



HAL
open science

Chirurgie orthopédique assistée par ordinateur : application au traitement de l'arthrose du genou

Zoheir Dib

► **To cite this version:**

Zoheir Dib. Chirurgie orthopédique assistée par ordinateur : application au traitement de l'arthrose du genou. Médecine humaine et pathologie. Université de Bretagne occidentale - Brest, 2017. Français. NNT : 2017BRES0070 . tel-01689758

HAL Id: tel-01689758

<https://theses.hal.science/tel-01689758>

Submitted on 22 Jan 2018

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.



université de bretagne
occidentale

UNIVERSITE
BRETAGNE
LOIRE

THÈSE / UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

sous le sceau de l'Université Bretagne Loire

pour obtenir le titre de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

Mention : Traitement du Signal et des Images

École Doctorale Biologie Santé (ED 605)

présentée par

Zoheir Dib

Préparée au Laboratoire de Traitement de
l'Information Médicale (LaTIM)

Chirurgie Orthopédique Assistée par ordinateur : application au traitement de l'arthrose du genou

Thèse soutenue le 25 septembre 2017
devant le jury composé de :

Nadia MAGNENAT–THALMANN

Professeur, Université de Genève, Genève / *Rapporteur*

Pierre JANNIN

Directeur de recherche, INSERM, Rennes / *Rapporteur*

Guillaume MOREL

Professeur, Université Pierre et Marie Curie, Paris / *Président*

Gwenael GUILLARD

Responsable des essais cliniques, *IMORPHICS* Ltd, Manchester /
Examineur

Guillaume DARDENNE

Ingénieur de recherche, Centre Hospitalier Universitaire, Brest /
Examineur

Eric STINDEL

Professeur, Université de Bretagne Occidentale, Brest / *Examineur*

Abstract

Osteoarthritis is a real public health problem. More than ten million people are affected by osteoarthritis in France and 35 million in the United States. Knee Osteoarthritis represents 35% of the total number of osteoarthritis with more than 1.3 million patients in Europe. Today, there are several solutions to treat knee osteoarthritis depending on the degenerative nature of the disease : from conservative surgical treatment, such as High tibia Osteotomy (HTO), to prosthetic surgical treatment, such as Total Knee arthroplasty (TKA). The long-term success of these interventions is (1) the control of the lower limb alignment, during the intervention, which can be obtained by measuring the HKA angle between the hip, the knee and the ankle centers, and (2) the surgical planning allowing the preparation of the intervention, and for instance, the definition of the optimal cuts for the placement of a knee prosthesis based on the 3D model of the patient bone obtained from computerized tomography (CT) or MRI. We were interested, first, in the study and evaluation, in a clinical context, of the accuracy and precision of the methods used in computer-assisted orthopedic surgery for the localization of the hip center. We have thus proposed a new minimally invasive method especially adapted to HTO. We were interested, then, to the segmentation methods allowing the extraction of the knee bony surface from MRI for the surgical planning. We have also proposed a new automatic approach based on active shape models (ASM). Given the very encouraging results, the integration of our contributions in the clinical routine could, potentially, improve the medical benefits for the treatment of knee osteoarthritis

Keys words : Computer assisted orthopedic surgery, hip center localization, knee segmentation in MRI.

Résumé

L'arthrose est un véritable problème de santé publique. Plus de dix millions de personnes sont atteintes en France et 35 millions aux États-Unis. L'arthrose du genou représente 35% du nombre total d'arthrose avec plus de 1,3 million de patients en Europe. Il existe de nos jours plusieurs solutions permettant de traiter l'arthrose du genou, suivant le caractère dégénératif de la maladie, allant du traitement chirurgical conservateur, tel que l'ostéotomie supérieure du tibia, jusqu'au traitement chirurgical prothétique, tel que l'arthroplastie totale du genou. Le succès à long terme de ces interventions repose (1) sur le contrôle de l'alignement du membre inférieur au cours de l'intervention, réalisé par l'intermédiaire de l'angle HKA entre les centres hanche, genou et cheville, et (2) sur une planification chirurgicale permettant de préparer l'intervention, et notamment, définir la position optimale des coupes osseuses pour la mise en place d'une prothèse à partir de modèles 3D de l'os du patient issus d'images tomодensitométriques (TDM) ou IRM. Nous nous sommes intéressés, dans un premier temps, à l'étude et l'évaluation, dans un contexte clinique, de la précision et la robustesse des techniques utilisées en chirurgie assistée par ordinateur pour la localisation du centre hanche, nécessaire au calcul de l'angle HKA. Nous avons ainsi proposé une nouvelle méthode, mini-invasive, et particulièrement adaptée pour l'ostéotomie supérieure du tibia. Nous nous sommes ensuite intéressés aux méthodes de segmentation permettant d'extraire la surface osseuse du genou à partir d'IRM pour la phase de planification. Nous avons également proposé une nouvelle approche, automatique, qui se base sur des modèles actifs de forme ou Active Shape Model (ASM). Compte tenu des résultats très encourageants, l'intégration de nos contributions en routine clinique pourrait, potentiellement, améliorer le service médical rendu pour le traitement de l'arthrose du genou.

Mots clés : Chirurgie orthopédique assistée par ordinateur, localisation du centre hanche, segmentation du genou sur IRM.

Table des matières

1 Introduction	9
Liste des figures	9
2 Le membre inférieur	13
2.1 Les plans anatomiques	13
2.2 La hanche	13
2.2.1 L'anatomie fonctionnelle	13
2.2.2 Les éléments osseux	16
2.2.3 Les éléments de maintien	17
2.3 Le genou	18
2.3.1 L'anatomie fonctionnelle	20
2.3.2 Les éléments osseux	20
2.3.3 Les surfaces articulaires	22
2.3.4 Les éléments de maintien et de stabilité	23
2.4 Les axes du membre inférieur	25
2.4.1 Les axes anatomiques	25
2.4.2 Les axes mécaniques	25
2.4.2.1 L'axe mécanique fémoral	25
2.4.2.2 L'axe mécanique tibial	26
2.4.2.3 L'axe mécanique du membre inférieur	26
2.4.3 L'angle d'alignement du membre inférieur	26
2.5 L'arthrose de la hanche et du genou	28
2.5.1 Présentation générale de l'arthrose	28

2.5.2	Les facteurs de déclenchement de l'arthrose	29
2.5.3	Le traitement de l'arthrose de la hanche et du genou	30
2.6	Conclusion	30
I	Détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur	31
3	La détection du centre hanche en GMCAO	33
3.1	Introduction	33
3.2	Les systèmes de suivi tridimensionnel en chirurgie assistée par ordinateur	33
3.2.1	Types de systèmes de suivi tridimensionnel	34
3.3	Principe de détection du centre hanche anatomique (CHA) en chirurgie assistée par ordinateur	36
3.4	État de l'art sur les méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche	37
3.4.1	Les méthodes « Sphere Fitting »	37
3.4.2	Les méthodes dites de «Technique de Transformation du Centre» (TTC)	39
3.4.2.1	La méthode du Pivot (PIV)	40
3.4.2.2	La méthode du point le Moins mobile « Least Moving Point» (LMP)	42
3.5	Bibliographie sur les méthodes de détection du centre hanche fonctionnel en GMCAO	44
3.5.1	Études basées sur la simulation mathématique	44
3.5.2	Études basées sur fantomes mécanique	44
3.5.3	Etudes réalisées sur cadavre (in-vitro)	44
3.6	Les paramètres à prendre en compte dans les méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche en GMCAO	46
3.7	Conclusion	46
4	Validation des méthodes de calcul du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur	49
4.1	Introduction	49
4.2	Référentiel du membre inférieur	49
4.2.1	Calcul du référentiel du membre inférieur	49
4.2.2	Calcul théorique de l'impact de la déviation du centre hanche sur l'angle HKA	50
4.3	Validation des méthodes de détection du centre hanche	52
4.3.1	Validation sur données simulées	52

4.3.1.1	Matériels et méthodes	52
4.3.1.2	Résultats et discussion	57
4.3.1.3	Discussion générale	69
4.3.1.4	Filtres	71
4.3.1.5	Résultats	74
4.3.1.6	Conclusion	78
4.3.2	Validation sur données In-Vitro	79
4.3.2.1	Matériels et méthodes	79
4.3.2.2	Résultat et discussion	90
4.4	Conclusion	96
5	Le traitement chirurgical conservateur : L'ostéotomie supérieure du tibia	99
5.1	Introduction	99
5.2	L'ostéotomie supérieure du tibia	99
5.3	L'ostéotomie supérieure du tibia assistée par ordinateur	100
5.3.1	Système de navigation Osteologics et Orthopilot	101
5.3.2	Système de navigation Victor Vision	102
5.4	Avantages et limites des systèmes actuels de navigation pour l'ostéotomie supérieure du tibia	105
5.5	Conclusion	105
6	La détection du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial	107
6.1	Introduction	107
6.2	Méthodologie	107
6.3	Validation sur données In-Vitro	110
6.3.1	Matériels et méthodes	110
6.3.2	Résultats	114
6.3.3	Centre hanche fonctionnel avec le corps-rigide <i>SRF</i> vs <i>SRT</i>	125
6.4	Conclusion	126
6.5	Conclusion générale sur l'étude des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur	127

II	Le traitement chirurgical prothétique : vers une segmentation automatique du genou sur IRM	129
7	Données d'apprentissage et prétraitement	135
7.1	Introduction	135
7.2	Base de données	135
7.3	Extraction de formes équivalentes ou Iso-Shaping	137
7.4	Méthodes	138
7.5	Validation	141
7.6	Résultats et discussion	141
7.7	Conclusion	142
8	Construction du modèle statistique du fémur et du tibia	143
8.1	Introduction	143
8.2	SSM	143
8.3	Étude bibliographique sur les méthodes de calcul des correspondances	145
8.4	Calcul des correspondances par la méthode MDL	148
8.5	Calcul des correspondances par IMCP-GMM	149
8.5.1	Iterative Mean Closest Point (IMCP)	149
8.5.2	La fusion des formes	151
8.5.3	Coherent Point Drift (CPD)	152
8.5.4	La méthode IMCP-GMM	152
8.6	La méthode de calcul des correspondances proposée : l'IMCP-GMM-MDL	155
8.6.1	Création de la forme virtuelle médiane	155
8.6.1.1	Méthode	155
8.6.1.2	Validation	156
8.6.1.3	Résultats	159
8.6.1.4	Discussions et conclusion	161
8.6.2	Le calcul des correspondances par notre approche IMCP-GMM-MDL	162
8.7	Validation du SSM fémur et tibia	164
8.7.1	Validation des correspondances (Généralité, Spécificité, Compacité et Distorsion)	166
8.7.1.1	Méthodes	166

8.7.1.2	Résultats	167
8.7.2	Discussion	171
8.7.3	Prise en compte de la distorsion dans les critères de validation d'un SSM . . .	173
8.7.3.1	Méthodes	173
8.7.3.2	Résultats	174
8.7.3.3	Discussion	175
8.8	Validation du modèle statistique de forme du tibia	178
8.8.1	Résultats	179
8.8.2	Discussion	179
8.9	Conclusion	181
9	Segmentation du genou dans les images IRM	183
9.1	Introduction	183
9.2	Les modèles de forme actifs ou Active Shape Models (ASM)	183
9.2.1	Le modèle de forme actif : méthode proposée	185
9.2.2	Impact du SSM sur les performances du ASM	187
9.2.2.1	Méthode	187
9.2.2.2	Résultats	188
9.2.2.3	Discussion	189
9.2.3	Validation du MN-ASM	189
9.2.3.1	Méthode	190
9.2.3.2	Résultats	191
9.2.3.3	Discussion	191
9.3	Conclusion	193
10	Conclusions et perspectives	195
	Liste des Publications	199
A	Annexe A	207
A.1	Iterative Mean Closest Point (IMCP)	207

Table des figures

1.1	Evolution des traitements de l'arthrose en cascade.	10
2.1	Plans anatomiques	14
2.2	Les axes de rotation de la hanche	14
2.3	Mobilité de la hanche : a) flexion-extension, b) adduction-abduction, c) circumduction	15
2.4	Hanche	16
2.5	vue antérieure (à gauche) et de côté (à droite) de l'os coxal	16
2.6	Fémur proximal : vue antérieure	17
2.7	Ligaments de la hanche : vue antérieure (à gauche) et postérieure (à droite)	18
2.8	Muscles fessiers et psoas iliaque	19
2.9	Muscles adducteurs et droit interne	19
2.10	Muscles quadriceps	19
2.11	Semi-membraneux, semi-tendineux et biceps	20
2.12	Le genou	21
2.13	Patella (ou rotule).	21
2.14	Le fémur	21
2.15	Le tibia	22
2.16	Surface articulaire fémorale, ligaments, ménisque	23
2.17	Axes anatomiques du genou	25
2.18	Axe mécanique du fémur et les différentes définitions du centre genou	26
2.19	Angle HKA, de gauche à droite, genou normoaxé, genou Varum et genou Valgum	27
2.20	Biomécanique de la hanche et du genou	28
3.1	Système de localisation optique, actif (à droite) et passif (à gauche)	35

3.2	Marqueurs optiques, actifs (à droite) et passifs (à gauche)	35
3.3	Capture d'écran du logiciel de la solution Amplivision de la société Amplitude pour l'acquisition du centre hanche anatomique	36
3.4	Modélisation de la hanche	37
3.5	Mouvement de circumduction de la jambe autour du bassin	38
3.6	Déplacement du corps-rigide en l'absence de bruit	39
3.7	Transformation du référentiel global au référentiel local	41
3.8	Banc test mécanique : (A) expérience de Piazza [31], et (B) expérience de Delp [20] . .	45
3.9	Banc test de Lopomo [29]	45
4.1	Référentiel virtuel du membre inférieur	50
4.2	Impact de la déviation du centre hanche sur le HKA	51
4.3	Simulateur de la hanche	57
4.4	Impact du bruit de la caméra en translation sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel	59
4.5	Impact du bruit de la caméra en rotation sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel	59
4.6	Impact du bruit de la caméra simultanément en translation et rotation sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel	60
4.7	Impact de la position du référentiel fémoral sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel	61
4.8	Impact de l'amplitude de la circumduction	61
4.9	Impact de l'amplitude de la circumduction sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel	62
4.10	Impact du nombre de transformations acquises par tour sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel	63
4.11	Impact du nombre de transformations acquises par tour sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel pour la méthode LMP (en haut : l'erreur en fonction du nombre de transformation/tours et en bas : l'erreur en fonction de la distance moyenne entre deux transformations successives)	64
4.12	Distance moyenne entre les transformations successives en fonction de la position du référentiel fémoral	65
4.13	Influence du nombre de tours sur l'erreur de calcul du centre hanche	65
4.14	Impact du bruit de la cavité cotyloïdienne sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 1	66
4.15	Impact du bruit de la cavité cotyloïdienne sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 5	66

4.16 Impact du bruit de la cavité cotyloïdienne sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 10	67
4.17 Impact du bruit du mouvement de circumduction effectué par l'opérateur sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 1	68
4.18 Impact du bruit du mouvement de circumduction effectué par l'opérateur sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 5	68
4.19 Impact du bruit du mouvement de circumduction effectué par l'opérateur sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 10	69
4.20 Impact du nombre de transformations sur l'erreur de calcul du centre hanche en présence du bruit sur les rotations ($SD = 0.1^\circ$) et les translations ($SD = 0.5\text{mm}$) simultanément	70
4.21 Impact du nombre de transformations (1/10 du nombre total acquis) sur l'erreur de calcul du centre hanche en présence du bruit sur les rotations et les translations simultanément.	70
4.22 Division de l'acquisition en plusieurs sous liste de référentiels	72
4.23 Erreur du centre hanche après filtre sur la distance des transformations successives pour le LMP	74
4.24 Erreur du centre hanche après filtres sur la distance des transformations successives et le rayon de la sphère de contrôle (Haut), le taux de rejet des acquisitions en fonction de la valeur de $R_{Contrôle}$ (bas).	75
4.25 Erreur sur le centre hanche pour la méthode LMP avec filtres et sans filtres	76
4.26 Valeur de $\ A\ $ pour la méthode PIV en fonction du bruit de la caméra	77
4.27 Erreur sur le centre hanche et le RMS pour la méthode PIV en fonction du bruit de la caméra	77
4.28 Protocole d'acquisition	80
4.29 Corps-rigide fémoral SRF fixé sur la diaphyse fémorale à l'aide d'un fixateur bi-broche	81
4.30 Corps-rigide bassin SRB fixé sur la crête-iliaque à l'aide d'un fixateur bi-broche	81
4.31 Réglage de la caméra	81
4.32 Acquisition du centre genou : Point latéral du condyle distal (A), Point médial du condyle distal (B)	83
4.33 Acquisition du centre cheville : Point médial de la malléole (A), Point latéral de la malléole (B)	83
4.34 Acquisition du centre hanche anatomique	83
4.35 Reproductibilité du centre hanche anatomique : reproductibilité des acquisitions de la jambe 1 (A), reproductibilité des acquisitions des jambes 2 à 6 (B).	84

