique que les surfaces de contact sont bien en face l'une de l'autre alors qu'un indice proche de 0 indique que les surfaces sont loin l'une de l'autre.

Cet indice a été développé initialement pour valider un recalage avec des acquisitions VICON qui manque de vérité terrain pour l'articulation gléno-humérale.

Pour appliquer l'indice de cohérence, nous effectuons une sélection de la surface de contact de l'articulation à partir de la reconstruction EOS (voir figure 6.8). Nous appliquons, dans une seconde étape, le mouvement retrouvé par recalage aux structures osseuses. Par la suite, le calcul de l'indice se fait sur le maillage du tibia et du fémur (voir la figure 6.8). Dans les positions étudiées, nous avons trouvé les valeurs suivantes pour la position de flexion de  $30^\circ$  :  $AF = 0.45$  et  $AD = 0.9$ . Pour la position de flexion à  $60^\circ$ , les valeurs obtenues sont  $AF = 0.42$  et  $AD = 0.85$ .

L'indice a été conçu au départ pour l'articulation gléno-humérale de forme rotule. Ce type de liaison favorise que le nombre de sommets mis en vis à vis entre les deux structures osseuses concernées reste stable pendant le mouvement. Pour cela, on obtient une valeur proche de 1 dans ce cas. En effet, généralement, il n'y a pas de translation dans un mouvement normal de l'articulation gléno-humérale. La présence d'une translation indiquerait alors une dislocation ou une collision et serait sanctionnée par l'indice. Dans notre cas, la forme de l'articulation et la nature du mouvement est autre. En effet, on sait qu'il existe des translations dans un mouvement normal de

genou. Le nombre de vis à vis varie donc au cours de ce type de mouvement. Une thèse s'effectue maintenant pour adapter l'indice à différentes autres articulations [18].

Les maillages des reconstructions effectuées avec SterEOS ont un nombre de sommets réduit par rapport à des acquisitions d'imageur 3D (CT, IRM). Ceci peut également influencer cet indice.

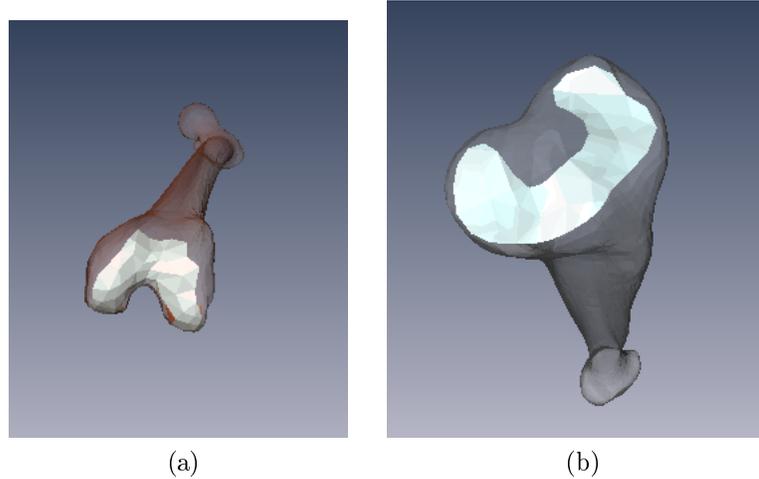


FIGURE 6.8: Surface de contact : (a) fémur, (b) tibia

### 6.2.3 Interpolation : vers la cinématique

Les acquisitions que nous avons effectuées permettent de faire des études pseudo statiques des articulations. Dans ce paragraphe, nous voulons explorer la possibilité de déduire la dynamicité du mouvement. Pour cela, nous effectuons une interpolation entre les positions déjà acquises. Comme nous utilisons les données à partir d'acquisitions réelles, le nombre de positions à interpoler est petit. Il nous est bien connu que lors d'une interpolation, plus le nombre de points de contrôle est grand, plus les erreurs d'interpolation sont petits. Nous développons ce paragraphe, pour montrer la faisabilité de l'utilisation d'une nouvelle technique d'interpolation afin d'approcher des données cinématiques des articulations. Pour cela, les résultats ainsi obtenus ne sont pas utilisés pour extraire des paramètres cliniques.

Pour effectuer cette interpolation, nous reprenons les travaux de thèse de Guillard [54] qui propose d'utiliser les quaternions duaux. Ceux-ci étendent le formalisme des quaternions unitaires valable pour les rotations et permettent de représenter un mouvement composé d'une rotation et d'une translation.

Nous effectuons donc notre interpolation sur les quaternions duaux. Pour cela, nous utilisons l'algorithme développé par Guillard (nommé DualSlerp) en choisissant un pas angulaire pour l'avancement entre les positions. En utilisant ce formalisme,

la partie quaternion doit rester dans l'espace des quaternions unitaires comme nous l'avons fait pour notre méthode d'optimisation (Slerp). Dans cette partie, l'interpolation angulaire se fait sur l'arc de cercle formé par les deux positions sur la sphère unité des quaternions [135], voir figure 6.9.

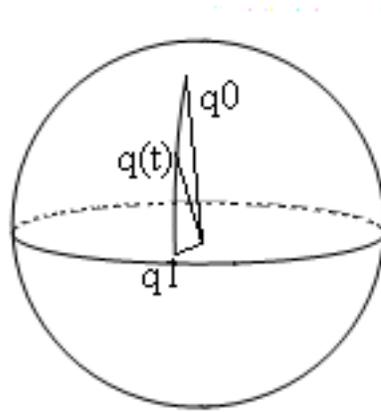


FIGURE 6.9: Interpolation de quaternions unitaires (Slerp)

L'interpolation des quaternions duaux se fait donc entre  $\bar{q}_0$  et  $\bar{q}_1$  avec l'équation suivante :

$$\begin{aligned} \bar{q}(t) &= \frac{\bar{\sin}((1-t)\bar{\theta})}{\bar{\sin}\bar{\theta}}\bar{q}_0 + \frac{\bar{\sin}(t\bar{\theta})}{\bar{\sin}\bar{\theta}}\bar{q}_1 & \text{si } \bar{\sin}\bar{\theta} \text{ inversible} \\ \bar{q}(t) &= (1-t)\bar{q}_0 + t\bar{q}_1 & \text{sinon} \end{aligned} \quad (6.2)$$

avec  $\bar{\sin}\bar{\theta} = \sin\theta + \epsilon\tilde{\theta}\cos\theta$

Dans [73], les auteurs font une interpolation de mouvement en utilisant les quaternions duaux. Cependant, connaissant le mouvement de deux points  $p_1$  et  $p_2$ , l'interpolation qu'ils effectuent cherche le mouvement qui anime une position  $p$  entre  $p_1$  et  $p_2$ . Les auteurs mettent en évidence la meilleure qualité de cette interpolation face à d'autres méthodes qui peuvent être utilisées en minimisant les dislocations et les collisions par exemple. Dans notre cas, nous voulons profiter de ces avantages. Pour cela, nous avons appliqué cette méthode d'interpolation sur les données de sujets sains présentés dans la section 6.1.1 pour obtenir plusieurs positions interpolées dans le temps.