4.36	Résultat de l'adaptation de sphère 3D au nuage de points : cas d'une adaptation réussie (A), cas d'une adaptation échouée à cause des données aberrantes (B), après suppression des données aberrantes (C)	85
4.37	Reproductibilité du centre hanche anatomique après application du filtre sur les données aberrantes pour les acquisitions des jambes 1 à 6	86
4.38	Reproductibilité du centre hanche anatomique après application du filtre sur les données aberrantes et du filtre lancer de rayons	87
4.39	Illustration du calcul de l'amplitude des acquisitions du centre hanche fonctionnel . . .	90
4.40	Amplitude des acquisitions du centre hanche fonctionnel	90
4.41	Reproductibilité du centre hanche fonctionnel des méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH .	91
4.42	Reproductibilité sur les axes (X, Y, Z) du centre hanche fonctionnel pour les méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH	92
4.43	Précision du centre hanche fonctionnel des méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH	93
4.44	Précision par axes (X, Y, Z) du centre hanche fonctionnel des méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH	94
4.45	Impact sur le calcul du HKA frontal pour les méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH . . .	95
4.46	Impact sur le calcul du HKA sagittal pour les méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH . . .	95
5.1	Ostéotomie tibiale : ostéotomie d'ouverture (A), ostéotomie de fermeture (B)	101
5.2	Acquisition du centre hanche, Orthopilot	102
5.3	Acquisition du centre genou (épicondyle médial et latéral), Orthopilot	102
5.4	Acquisition du centre genou (flexion-extension), Orthopilot	103
5.5	Acquisition du centre cheville (flexion-extension) à gauche, corps-rigide cheville à droite, Orthopilot	103
5.6	Acquisition du centre cheville (malléoles médiale et latérale), Orthopilot	103
5.7	Planification de la coupe d'ostéotomie, Vector Vision	104
5.8	Navigation de l'ouverture, angle HKA, rotation et pente tibiale, Vector Vision	104
6.1	Acquisition du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial (<i>SRT</i>)	108
6.2	Acquisition du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial (<i>SRT</i>), jambe verrouillée en extension complète	109
6.3	Acquisition du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial (<i>SRT</i>), jambe verrouillée en flexion de $X = 40^\circ$	109
6.4	Acquisition du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial (<i>SRT</i>), jambe non-verrouillée en flexion	109

6.5	Acquisition du centre hanche fonctionnel avec le <i>SRT</i> en flexion de 10°	111
6.6	Protocole d'acquisition des données cadavre avec le corps-rigide-tibial	112
6.7	Moyenne et écart type de la flexion par acquisition du centre hanche	114
6.8	Reproductibilité du centre hanche fonctionnel avec les méthodes LMP et PIV utilisant un corps-rigide tibial (SRT) en extension complète et sur plusieurs degrés de flexion	115
6.9	Précision du centre hanche fonctionnel avec les méthodes LMP et PIV	116
6.10	Précision du centre hanche fonctionnel avec les méthodes LMP et PIV sur l'axe X	117
6.11	Précision du centre hanche fonctionnel avec les méthodes LMP et PIV sur l'axe Y	117
6.12	Précision du centre hanche fonctionnel avec les méthodes LMP et PIV sur l'axe Z	118
6.13	Impact sur le calcul du HKA frontal avec les méthodes du centre hanche fonctionnel LMP et PIV	119
6.14	Impact sur le calcul du HKA sagittal avec les méthodes fonctionnelles du centre hanche LMP, PIV	120
6.15	Impact sur le calcul du HKA frontal avec les méthodes du centre hanche fonctionnel LMP et PIV, illustration des pics d'erreur	120
6.16	Résultats de la flexion à 0° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal	121
6.17	Résultats de la flexion à 10° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal	121
6.18	Résultats de la flexion à 20° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal pour les méthodes LMP et PIV	121
6.19	Résultats de la flexion à 30° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal pour les méthodes LMP et PIV	122
6.20	Résultats de la flexion à 40° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal pour les méthodes LMP et PIV	122
6.21	Résultats de la flexion à 50° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal pour les méthodes LMP et PIV	122
6.22	Impact sur le calcul de l'angle HKA avec la méthode PIV suivant l'écart-type de la flexion $SD_{flexion}$	124
6.23	Impact sur le calcul de l'angle HKA avec les méthodes LMP et PIV après application du filtre $SD_{flexion} \leq 3^\circ$	124
6.24	Impact sur le calcul de l'angle HKA avec les méthodes LMP et PIV en extension complète de la jambe, à droite : avec le corps-rigide tibial (SRT), à gauche : avec le corps-rigide fémoral (SRF)	125
7.1	Exemple d'une coupe IRM d'un genou droit et d'un genou gauche	136

7.2	Exemple d'un volume IRM segmenté et du modèle 3D associé	137
7.3	Illustration de l'iso-shaping proposé par [44] (à gauche : le fémur, à droite : le tibia)	138
7.4	Zones intracondyloire et supracondyloire du fémur (à gauche), zone intra-plateau-tibiale et supra-plateau-tibiale (à droite)	139
7.5	Point d'inflexion médial et latéral du fémur et du tibia (à gauche), tubercule antérieure adducteur et épicondyle latéral antérieur du fémur (à droite)	139
7.6	Illustration de l'algorithme de détection automatique des points d'inflexion (Exemple d'application sur le fémur)	140
7.7	Illustration de la procédure de l'iso-shaping D avec $\alpha = \beta = \frac{1}{2}$	140
8.1	La méthode MDL pour le calcul des correspondances par Tobias [77]	150
8.2	Exemple de fusion des formes (fémur)	152
8.3	Fusion des formes d'apprentissage (à gauche), reconstruction de la surface par l'approche «Probe Sphere (à droite).	153
8.4	La méthode IMCP-GMM pour le calcul de la forme virtuelle moyenne	154
8.5	Calcul des correspondances avec la méthode IMCP-GMM	155
8.6	Différentes instances de nuage médian issue du recalage par IMCP d'un ensemble de fémurs	156
8.7	La méthode IMCP-GMM-MDL pour le calcul de la forme virtuelle médiane	157
8.8	Les données de test de l'expérience 1 : fémurs (à droite), scapulas (à gauche)	158
8.9	Nuage de points de la forme virtuelle moyenne - 183705 points (à gauche) et de la forme virtuelle médiane - 280000 points (à droite).	159
8.10	Forme virtuelle moyenne + reconstruction de surface par l'algorithme «Probe Sphere»	160
8.11	Forme virtuelle médiane + reconstruction de la surface par l'algorithme «Probe Sphere»	160
8.12	Forme virtuelle médiane + reconstruction de surface par l'algorithme «Poisson»	161
8.13	Densité de répartition des points pour la forme virtuelle moyenne (à gauche) et la forme virtuelle médiane (à droite).	161
8.14	Calcul des correspondances avec la méthode IMCP-GMM-MDL	165
8.15	Mesure de la distorsion par itération sur les 28 fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL	167
8.16	Évolution de la fonction de distorsion normalisée en fonction de l'itération pour le fémur	168
8.17	Évolution de la fonction MDL normalisé de la méthode IMCP-DMM-MDL en fonction des itérations pour le fémur	168
8.18	Évolution de la fonction objective $f_{conv}(Iter)$ de la méthode IMCP-GMM-MDL en fonction des itérations pour le fémur.	168

8.19	Mesure de la généralité sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL.	169
8.20	Mesure de la spécificité sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL	169
8.21	Mesure de la compacité sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL	170
8.22	Mesure de la distorsion (RMS) sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL	170
8.23	Mesure de la distorsion (MAX) sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL	171
8.24	Mesure de la compacité de la méthode IMCP-GMM-MDL sur les 28 fémurs de test par itération	175
8.25	Mesure de la généralité de la méthode IMCP-GMM-MDL sur les 28 fémurs de test par itération	175
8.26	Mesure de la spécificité de la méthode IMCP-GMM-MDL sur les 28 fémurs de test par itération	176
8.27	Mesure de la généralité absolue sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL.	176
8.28	Mesure de la spécificité absolue sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL.	176
8.29	Évolution de la distorsion moyenne ($D(i)_{moyenne}$) par itération pour la méthode IMCP-GMM-MDL.	177
8.30	Évolution des formes en correspondance en fonction de l'itération, en rouge les formes en correspondance sur plusieurs itérations, en gris les formes initiales.	178
8.31	Mesure de la distorsion RMS (à gauche) et Max (à droite) sur les 28 tibias de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL.	179
8.32	Mesure de la compacité sur les 28 tibias et fémurs de test pour la méthode IMCP- GMM-MDL.	179
8.33	Mesure de la généralité sur les 28 tibias et fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM- MDL.	180
8.34	Mesure de la spécificité sur les 28 tibias et fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM- MDL.	180
8.35	Mesure de la généralité absolue sur les 28 tibias et fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL.	180
8.36	Mesure de la spécificité absolue sur les 28 tibias et fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL.	181
9.1	Extraction des profils de niveau de gris sur la surface de l'objet d'intérêt.	184

9.2	Recherche d'un profil de niveau de gris optimal sur une nouvelle image.	185
9.3	Recherche d'un profil de niveau de gris selon un plan 2D.	186
9.4	Recherche d'un profil de niveau de gris selon l'approche multi-normale.	187
9.5	Résultats de la segmentation des fémurs avec les méthodes IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL.	188
9.6	Résultats de la segmentation des tibias avec la méthodes IMCP-GMM-MDL.	189
9.7	Illustration de l'impact de la distorsion sur l'apprentissage du modèle d'apparence. . .	190
9.8	Illustration de la méthode de segmentation de l'IRM du genou.	192
9.9	Résultats de la segmentation du fémur (à gauche) et du tibia (à droite) avec les méthodes ASM et MN-ASM.	193

L'arthrose est un véritable problème de santé publique et est à l'origine d'un grand nombre d'handicaps dans le monde. Plus de dix millions de personnes sont atteintes par l'arthrose en France et 35 millions aux États-Unis. Elle touche en particulier une population de plus de 65 ans et 85% des sujets de plus de 70 ans [1]. De plus, l'évolution de l'arthrose tend à suivre l'évolution de la démographie. En 1900 l'arthrose ne touchait que 4% de la population en France, elle en touchait près de 12,4% en 1988 et on attend une prévalence de l'ordre de 22% d'ici 2030. L'arthrose est aussi un enjeu socio-économique, puisque selon une étude menée par COART en 2003 [2], les coûts liés à l'arthrose en France étaient estimés à un peu moins d'1 milliard d'euros en 1993. En 2003, ce coût annuel a été évalué à 1,8 milliards d'euros, soit une augmentation d'environ 80%.

L'arthrose est le principal motif de pose de prothèses totales de hanche ou du genou dans le monde. Aux États-Unis, environ 400 000 patients ont au moins une articulation remplacée chaque année. L'arthrose se traduit par une dégénérescence du cartilage au niveau d'une articulation et est l'une des causes les plus fréquentes de douleur et d'incapacité fonctionnelle chez les sujets de plus de 55 ans. La hanche est l'articulation la plus atteinte par cette maladie en Europe, suivi du genou. L'arthrose du genou ou gonarthrose représente 35% du nombre total d'arthrose avec plus de 1,3 million de patients dans l'Europe. Le vieillissement de la population est la principale cause de déclenchement.

De par l'importance de ces chiffres, les traitements ont connu, ces dernière décennies, une véritable révolution. Il existe de nos jours plusieurs solutions permettant de traiter l'arthrose de la hanche ou du genou en fonction du caractère dégénératif de la maladie. Ces solutions peuvent être schématisées suivant la figure 1.1. Le sommet de cette figure est représenté par le traitement médicamenteux, lorsque l'arthrose est encore précoce. Ensuite vient le traitement chirurgical conservateur, comme l'ostéotomie supérieure du tibia ou l'arthroscopie, qui vise à retarder l'évolution de l'arthrose et à préserver le capital osseux du patient. Finalement, vient le traitement chirurgical prothétique, c'est à dire, le remplacement de l'articulation par la pose de prothèses articulaires, comme la prothèse unicompartmentale du genou (PUC), la prothèse totale de hanche (PTH) ou la prothèse totale du genou (PTG).

Notre travail de thèse rentre dans le contexte du traitement conservateur et du traitement prothétique de l'arthrose du genou. Le but de ce travail est donc d'identifier (1) les techniques utilisées de nos jours pour le traitement chirurgical de l'arthrose du genou, puis (2) les limites des procédures actuelles afin de proposer des solutions de substitution ou d'amélioration.

Dans toute chirurgie du membre inférieur, l'alignement tridimensionnel des centres articulaires est l'élément clé de la réussite à long terme de l'intervention. Le contrôle de cet alignement est réalisé par la mesure de l'angle entre les axes mécaniques du tibia et du fémur, appelé angle HKA. Ceci

nécessite de détecter avec précision la localisation des centres de la hanche, du genou et de la cheville. Le centre hanche n'est cependant jamais directement accessible durant la chirurgie du genou, qu'il s'agisse d'un geste conservateur ou d'un remplacement prothétique. Sa détection repose donc sur des algorithmes basés sur la fonctionnalité de la hanche. Ces derniers imposent l'introduction d'un corps rigide fémoral augmentant ainsi l'invasivité du geste. Ces algorithmes doivent donc être suffisamment robustes et précis afin de limiter l'impact de l'erreur de détection du centre hanche sur le calcul de l'angle HKA. L'erreur doit impérativement être inférieure à $\pm 3^\circ$.

La pause d'une PTG nécessite, outre un contrôle précis pour l'alignement, comme évoqué ci-dessus, une étape de planification qui a pour objectif de déterminer la taille de la prothèse et de définir l'orientation des plans de coupes à réaliser. En phase préopératoire, ces paramètres peuvent être calculés à partir des modèles osseux du patient issus de l'imagerie tridimensionnelle. Plusieurs approches ont été utilisées à ce jour, essentiellement à base de rayons X, en utilisant la tomodensitométrie (TDM), plus communément appelée scanner. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) pourrait être une modalité de substitution très intéressante car non-irradiante, afin de modéliser les tissus mous et de quantifier le degré d'usure du cartilage. Cependant la segmentation automatique de l'os et du cartilage sur les IRMs reste un véritable challenge. Le développement de techniques de segmentation, robustes et automatiques, basées sur ces images, serait donc très pertinent au vu du nombre croissant de chirurgies pratiquées chaque année.

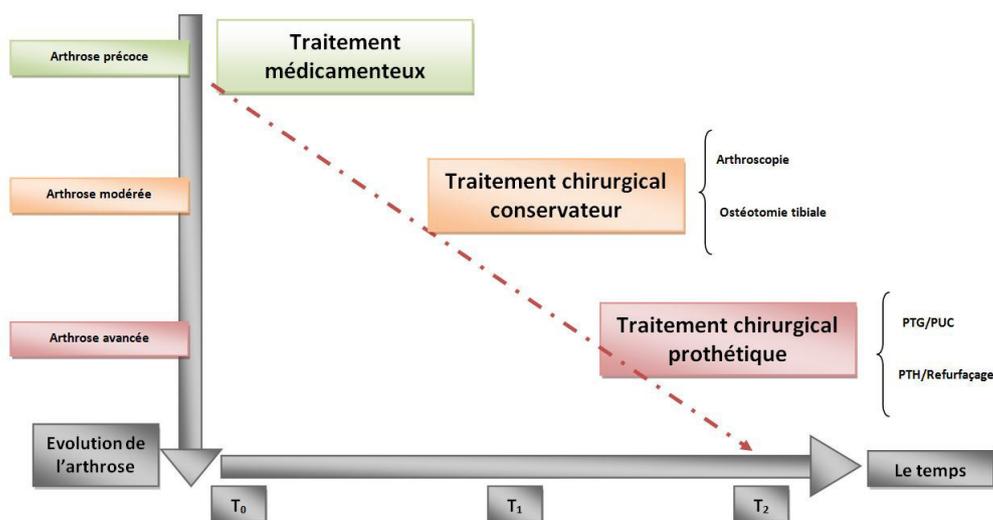


FIGURE 1.1 – Evolution des traitements de l'arthrose en cascade.

Notre travail comporte donc deux parties. La première traite la problématique de la détection du centre hanche en chirurgie orthopédique assistée par ordinateur et notamment lors de la réalisation d'ostéotomies supérieures du tibia. La seconde partie est focalisée sur la problématique de la segmentation automatique des images 3D issues d'IRM du genou avec pour objectif de pouvoir aisément diagnostiquer l'arthrose ou planifier la pose d'une PTG. Ce mémoire présentera notre travail de la manière suivante :

Le chapitre 2 présente quelques rappels sur l'anatomie de la hanche et du genou, il présente aussi la maladie de l'arthrose ainsi que les divers moyens de traitement avec un focus particulier sur l'utilisation des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur.

Le chapitre 3 fait un état de l'art sur les algorithmes utilisés pour la détection du centre hanche dans les Gestes Médicaux et Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO), il présente aussi les différents paramètres à prendre en compte pour la validation de ces algorithmes.

Le chapitre 4 présente une étude comparative des algorithmes de détection du centre hanche utilisés en chirurgie assistée par ordinateur, cette étude est réalisée par moyen de simulation et sur données cadavériques in-vitro.

Le chapitre 5 présente l'ostéotomie supérieure du tibia, fait un état de l'art sur les systèmes actuels de chirurgie assistée par ordinateur dédiés à l'ostéotomie supérieure du tibia. Il présente aussi les avantages et les limites de ces systèmes et met en avant des points d'amélioration, également abordés dans notre travail.

Le chapitre 6 présente notre travail concernant la détection du centre hanche en GMCAO utilisant un unique corps rigide tibial et pouvant être utilisé concernant les ostéotomies supérieures du tibia.

Le chapitre 7 présente les données utilisées pour l'apprentissage et la validation des méthodes de segmentations d'image IRM étudiées dans notre thèse. Il présente aussi une approche d'iso-shaping qui sert à uniformiser les données d'apprentissage des modèles statistiques de forme développés pour notre approche de segmentation.

Le chapitre 8 présente un état de l'art sur les techniques utilisées pour la création des modèles statistiques de forme. Il présente notre contribution ainsi que les résultats obtenus par rapport à la littérature pour la construction du modèle statistique de forme du fémur et du tibia.

Le chapitre 9 présente les modèles actifs de forme pour la segmentation des images IRM. Il présente aussi notre contribution ainsi que les résultats obtenus par rapport à la littérature pour la segmentation des images IRM du genou.

Enfin, le chapitre 10 conclut notre travail et présente les perspectives.

2.1 Les plans anatomiques

Selon les recommandations faites par la Société Internationale de Biomécanique (International Society of biomechanic) [3] et en considérant un système de vecteurs orthogonaux X , Y , Z :

- Le vecteur X est parallèle au vecteur de pesanteur et dirigé de bas en haut ou de haut en bas.
- Le vecteur Y est perpendiculaire au vecteur X et dirigé de gauche à droite ou de droite à gauche.
- Le vecteur Z est perpendiculaire aux deux vecteurs X et Y et dirigé vers l'avant ou vers l'arrière dépendant des vecteurs X et Y .

D'après la définition établie par les trois vecteurs, les plans anatomiques sont définis de la manière suivante (figure 2.1) :

- Le plan frontal est le plan ayant pour normal le vecteur Z .
- Le plan sagittal est le plan ayant pour normal le vecteur Y .
- Le plan transversal est perpendiculaire aux plans frontal et sagittal.

2.2 La hanche

Située à la racine du membre inférieur, la hanche, de type sphéroïde, est l'articulation qui permet de joindre le fémur avec l'os iliaque, c'est pourquoi on la nomme également articulation coxo-fémorale.

Sur le plan théorique, c'est l'articulation, la plus simple et la plus stable de l'appareil locomoteur humain. Mais c'est également l'articulation la plus sollicitée par l'usure mécanique, car elle assure la fonction d'orientation et de support du membre inférieur et porte à chaque pas la totalité du poids associé au tronc et aux membres supérieurs. Ce paragraphe décrit la fonctionnalité ainsi que les structures osseuses et musculo-ligamentaires qui composent cette articulation.

2.2.1 L'anatomie fonctionnelle

La hanche possède trois axes et trois degrés de liberté (figure 2.2) :

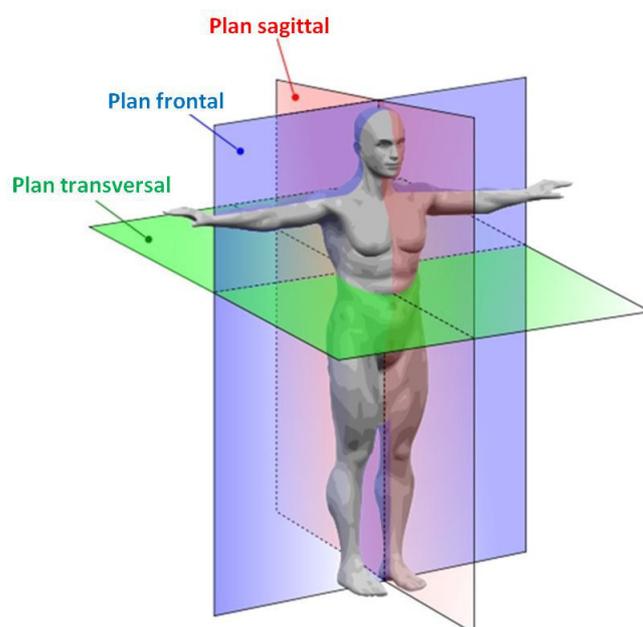


FIGURE 2.1 – Plans anatomiques

- Un axe transversal XOX' , situé dans le plan frontal passant par le centre de l'articulation, et autour duquel s'effectuent les mouvements de flexion et d'extension ;
- Un axe sagittal YOY' , situé dans le plan sagittal passant par le centre de l'articulation et autour duquel s'effectuent les mouvements d'abduction et d'adduction ;
- Un axe vertical ZOZ' , aligné selon l'axe mécanique du fémur et permettant les mouvements de rotation externe et interne de l'ensemble du membre inférieur.

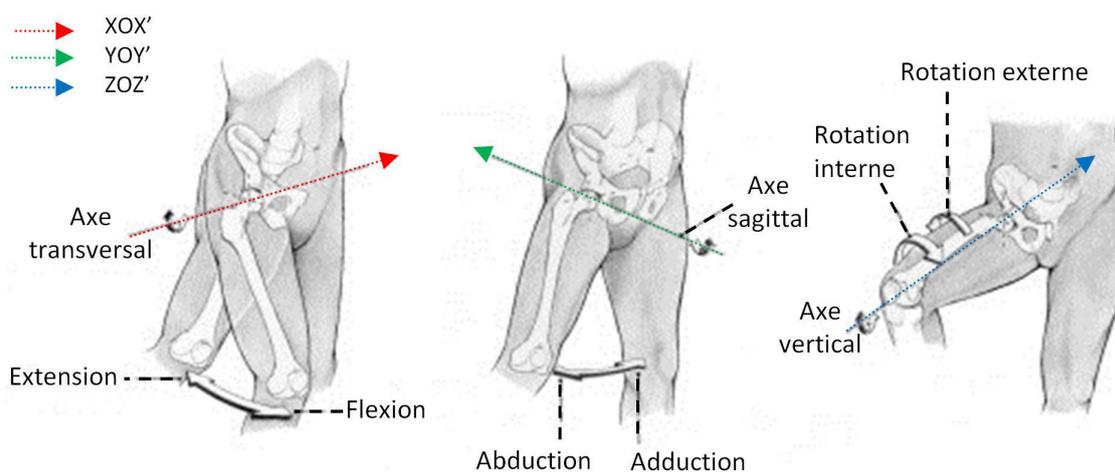


FIGURE 2.2 – Les axes de rotation de la hanche

a) Le mouvement de flexion /extension :

Le mouvement de flexion de la hanche peut être actif ou passif. Son amplitude est liée à la position du genou. La flexion active est moins ample que la flexion passive, elle est de 90° lorsque

le genou est étendu, et peut atteindre 120° lorsque le genou est fléchi. L'amplitude de la flexion passive est de 120° genou étendu et dépasse les 140° en genou fléchi (figure 2.3).

L'amplitude de l'extension passive de la hanche peut aller jusqu'à 30° . L'extension active est plus faible que l'extension passive et se situe entre 15° et 20° en genou étendu et 10° en genou fléchi. Ces amplitudes sont données pour un sujet normal et peuvent être augmentées par l'entraînement (figure 2.3).

b) Le mouvement d'abduction/adduction

En théorie, le mouvement d'abduction peut s'effectuer sur une seule hanche. En pratique et à partir de 30° d'amplitude, l'abduction d'une hanche s'accompagne automatiquement d'une abduction égale dans l'autre hanche jusqu'à obtention d'une amplitude maximale de 90° . On peut déduire alors que l'amplitude maximale de l'abduction d'une hanche est de 45° . L'abduction est limitée par la butée osseuse du col fémoral sur le limbus de l'acétabulum mais aussi par les ligaments ilio- et pubo-fémoraux. Avec l'exercice et de l'entraînement, il est possible d'augmenter cette amplitude maximale. C'est le cas des sportifs qui peuvent réaliser un grand écart frontal. Le mouvement d'adduction, quant à lui, a pour amplitude maximale 30° (figure 2.3).

c) Le mouvement de circumduction

Étant donné que la hanche est une articulation à trois degrés de liberté, la combinaison des mouvements élémentaires (flexion/extension, abduction/adduction, rotation externe/ interne) forment le mouvement de circumduction (figure 2.3). Durant ce mouvement l'axe du membre inférieur décrit dans l'espace un cône dont le sommet se situe au niveau du centre de l'articulation coxo-fémorale, appelé aussi centre hanche fonctionnel [4]. Ce cône est loin d'être régulier car les amplitudes extrêmes ne sont pas égales dans toutes les directions de l'espace [5].

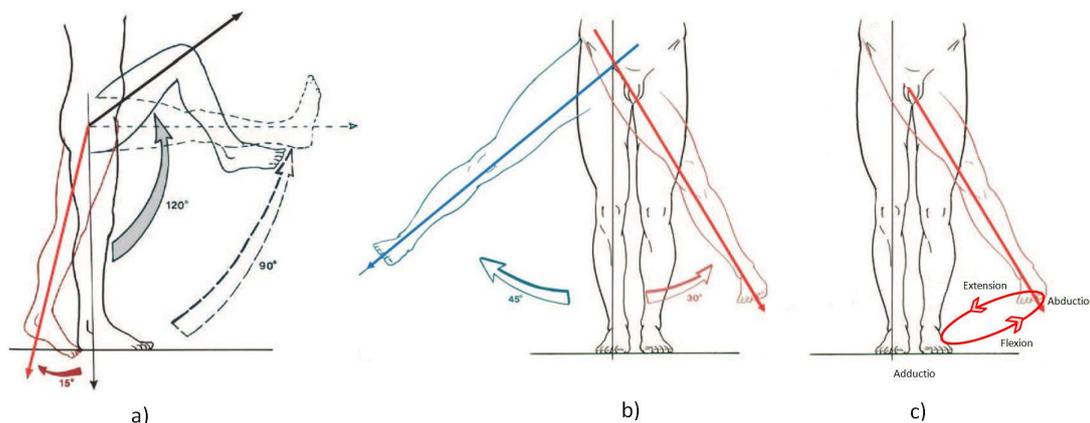


FIGURE 2.3 – Mobilité de la hanche : a) flexion-extension, b) adduction-abduction, c) circumduction

2.2.2 Les éléments osseux

La hanche est composée de deux parties distinctes : le bassin et le fémur distal (figure 2.4). Le bassin, ou aussi pelvis, est constitué des deux os iliaques qui s'articulent en arrière avec le sacrum qui, lui-même, se prolonge vers le bas par le coccyx.

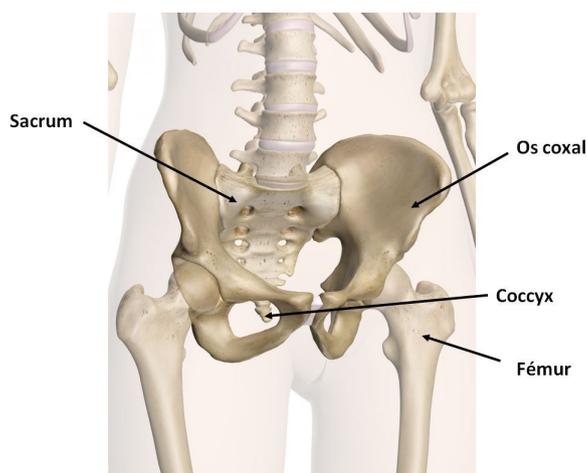


FIGURE 2.4 – Hanche

Le sacrum est un os impair et médian, l'os coxal est un os pair situé latéralement par rapport au sacrum et se compose lui-même de trois parties (figure 2.5) :

- L'ilion qui correspond à une large surface osseuse plate surmontée d'une forme convexe appelée crête iliaque.
- L'ischion qui a pour fonction de supporter la quasi-totalité du poids du corps en position assise.
- Le pubis, le plus petit os du bassin, et qui forme la partie antérieure de l'os iliaque.

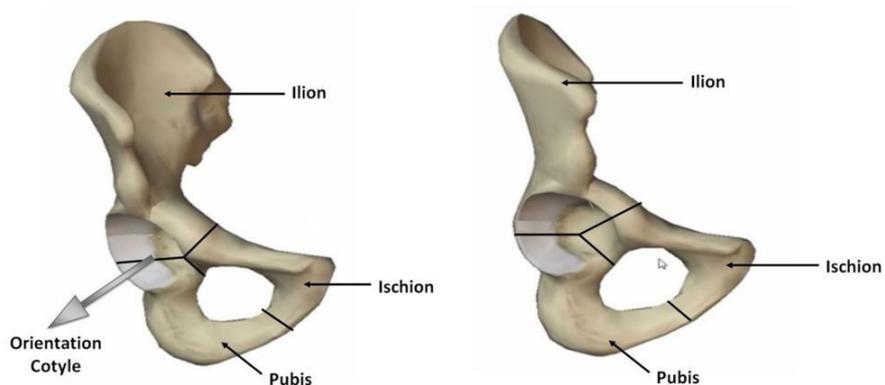


FIGURE 2.5 – vue antérieure (à gauche) et de côté (à droite) de l'os coxal

Ces trois os fusionnent autour de la cavité cotyloïdienne. La cavité cotyloïdienne est une demi-sphère de forme arrondie à l'intérieur de laquelle vient s'articuler la tête fémorale.

Le fémur proximal se compose quant à lui de la tête fémorale qui repose sur le col du fémur, ce dernier

assure sa jonction avec la diaphyse. On note deux tubérosités : le grand trochanter orienté vers le haut et le petit trochanter situé juste au niveau du col du fémur (figure 2.6).

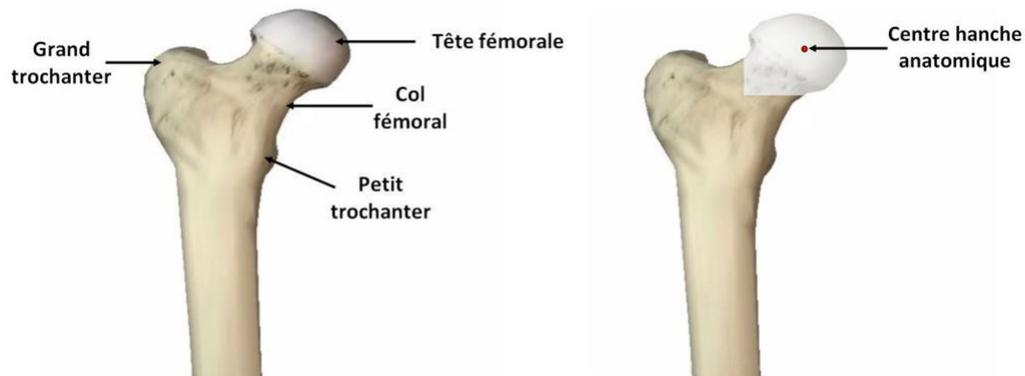


FIGURE 2.6 – Fémur proximal : vue antérieure

L'articulation de la hanche est dite sphérique. On distingue donc deux surfaces articulaires sphériques :

- a) L'acétabulum : L'acétabulum ou cotyle est situé sur la face externe de l'os iliaque et forme une cavité hémisphérique orientée en dehors, en bas et légèrement en avant. Selon une coupe sagittale, l'axe de l'acétabulum forme un angle de 30 à 40° avec l'horizontale [5]. Selon une coupe frontale, l'angle formé entre l'axe de l'acétabulum et la verticale est aussi de 30-40° [5]. La partie périphérique de l'acétabulum est articulaire et recouverte de cartilage semi-lunaire appelé croissant articulaire. A l'extrémité de ce dernier s'insère le labrum (fibro-cartilage). L'arrière-fond de l'acétabulum forme la partie centrale, il est en retrait par rapport au croissant et il est non articulaire.
- b) La tête fémorale : La tête fémorale est une sphère de 40 à 50 mm [6]. Elle est entièrement recouverte de cartilage sauf au niveau de la fovea-capitis (insertion du ligament de la tête fémorale). Les trois axes mécaniques de l'articulation de la hanche passent par le centre de la tête fémorale appelé aussi centre hanche anatomique [7] (figure 2.6). Quand la tête fémorale est insérée dans le cotyle, le centre de la tête fémorale est égal au centre de la sphère formée par le cotyle.

2.2.3 Les éléments de maintien

L'articulation de la hanche est parfaitement congruente, très emboîtée et donc stable. Ses moyens de maintien sont nombreux et puissants :

- a) L'emboîtement qui dépasse les 50 % [6].
- b) La pression intra-articulaire qui est inférieure à la pression atmosphérique et qui assure un effet de « succion » permettant de stabiliser l'articulation.
- c) La capsule articulaire entourant la hanche et qui comprend une couche fibreuse externe (capsule fibreuse) et une membrane synoviale interne. Elle est étanche et contient le liquide synovial qui lubrifie l'articulation et assure la protection du cartilage contre les contraintes mécaniques.

d) Les ligaments coxo-fémoraux qui s'insèrent sur chacune des trois portions de l'os coxal (ilion, pubis, et ischion) et qui se dirigent vers le fémur [6] (figure 2.7)

- 1) Le ligament pubo-fémoral qui s'insère de l'éminence ilio-pubienne à la crête obturatrice.
- 2) Le ligament ilio-fémoral, très résistant, qui s'insère sous l'épine iliaque antéro-supérieure et se dirige en deux faisceaux vers le fémur.
- 3) Le ligament ischio-fémoral qui naît de l'os ischion et se termine en avant de la fosse trochantérique.

Ces trois derniers ligaments tournent dans le même sens autour de la hanche et limitent l'extension de la hanche. S'ajoute aussi le ligament de la tête fémorale (ou ligament rond) qui s'étend du centre de la cavité cotyloïdienne à la tête fémorale.

e) Les muscles : Les muscles jouent un rôle essentiel dans la stabilité de la hanche et sont relativement nombreux. On peut distinguer, selon leurs fonctions, six groupes musculaires :

- 1) Les fléchisseurs : le psoas iliaque (figure 2.8), le droit antérieur de la cuisse (figure 2.10), le semi-membraneux, le semi-tendineux et le biceps (figure 2.11).
- 2) Les extenseurs : le grand fessier (figure 2.8) et le quadriceps (figure 2.10).
- 3) Les abducteurs : le petit et le moyen fessier (figure 2.8).
- 4) Les adducteurs : les grand, moyen, et petit abducteurs, le pectiné, le droit interne (figure 2.9).
- 5) Les rotateurs externes : le pyramidal, l'obturateur interne et externe, le pectiné, le moyen fessier, le grand fessier (figure 2.8).
- 6) Les rotateurs internes : le petit fessier et le moyen fessier (figure 2.8).