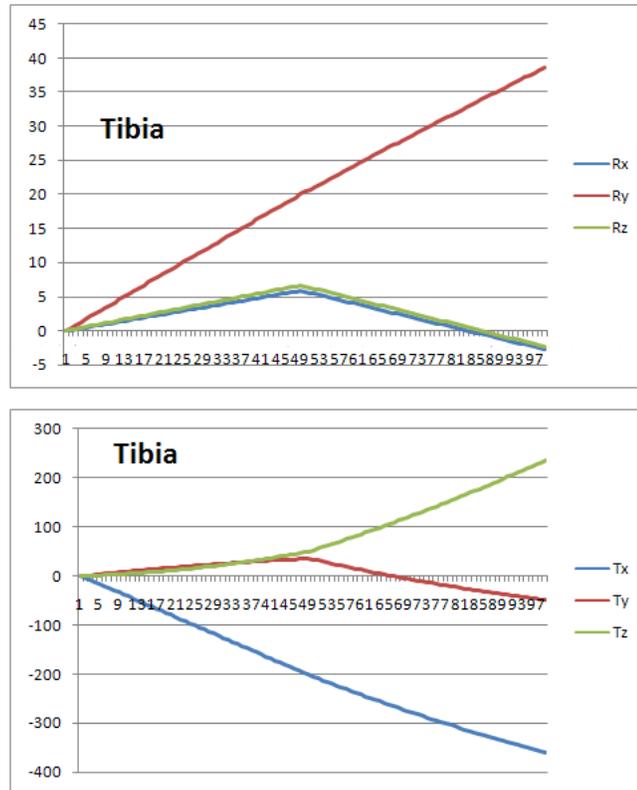


FIGURE 6.10: Interpolation du mouvement du tibia par DualSlerp

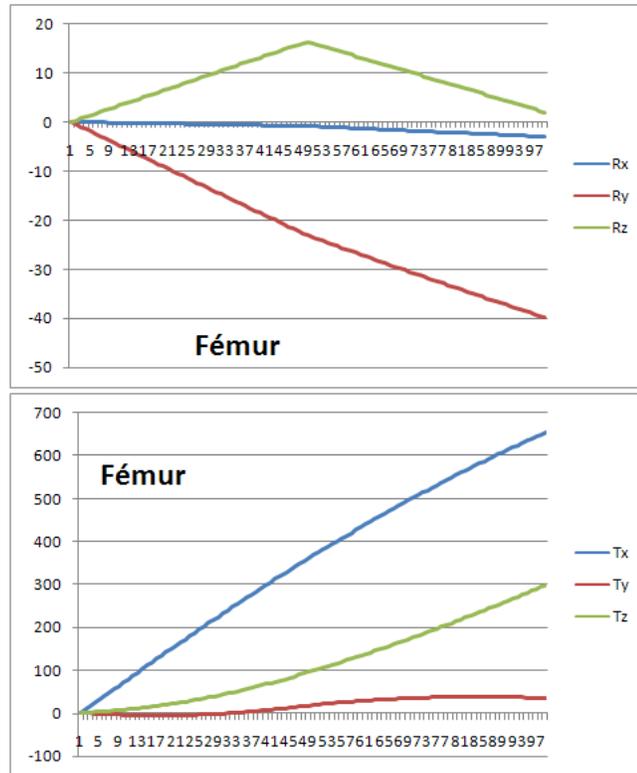


FIGURE 6.11: Interpolation du mouvement du fémur par DualSlerp

Nous avons obtenu les mouvements représentés dans les figures 6.10 et 6.11 pour les mouvements du tibia et du fémur. Cette méthode permet de tenir compte de plusieurs positions lors de l'interpolation. Cependant, les positions que nous avons utilisés sont très éloignées et peu nombreuses. Ainsi, les positions intermédiaires peuvent être loin de la réalité. Pour remédier à ce problème, la solution qui nous semble la plus prometteuse est d'effectuer plus d'acquisitions avec un protocole approprié (une acquisition tous les  $10^\circ$  de flexion par exemple). Des études avec de tels intervalles ont été effectuées avec des acquisitions IRM non invasives dans [59, 145]. Pour cela, il faut pouvoir valider un protocole qui tient compte du taux d'irradiation subit par le patient effectuant 6 à 9 acquisitions EOS. Puisque des études dynamiques sont effectuées avec la fluoroscopie, nous pensons que le taux d'irradiation avec EOS restera inférieur aux limites tolérées mais, il faut effectuer les mesures nécessaires pour le prouver.

### 6.3 Généricité et utilisation avec d'autres articulations

Après avoir appliqué notre recalage sur des articulations du genou différentes (avec et sans prothèse), nous illustrons dans ce paragraphe, la généricité de la méthode en

l'appliquant à d'autres articulations. Nous commençons par tester notre algorithme sur des données de prothèses de hanche. Dans une seconde étape, nous effectuons des tests avec des données de bassin.

### 6.3.1 Prothèses de hanche

Le protocole utilisé ici consiste à faire des acquisitions en position debout et assise. Ces tests nous permettent alors de voir la convergence de notre algorithme avec des données de forme différente, ainsi qu'avec des mouvements d'amplitude relativement grande.

Nous utilisons, des données issues de trois patients ayant une prothèse totale de hanche (PTH) de type métallique. On applique sur ces données les mêmes prétraitements appliqués aux données de prothèses unicompartmentales de genou. Nous nous intéressons à la partie fémorale de la prothèse. Pour la forme des prothèses totales de hanches, nous pouvons noter que ces données contiennent une symétrie qui ressemble aux données de synthèse utilisées au cours des premiers tests de validation.

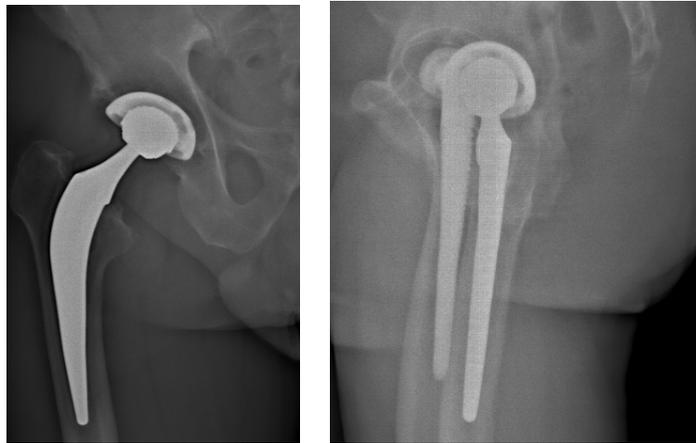


FIGURE 6.12: Image de prothèses de hanche

La figure 6.12 montre des acquisitions frontale et sagittale d'une prothèse de hanche. La reconstruction 3D de la prothèse est effectuée grâce à un logiciel développé à EOS\_Imaging qui effectue une segmentation de la zone prothèse par seuillage des radiographies. Par la suite, un maillage 3D est généré à partir des points de contours mis en correspondance dans les deux radiographies.

Les résultats sont validés par des recalages manuels effectués à l'aide du logiciel SterEOS comme c'était le cas des tests précédents en utilisant le modèle obtenu et en l'important sur les images des différents patients.

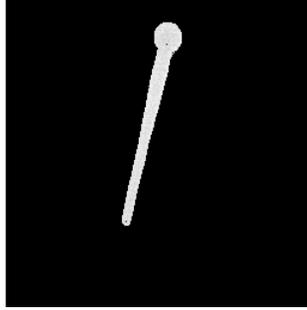


FIGURE 6.13: PTH segmentée

	Recalage manuel			Recalage fréquentiel		
	Rx	Ry	Rz	Rx	Ry	Rz
data 01	51,1	70,1	55	49,5	72	56,8
data 02	82,2	16,5	68,2	82,5	16,8	67,7
data 03	70,8	41,1	60,2	72	39	61,8

TABLE 6.3: Résultats de recalage des prothèses de hanche

Les résultats de ces recalages ont montré des erreurs de rotations dont la moyenne est de  $-0.3^\circ$ , la moyenne des absolues est  $1.2^\circ$  et d'un maximum de  $2.1^\circ$ .

Les tests avec les prothèses totales de hanche, nous ont permis de vérifier notre méthode de recalage avec une autre articulation du membre inférieur et avec des déplacements de grandes amplitudes puisque la position d'acquisition recherchée (assis) est éloignée de la position de reconstruction du modèle (debout).

Ces résultats permettent également une première mise en évidence de la généralité de notre méthode de recalage qui constitue un des avantages de notre approche.

### 6.3.2 Bassin

Nous avons également testé notre méthode de recalage avec des données de bassin. Ces tests permettent également de valider la généralité de la méthode de recalage avec une autre structure osseuse.

Le bassin est une structure osseuse ayant une morphologie très différente des structures longues et des prothèses déjà étudiées. En effet, cette structure présente une morphologie plus large et présentant différents creux. De plus, contrairement aux structures longues déjà présentées, dans les radiographies, certaines parties du bassin n'apparaissent pas clairement dans certaines vues. Ceci, est dû en partie à la présence de différents tissus non osseux dans cette partie du corps. De plus, malgré le fait que le volume global du bassin est large, les structures osseuses sont fines, et ceci est aussi une cause de la difficulté de l'identification des structures dans certaines vues de la

radiographies. Ainsi les ailes iliaques par exemple sont plus facilement repérables dans les acquisitions frontales que les sagittales. Le sacrum est quant à lui plus simplement identifiable dans les radiographies sagittales (Voir la figure 6.14).

La taille du bassin et la difficulté d'identification de certaines de ses structures nous ont poussés à se focaliser sur une partie qui facilite le recalage. Pour cela, nous avons cherché une zone de taille moins large, et assez visible sur les deux radiographies pour effectuer le recalage du bassin. Nous avons choisi la partie contenant la symphyse pubienne qui nous semble, d'après les acquisitions dont nous disposons, la plus simple à identifier.



(a) Radiographie frontale

(b) Radiographie sagittale

FIGURE 6.14: Radiographies du bassin

Les reconstructions 3D du bassin sont effectuées grâce au logiciel SterEOS. Les prétraitements déjà introduits dans le chapitre précédent sont appliqués sur ces données : rééchantillonnage, fenêtrage.