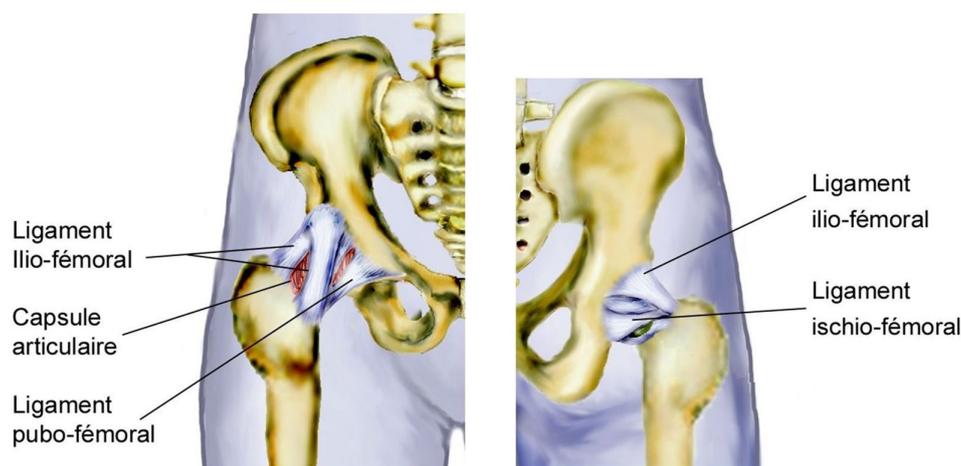


FIGURE 2.7 – Ligaments de la hanche : vue antérieure (à gauche) et postérieure (à droite)

2.3 Le genou

Le genou ou articulation tibiofibulaire est l'articulation intermédiaire du membre inférieur. C'est une articulation complexe, à la fois mobile, souple et résistante. Le genou permet d'unir le fémur, le

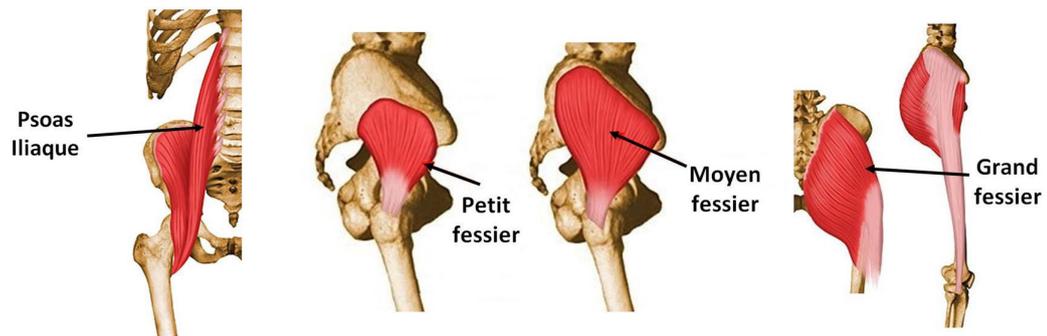


FIGURE 2.8 – Muscles fessiers et psoas iliaque

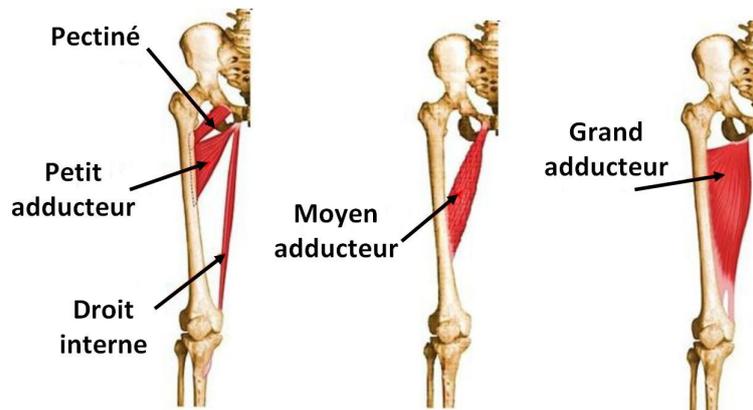


FIGURE 2.9 – Muscles adducteurs et droit interne

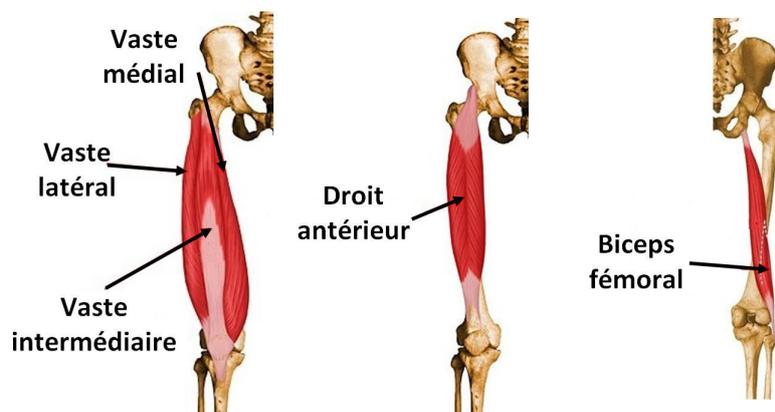


FIGURE 2.10 – Muscles quadriceps

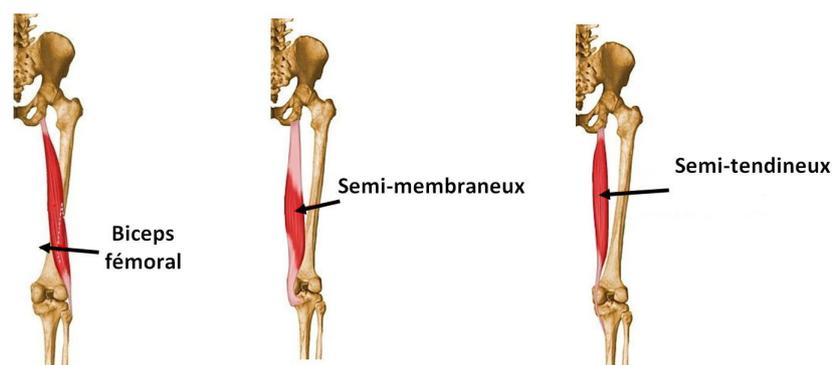


FIGURE 2.11 – Semi-membraneux, semi-tendineux et biceps

tibia et la patella (figure 2.11). Il est constitué de deux articulations : l'articulation fémoro-tibiale de type bicondyloïde entre le fémur et le tibia, et l'articulation fémoro-patellaire, de type trochléaire, entre le fémur et la patella.

2.3.1 L'anatomie fonctionnelle

L'articulation du genou est dite «articulation trochléenne», c'est à dire qu'elle possède principalement un seul degré de liberté qui est la flexion-extension selon le plan sagittal et autour d'un axe transversal XX' , perpendiculaire au plan sagittal et passant par les condyles fémoraux. A ce mouvement de flexion-extension s'ajoute un mouvement de rotation selon l'axe longitudinal YY' qui est lié à l'anatomie de l'articulation du genou et qui peut être automatique ou volontaire [5]. La fin de l'extension du genou s'accompagne en effet d'une légère rotation externe, et la flexion commence par une petite rotation interne. Le mouvement de rotation volontaire du genou peut être effectué seulement en position déverrouillée, c'est-à-dire en flexion. Cela est due à la construction du genou qui rend la rotation impossible lorsque le genou est en extension complète car l'axe de la jambe est confondu avec l'axe mécanique du membre inférieur et la rotation axiale s'effectue alors, non plus dans le genou, mais au niveau de la hanche [5].

2.3.2 Les éléments osseux

Le genou est composé de la rotule, du fémur distal et du tibia proximal (figure 2.12).

La rotule ou patella (figure 2.13) est un os du genou de forme triangulaire située en avant de l'articulation du genou. Elle est l'élément central de l'appareil extenseur servant à étendre la jambe et à verrouiller le genou.

Le fémur est l'os de la cuisse, pair et asymétrique. C'est l'os le plus long et le plus volumineux du corps humain. Il est divisé en un corps, appelé diaphyse et deux extrémités, supérieure (épiphyse proximale) et inférieure (épiphyse distale) (figure 2.14). La diaphyse est un peu convexe vers l'avant et présente 3 faces : antérieure, interne et externe. L'épiphyse proximale, est articulaire et contient la tête fémorale et le col du fémur. Elle fait partie de l'articulation de la hanche (voir section 2.2.2).

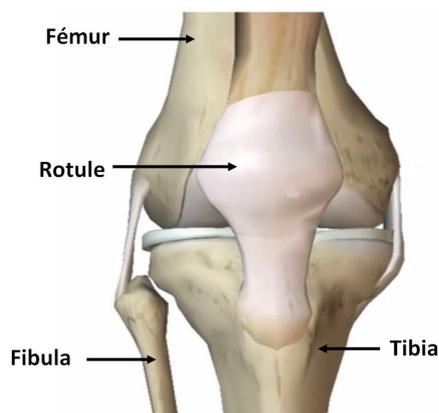


FIGURE 2.12 – Le genou

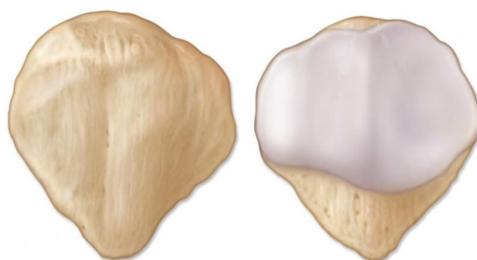


FIGURE 2.13 – Patella (ou rotule).

L'épiphyse distale, articulaire aussi, (figure 2.14) fait partie de l'articulation fémoro-tibiale et fémoro-patellaire. L'épiphyse distale présente deux saillies, les condyles, positionnés vers l'arrière. En avant, elle est occupée par une surface à deux joues : la trochlée fémorale. Cette trochlée sert de poulie et est le lieu d'articulation avec la patella. Sur les côtés se situent les épicondyles médial et latéral. En bas et en arrière, on observe une zone en continuité avec la trochlée appelée condyles fémoraux. Les deux condyles sont séparés par une profonde dépression : l'échancrure intercondylienne, ou inter-condyloire).

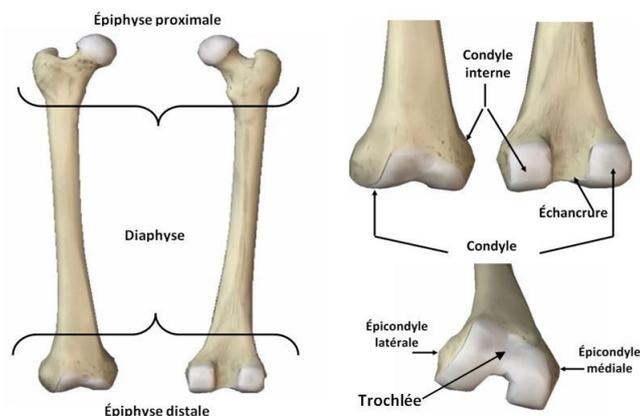


FIGURE 2.14 – Le fémur

Comme tout os long, le tibia présente aussi une diaphyse et deux épiphyses (figure 2.15). C'est un os pair, massif qui peut supporter les contraintes. Il est relié à la fibula, ou péroné, par la membrane interosseuse. Le tibia est l'os interne de la jambe. Il présente 3 faces : interne, externe et postérieure. Comme le fémur il a donc 3 bords : antérieur, interne et externe.

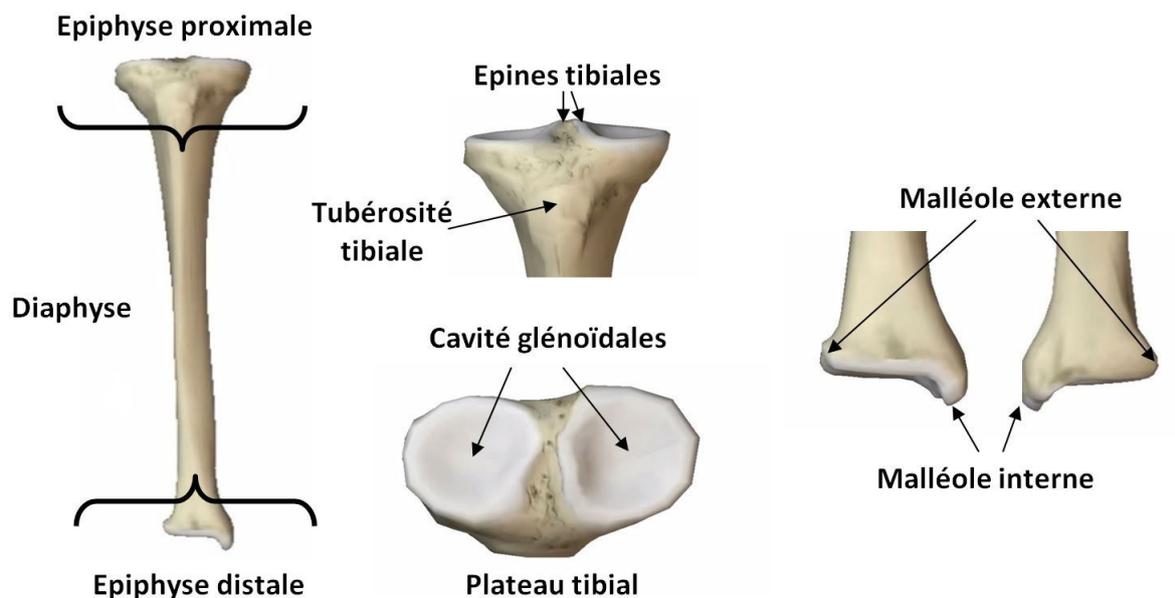


FIGURE 2.15 – Le tibia

On distingue sur l'épiphyse proximale du tibia trois faces :

- la face supérieure, appelée plateau tibial, elle présente deux épines formées par le soulèvement médian des surfaces articulaires. Les deux glènes tibiales (ou cavités glénoïdales) sont les lieux d'articulation avec les condyles médiaux et latéraux du fémur.
- la face antérieure, à la frontière avec la diaphyse, elle présente la tubérosité tibiale antérieure.
- la face postérieure, en dehors, vient s'articuler avec la fibula.

L'épiphyse distale du tibia est beaucoup moins volumineuse que l'épiphyse proximale. Elle présente la malléole interne et externe (figure 2.15).

2.3.3 Les surfaces articulaires

Le genou se compose de trois compartiments osseux, ce qui implique trois surfaces articulaires :

- Les surfaces articulaires du fémur sont les condyles médiaux et latéraux qui s'articulent avec les glènes du plateau tibial, et la trochlée qui s'articule avec la face postérieure de la rotule (figure 2.16).
- Les surfaces articulaires du tibia sont les surfaces glénoïdes médiale et latérale situées sur le plateau tibial.

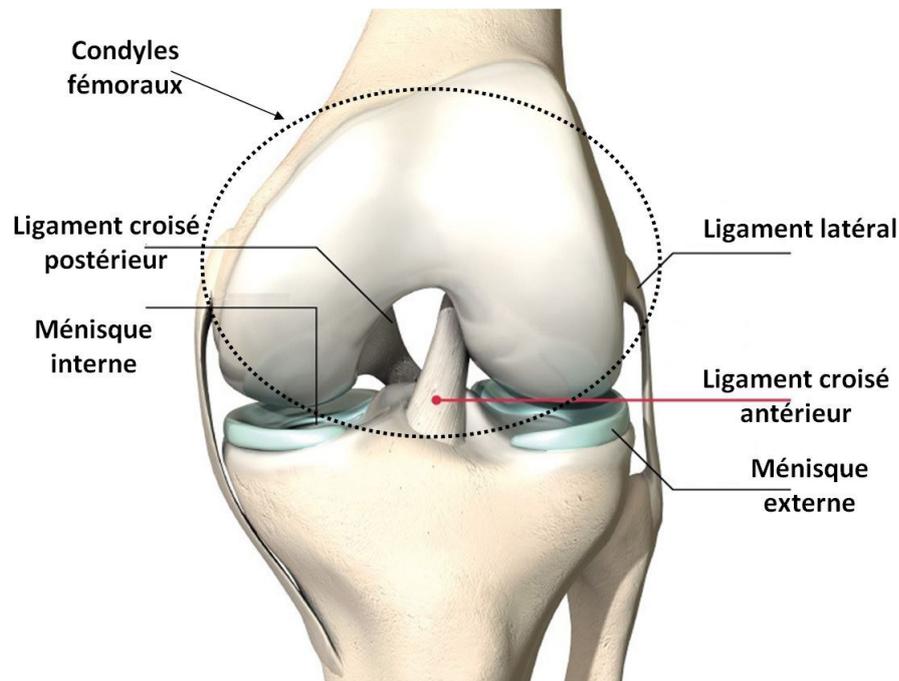


FIGURE 2.16 – Surface articulaire fémorale, ligaments, ménisque

- La surface articulaire de la patella, située sur la face postérieure de la patella, est entièrement recouverte de cartilage.