Dans ces tests, les patients effectuent trois positions : une position standard, une position de rotation de bassin et une position assise. La position debout standard est prise comme position de référence. Les résultats obtenus par notre méthode de recalage et par recalage manuel avec SterEOS pour la validation sont exprimés dans le tableau 6.4.

	Recalage manuel			Recalage fréquentiel		
	Rx	Ry	Rz	Rx	Ry	Rz
data 01	0	0	0	0	2.4	0
data 02	2.3	4.1	13.6	3.2	4.1	15.1
data 03	0.8	-20.1	-0.1	1.5	-20.6	1.5

	Recalage manuel			Recalage fréquentiel		
	Tx	Ty	Tz	Tx	Ty	Tz
data 01	6.48	9.0	12.6	6.84	9.72	11.88
data 02	2.52	7.2	11.5	2.88	6.48	10.44
data 03	0.36	5.4	9.0	0.36	5.04	9.36

TABLE 6.4: Résultat du recalage de bassin

Les résultats de ces recalages nous ont montré des erreurs de rotations de  $0.68^\circ$  (erreur absolue moyenne) et des erreurs de translations de l'ordre de 0.52 mm avec une erreur maximale de  $2.4^\circ$  et de 1.08 mm.

Dans ces tests, nous avons appliqué notre méthode de recalage sur une structure osseuse de morphologie différente par rapport aux structures longues et aux prothèses déjà utilisées. Ainsi, les résultats obtenus sur ces tests nous permettent de valider notre approche pour le recalage de différentes structures osseuses de différentes formes.

Dans les radiographies étudiées, plusieurs différences avec les structures déjà validées nous ont mené à nous focaliser sur une partie de la structure du bassin. Ainsi pour généraliser, nous pouvons dire que pour un tel cas concernant l'étude d'une structure osseuse quelconque, il faut se focaliser sur une partie de l'os bien visible sur les deux radiographies et présentant une morphologie permettant de détecter le déplacement global effectué.

## 6.4 Limites

Nous avons pu appliquer notre méthode de recalage sur des articulations de genou saines et prothésées, des prothèses de hanche ainsi que sur un bassin. Cependant, certaines limites sont apparues. Nous les présentons dans ce paragraphe et nous expliquons leurs causes.

La première limite que nous présentons est la difficulté de l'utilisation des radiographies dans certaines positions d'acquisitions. En effet, pour des protocoles utilisant des acquisitions de grande flexion comme pour des flexions supérieure à  $90^\circ$ , les structures osseuses deviennent difficiles à délimiter et les images sont donc non utilisables. Même pour des patients ayant subi des implantations de prothèses qui sont normalement facilement repérables dans les radiographies, pour les patients ayant un surpoids, ces structures sont difficilement repérables surtout pour les radiographies frontales. La figure 6.15 est un exemple illustrant cette difficulté.



FIGURE 6.15: Radiographie frontale en position assise d'un patient avec surpoid (difficulté à identifier le fémur et la prothèse)

Pour ce type de difficulté, une approche serait d'utiliser une seule radiographie (la sagittale) pour effectuer le recalage. Pour cela, une autre source d'information doit substituer l'information qui provient dans notre cas de la radiographie frontale.

Une deuxième limite que nous avons rencontrée lors de l'utilisation de notre méthode de recalage apparaît pour les images dont l'identification de la structure osseuse à recaler est difficile. Ceci peut se produire dans les positions d'acquisitions classiques. Nous avons rencontré cette limite dans le cas du bassin par exemple où les structures apparaissant dans les radiographies frontales ne sont pas bien visibles dans les radiographies sagittales (et vice versa). Ceci peut être causé :

- par la présence de différentes autres structures qui rendent l'identification de la structure recherchée difficile
- par le faible contraste de certaines structures ayant une faible épaisseur (bassin : ailes iliaques 6.14).

Dans ce cas, nous pensons que la solution passera par une étape préalable dans laquelle une segmentation permettra d'identifier la structure. La segmentation des images EOS est le sujet de certains travaux [44]. Un autre apport peut se faire également en choisissant des protocoles d'acquisitions qui permettent une meilleure visibilité de la structure comme c'était le cas lors de la définition du protocole "pieds décalés" permettant la reconstruction 3D des membres inférieurs.



FIGURE 6.16: Segmentation de radiographie EOS

L'identification de ces limites et de leurs causes constitue une première étape pour de nouvelles pistes de travail qui peuvent aboutir à de nouveaux algorithmes permettant de surmonter ces difficultés et fournissant des résultats plus précis et répondant de plus en plus aux besoins des cliniciens.

## 6.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous sommes passés à l'utilisation des données réelles avec notre algorithme de recalage. Plusieurs objectifs étaient ciblés avec ces données. D'abord, nous avons validé notre méthode de recalage avec des données réelles. Pour cela, nous avons comparé les résultats obtenus par notre méthode de recalage avec un recalage manuel. Nous avons utilisé cette solution même si elle peut être critiquée pour les erreurs inter-opérateurs et intra-opérateurs que peuvent contenir les résultats de recalage manuel. Comme nous l'avons mentionné dans le chapitre précédent, nous pensons que la meilleure validation sur des données *in vivo* passe par l'utilisation de billes de tantale. Cependant, comme cette méthode n'est pas autorisée, des études sur la variabilité inter et intra opérateurs pourraient approfondir les résultats des recalages manuels. La comparaison des résultats avec d'autres méthodes de recalage peut également fournir une réponse à ce problème.

Ensuite, nous avons pu mettre en évidence la généricité de notre approche en l'appliquant sur des articulations et des structures différentes (différents os et différentes prothèses). Pour cela, nous avons utilisé des données d'articulations de genoux sains ainsi que de genoux ayant subi une implantation de prothèse unicompartmentale. Des données de prothèse de hanche et des données de bassin ont également été utilisées.

Lors de l'application de notre méthode de recalage, seules quelques modifications ont été apportées en phase de pré traitement. Les résultats que nous avons obtenus confirment la généralité de notre méthode de recalage 2D 3D puisque notre méthode a permis de fournir des résultats acceptables avec les différentes structures utilisées.

Dans une autre étape, afin de réduire la dose de rayonnement admise par le patient lors d'analyse dynamique du mouvement, nous avons exploré la possibilité de construire d'autres positions du mouvement sans effectuer plus d'acquisitions. Pour cela, nous avons utilisé une interpolation 3D entre les positions déjà acquises. La méthode d'interpolation que nous avons choisie tient compte de notre modélisation du mouvement et agit simultanément sur les rotations et les translations. Ainsi, nous pouvons augmenter le nombre des positions à étudier mais cette approche nécessite plus de validation pour que les données issues de l'interpolation soient utilisées avec confiance. Ceci pourrait se faire en effectuant des acquisitions mieux échantillonnées de différents mouvements, puis de travailler avec un sous échantillonnage de ces données pour retrouver les acquisitions initiales.

Dans une autre partie de ce chapitre, nous avons mis en évidence la possibilité d'extraire des paramètres cliniques utiles pour le diagnostic et le suivi de certaines pathologies du genou comme la position de l'axe transépycondylien. Ce paramètre peut être une indication pour la qualité du rétablissement des patients ayant subis des interventions chirurgicales pour la réparation de ligaments par exemple. Il peut également être utilisé pour l'évaluation et la comparaison entre les prothèses utilisées ou entre les techniques chirurgicales appliquées. Dans les travaux de Komistek par exemple [81], les auteurs avaient utilisé une modalité d'acquisition dynamique (la fluoroscopie) pour avoir les données. Mais ils se sont limités à l'utilisation de ce paramètre pour décrire le mouvement du genou.

Nous avons évoqué, également, quelques perspectives qui pourront traiter les limites de notre méthode ainsi que des approches qui pourront servir à améliorer les résultats de recalage sur différentes articulations répondant ainsi aux nouvelles attentes cliniques.

# Chapitre 7

## Conclusion générale

L'estimation des positions des structures osseuses lors du mouvement suscite l'intérêt de nombreux chercheurs de différents profils. Ainsi, cette problématique a intéressé les cliniciens et biomécaniciens et d'autres chercheurs pour faire des études pluridisciplinaires permettant de profiter des avantages de chaque domaine pour de meilleurs résultats. En effet, de telles données sont très utiles pour mieux comprendre les mouvements sains et pathologiques pour diverses applications. Les mouvements de plusieurs articulations des membres inférieurs ou supérieurs ont intéressés les cliniciens et ont été étudiés dans ce cadre. Cependant, nous nous sommes intéressés particulièrement à l'articulation du genou. En effet, dans la vie quotidienne, plusieurs activités simples ont recours aux mouvements des articulations des membres inférieurs et ceci rend l'articulation du genou parmi les plus touchées par les problèmes ostéo-articulaires. Pour faciliter cette tâche pour les cliniciens, différents matériels ont été proposés permettant d'effectuer ces estimations.