2.3.4 Les éléments de maintien et de stabilité

a) Les ménisques :

Le ménisque (figure 2.16) est un anneau fibro-cartilagineux, situé entre le fémur et le tibia. Il ne s'interpose pas complètement entre ces deux os laissant persister un contact entre le cartilage du fémur et le cartilage du tibia. Il existe un ménisque interne en forme de O entre le condyle interne du fémur et la glène interne du plateau tibial et un ménisque externe en forme de C entre le condyle externe du fémur et la glène externe du plateau tibial. Chacun des deux ménisques (interne et externe) est uni au tibia par des ligaments ménisco-tibiaux situés aux extrémités antérieures et postérieures. Le ménisque a un rôle de cale, stabilisant le genou, et un rôle d'amortisseur. Il répartit ainsi les pressions à la périphérie des surfaces articulaires [6].

b) La capsule articulaire :

La capsule articulaire du genou se compose d'une couche fibreuse (capsule fibreuse) doublée par une membrane synoviale qui contient le liquide synovial indispensable à la nutrition et à la protection du cartilage. Elle se fixe en haut sur le fémur, à la limite proximale des condyles fémoraux. En arrière, elle enveloppe les condyles ainsi que l'échancrure intercondylienne, et en bas, la capsule fibreuse s'insère sur le bord du plateau tibial.

c) Les ligaments :

La richesse ligamentaire du genou et le fonctionnement de ces ligaments assurent la stabilité absolue du genou en extension [6] et délimite les amplitudes en flexion et rotation lors du mouvement du genou afin de garder les éléments osseux dans leurs positions physiologiques. Cela est assuré par quatre puissants ligaments : les deux ligaments croisés et les deux ligaments collatéraux.

- Les ligaments croisés : ils constituent le pivot central. On distingue le ligament croisé antérieur (LCA) (figure 2.16) et le ligament croisé postérieur (LCP) (figure 2.16). Les deux ligaments partent du fémur et s'accroche au niveau des épines tibiales. Le ligament croisé antérieur à une direction proche de la verticale, tandis que le ligament croisé postérieur à une position voisine de l'horizontale [6].

Le LCA limite le roulement vers l'arrière (rotation et glissement) des condyles fémoraux sur le plateau tibial pendant la flexion et les oblige ainsi à pivoter sur place. Il empêche également le fémur de se déplacer vers l'arrière sur le tibia et s'oppose à l'hyperextension du genou. Le LCP limite le mouvement de roulement vers l'avant du fémur sur le plateau tibial pendant l'extension et le convertit en un mouvement de rotation sur place. Il empêche également le fémur de se déplacer vers l'avant par rapport au tibia et contribue à éviter l'hyperflexion de l'articulation du genou.

- Les ligaments latéraux : Les ligaments latéraux du genou sont tendus lorsque le genou est en extension complète et contribuent donc à la stabilité en position debout. Ils contrôlent la stabilité latérale et empêchent tout bâillement. À mesure que la flexion progresse, ils se relâchent de plus en plus et permettent, tout en les limitant (freins ligamentaires), les mouvements de rotation au niveau du genou. Le ligament latéral externe s'étend de l'épicondyle latéral du fémur à la face latérale de la tête de la fibula. Le ligament latéral interne s'étend de l'épicondyle médial du fémur au condyle médial et à la partie supérieure de la face médiale du tibia (figure 2.16).
- Le ligament rotulien : Ce ligament avec le tendon des muscles constituant le quadriceps permet le mouvement d'extension du genou. Il s'étend de la tubérosité tibiale à la face antérieure de la rotule.

d) Les muscles :

La masse musculaire autour du genou permet de soutenir l'appareil capsulo-ligamentaire et d'actionner l'articulation du genou. Le genou étant principalement une articulation à un degré de liberté avec la flexion-extension, et occasionnellement autorise une rotation selon l'axe vertical du genou, nous distinguons trois groupes musculaires :

- les muscles fléchisseurs du genou qui sont les muscles ischio-jambiers avec les muscles biceps fémoraux, semi-tendineux et semi-membraneux (Figure 2.11).
- les muscles extenseurs du genou avec le muscle quadriceps fémoral. C'est le deuxième muscle le plus puissant après le muscle grand fessier (figure 2.10).
- les muscles rotateurs du genou qui permettent la rotation et qui sont les mêmes muscles que les fléchisseurs.

2.4 Les axes du membre inférieur

Les axes du membre inférieur sont des éléments fondamentaux permettant de définir l'orientation des os et donc la qualité de la marche. Les axes du membre inférieur peuvent être divisés en deux groupes : les axes anatomiques et les axes mécaniques.

2.4.1 Les axes anatomiques

Les deux axes anatomiques du membre inférieur sont l'axe anatomique fémoral et l'axe anatomique tibial.

- a) L'axe anatomique fémoral relie le grand trochanter et le centre de l'échancrure intercondylienne (figure 2.17).
- b) L'axe anatomique tibial relie le centre des épines tibiales et le milieu de la mortaise tibio-péronière (figure 2.17).

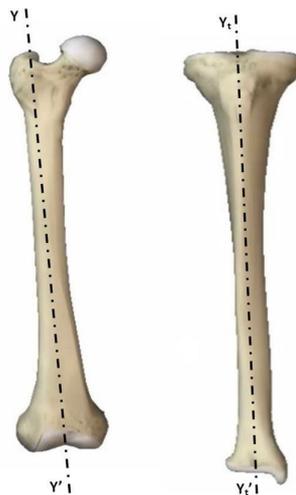


FIGURE 2.17 – Axes anatomiques du genou

2.4.2 Les axes mécaniques

L'axe mécanique représente la direction des forces appliquées à une structure (fémur, tibia). Dans le cas du membre inférieur cette force sera absorbée par les articulations. On cite trois axes mécaniques dans le cas du membre inférieur : l'axe mécanique fémoral, l'axe mécanique tibial et l'axe mécanique du membre inférieur.

2.4.2.1 L'axe mécanique fémoral

L'axe mécanique fémoral relie le centre hanche H et le centre genou K (figure 2.18).

Dans la littérature le centre hanche est défini comme étant le centre de la tête fémoral, appelé

également centre hanche anatomique [7]. En supposant que la tête fémorale est sphérique, ce centre est considéré comme le «gold standard» [7]. Néanmoins, l'apparition de la chirurgie orthopédique assistée par ordinateur a donné naissance à un nouveau centre hanche lié au sommet du cône résultant du mouvement de circumduction du membre inférieur autour du pelvis. Ce dernier est appelé centre hanche fonctionnel [4].

Le centre genou K, est l'objet de plusieurs définitions dans la littérature, on peut citer :

- Le milieu de l'échancrure intercondylienne (figure 2.18, b), selon Mansat et Bonnel [8].
- Le milieu des condyles postérieurs (figure 2.18, c), selon Mansat et Bonnel [8].
- Le milieu des épines tibiales (figure 2.18, d), selon Cazalis [9].

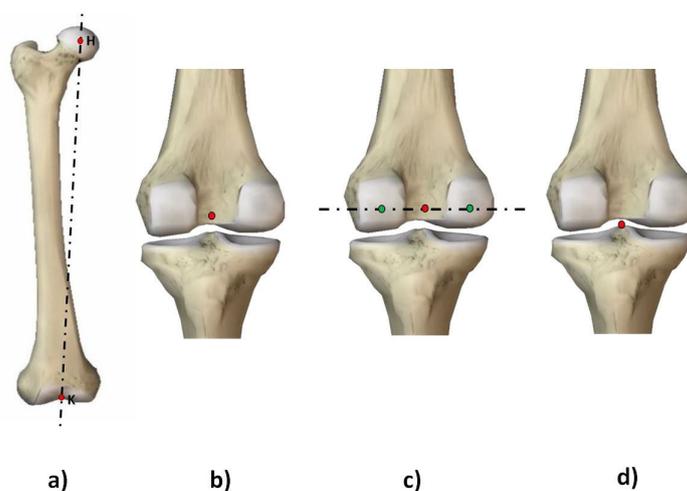


FIGURE 2.18 – Axe mécanique du fémur et les différentes définitions du centre genou

2.4.2.2 L'axe mécanique tibial

L'axe mécanique tibial relie le centre des épines tibiales et le centre de l'articulation de la cheville défini par le milieu de la mortaise tibio-péronière. Il est confondu avec l'axe anatomique tibial (figure 2.17).

2.4.2.3 L'axe mécanique du membre inférieur

Défini par le segment de droite joignant le centre de la tête fémorale au centre de la mortaise tibio-péronière, cet axe passe normalement par le milieu des deux épines tibiales. Si cette ligne passe en dedans du milieu des deux épines tibiales il s'agit d'un *genou varum* alors que si elle passe en dehors il s'agit d'un *genou valgum*.

2.4.3 L'angle d'alignement du membre inférieur

La mesure angulaire de l'alignement du membre inférieur se fait en calculant l'angle entre l'axe mécanique fémoral et l'axe mécanique tibial. L'angle HKA formé entre le centre de la hanche (H,

pour « Hip»), le centre du genou (K pour « Knee») et le centre de la cheville (A pour « Ankle») définit alors l'angle d'alignement du membre inférieur (figure 2.19).

En 2D l'angle HKA est évalué selon le plan frontal et selon le plan sagittal en appui bipodal. Dans le plan frontal, si l'angle HKA est égal 180° , le membre inférieur est dit normo axé (figure 2.19, gauche). Quand l'angle est inférieur à 180° , le membre est dit en *genou valgum* (figure 2.19, droite). A l'inverse, si l'angle HKA est supérieur à 180° , le membre inférieur est dit en *genou varum* (figure 2.19, milieu).

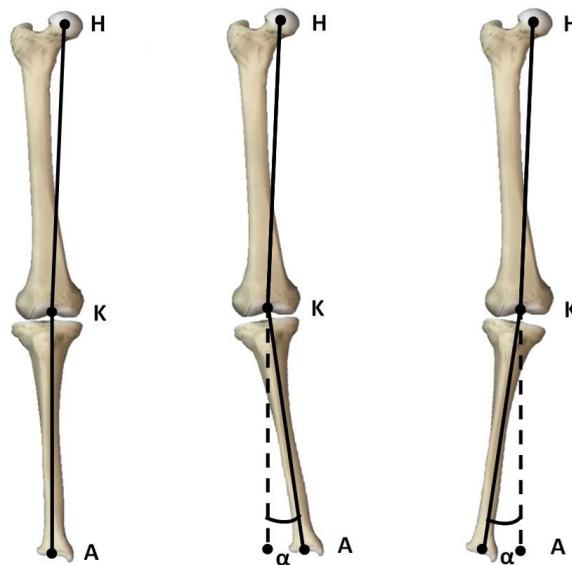


FIGURE 2.19 – Angle HKA, de gauche à droite, genou normoaxé, genou Varum et genou Valgum

Dans le plan sagittal, si l'angle HKA est inférieur à 180° , le membre inférieur est dit en *genou recurvatum*. A l'inverse, si l'angle HKA est supérieur à 180° , le membre inférieur est dit en *genou flexum*.

Dans la littérature, plusieurs études ont été réalisées pour établir la plage de mesure de l'angle HKA sur le plan frontal et sagittal et qui correspond à la normalité. Sur le plan frontal, parmi les premières études qui ont évaluées le HKA normal, on peut citer le travail de Maquet. Selon lui, l'angle entre l'axe mécanique fémoral et l'axe mécanique tibial doit être de 180° . D'autres travaux affirment que fixer une valeur unique est impossible, à cause de la variabilité morphologique du membre inférieur pour chaque patient. Une approche statistique montre que la distribution de la normalité n'est pas la même pour les hommes et les femmes ainsi que suivant les individus [10]. L'étude de Glimet [11] par exemple établit une valeur moyenne de $180,02^\circ$ et un écart type de $2,46^\circ$. En se basant sur ces résultats, on peut dire, d'une manière générale, qu'une mesure de l'angle HKA située entre 175° et 185° selon le plan frontal représente un genou normal. Sur le plan sagittal, des études montrent qu'un *genou recurvatum* varie entre 0° et 10° et peut aller même jusqu'à 15° chez certains individus [12, 13].

2.5 L'arthrose de la hanche et du genou

Cette section présentera l'arthrose au niveau de la hanche et du genou afin de mieux comprendre cette maladie et les enjeux qui l'entoure. Nous présenterons également les moyens actuels permettant le diagnostic et son traitement.

2.5.1 Présentation générale de l'arthrose

L'arthrose, appelée aussi arthropathie chronique dégénérative, est une maladie qui touche les articulations. Elle se définit par une dégénérescence du cartilage. Cependant au cours de son évolution, les structures de l'articulation peuvent être atteintes aussi.

Au quotidien, l'articulation est soumise à des forces de compression et de tension très importantes. En biomécanique ces forces sont étudiées et schématisées pour chaque configuration articulaire (figure 2.20) [6]. Au cours du mouvement, les forces absorbées par les articulations se concentrent sur les zones de contacts des deux os, ce qui entraîne des contraintes mécaniques de frottement. Le cartilage, un élément commun à toutes articulations, recouvre les surfaces osseuses entre les deux os, permettant ainsi leur glissement. C'est lui qui réduit les effets mécaniques de frottement grâce à ses facultés biomécaniques particulières et son coefficient de frottement très faible.

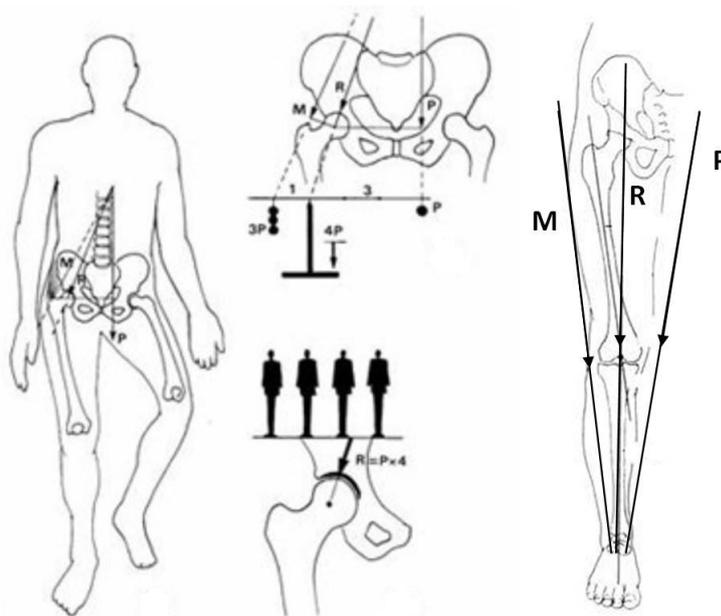


FIGURE 2.20 – Biomécanique de la hanche et du genou

Nous avons vu précédemment que l'articulation est aussi soutenue par des éléments de maintiens et de stabilité (ligaments, ménisques, muscles. . .). Le déséquilibre de l'un de ces éléments peut induire une usure anormale prématurée du cartilage dont l'arthrose est la principale conséquence [1]. En effet, le frottement peut créer ce que nous appelons les ostéophytes, qui selon leurs degrés de gravité, peuvent conduire à la réduction de la mobilité de la personne atteinte.

L'arthrose de la hanche ou coxarthrose est une des plus répandues, elle est le principal motif de pose de prothèse totale de hanche dans le monde.

L'arthrose du genou ou gonarthrose peut toucher un, deux ou trois compartiments du genou ce qui nous permet de distinguer trois catégories :

- L'arthrose fémoro-tibiale : elle se manifeste par la dégradation du cartilage sur la surface du fémur ou du tibia, ou sur les deux en même temps. Elle peut se manifester sur la partie fémoro-tibiale médiale (67% des cas), ou sur la partie fémoro-tibiale latérale dans 16% des cas. Elle est bilatérale dans plus de deux tiers des cas [1].
- L'arthrose fémoro-patellaire : Elle se situe dans le compartiment fémoro-patellaire. C'est le type d'arthrose le plus répandu avec 88% des cas [1].
- L'arthrose globale du genou : c'est le stade le plus avancé de l'arthrose du genou ou tous les compartiments osseux sont atteints.

2.5.2 Les facteurs de déclenchement de l'arthrose

Plusieurs facteurs peuvent déclencher l'apparition de l'arthrose. Selon [1], on peut les classer en deux groupes : les facteurs systématiques et les facteurs biomécaniques.

a) Les facteurs systématiques. C'est principalement le vieillissement. Avec l'âge le cartilage vieillit et perd de ses capacités lubrifiantes. Des fissures apparaissent alors sur la surface cartilagineuse et se développent petit à petit, laissant place au frottement et à l'apparition d'ostéophytes. Ce facteur de vieillissement est favorisé par l'augmentation de l'espérance de vie, surtout dans les pays développés.

b) Les facteurs biomécaniques. Parmi les facteurs biomécaniques on peut citer :

- L'obésité : c'est un des facteurs les plus importants
- Les traumatismes tels que les lésions des ligaments croisés ou des ménisques.
- Le sport de haut niveau avec des activités sportives denses pouvant entraîner l'arthrose chez des sujets jeunes.
- La physiologie particulière de l'articulation : les malformations, par exemple, peuvent conduire au développement de l'arthrose. La physiologie du genou (varum, valgum, flexum, recurvatum) peut favoriser l'apparition de la gonarthrose .

A travers les facteurs déclencheurs ci-dessus, on comprend que la surcharge mécanique est un élément majeur pour l'apparition de l'arthrose au niveau du membre inférieur. Cependant, ces facteurs n'expliquent pas toutes les arthroses, comme en témoignent les arthroses des articulations non portantes des membres supérieurs. La maladie de l'arthrose est dite plurifactorielle [14].