Pour cela, plusieurs approches ont été utilisées pour effectuer des études du mouvement du genou. Dans ce cadre, nous avons passé en revue plusieurs travaux étudiant cette articulation. Nous avons montré dans ce travail que, selon l'application, l'étude des mouvements des articulations nécessite certaines propriétés pour satisfaire différents besoins cliniques comme la réduction de l'invasivité et la capacité à faire des études personnalisées précises. Nous avons mis en évidence que chacune de ces méthodes présente des inconvénients et que le choix de l'approche dépend du profil du chercheur et des propriétés qu'il considère les plus pertinentes. Dans ce travail, nous avons identifié cinq propriétés (l'invasivité, la précision, la capacité à étudier des mouvements physiologiques et dynamiques et, la généricité) et nous avons évalué plusieurs approches de la littérature aux travers de ces critères en particulier des méthodes utilisant la palpation, des marqueurs internes ou externes, des modèles biomécaniques ou l'imagerie.

Dans ce cadre, nous avons étudié la possibilité d'utiliser une nouvelle modalité de radiographie, le système EOS, pour effectuer des estimations des positions des structures osseuses. Nous avons souligné ainsi les apports de cette modalité par rapport à la plupart des approches utilisées. En effet, cette modalité nous permet de réduire les doses d'irradiation nécessaires pour faire les acquisitions. Cette réduction est due aux détecteurs ultra sensibles du système lui permettant d'obtenir des acquisitions radiographiques 7 à 8 fois moins irradiantes qu'une radiographie classique. Elle est due également à la possibilité de la reconstruction 3D personnalisée de l'articulation sans aucune dose supplémentaire. Pour cela, on utilise une des paires des radiographies acquises.

Le deuxième grand avantage de cette modalité est qu'elle permet d'effectuer les acquisitions dans des positions physiologiques en charge.

Dans ce travail, nous avons proposé de rechercher le mouvement rigide de chaque structure osseuse par recalage 2D 3D entre les positions acquises. Nous avons exploité les caractéristiques de la géométrie d'acquisitions EOS et le type des données 2D et 3D qu'il fournit pour développer un algorithme bien adapté aux données d'EOS. Contrairement au schéma classique de recalage 2D 3D, largement répandu dans la littérature, et qui utilise le lien entre les données 3D et 2D dans le domaine spatial, nous montrons ici qu'il est possible d'utiliser un résultat connu de l'analyse de Fourier pour travailler entièrement dans le domaine fréquentiel. Cela a plusieurs avantages. En effet, ceci permet d'éviter les problèmes de génération des DRR, une étape généralement lente. Notre algorithme permet également la séparation de la recherche des composantes du mouvement rigide (six degrés de liberté) entre les rotations et les translations. Cette séparation permet la réduction de l'espace de recherche itératif à un espace homogène à seulement 3 dimensions (recherche de la rotation). Dans notre cas, la recherche des contours caractéristiques des structures osseuses se traduit par une recherche des fréquences qui les caractérisent.

Lors de l'implémentation et du passage de la théorie à la pratique, on retrouve les problèmes classiques de discrétisation, d'échantillonnage et de troncature des images. Des prétraitements adaptés sont alors proposés pour permettre la convergence de l'algorithme. Une validation sur des données de synthèse, sur fantômes et sur données in vivo a été réalisée. Nous avons pu retrouver des précisions similaires à celles des travaux déjà effectués utilisant les modalités radiographiques. Ces précisions sont acceptables dans des applications d'orthopédie par exemple.

Dans le dernier chapitre, nous avons également utilisé des données de genoux sains et prothésés. Quelques applications sur d'autres articulations ont également été effectuées pour monter la généralité de notre méthode et la validité de son utilisation avec des données différentes. Ainsi, notre approche a pu être appliquée sur différentes autres articulations saines et pathologiques. Ceci montre que la méthode est générique et que l'algorithme peut être appliqué sans trop de modifications pour des données différentes dès qu'on dispose d'une reconstruction personnalisée de l'articulation. Ceci

constitue un autre avantage de notre approche. Ainsi, nous avons validé l'intérêt de l'utilisation de la modalité EOS pour des études pseudo statiques permettant le calcul de certains paramètres cliniques.

Pour explorer la possibilité de faire des études dynamiques, nous avons, à partir de trois acquisitions de flexion, testé la possibilité d'approcher des acquisitions dynamiques du mouvement grâce à une méthode d'interpolation qui s'appuie sur les quaternions duaux. Cependant, pour une interpolation plus réaliste et fiable, il faudrait faire des acquisitions plus rapprochées. Ceci entraînerait une augmentation des doses administrées par le patient.

Ce travail constitue la phase de faisabilité pour étudier le mouvement des structures osseuses à l'aide du système EOS. D'autres travaux pourront être effectués sur d'autres articulations comme pour la hanche par exemple ou pour les articulations du membre supérieur. Dans ce derniers cas, des travaux pour faire les reconstructions 3D des structures osseuses du membre supérieur doivent être réalisés. D'autres études doivent également être réalisées pour bien définir les protocoles d'acquisitions dans le but du repérage des positions clés du mouvement. Ces positions seront ainsi incluses dans les acquisitions définies par le protocole. La définition d'un pas temporel pour l'échantillonnage du mouvement, permettra de déterminer le nombre minimal des acquisitions à faire afin d'approcher les études dynamiques.

# Bibliographie

- [1] AlBaal and Grandinetti, "On practical modifications of the quasi Newton BFGS method," *Advanced Modeling and Optimization*, vol. 11, p. 63 77, 2009.
- [2] E. Alexander and T. Andriacchi, "Correcting for deformation in skin based marker systems." *J. Biomechanics*, vol. 34, p. 355 361, 2001.
- [3] E. Alexander, C. Bregler, and T. Andriacchi, "Non rigid modeling body segments for improved skeletal motion estimation," *Comput. Model. Eng. Sci.*, vol. 4, p. 351 364, 2003.
- [4] S. Allaire, J. Jacq, V. Burdin, C. Couture, and C. Roux, "Type constrained robust fitting of quadrics with application to the 3D morphological characterization of saddle shaped articular surfaces," in *IEEE Workshop Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis/11th IEEE Conf. on Computer Vision*, 2007.
- [5] S. Allaire, "Ajustement robuste de quadriques et coniques de types contraints appliqué à la morphométrie tridimensionnelle de structures osseuses," Ph.D. dissertation, LaTIM, 2006.
- [6] K. Anas, S. Robbins, C. Dombroski, and T. Jenkyn, "Point markers versus cluster triads : multi segmentation foot model performance is insensitive the architecture of the reflective markers used in optical motion analysis," in *ASB conference*, 2007.
- [7] A. Anderson, R. Snyder, C. Federspiel, and A. Lipscomb, "Instrumented evaluation of knee laxity : A comparison of live arthrometers," *The American Journal of sports Medecine*, vol. 20, p. 135 140, 1992.
- [8] T. Andriacchi, E. Alexander, M. Toney, C. Dyrby, and J. Sum, "A point cluster method for in vivo motion analysis : applied to a study of knee kinematics," *J. Biomechanical Engineering*, vol. 120, p. 743 749, 1998.
- [9] J. Argenson, G. Scuderi, R. Komistek, W. Scott, M. Kelly, and J. Aubaniac, "In vivo kinematic evaluation and design considerations related to high flexion in total knee arthroplasty," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 277 284, 2005.
- [10] P. Barrance, G. Williams, L. Mackler, and T. Buchanan, "Altered knee kinematics in ACL deficient non copers : A comparison using dynamic MRI," *J. of Orthopaedic Research*, vol. 24(2), p. 132 140, 2006.