2.5.3 Le traitement de l'arthrose de la hanche et du genou

Comme nous l'avons vu dans les sections précédentes, l'arthrose est une maladie dégénérative du cartilage osseux. Cette dégénérescence est généralement progressive et connaît plusieurs stades de développement. Les traitements qui s'offrent de nos jours doivent être adaptés à chaque situation et à chaque stade de l'évolution de la maladie.

Le traitement de l'arthrose commence par le traitement anti-inflammatoire dès l'apparition des premiers symptômes (douleurs au niveau des articulations). Cependant le traitement médicamenteux n'est efficace que dans le stade précoce du développement de la maladie. L'approche chirurgicale n'est envisagée qu'à partir d'un certain âge et à un certain stade de développement de la maladie ou dans des cas particuliers de malformations articulaires dans un but préventif (genou *varum* ou *valgum* prononcé...etc.).

Durant les sections suivantes nous allons nous intéresser particulièrement aux approches chirurgicales existantes, afin de comprendre leurs points forts et leurs faiblesses, ce qui fera la base de notre réflexion et de notre travail de thèse.

2.6 Conclusion

Le membre inférieur comporte donc deux des plus grosses articulations du corps humain : la hanche et le genou. Ces deux articulations assurent la fonction de stabilité et de mobilité et subissent des contraintes mécaniques quotidiennes exercées par le poids du corps et les muscles. Ces contraintes mécaniques avec également d'autres facteurs tels que l'âge peuvent conduire au développement de l'arthrose de la hanche ou du genou. Cette maladie qui est un vrai problème de santé publique, touche des patients de plus en plus jeunes et connaît plusieurs stades de développement jusqu'à causer la réduction de la mobilité du patient atteint. Plusieurs solutions permettent de traiter l'arthrose de la hanche et du genou selon le degré d'évolution de la maladie sous formes médicamenteuses ou chirurgicales.

Le traitement chirurgical peut être dissocié en deux groupes. Le traitement chirurgical conservateur, vise, soit à prévenir l'arthrose dans le cas des chirurgies de reconstruction ligamentaire, ou à retarder son évolution comme l'ostéotomie supérieure du tibia. Le deuxième groupe est la chirurgie prothétique, elle intervient dans les stades avancés et visent à remplacer une partie ou la totalité de l'articulation par des éléments prothétiques afin de restaurer une fonction normale de l'articulation .

Compte tenu du nombre croissant de chirurgies pratiquées chaque année pour traiter l'arthrose sur des patients de plus en plus jeunes et actifs. Il est devenu nécessaire de concevoir et développer des implants prothétiques ayant une durée de vie plus longue et des techniques de chirurgie innovantes qui assurent précision et reproductibilité de la pose, et minimisant ainsi le risque de complications pour le patient.

Ces aspects ont conduit à de nombreuses innovations dans le domaine de la chirurgie orthopédique telles que l'apparition de la **chirurgie assistée par ordinateur**. Nous développerons ce dernier point dans les prochains chapitres.

Première partie

Détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur

La détection du centre hanche en GMCAO

3.1 Introduction

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, l'angle HKA est un paramètre clinique très important pour la réalisation de toute intervention chirurgicale portant sur le membre inférieur, en particulier sur le genou. Le calcul de cet angle repose sur la détermination des trois centres articulaires : la hanche, le genou et la cheville. Deux approches peuvent être envisagées dans ce cas. L'approche dite «Anatomique» [15, 16], qui consiste à accéder directement à la morphologie du patient afin de trouver le centre de la tête fémorale pour en déduire le centre hanche anatomique (CHA). Cependant durant la chirurgie du genou, la tête fémorale est éloignée du champ opératoire et l'accès direct à l'articulation de la hanche n'est donc pas possible. C'est pourquoi tous les systèmes de guidage s'appuient sur une approche de détection du centre hanche dite «fonctionnelle» [17, 18, 19, 4, 20, 15, 21, 16]. Cette dernière repose sur le calcul du centre de rotation du fémur par rapport au bassin. Les données cinématiques du patient captées par un système de localisation optique sont exploitées afin de calculer ce centre hanche fonctionnel (CHF).

Nous nous intéressons dans les prochains chapitres aux méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur. Nous évaluerons leurs robustesses (précision et reproductibilité) par rapport à la méthode anatomique, considérée comme le Gold-Standard [15, 16]. Nous évaluerons également l'impact sur le calcul de l'angle HKA.

Enfin, nous présenterons une nouvelle approche mini-invasive permettant de détecter le centre hanche fonctionnel de manière optimisée pour l'ostéotomie supérieure du tibia.

3.2 Les systèmes de suivi tridimensionnel en chirurgie assistée par ordinateur

Localiser un objet revient à trouver sa position par rapport à une référence. Cette notion de localisation ou de suivi est assez générale et est retrouvée dans divers domaines comme l'aérospatial, l'aéronautique, la robotique...etc

Dans un espace tridimensionnel, la position d'un point est décrite à partir d'un référentiel or-

thonormé par ces coordonnées selon trois axes (Ox , Oy , Oz) du référentiel.

Dans le contexte médical, le besoin de suivi en temps réel d'instruments ou de modèles associés au patient (comme les os dans le cas de la chirurgie orthopédique) est indispensable à la réalisation d'un geste chirurgical précis.

En GMCAO, un référentiel est fixé sur chaque objet qui nécessite une localisation. Ce référentiel est communément appelé "corps-rigide". Pour localiser l'objet, il suffit alors de connaître la matrice de transformation M qui permet de passer du référentiel absolu Rf_{abs} au corps-rigide Rf_m .

Cette matrice de transformation est constituée d'une matrice de rotation R et d'un vecteur de translation T . A chaque instant i la position d'un objet O dans la scène chirurgicale peut donc être caractérisée par l'équation suivante :

$$0_i = R_i 0_{i-1} + T_i$$

Où :

- R_i représente la matrice de rotation
- T_i représente la matrice de translation
- 0_{i-1} représente la position de l'objet à l'instant $i - 1$

3.2.1 Types de systèmes de suivi tridimensionnel

Dans tout type de systèmes de localisation 3D il existe un émetteur (source) et un récepteur afin de pouvoir calculer la matrice de transformation. Il existe essentiellement deux familles en chirurgie orthopédique :

- La technologie magnétique : le récepteur est fixé sur l'objet à suivre. L'émetteur localise ce récepteur grâce à un champ magnétique. Cette technologie peut néanmoins être particulièrement sensible à l'environnement ferromagnétique du bloc opératoire.
- La technologie optique : une caméra enregistre un signal émis ou réfléchi par le corps-rigide de l'objet à localiser.

On distingue deux catégories de localisateur optique : les localisateurs optiques actifs (figure 3.1, à droite), dans ce cas la source dispose de sa propre énergie pour émettre le signal lumineux, ou les localisateurs optiques passifs (figure 3.1, à gauche) lorsque la caméra émet un signal lumineux afin que les corps-rigide puissent le réfléchir pour pouvoir être localisé par la caméra.

Durant notre travail de thèse nous avons utilisé un système de localisation optique actif "AccuTrack 250, ATRACSYS[®]" et un autre système passif "POLARIS vicra, NDI[®]". Nous présentons dans le tableau (tableau 3.1) les caractéristiques techniques des deux systèmes utilisés.

On note que les corps-rigides utilisés par les systèmes de suivi optiques sont composés de plusieurs diodes, dans le cas d'un système actif (figure 3.2, à droite) ou de plusieurs sphères réfléchissantes dans le cas d'un système passif (figure 3.2, à gauche). Ces éléments sont appelés « marqueurs ».



FIGURE 3.1 – Système de localisation optique, actif (à droite) et passif (à gauche)

Système	Précision RMS(mm)	Fréquence (Hz)	Volume d'acquisition (mm)
Polaris Vicra (NDI®)	0,25	20	1312x1566x2400
AccuTrack 250 (ATRACSYS®)	0,14 (distance de 2m) 0,21 (distance de 2.5m)	4000	1931x2147x2000

TABLE 3.1 – Caractéristiques techniques, selon les constructeurs, des systèmes de localisation Polaris Vicra et AccuTrack 250

Dans le cas du système passif, le nombre de marqueurs, au minimum de trois, et leurs dispositions varient d'un corps-rigide à un autre. Ceci permet ainsi de différencier les corps-rigides entre eux s'il y a plusieurs corps-rigides présents dans le champ de la caméra.

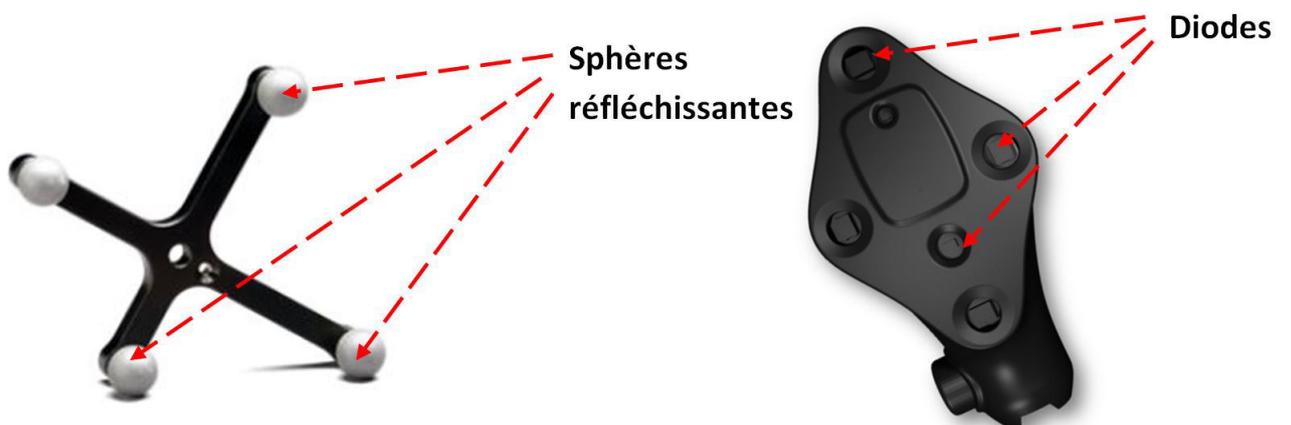


FIGURE 3.2 – Marqueurs optiques, actifs (à droite) et passifs (à gauche)

3.3 Principe de détection du centre hanche anatomique (CHA) en chirurgie assistée par ordinateur

Comme son nom l'indique, le centre hanche anatomique (CHA) est basé sur l'anatomie (la morphologie) du patient. Il est défini dans la littérature comme étant le centre de la tête fémorale [7] (figure 2.6, chapitre 2). La méthode utilisée en chirurgie assistée par ordinateur pour déterminer ce centre consiste à accéder à l'anatomie de la hanche, après luxation, et à utiliser le système de navigation pour acquérir un ensemble de points sur la surface de la tête fémorale. La figure 3.3 montre un exemple d'une capture d'écran de l'étape d'acquisition du centre hanche anatomique avec la solution Amplitude de la société Amplitude[®] utilisée pour la l'arthroplastie totale de hanche.

Une sphère est alors ajustée sur l'ensemble des points acquis sur la surface de la tête fémorale. Le centre de cette sphère est confondu avec le centre de la tête fémorale qui représentera le centre hanche anatomique (CHA)[22].



FIGURE 3.3 – Capture d'écran du logiciel de la solution Amplitude de la société Amplitude pour l'acquisition du centre hanche anatomique

La méthode anatomique est considérée comme le « gold standard » en chirurgie assistée par ordinateur [15, 16]. Dans la suite de nos travaux, nous utiliserons le centre hanche anatomique comme référence afin de valider et comparer les méthodes fonctionnelles.

3.4 État de l'art sur les méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche

Les méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche utilisées en chirurgie assistée par ordinateur sont issues des recherches en biomécanique et en analyse du mouvement.

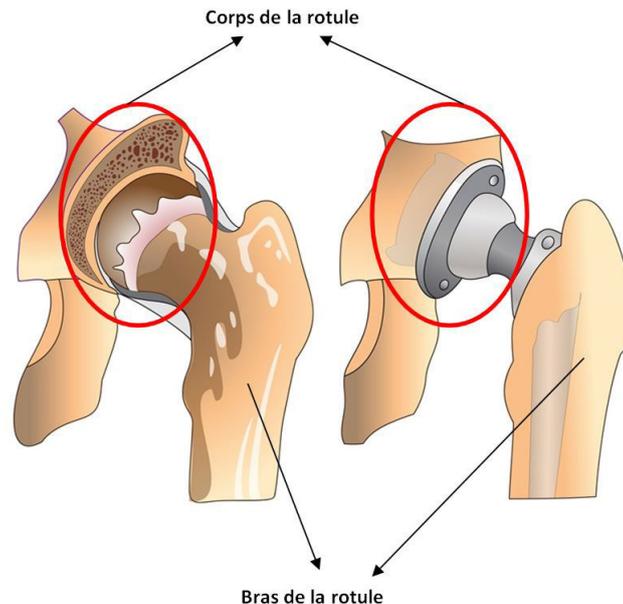


FIGURE 3.4 – Modélisation de la hanche

En biomécanique, la hanche est considérée comme une articulation de type synoviale qui peut être modélisée par une rotule, le fémur représente le bras de la rotule tandis que la tête fémorale et le cotyle représentent le corps de cette rotule (figure 3.4). En considérant la tête fémorale comme étant sphérique, le mouvement de circumduction de la jambe autour du bassin (figure 3.5) est similaire au mouvement de rotation du bras de la rotule. Le centre hanche fonctionnel (CHF) est dans ce cas confondu avec le centre de rotation (CR) de la hanche.

Il existe de nombreux algorithmes dans la littérature qui traitent la problématique de détection des centres de rotation en biomécanique. On peut les classer en deux grandes familles, les algorithmes basés sur les méthodes d'ajustement de sphère (ou «sphere fitting») (SF) et les algorithmes basés sur les méthodes de "techniques de transformation du centre" (TTC).

Dans la section suivante nous allons présenter ces deux familles.

3.4.1 Les méthodes « Sphere Fitting »

Dans ce type de méthodes, on considère que le centre de rotation est stationnaire. Une hypothèse qui n'est vraie que si le mouvement de rotation d'un segment de l'articulation est réalisé par rapport à un autre segment fixe. Ces méthodes nécessitent l'enregistrement de plusieurs positions successives

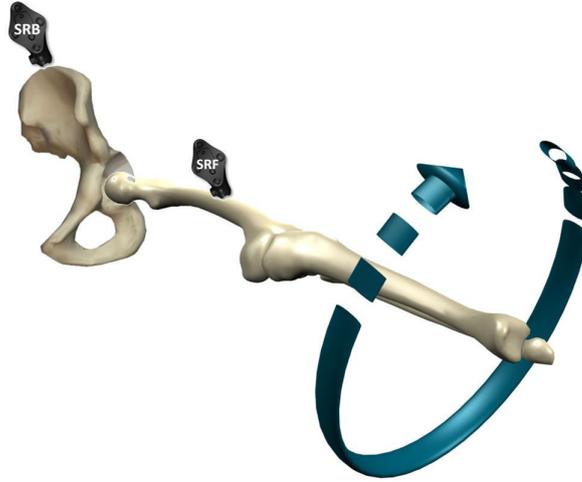


FIGURE 3.5 – Mouvement de circumduction de la jambe autour du bassin

du corps-rigide fémoral SRF (Système de Référence Fémur), captées par le système de localisation optique, par rapport à un autre système de référence fixe, généralement placé sur le bassin SRB (Système de Référence Bassin), au cours d'un mouvement circulaire du membre inférieur (figure 3.5).

En l'absence de tout bruit, les positions successives du système de référence fémoral au cours du mouvement de circumduction, s'inscrivent parfaitement sur la surface d'une sphère qui a pour centre, le centre de rotation de ce mouvement (CR). La figure 3.6 illustre ce phénomène. En considérant un centre unique au mouvement de rotation et en supposant la sphéricité de la tête fémorale, ce centre « CR » est confondu avec le centre hanche. Trouver le centre hanche revient donc à trouver l'équation de la sphère qui approxime au moindre carré le nuage de points associé aux positions successives des marqueurs constituant le référentiel SRF suivant l'équation (3.1).

$$f_{geom}(c, r_1, \dots, r_m) = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (\|p_{ij} - c\| - r_j)^2 \quad (3.1)$$

Ou :

- c : est le centre de rotation.
- r_j : est le rayon de la sphère sur laquelle le marqueur j évolue.
- p_{ij} : est la position du marqueur j appartenant au référentiel SRF exprimé dans le système de référence SRB à l'instant i , sachant que le corps-rigide fémoral contient m marqueurs.