- [11] D. L. Benoit, D. K. Ramsey, M. Lamontagne, L. Xu, P. Wretenberg, and P. Rensstrom, "Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo," *Gait and Posture*, vol. 24, p. 152 164, 2006.
- [12] K. Berend, A. J. Lombardi, T. Mallory, J. Adams, and K. Groseth, "Early failure of minimally invasive unicompartmental knee arthroplasty is associated with obesity," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 440, p. 60 66, 2005.
- [13] K. C. Bertin, R. D. Komistek, D. A. Dennis, W. A. Hoff, D. T. Anderson, and T. Langer, "In vivo determination of posterior femoral rollback for subjects having a NexGen posterior cruciate retaining total knee arthroplasty," *Journal of Biomechanics*, vol. 17, p. 1040 1048, 2002.
- [14] W. Birkfellner, R. Seemann, M. Figl, J. Hummel, C. Ede, P. Homolka, X. Yang, P. Niederer, and H. Bergmann, "Fast DRR generation for 2D/3D registration," in *MICCAI*, 2005.
- [15] L. Blankevoort, R. Huiskes, and A. de Lange, "Helical axes of passives knee joint motions," *J. Biomechanics*, vol. 23, p. 1219 1229, 1990.
- [16] N. Bonin, L. Jacquot, T. A. S. Selmi, and P. Neyret, "Les laxités antérieures chroniques du genou chez l'adulte." *Maitrise orthopédique*, vol. 132, p. 10 18, 2004.
- [17] Brandsson, Karlsson, Swärd, Kartus, Eriksson, and Kärrholm, "Kinematics and laxity of the knee joint after anterior cruciate ligament reconstruction : Pre and postoperative radiostereometric studies," *The american journal of sports medicine*, vol. 30, p. 361 367, 2002.
- [18] D. Breton, J. Leboucher, O. RémyNéris, and V. Burdin, "Analyse de la cohérence de l'articulation huméro ulnaire," in *RITS2011*, 2011.
- [19] S. Brochard, "Mesure du mouvement scapulo-huméral chez l'homme : contribution à l'amélioration de la mesure par marqueurs externes," Ph.D. dissertation, Université de la Bretagne occidentale, 2011.
- [20] B. Bruce and J. F. Fries, "The stanford health assessment questionnaire : Dimensions and practical applications," *Health and Quality of Life Outcomes*, vol. 1, p. 20 25, 2003.
- [21] A. Bull, P. Earnshaw, A. Smith, M. Katchburian, A. Hassan, and A. Amis, "Intraoperative measurement of knee kinematics in reconstruction of the anterior cruciate ligament," *J. bone and joint surgery*, vol. 84B, p. 1075 1081, 2002.
- [22] A. Cappello, A. Cappozzo, F. P. LaPalombara, L. Lucchetti, and A. Leardini, "Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation," *Humain movement Science*, vol. 16, p. 259 274, 1997.
- [23] A. Cappello, R. Stagni, S. Fantozzi, and A. Leardini, "Soft tissue artefact compensation in knee kinematics by double anatomical landmark calibration : performance of a novel method during selected motor task." *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 52, p. 992 998, 2005.

- [24] A. Cappozzo, A. Cappello, U. D. Croce, and F. Pensalfini, "Surface marker cluster design criteria for 3D bone movement reconstruction." *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 44(2), p. 1165 1174, 1997.
- [25] A. Cappozzo, F. Catani, A. Leardini, M. Benedetti, and U. D. Croce, "Position and orientation in space of bones during movement : experimental artefacts," *Clinical Biomechanics*, vol. 11, p. 90 100, 1996.
- [26] L. Carnaz, A. Oliveira, T. Sato, G. A. Hansson, and H. Coury, "Effects of sensor, trials and knee joint variables on electrogoniometric gait recordings," *Rev Bras Fisioter.*, vol. 12, p. 460 467, 2008.
- [27] Y. Chaibi, "Adaptation des méthodes de reconstruction 3D rapides par stéréo-radiographie : Modélisation du membre inférieur et calcul des indices cliniques en présence de déformation structurale," Ph.D. dissertation, Ecole nationale supérieure des arts et métiers, 2010.
- [28] K. Chida, H. Saito, H. Otani, M. Kohzuki, S. Takahashi, S. Yamada, K. Shirato, and M. Zuguchi, "Relationship between fluoroscopic time, dose area product, bodyweight, and maximum radiation skin dose in cardiac interventional procedures," *American Journal of roentgenology*, vol. 186, p. 774 778, 2008.
- [29] L. Chèze, B. Fregly, and J. Dimnet, "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses on video system data," *J. Biomechanics*, vol. 28, p. 879 884, 1995.
- [30] Z. A. Cohen, D. McCarthy, S. Kwak, P. Legrand, F. Fogarsi, E. J. Ciaccio, and G. A. Ateshian, "Knee cartilage topography, thickness and contact areas from MRI : in vitro calibration and in vivo measurements," *J. Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 7, p. 95 109, 1999.
- [31] J. P. Corriou, *Méthodes numériques et optimisation*, Tec&Doc, Ed. Lavoisier, 2010.
- [32] J. Courpied, J. Caton, S. Bouee, Y. Charpak, and J. Thomine, "Pathologie ostéo-articulaire de l'adulte en france, enquête auprès d'un échantillon de 2000 personnes," in *Sofcot 2006*, 2006.
- [33] T. Cresson, J. J. Jacq, V. Burdin, and C. Roux, "Performing accurate rigid kinematics measurements from 3D in vivo image sequences through median consensus simultaneous registration," in *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 2005.
- [34] C. M. Cyr, A. F. Kamal, Thomas, B. Sebastian, and B. B. Kimia, "2D 3D registration based on shape matching," in *Proc. of the IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, 2000.
- [35] R. Dalvi, R. Abugharbieh, M. Pickering, J. Scarvell, and P. Smith, "Registration of 2D to 3D joint images using phase based mutual information," *SPIE*, vol. 6512, p. 091 099, 2007.
- [36] T. T. Dao, "Modélisation du système musculosquelettique des membres inférieurs : Modèle biomécanique vs. méta modèle," Ph.D. dissertation, Université de technologie de Compiègne, 2009.

- [37] J. Dawson, R. Fitzpatrick, D. Murray, and A. Carr, "Questionnaire on the perceptions of patients about total knee replacement," *JBJS(Br)*, vol. 80, p. 63 69, 1998.
- [38] L. DeFrate, H. Sun, T. J. Gill, H. E. Rubash, and G. Li, "In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI based knee models," *J. Biomechanics*, vol. 37, p. 1499 1504, 2004.
- [39] A. Delaney and H. Bresler, "A fast and accurate fourier algorithm for iterative parallel bearn tomography," *IEEE Transactions on image processing*, vol. 5, p. 740, 1996.
- [40] D. Dennis, "Evaluation par fluoroscopie de la cinématique du genou après prothèse totale à plateau fixe et mobile," in *Sofcot*, 2001.
- [41] D. Dennis, R. Komistek, M. Mahfouz, B. Haas, and J. Stiehl, "Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 416, p. 37 57, 2003.
- [42] P. Desaute, "Geometric bi-plane projection errors characterisation on EOS," EOS Imaging, Tech. Rep., 2009.
- [43] L. Devun, "Contribution à la modélisation biomécanique de l'articulation glénohumérale saine et restaurée," Ph.D. dissertation, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2008.
- [44] E. H. S. Diop, S. O. Ba, T. Jerbi, and V. Burdin, "Variational and shape prior based level set model for image segmentation," in *ICNAAM*, 2010.
- [45] J. Dubousset, G. Charpak, W. Skalli, G. Kalifa, and J. Lazennec, "Eos system : whole body simultaneous anteroposterior and lateral radiographs with very low radiation dose," *Revue de Chirurgie Orthopédique*, vol. 93, p. 141 143, 2007.
- [46] B. C. Fleming, G. D. Peura, J. A. Abate, and B. D. Beynnon, "Accuracy and repeatability of roentgen stereophotogrammetric analysis (RSA) for measuring knee laxity in longitudinal studies," *Journal of Biomechanics*, vol. 34, p. 1355 1359, 2001.
- [47] M. Freeman and V. Pinskerova, "The movement of the normal tibio femoral joint," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 197 208, 2005.
- [48] B. J. Fregly, W. G. Sawyer, M. K. Harman, and S. A. Banks, "Computational wear prediction of a total knee replacement from in vivo kinematics," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 305 314, 2005.
- [49] C. Geber and P. Matter, "Biomechanical analysis if knee after rupture of the anterior cruciate ligament and its primary repair. An instant center analysis function." *J. Bone and Joint Surgery*, vol. 65B, p. 391 399, 1983.
- [50] J. D. Gil, e. Stindel, G. Guillard, C. Hamitouche, and C. Roux, "Detection of the functional knee center using the mean helical axis : application in computer assisted high tibial osteotomy," in *ISBI*, 2004.

- [51] O. Gülera, F. Gürtuna, and O. Shevchenko, "Duality in quasi Newton methods and new variational characterizations of the DFP and BFGS updates," *Optimization Methods and Software*, vol. 24, p. 45 62, 2009.
- [52] R. Gong, A. Stewart, and P. Abolmaesumi, "A new method for CT to fluoroscope registration based on unscented kalman filter," in *MICCAI*, 2006.
- [53] R. D. Gregg, Y. Dhaher, and K. M. Lynch, "Functional asymmetry in a five link 3d bipedal walker," in *EMBC2011*, 2011.
- [54] G. Guillard, "Un espace de représentation pour l'étude conjointe de la morphologie de la fonctionnalité des surfaces articulaires," Ph.D. dissertation, Université de Rennes 1, 2005.
- [55] A. Guéziec, P. Kazanzides, B. Williamson, and R. H. Taylor, "Anatomy based registration of CT scan and intraoperative X ray images for guiding a surgical robot," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 5, p. 715, 1998.
- [56] N. Hagemester, G. Parent, M. V. de Putte, N. S. Onge, N. Duval, and J. de Guise, "A reproducible method for studying three dimensional knee kinematics," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 1926 1931, 2005.
- [57] W. R. Hamilton, *Lectures on quaternions*, Hodges and Smith, Eds. Hodges and Smith, 1853.
- [58] R. Hanon and B. Petitdant, "Goniomètre contre arthromoteur kinetec : match nul?" *Ann. Kinesither.*, vol. 27, p. 60 65, 2000.
- [59] P. F. Hill, V. Vedi, A. Williams, H. Iwaki, V. Pinskerova, and M. A. R. Freeman, "Tibiofemoral movement 2 : The loaded and unloaded living knee studied by MRI," *The Journal of bone and joint surgery*, vol. 82, p. 1196 1198, 2000.
- [60] R. Hooke and T. A. Jeeves, "Direct search solution of numerical and statistical problems," in *JACM*, 1960.
- [61] Y. Huang and W. F. McColl, "An improved simplex method for function minimization," in *Systems, Man, and cybernetics*, 1996.
- [62] Y. Ishii, K. Terajima, S. Terashima, and Y. Koga, "Three dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation," *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 343, p. 144 150, 1997.
- [63] H. Iwaki, V. Pinskerova, and M. A. R. Freeman, "Tibiofemoral movement 1 : the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee," *J Bone Joint Surg*, vol. 82, p. 1189 1195, 2000.
- [64] J. J. Jacq, T. Cresson, V. Burdin, and C. Roux, "Performing accurate joint kinematics from 3D in vivo image sequences through consensus driven simultaneous registration," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 55(5), p. 1620 1633, 2008.
- [65] L. Jacquot, N. Bonin, T. A. S. Selmi, and P. Neyret, "Les laxités postérieures chroniques du genou," *Maitrise orthopédique*, vol. 140 : 1, p. 10 19, 2005.

- [66] P. Jannin, C. Grova, and C. Maurer, "Model for defining and reporting referenc-based validation protocols in medical image processing." *Int. J. CARS*, vol. 1, p. 63 76, 2006.
- [67] T. Jerbi, V. Burdin, W. Skalli, and E. Stindel, "Recalage 2D 3D à partir d'acquisitions bi planaires basse dose pour l'analyse du mouvement du genou," in *taima09*, 2009.
- [68] A. Jied, D. Dejour, L. Cheze, and T. Dimne, "Système et méthode d'analyse de la cinématique du membre inférieur lors de la marche en vue d'applications cliniques," *Innov. Techn. Biol. Med.*, vol. 17, p. 325 336, 1996.
- [69] S. Kadoury, F. Cherié, and H. Labelle, "Personalized X-ray 3D reconstruction of the scoliotic spine from hybrid statistical and image-based models," *IEEE Transactions on medical imaging*, vol. 28, p. 1422 1435, 2009.
- [70] A. Kapandji, *Anatomie fonctionnelle : Membre inférieur*, Maloine, Ed. Maloine, 2009.
- [71] Karrholm, J. ans Nilsson, and Soderqvist, "Kinematics of successful knee prostheses during weight bearing : three dimensional movements and positions of screw axes in the Tricon-M and Miller Galante designs," *Knee surg, Sport traumatol, Arthroscopy*, vol. 2, p. 50 59, 1994.
- [72] J. Karrholm, S. Brandsson, and M. A. R. Freeman, "Tibiofemoral movement 4 : Changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight bearing knee studied by RSA," *The Journal of bone and joint surgery*, vol. 82, p. 1201 1203, 2000.
- [73] L. Kavan, S. Collins, C. OSullivan, and J. Zara, "Skinning with dual quaternions," in *Proceedings of the symposium on Interactive 3D graphics and games*, 2007.
- [74] M. Kerboull, "L"histoire de l"arthroplastie totale de hanche en france," in *Journées d histoire des maladies des os et des articulations*, 2009.
- [75] D. Kettelkamp, R. Johnson, G. L. Smidt, E. Chao, and M. Walker, "An electrogoniometric study of knee motion in normal gait," *J. Bone and joint surgery*, vol. 52A, p. 775 790, 1970.
- [76] K. Kim, S. Park, H. Hong, and Y. G. Shin, "Fast 2D 3D registration using GPU based preprocessing," in *Enterprise networking and Computing in Healthcare Industry, IEEE*, 2005.
- [77] B. Kladny, P. Martus, K. S. Bochat, G. Weseloh, and B. Swoboda, "Measurement of cartilage thickness in the human knee-joint by magnetic resonance imaging using a three-dimensional gradient-echo sequence," *International Orthopaedics*, vol. 23, p. 264 267, 1999.
- [78] J. S. Koh, T. Nagai, S. Motojima, T. C. Sell, and S. M. Lephart, "Concepts and measurement of in vivo tibiofemoral kinematics," *Operative techniques in orthopaedics*, vol. 15, p. 43 48, 2005.

- [79] Komistek, Dennis, and Mahfouz, "In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee," *clinical orthopaedics and related research*, vol. 410, p. 69 81, 2003.
- [80] R. D. Komistek, T. R. Kane, M. Mahfouz, and D. A. D. Jorge A. Ochoa and, "Knee mechanics : a review of past and present techniques to determine in vivo loads," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 215 228, 2005.
- [81] R. D. Komistek, M. R. Mahfouz, K. C. Bertin, A. Rosenberg, and W. Kennedy, "In vivo determination of total knee arthroplasty kinematics : A multicenter analysis of an asymmetrical posterior cruciate retaining total knee arthroplasty," *The Journal of Arthroplasty*, vol. 23, p. 41 50, 2008.
- [82] O. H. Koning, O. R. Oudegeest, E. R. Valstar, E. H. Garling, E. van der Linden, J.-W. Hinnen, J. F. Hamming, A. M. Vossepoel, and J. H. van Bockel, "Roentgen stereophotogrammetric analysis : An accurate tool to assess stent-graft migration," *Journal of Endovascular Therapy*, vol. 13, p. 468 475, 2006.
- [83] H. Kurosawa, P. Walker, S. Abe, A. Garg, and T. Hunter, "Geometry and motion of the knee for implant and orthopedic design," *J. Biomechanics*, vol. 18, p. 487 499, 1985.
- [84] S. D. Kwak, C. S. Ahmad, T. R. Gardner, R. P. Grelsamer, J. H. Henry, L. Blankevoort, G. A. Ateshian, and V. C. Mow, "Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern," *J. Orthopaedic Research*, vol. 18, p. 101 108, 2000.
- [85] A. Laborde, F. Caillet, M. Eyssette, and D. Boisson, "Analyse préliminaire 3D de la marche de l'hémiplégique : rôle de la flexion du genou dans la stratégie de récupération fonctionnelle," *Annales de réadaptation et de médecine physique*, vol. 46, p. 132 137, 2003.
- [86] P. Lacroute and M. Levoy, "Fast volume rendering using a shear warp factorization of the viewing transformation," in *Proc. Comp. Graphics*, 1999.
- [87] M. A. Lafortune, "The use of intra cortical pins to measure the motion of the knee joint during walking," Ph.D. dissertation, Pennsylvania State University, 1984.
- [88] A. R. Lancaster, J. Nyland, and C. S. Roberts, "The validity of the motion palpation test for determining patellofemoral joint articular cartilage damage," *Physical Therapy in Sport*, vol. 8, p. 59 65, 2007.
- [89] D. LaRose, L. Cassenti, B. Jaramaz, J. Moody, T. Kanade, and A. DiGioia, "Postoperative measurement of acetabular cup position using x ray ct registration." in *MICCAI*, 2000.
- [90] A. LeBras, S. Laporte, V. Bousson, J. d. G. D. Mitton, J. Laredo, and W. Skalli, "3D reconstruction of the proximal femur with low dose digital stereoradiography." *Computer Aided Surgery*, vol. 9(3), p. 51 57, 2004.
- [91] M. Lempereur, S. Brochard, V. Burdin, and O. Rémy-Néris, "Difference between palpation and optoelectronics recording of scapular motion," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 13, p. 49 57, 2010.