Cette méthode est à la base de plusieurs algorithmes de détection du centre de rotation en biomécanique [15, 21, 16]. Elle est aussi connue sous le nom de « Geometric Sphere Fitting » qui a été évaluée par Piazza dans [23]. La minimalisation de l'équation 3.1 est un problème non linéaire sans solution fermée, qui peut être résolu de manière itérative [16], mais qui nécessite bien souvent une estimation initiale du centre de rotation c . Le rayon r_j peut dans ce cas être calculé directement à partir de l'équation (3.1) suivant la formule suivante :

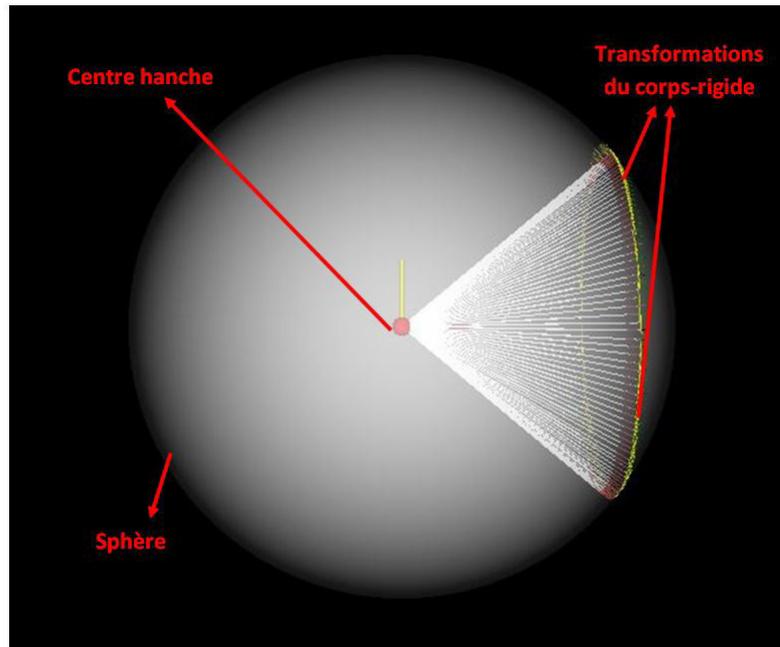


FIGURE 3.6 – Déplacement du corps-rigide en l'absence de bruit

$$r_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\|p_{ij} - c\|) \quad (3.2)$$

D'autres méthodes issues des travaux de Delonge [24] et de Kasa [25], ne nécessitent pas une estimation initiale du centre de rotation [26, 27, 28, 15, 21]. Parmi les méthodes les plus répandues, on peut citer le travail de Gammage [15] qui identifia sa fonction de minimisation de moindre carrée selon l'équation :

$$f_{alg}(c, r_1, \dots, r_m) = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n ((\|p_{ij} - c\|)^2 - (r_j)^2)^2 \quad (3.3)$$

En présence de bruit, Halvorsen [21] a démontré que la solution de Gammage [15] est biaisée par une erreur systématique qui fait que le centre c ne converge pas vers la vraie valeur même avec de nombreuses acquisitions. Afin de régler ce problème de biais, Halvorsen a proposé une approche modifiée dénommée «Bias Compensated Algebraic Sphere Fitting» où le biais peut alors être réduit.

3.4.2 Les méthodes dites de «Technique de Transformation du Centre» (TTC)

Comme pour les méthodes de « sphere fitting » on assume aussi qu'un segment de l'articulation est en mouvement par rapport à un deuxième segment fixe et que le centre de rotation CR est constant.

En supposant que chaque corps-rigide possède au minimum trois marqueurs, il est possible de définir une transformation Tr_i du corps-rigide pour chaque acquisition i :

$$Tr_i = R_i + t_i$$

Avec :

- R_i la matrice de rotation
- T_i la matrice de translation

Si le centre de rotation est stationnaire, il existe alors un point \tilde{c} pour chaque transformations Tr_i tel que :

$$c_i = R_i \tilde{c} + t_i \quad (3.4)$$

En définissant un système de coordonnées local au corps-rigide du segment en mouvement et un système de coordonnées global associé au localisateur, les transformations permettant le passage du système de coordonnées global à ce système de coordonnées local, permettent d'exprimer le centre de rotation directement dans le système de coordonnées local.

La translation t_i et la matrice de rotation R_i représentent alors la transformation permettant d'effectuer le passage entre le référentiel global et le référentiel local (figure 3.7).

La plupart des approches utilisant ces méthodes TTC [4, 20, 16, 29] reposent sur le calcul de ces transformations (R_i, t_i) afin de déterminer c et \tilde{c} comme étant le minimum de la fonction de coût :

$$f_{TTC}(c, \tilde{c}) = \sum_{i=1}^n \|R_i \tilde{c} + t_i - c\|^2 \quad (3.5)$$

Nous avons identifié deux méthodes, les plus utilisées en chirurgie assistée par ordinateur, dans la littérature et qui se basent sur ces approches TTC : la méthode du point le moins mobile «the Least Moving Point» (LMP) [4] et la méthode du pivot «The Pivoting» (PIV) [20]. Ces deux méthodes adoptent deux stratégies différentes pour le calcul de centre hanche fonctionnel que nous détaillerons dans les sous-sections suivantes.

3.4.2.1 La méthode du Pivot (PIV)

La méthode originale du Pivot à été démontrée dans [20] en utilisant deux corps-rigides : un placé sur le fémur SRF (système de référence mobile), exprimé par rapport à un deuxième corps-rigide placé au niveau du bassin SRB (système de référence fixe). L'algorithme du pivot (PIV) est basé sur l'addition de vecteurs. Dans le référentiel bassin SRB , la position de l'origine du référentiel fémur $O_{SRF,cal}$ peut être calculée par l'addition du vecteur $\overrightarrow{O_{SRB,mes}H}$ au vecteur $\overrightarrow{HO_{SRF,mes}}$. Ceci peut être exprimé suivant l'équation (3.6) :

$$\overrightarrow{O_{SRF,cal}} = \overrightarrow{O_{SRB,mes}H} + R_{bassin}^{femur} \overrightarrow{HO_{SRF,mes}} \quad (3.6)$$

- $\overrightarrow{O_{SRB,mes}H}$: est un vecteur exprimé dans le référentiel bassin, partant de l'origine du référentiel bassin $O_{SRB,mes}$ vers le centre hanche H .

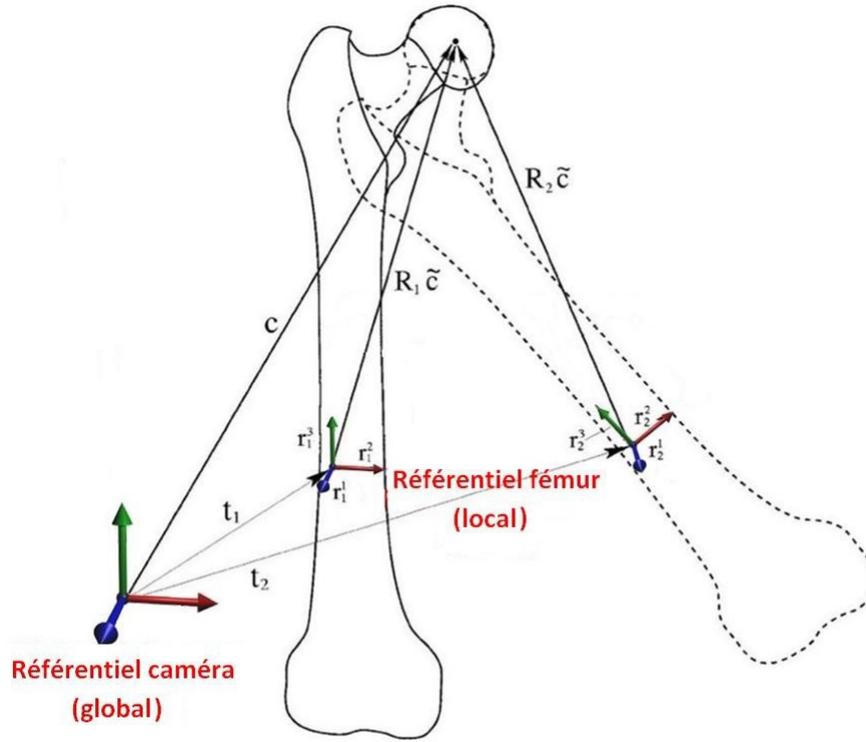


FIGURE 3.7 – Transformation du référentiel global au référentiel local

- $\overrightarrow{HO_{SRF,mes}}$: est un vecteur exprimé dans le référentiel fémur, partant du centre hanche H vers l'origine du référentiel fémur $O_{SRF,mes}$
- R_{bassin}^{femur} : est la matrice de rotation permettant d'exprimer le référentiel fémur dans le référentiel bassin et qui exprime le vecteur $\overrightarrow{HO_{SRF,mes}}$ dans le référentiel bassin.

L'équation (3.6) est formulée avec des vecteurs mais peut également être exprimée selon les coordonnées cartésiennes x, y, z associées à chaque vecteur :

$$\overrightarrow{O_{SRF,cal}x} = \overrightarrow{O_{SRB,mes}H}_x + R_{bassin}^{femur} \overrightarrow{HO_{SRF,mes}x} \quad (3.7)$$

$$\overrightarrow{O_{SRF,cal}y} = \overrightarrow{O_{SRB,mes}H}_y + R_{bassin}^{femur} \overrightarrow{HO_{SRF,mes}y} \quad (3.8)$$

$$\overrightarrow{O_{SRF,cal}z} = \overrightarrow{O_{SRB,mes}H}_z + R_{bassin}^{femur} \overrightarrow{HO_{SRF,mes}z} \quad (3.9)$$

L'algorithme du pivot suppose que :

- la magnitude du vecteur $\overrightarrow{O_{SRB,mes}H}$ est constante (la position du centre hanche H est fixe dans le référentiel bassin).
- la magnitude du vecteur $\overrightarrow{HO_{SRF,mes}}$ est constante (la position du centre hanche H est fixe dans le référentiel fémur).

L'équation (3.6) exprime le centre hanche dans le référentiel fémur et dans le référentiel bassin simultanément. Disposant de deux positions et orientations connues du référentiel fémur on peut obtenir ainsi deux instances de l'équation (3.6) produisant un ensemble de six équations avec six inconnues : les coordonnées x, y, z des vecteurs $\overrightarrow{O_{SRB,mes}\hat{H}}$ et $\overrightarrow{HO_{SRF,mes}}$.

$$\begin{bmatrix} \overrightarrow{O_{SRF,mes}x_1} \\ \overrightarrow{O_{SRF,mes}y_1} \\ \overrightarrow{O_{SRF,mes}z_1} \\ \vdots \\ \overrightarrow{O_{SRF,mes}x_n} \\ \overrightarrow{O_{SRF,mes}y_n} \\ \overrightarrow{O_{SRF,mes}z_n} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11,mes1} & R_{12,mes1} & R_{13,mes1} & 1 & 0 & 0 \\ R_{21,mes1} & R_{22,mes1} & R_{23,mes1} & 0 & 1 & 0 \\ R_{31,mes1} & R_{32,mes1} & R_{33,mes1} & 0 & 0 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ R_{11,mesn} & R_{12,mesn} & R_{13,mesn} & 1 & 0 & 0 \\ R_{21,mesn} & R_{22,mesn} & R_{23,mesn} & 0 & 1 & 0 \\ R_{31,mesn} & R_{32,mesn} & R_{33,mesn} & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} -\overrightarrow{HO_{SRF,mes}x_1} \\ -\overrightarrow{HO_{SRF,mes}y_1} \\ -\overrightarrow{HO_{SRF,mes}z_1} \\ \overrightarrow{O_{SRB,mes}\hat{H}_{x1}} \\ \overrightarrow{O_{SRB,mes}\hat{H}_{y1}} \\ \overrightarrow{O_{SRB,mes}\hat{H}_{z1}} \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Le même principe peut être utilisé lorsque le corps rigide du bassin n'est pas disponible. Dans ce cas, le système de référence fixe SRB est équivalent au système de référence caméra SRC , à condition que la caméra et le bassin soient immobiles durant l'acquisition.

3.4.2.2 La méthode du point le Moins mobile « Least Moving Point» (LMP)

Dans les approches de type Sphere Fitting ou Pivot, on considère que le centre hanche est un point fixe durant le mouvement de circumduction du fémur. Or des paramètres supplémentaires doivent être pris en compte *in-vivo* :

1. La tête fémorale est ovoïde et irrégulière.
2. Le mouvement réalisé au membre inférieur peut provoquer des mouvements du bassin et donc des déplacements parasites du cotyle.
3. L'erreur de mesure de la caméra n'est pas égale à zéro même si elle est faible [30].

C'est pourquoi une nouvelle méthode qui ne considère pas le centre de rotation (le centre hanche) comme un point unique et fixe durant le mouvement de circumduction a été développée [4]. Cette méthode considère le centre de rotation comme étant un point mobile durant l'acquisition. Cependant, il existe un point de l'articulation pour lequel le mouvement est relativement faible, c'est le point qui bouge le moins « Least Moving Point». La résolution du centre hanche revient donc à trouver le point qui minimise la fonction 3.11 :

$$f(c) = \sum_{i=1}^n \|c_{i-1} - c_i\|^2 \quad (3.11)$$

ou :

- i est la position du fémur à un instant t .
- c_i est le centre de rotation calculé à l'instant i .
- c_{i-1} est le centre de rotation calculé à l'instant $i - 1$

En utilisant (3.4) et (3.11) nous obtenons :

$$f(c) = \sum_{i=1}^n \|R_{i-1}c + t_{i-1} - R_i c - t_i\|^2 \Rightarrow f(c) = \sum_{i=1}^n \|(R_{i-1} - R_i)c + t_{i-1} - t_i\|^2 \quad (3.12)$$

Nous définissons les équations :

$$Ro_i = R_{i-1} - R_i \quad (3.13)$$

$$Tr_i = t_{i-1} - t_i \quad (3.14)$$

En utilisant (3.12), (3.13) et (3.14), nous obtenons :

$$f(c) = \sum_{i=1}^n \|Ro_i c + Tr_i\|^2 \quad (3.15)$$

Soit sous la forme du produit scalaire de deux vecteurs :

$$f(c) = \sum_{i=2}^n \langle Ro_i c + Tr_i, Ro_i c + Tr_i \rangle \quad (3.16)$$

On cherche la valeur de c de manière à ce que $f(c)$ soit minimale, c'est-à-dire que la dérivée première de $f(c)$ soit nulle :

$$\frac{df(c)}{dc} = 0 \quad (3.17)$$

En utilisant (3.16) et (3.17) nous obtenons alors :

$$\sum_{i=2}^n (Ro_i^t Ro_i) c = - \sum_{i=2}^n (Ro_i^t Tr_i) \quad (3.18)$$

Nous définissons les équations (3.19) et (3.20) et nous les utilisons dans (3.18) :

$$A = \sum_{i=2}^n (Ro_i^t Ro_i) c \quad (3.19)$$

$$b = \sum_{i=2}^n (Ro_i^t Tr_i) \quad (3.20)$$

Nous obtenons donc un système d'équation sous la forme :

$$Ac = b \quad (3.21)$$

Trouver la valeur de c revient donc à résoudre le système (3.21).

3.5 Bibliographie sur les méthodes de détection du centre hanche fonctionnel en GMCAO

Les méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur ont fait l'objet de plusieurs travaux dans la littérature. Ces études peuvent être classées en trois groupes :

3.5.1 Études basées sur la simulation mathématique

Plusieurs paramètres d'acquisition sont simulés afin d'étudier les méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche en matière de robustesse, de précision et afin d'évaluer les différents paramètres qui pourraient influencer leurs comportements et leurs résultats. Parmi ces études, on peut citer le travail de Stindel [4], Duda [16], Halvosem [27], Gamage [15], Piazza [23]. Les paramètres qui ont été simulés sont : le bruit du système de navigation et sa nature, les bruits relatifs à la non-sphéricité de la tête fémorale, le nombre de tours et le nombre de transformations acquises par tour, la nature du mouvement appliqué à la jambe lors de l'acquisition. L'avantage de ce type d'étude est de pouvoir varier les paramètres de simulation et les contrôler très précisément, afin de pouvoir simuler certains effets difficiles à quantifier avec exactitude dans un environnement réel. Ces paramètres peuvent être le bruit du système de navigation ou le mouvement du cotyle lors de l'acquisition. Un autre avantage réside dans la connaissance précise de la position du centre hanche. L'inconvénient majeur de ces études est lié à leur nature simulée ne prenant parfois pas en compte la réalité clinique. Une autre limite est que les différentes études étaient souvent concentrées sur un algorithme en particulier, ce qui ne permet pas de comparer les approches. Duda [16] a évalué plusieurs méthodes différentes mais n'a étudié que l'impact du bruit du système de navigation ou l'amplitude du mouvement sur la précision des méthodes. Ceci est donc non suffisant pour comparer pleinement les différentes approches.