- [92] K. Levenberg, "A method for the solution of certain non-linear problems in least squares," *The Quarterly of Applied Mathematics*, vol. 2, p. 164 168, 1944.
- [93] M. Levoy, "Volume rendering using the Fourier projection slice theorem," Proc. Graphics interface, Vancouver, May 1992, Published by Canadian information processing society, Toronto., Tech. Rep., 1992.
- [94] R. Y. L. Liow, K. Walker, M. A. Wajid, G. Bedi, and C. M. E. Lennox, "The reliability of the american knee society score," *Acta Orthop Scand*, vol. 71, p. 603 608, 2000.
- [95] B. Ma, J. Stewart, D. Pichora, and P. Abolmaesumi, "2D/3D registration of multiple bones," in *IEEE EMBC*, 2007.
- [96] F. Maes, A. Collignon, D. Vandermeulen, G. Marchal, and P. Seutens, "Multimodality image registration by maximization of mutual information," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 16(2), p. 187 198, 1997.
- [97] M. Magnusson, P. E. Danielsson, and P. Edholm, "Artefacts and remedies in direct Fourier tomographic reconstruction," *IEEE Medical Imaging*, vol. 2, p. 1138 1140, 1992.
- [98] M. Mahesh, "The AAPM RSNA physics tutorial for residents fluoroscopy : Patient radiation exposure issues," *Imaging and therapeutic technology*, vol. 21, p. 1033 1045, 2001.
- [99] M. Mahfouz, A. Badawi, E. A. Fatah, M. Kuhn, and B. Merkl, "Reconstruction of 3D patient-specific bone models from biplanar X-ray images utilizing morphometric measurements," in *World Congress in Computer Science Computer Engineering and Applied Computing*, 2006.
- [100] M. R. Mahfouz, W. A. Hoff, R. D. Komistek, and D. A. Dennis, "A robust method for registration of three dimensional knee implant models to two dimensional fluoroscopy images," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 22, p. 1561 1573, 2003.
- [101] B. Marcel, M. Briot, and R. Murrieta, "Calcul de translation et de rotation par la transformation de Fourier estimation of translation and rotation by Fourier transform," *Traitement de signal*, vol. 14, p. 135 149, 1997.
- [102] F. Marin, J. Allain, A. Diop, N. Maurel, M. Simondi, and F. Lavaste, "On the estimation of knee joint kinematics," *Human Movement Science*, vol. 18, p. 613 626, 1998.
- [103] K. Matsui, K. Shimada, and P. D. Andrew, "Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula," *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 11(2), p. 180 184, 2006.
- [104] D. Mattes, D. Haynor, H. Vesselle, T. Lewellen, and W. Eubank, "Non rigid multimodality image registration," *Proceeding of Spie*, vol. 4322, p. 1609 1620, 2001.
- [105] H. McEwen, P. Barnett, C. Bell, R. Farrar, D. Auger, M. Stone, and J. Fisher, "The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 357 365, 2005.

- [106] A. McPherson, J. K. arrholm, V. Pinskerov, A. Sosna, and S. Martelli, "Imaging knee position using MRI,RSA/CT and 3D digitisation," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 263 268, 2005.
- [107] G. A. Medalla, P. Moonot, T. Peel, Y. Kalairajah, and R. E. Field, "Cost benefit comparison of the oxford knee score and the american knee society score in measuring outcome of total knee arthroplasty," *The Journal of Arthroplasty*, vol. 4, p. 652 656, 2009.
- [108] S. Nakagawa, Y. Kadoya, S. Todo, A. Kobayashi, H. Sakamoto, M. Freeman, and Y. Yamano, "Tibiofemoral movement 3 : full flexion in the living knee studied by mri," *JBJS*, vol. 82, p. 1199 1200, 2000.
- [109] J. A. Nelder and R. Mead, "A simplex method for function minimization," *The Comp. Jnl*, vol. 7, p. 308 313, 1965.
- [110] Nilsson, Karrholm, and Ekelund, "Knee motion in total knee arthroplasty : a roentgen stereophotogrammetric analysis of the kinematics of the tricon-M knee prosthesis," *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 256, p. 147 161, 1990.
- [111] E. Ntastis, W. Cai, G. Sakas, and K. S. Nikita, "Real time digital reconstructed radiograph (DRR) rendering in frequency domain," in *Proc. of BMES/EMBS Conf.*, 1999.
- [112] V. Patel, K. Hall, M. Ries, J. Lotz, E. Ozhinsky, C. Lindsey, Y. Lu, and S. Majumdar, "A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 22, p. 283 292, 2004.
- [113] P.Djian, "Anatomie du ligament croisé posterieur, des structures postero internes et postero externes," in *Annales de la Sofcot*, 1997.
- [114] G. Penney, J. Weese, J. Little, P. Desmedt, D. Hill, and D. Hawkes, "A comparison of similarity measures for use in 2D 3D medical image registration," *IEEE Transactions Medical Imaging*, vol. 17, p. 586 595, 1998.
- [115] M. Pickering, A. Muhit, J. Scarvell, and P. Smith, "A new multi modal similarity measure for fast gradient based 2D 3D image registration," in *IEEE EMBC*, 2009.
- [116] D. K. Ramsey, P. F. Wretenberg, D. L. Benoit, M. Lamontagne, and G. Németh, "Methodological concerns using intracortical pins to measure tibiofemoral kinematics," *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 11, p. 344 349, 2003.
- [117] A. T. Rasul and J. Wright. (2010, Jan) Total joint replacement rehabilitation. MedScape.
- [118] J. Raynauld, C. Kauffmann, G. Beaudoin, M. Berthiaume, J. A. de Guise, D. A. Bloch, F. Camacho, B. Godbout, R. D. Altman, M. Hochberg, J. M. Meyer, G. Cline, J. Pelletier, and J. M. Pelletier, "Reliability of a quantification imaging system using magnetic resonance images to measure cartilage thickness and volume in human normal and osteoarthritic knees," *J. OsteoArthritis and Cartilage*, vol. 11, p. 351 360, 2003.

- [119] B. S. Reddy and B. N. Chatterji, "An FFT based technique for translation, rotation, and scale invariant image registration," *IEEE Trans. on image processing*, vol. 5, p. 1266 1271, 1996.
- [120] J. Reinbolt, J. Schutte, B. Fregly, B. Koh, R. Haftka, A. George, and K. Mitchell, "Determination of patient specific multi joint kinematic models through two level optimization," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 621 626, 2005.
- [121] A. Roass and G. B. J. Andersson, "Normal range of motion of the hip, knee and ankle joints in male subjects, 30 40 years of age," *Acta orthop. scand*, vol. 53, p. 205 208, 1982.
- [122] P. Rubin, P. Leyvraz, J. Aubaniac, J. Argenson, P. Estève, and B. de Roguin, "The morphology of proximal femur : A three dimensional radiographic analysis," *JBJS*, vol. 74, p. 28 32, 1992.
- [123] K. Russel, R. Palmieri, S. Zinder, and C. Ingersoll, "Sex differences in valgus knee during a single leg drop jump," *Journal of athletic Training*, vol. 41, p. 166 171, 2006.
- [124] T. Saari, L. Carlsson, J. Karlsson, and J. Karrholm, "Knee kinematics in medial arthrosis. dynamic radiostereometry during active extension and weight bearing," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 285 292, 2005.
- [125] M. Sangeux, F. Marin, F. Charleux, and M. H. B. Tho, "Determination des pressions de contact dans le cartilage au cours d'une flexion de genou via l'IRM," in *Congres Giens*, 2006.
- [126] M. Sardarescu, N. Paragios, N. Komodakis, R. Raymond, P. Hernigou, and A. Rahmouni, "Knee reconstruction through efficient linear programming," in *IEEE ISBI*, 2008.
- [127] Sato, Koga, and Omori, "Three dimensional lower extremity alignment assessment system : Application to evaluation of component position after total knee arthroplasty," *J. Arthroplasty*, vol. 19, p. 620 629, 2004.
- [128] A. Sbihi and P. Cristel, *Arthroscopie*. Société française d'arthroscopie, 2006, ch. Anatomie du ligament croisé antérieur et isométrie, p. 125 135.
- [129] J. M. Scarvell, P. N. Smith, K. M. Refshauge, H. Galloway, and K. Woodse, "Comparison of kinematics in the healthy and acl injured knee using mri," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, p. 255 262, 2005.
- [130] J. Schers, J. Troccaz, V. Daanen, C. Fouard, C. Plaskos, and P. Kilian, "3D/4D ultrasound registration of bone," in *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2007.
- [131] E. Schneider and X. Irastorza, "Osh in figures : Work related musculoskeletal disorders in the EU : Facts and figures," European Agency for Safety and Health at Work, Tech. Rep., 2010.
- [132] C. Schwartz, "Contribution à l'élaboration d'un espace commun de représentation pour l'analyse morpho-fonctionnelle du membre supérieur application à l'articulation glénohumérale," Ph.D. dissertation, Telecom Bretagne, 2008.

- [133] C. Schwartz, F. Leboeuf, O. Remy-Neris, S. Brochard, M. Lempereur, and V. Burdin, "Detection of incoherent joint state due to inaccurate bone motion estimation," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. in press, 2011.
- [134] A. R. Seisler and F. T. Sheehan, "Normative three dimensional patellofemoral and tibiofemoral kinematics : A dynamic, in vivo study," *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 54, p. 1333 1342, 2007.
- [135] K. Shoemake, "Animating rotation with quaternion curves," *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, vol. 19, p. 245 254, 1985.
- [136] R. Soavi, I. Loreti, L. Bragonzoni, P. F. L. Palombara, A. Visani, and M. Maracchi, "A Roentgen stereophotogrammetric analysis of unicompartmental knee arthroplasty," *The Journal of Arthroplasty*, vol. 17, p. 556 561, 2002.
- [137] R. Stagni, S. Fantozzi, and A. Cappello, "Propagation of anatomical landmark misplacement to knee kinematics : Performance of single and double calibration," *Gait and Posture*, vol. 6, p. 137 141, 2006.
- [138] R. Stagni, S. Fantozzi, A. Cappello, and A. Leardin, *Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling*. Springer, 2003, ch. Validation of the Interval Deformation Technique for Compensating Soft Tissue Artefact in Human Motion Analysis, p. 1000 1001.
- [139] T. Stahelin, B. Nigg, D. J. Stefanyshyn, A. van den Bogert, and S. Kim, "A method to determine bone movement in the ankle joint complex in vitro," *J. Biomechanics*, vol. 30, p. 513 516, 1997.
- [140] I. Sudhoff, "Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur," Ph.D. dissertation, LBM, 2007.
- [141] R. H. Taylor, H. A. Paul, P. Kazanzides, B. D. Mittelstadt, W. Hanson, J. F. Zuhars, B. Williamson, B. L. Musits, E. Glassman, and W. I. Bargar, "An image directed robotic system for precise orthopaedic surgery," *IEEE Trans. Robot. Automat.*, vol. 10, p. 261 275, 1994.
- [142] D. Tomazevic, B. Likar, and F. Pernus, "'gold standard" data for evaluation and comparison of 3D 2D registration methods," *Comp. Aid. Surg*, vol. 9, p. 137 144, 2004.
- [143] P. K. traduit par Gudrun Meddeb, *Biomécanique des membres inférieurs*, Elsevier, Ed. Elsevier, 2008.
- [144] S. Tupling and M. Pierrynowski, "Use of cardan angles to locate rigid bodies in three dimensional space," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 25, p. 527 532, 1987.
- [145] V. Vedi, A. Williams, S. J. Tennant, E. Spouse, D. M. Hunt, and W. M. W. Gedroyc, "Meniscal movement an in vivo study using dynamic MRI," *J. of Bone and Joint Surgery*, vol. 81, p. 37 41, 1999.
- [146] J. Victor, "A comparative study on the biomechanics of the native human knee joint and total knee arthroplasty a comparative study on the biomechanics of

- the native human knee joint and total knee arthroplasty,” Ph.D. dissertation, Katholieke Universiteit Leuven, 2009.
- [147] P. Viola and W. M. Wells, “Alignment by maximization of mutual information,” in *Proc. 5th International Conf. on Computer Vision*, 1995.
- [148] R. von Eisenhart Rothe, C. Bringmann, M. Siebert, M. Reiser, K. H. Englmeier, F. Eckstein, and H. Graichen, “Femoro tibial and menisco tibial translation patterns in patients with unilateral anterior cruciate ligament deficiency : A potential cause of secondary meniscal tears,” *J. Orthopaedic Research*, vol. 22, p. 275 282, 2004.
- [149] F. Wang, T. Davis, and B. Vemuri, “Real time DRR generation using cylindrical harmonics,” in *MICCAI*, 2002.
- [150] W. E. Weber W, *Mechanics of the human walking apparatus (translated by Maquet P and Furlong R). Section 4 : On the knee. (First published as : Mechanik der menschelichen Gehwerkzeuge. Göttingen, 1836)*, B. S. Verlag., Ed. Berlin : Springer Verlag., 1992.
- [151] J. Weese, T. M. Buzug, C. Lorenz, and C. Fassnacht, *CVRMed MRCAS’97*. Springer Berlin / Heidelberg, 1997, ch. An Approach to 2D/3D Registration of a Vertebra in 2D X ray Fluoroscopies with 3D CT Images., p. 119 128.
- [152] L. Weidenhielm, A. Wykman, A. Lundberg, and L. A. Brostrom, “Knee motion after tibial osteotomy for arthrosis : Kinematic analysis of 7 patients,” *Acta orthop Scand*, vol. 64, p. 317 319, 1993.
- [153] S. Wierstema, H. van Hoff, L. Migchelsen, and M. Steuljens, “Reliability of the KT1000 arthrometer and lachman test in patients with ACL rupture,” *The Knee*, vol. 15, p. 107 110, 2008.
- [154] Williams, Peura, and Hoffman, “A model of knee motion in the sagittal plane,” in *Proceedings of the 1991 IEEE Seventeenth Annual Northeast Bioengineering Conference*, 1991.
- [155] A. Wolf and A. Degani, “Classifyng knee pathologies using instantaneous screws of the six degrees of freedom knee motion,” in *Proceednigs of the International Conf. on robotics and Automation*, 2006.
- [156] G. Wu and P. Cavanagh, “ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data,” *Journal of biomechanics*, vol. 28, p. 1257 1261, 1995.
- [157] H. Xue and R. Yang, “Optimal interpolating windowed discrete Fourier transform algorithms for harmonic analysis in power systems,” *IEE Proc. Generation Transmission. Distribution*, vol. 150, p. 583 587, 2003.
- [158] T. Yamazaki, T. Watanabe, Y. Nakajima, K. S. ans T Tomita, H. Yoshikawa, and S. Tamura, “Improvement of depth position in 2D 3D registration of knee implant using single plane fluoroscopy,” *IEEE trans. on medical imaging*, vol. 23, p. 602 612, 2004.

- [159] Yau, Leung, Chiu, Tang, and Ng, "Intraobserver errors in obtaining visually selected anatomic landmarks during registration process in nonimage based navigation assisted total knee arthroplasty : A cadaveric experiment," *J. of Arthroplasty*, vol. 20, p. 591 601, 2005.
- [160] W. Yau, A. Leung, K. Liu, C. Yan, L. Wong, and K. Chiu, "Interobserver and intra observer errors in obtaining visually selected anatomical landmarks during registration process in non image based navigation assisted total knee arthroplasty," *J. Arthroplasty*, vol. 22, p. 1150, 2007.
- [161] Z. Yingliang and X. Chengxian, "A new trust region dogleg method for unconstrained optimization," *Applied Mathematics*, vol. 15, p. 83 92, 2000.
- [162] T. Zantop, T. Schumacher, N. Diermann, S. Schanz, M. J. Raschke, and W. Petersen, "Anterolateral rotational knee instability : role of posterolateral structures," *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 127, p. 743 752., 2007.
- [163] A. Zemirline, E. Stindel, A. Zemirline, J. L. Boucher, J. Savean, and F. Dubrana, "Kinematics analysis of the mobile meniscal bearing of the OXFORD® medial unicompartimental knee arthroplasty using EOS® imaging acquisition system," in *SICOT SIROT*, 2010.
- [164] G. L. Zeng, *Medical Image reconstruction A conceptual tutorial*, Spinger, Ed. Spinger, 2010.
- [165] L. Zhang, R. Shiavi, T. Limbird, and J. Minorik, "Six degrees of freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion compensatory mechanism," *J. Gait and Posture*, vol. 17, p. 34 42, 2003.
- [166] G. Zheng, X. Dong, X. Zhang, and L.-P. Nolte, "Automated detection and segmentation of diaphyseal bone fragments from registered C-arm images for long bone fracture reduction," in *Engineering in Medicine and Biology Conference*, 2005.
- [167] L. Zollei, E. Grimson, A. Norbash, and W. Wells, "2D3D rigid registration of X ray fluoroscopy and CT images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators," *CVPR*, vol. 2, p. 696 704, 2001.
- [168] D. Zosso, B. LeCallennec, M. Cuadra, K. Aminian, B. Jolles, and J. Thiran, "Biplanar 2D to 3D registration in Fourier domain for stereoscopic X ray motion tracking," *SPIE Med. Imag.*, vol. 6914, p. 1, 2008.