3.5.2 Études basées sur fantomes mécanique

Dans cette catégorie, l'articulation de la hanche est reproduite par une instrumentation mécanique (figure 3.8). Ces études avaient pour but de se rapprocher des caractéristiques biomécaniques de la hanche et de s'affranchir ainsi de la simulation mathématique. L'avantage de ce type d'étude est qu'elle permette de tester les méthodes de détection du centre hanche dans un milieu pratique réaliste (utilisation d'un système de navigation, interaction utilisateur...). Cependant ces bancs tests sont souvent représentés par une rotule mécanique, où la tête fémorale est une sphère parfaite, ce qui n'est pas le cas dans la réalité. Les bruits associés à la non sphéricité de la tête fémorale ne sont donc pas pris en compte dans ce cas (figure 3.8). De même que pour les études par simulation, ces études ont souvent été appliquées à une seule méthode [20, 31], rendant ainsi impossible la comparaison des différentes approches

3.5.3 Etudes réalisées sur cadavre (in-vitro)

Nous avons identifié une étude (Lopomo [29]) évaluant en *in-vitro* la précision de deux méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche : la méthode SF de Gamage [15] et la méthode du Pivot [20] dans un contexte de chirurgie orthopédique assistée par ordinateur. Cette étude a été réalisée sur

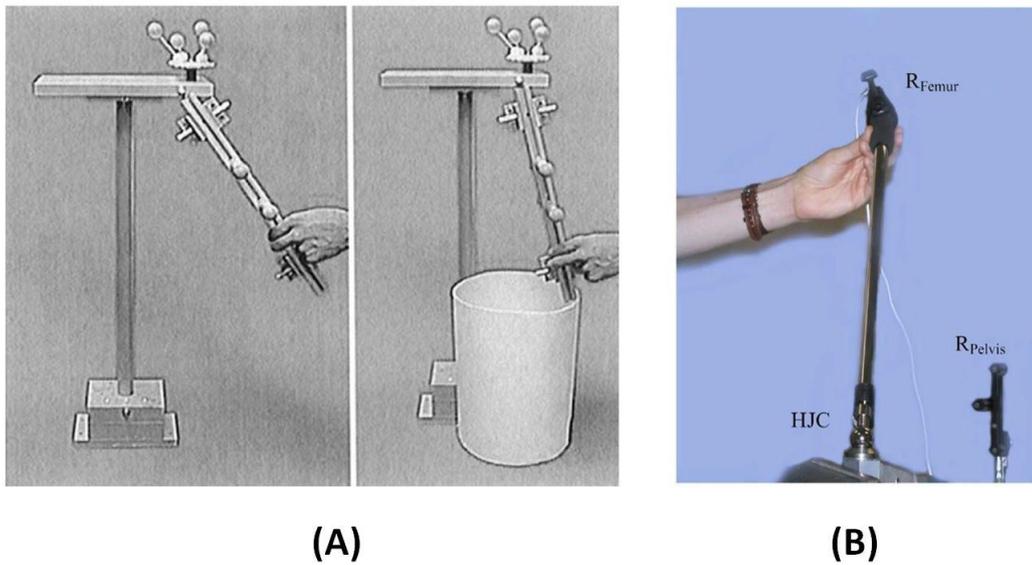


FIGURE 3.8 – Banc test mécanique : (A) expérience de Piazza [31], et (B) expérience de Delp [20]

des pièces anatomiques de cadavres, composées d'un bassin et de la partie proximale de la cuisse. Le bassin était fixé sur un support lui même figé sur une table de test (figure 3.9). Cette expérience apporte un réel avantage, celui de pouvoir tester les deux méthodes de manière in-vitro, sur cadavres, ce qui permet de se rapproche d'une situation clinique réelle. Cependant la configuration du test cadavérique : l'utilisation des pièces anatomiques (bassin et fémur) ou la fixation du bassin sur la table introduit un biais à l'expérience, car les mouvements parasites liés au bassin sont neutralisés. De plus, cette étude ne concernait que deux méthodes. Une deuxième étude considère uniquement la méthode basée sur l'ajustement d'une sphère [32]. Cette étude à l'avantage d'évaluer la méthode de SF dans un environnement proche du clinique. Cependant elle a l'inconvénient de s'intéresser uniquement à une seule méthode de détection du centre hanche.

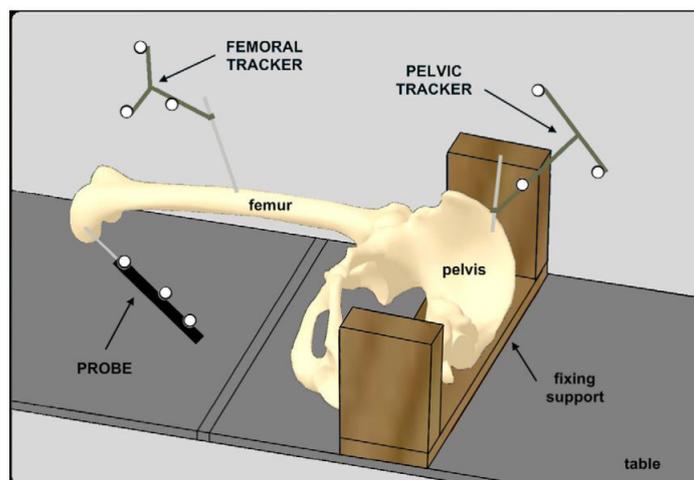


FIGURE 3.9 – Banc test de Lopomo [29]

3.6 Les paramètres à prendre en compte dans les méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche en GMCAO

Les études rencontrées dans la littérature nous ont permis de collecter un ensemble de paramètres qu'il était nécessaire de prendre en compte lors de l'utilisation des méthodes de détection du centre hanche en GMCAO. Le tableau (3.2) liste ces différents paramètres.

Paramètre	valeurs	Référence
Nature du mouvement	<ul style="list-style-type: none"> • Circumduction (cercle, ellipsoïde) • Flexion/extension • Adduction/abduction • Rectangle • Carré 	Stindel [4] ,Delp [20] , Halvosern [27]
Amplitude	1°/35°/45°/90° 15°/30° 20° 40°/45°	Stindel [4] Delp [20] Duda [16] Halvosern [27]
Bruit de la caméra + bruit de la cavité cotyloïdienne	SD = 1mm à 16mm SD = 10 mm	Stindel [4] Duda [16]
Nombre de transformation/tours	50 à 200 240	Stindel [4] Halvosern [27]
Distance minimale entre deux acquisitions successives	1 à 50mm	Stindel [4]

TABLE 3.2 – Paramètres d'acquisition pouvant impacter les méthodes fonctionnelles en GMCAO (SD : standard deviation)

3.7 Conclusion

Dans la littérature il existe plusieurs méthodes de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur. Ces méthodes peuvent être divisées en deux catégories. Tout d'abord, l'approche anatomique (morphologique) qui consiste à trouver le centre hanche anatomique comme étant le centre de la tête fémorale. Cette approche est considérée par beaucoup d'auteurs comme le gold standard [4, 29].

Puis les approches dites fonctionnelles qui se basent sur la cinématique du membre inférieur. Notre étude bibliographique a débouché sur plusieurs articles qui ont étudié les méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur. La plupart de ces études sont basées sur des simulations ou sur des bancs de test mécaniques et évaluent une ou deux méthodes à la fois, et ne prennent pas en compte l'ensemble des paramètres pouvant influencer le comportement des méthodes étudiées. Une seule étude in-vitro sur le centre hanche fonctionnel a été trouvée. Cette étude est limitée (1) par l'utilisation de pièces anatomiques fixées sur la table de test et (2) l'utilisation seulement de deux méthodes fonctionnelles.

Après analyse de la bibliographie, il nous paraît donc important de pouvoir comparer plusieurs méthodes de détection du centre hanche fonctionnel en chirurgie assistée par ordinateur sur (1) un environnement simulé en prenant en compte l'ensemble des paramètres pouvant influencer les résultats, et (2) des données in-vitro, afin de tirer des conclusions claires quant à la robustesse et la précision des différentes méthodes de détection du centre hanche en GMCAO dans une situation proche de la clinique. C'est pourquoi dans les prochains chapitres nous évaluerons ces méthodes fonctionnelles que nous avons identifiées dans la littérature et nous étudierons l'impact sur l'angle HKA.

Validation des méthodes de calcul du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur

4.1 Introduction

Comme nous avons pu le voir dans le chapitre 3, il existe deux types d'approches fonctionnelles pour la détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur : l'approche basée sur l'ajustement d'une sphère « Sphere Fitting » et l'approche basée sur les « Techniques de Transformation du Centre ». Pour chacune de ces approches il existe plusieurs méthodes. Dans ce chapitre, nous allons présenter le protocole de validation que nous avons mis en place pour évaluer (1) la précision et la reproductibilité des différentes méthodes, et (2) l'impact sur le calcul de l'angle HKA.

4.2 Référentiel du membre inférieur

Avant de présenter notre protocole de validation, nous définissons dans un premier temps le référentiel du membre inférieur.

4.2.1 Calcul du référentiel du membre inférieur

En pratique les centres articulaires acquis pendant la chirurgie, dans notre cas, les centres genou, hanche et cheville sont enregistrés dans les référentiels du corps-rigide auxquels ils sont définis par exemple :

- Le centre hanche est enregistré dans le référentiel du corps-rigide fémoral,
- Le centre cheville est enregistré dans le référentiel du corps-rigide tibial,
- Le centre genou, dépendant de la technique utilisée pour son acquisition, est enregistré dans le référentiel du corps-rigide fémoral ou tibial.

Afin de définir les plans anatomiques du membre inférieur, il est essentiel de définir un référentiel «virtuel», commun au membre inférieur, dans lequel tous les points anatomiques acquis durant la chirurgie seront définis. Ainsi, tous les calculs effectués lors de la chirurgie se feront par rapport à ce référentiel virtuel du membre inférieur que nous appelons Ref_{membre_inf}

Nous définissons le Ref_{membre_inf} de la manière suivante :

- L'origine du référentiel Ref_{membre_inf} est placée au niveau du centre genou.
- Le vecteur X du référentiel Ref_{membre_inf} est dirigé du centre genou vers le centre hanche.
- Le vecteur Y du référentiel Ref_{membre_inf} est dirigé du point médial vers le point latéral du centre genou (épicondyle médial et latéral ou plateau tibial médial et latéral).
- Le vecteur Z est dirigé selon le produit vectoriel entre les deux vecteurs X et Y .

Une illustration graphique du référentiel virtuel du membre inférieur Ref_{membre_inf} est présentée dans la figure 4.1.

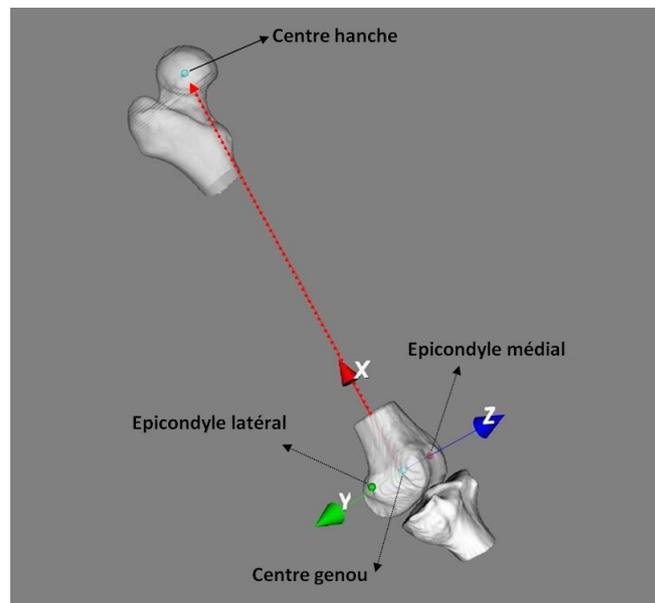


FIGURE 4.1 – Référentiel virtuel du membre inférieur

Ainsi, les plans anatomiques du membre inférieur (plan frontal, plan sagittal et plan transversal) seront calculés en utilisant les axes X , Y , Z du référentiel virtuel du membre inférieur Ref_{membre_inf} .

4.2.2 Calcul théorique de l'impact de la déviation du centre hanche sur l'angle HKA

Les méthodes fonctionnelles pour la détection du centre hanche ont pour inconvénient de ne pas détecter exactement le centre hanche anatomique. L'impact de cette déviation du centre hanche fonctionnel par rapport au centre hanche anatomique sur le calcul de l'angle HKA peut être quantifié théoriquement comme illustré sur la figure 4.2.

Dans cette figure, la relation entre l'angle de déviation « α » de l'angle HKA et l'erreur de calcul du centre hanche «D» peut être défini de la manière suivante :

$$\tan(\alpha) = \frac{D}{R} \Rightarrow D = \tan(\alpha) * R \quad (4.1)$$

Où :

- D est la distance entre le centre hanche anatomique (CH_{Anat}) et le centre hanche fonctionnel (CH_{Fonc})
- R est la longueur du fémur (la distance entre le centre genou et le centre hanche).
- α est l'erreur de calcul de l'angle HKA.

Pour une longueur du fémur égale à 400 mm, on peut par exemple trouver la valeur D minimale tel que α soit inférieure à 1° . Pour cela, il suffit de résoudre l'équation précédente :

$$D = \tan(1^\circ) * 400 \Rightarrow D = 7mm$$

Ainsi, pour toute erreur sur le centre hanche inférieure à 7 mm avec une longueur du fémur de 400 mm, l'impact sur l'angle HKA sera inférieure à 1° .

Nous utiliserons par la suite l'équation (4.1) pour déduire l'impact sur le calcul du HKA compte tenu de l'erreur de détection du centre hanche.

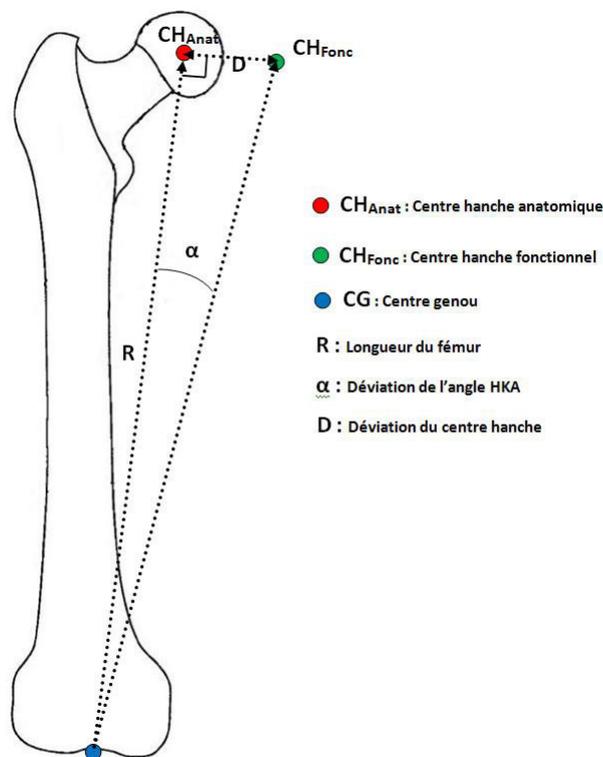


FIGURE 4.2 – Impact de la déviation du centre hanche sur le HKA

4.3 Validation des méthodes de détection du centre hanche

Pour estimer le centre hanche, nous avons présenté dans le chapitre 3 quatre méthodes dites fonctionnelles, basées sur l'acquisition du mouvement de circumduction du fémur par rapport au bassin. Nous affectons les notations suivantes à chacune de ces méthodes afin de simplifier leur identification :

- Méthode « Sphere Fitting » introduite par Gammage [15] : SFG
- Méthode « Sphere Fitting » introduite par Halvorsen [27] : SFH
- Méthode du « Pivot » ou « Pivoting » [20] : PIV
- Méthode du point le moins mobile ou « Least Moving Point » [4] : LMP

Comme nous l'avons vu dans le chapitre 1, la définition anatomique du centre hanche est celle du centre de la tête fémorale, cette définition a été utilisée dans plusieurs études pour la validation du centre hanche fonctionnel [4, 29]. Nous avons donc choisi comme centre hanche de référence le centre hanche anatomique qui nous servira de « Gold standard ».

La validation des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche en chirurgie assisté par ordinateur se basera donc sur (1) l'étude de la précision et de la reproductibilité du centre hanche calculé et (2) l'impact de l'utilisation du centre hanche fonctionnel dans le calcul de l'angle HKA. Cette validation sera réalisée sur données simulées et in-vitro.

4.3.1 Validation sur données simulées

Bien que la validation des méthodes de détection du centre hanche fonctionnel en chirurgie assistée par ordinateur ait fait l'objet de plusieurs études sur données simulées [4, 15, 21, 16, 27], ces études concernaient une seule méthode à la fois ou ne prenaient pas en compte le grand nombre de paramètres à simuler. Nous allons donc commencer notre validation en prenant en compte la plupart des paramètres de validation, cités dans le tableau 3.2 du chapitre 3.

4.3.1.1 Matériels et méthodes

Nous avons développé un logiciel permettant de simuler l'articulation de la hanche (figure 4.4). Ce simulateur permet de générer un ensemble de transformations rigides selon plusieurs paramètres. Ces transformations représentent la position et l'orientation du référentiel fémoral SRF au cours du mouvement de circumduction de la jambe. Les paramètres simulés sont :

- La longueur du fémur (mm) définie comme la distance entre le point de fixation du référentiel fémoral SRF et le centre hanche anatomique.
- L'amplitude du mouvement (en degré) exercée sur la jambe lors du mouvement de circumduction
- Le nombre de tours.
- Le nombre de référentiels enregistrés par tour.
- Le bruit associé à la caméra représenté par un bruit Gaussien appliqué à la position σ_{camera_T} et la rotation σ_{camera_R} de la transformation.

- Le bruit associé à la cavité cotyloïdienne σ_{cc} , représenté par un bruit Gaussien appliqué à la position du centre hanche anatomique (mm), simulant l'effet de l'arthrose ou de la non-sphéricité de la tête fémorale.
- Le bruit associé au mouvement de circumduction de l'opérateur représenté par un bruit Gaussien appliqué à la position de la transformation selon la direction du fémur $\sigma_{utilisateur}$ (mm). Le mouvement ne peut en effet pas être un mouvement de circumduction parfait puisqu'il est souvent ellipsoïdal et irrégulier.

Les valeurs par défaut de ces différents paramètres sont :

- Longueur du fémur : 400 mm
- Amplitude : 30°
- Nombre de référentiels / tour : 150
- $\sigma_{camera_T} = 0.5$ mm
- $\sigma_{camera_R} = 0.1^\circ$ mm
- $\sigma_{cc} = 0$ mm
- $\sigma_{utilisateur} = 0$ mm

Nous avons fait varier ces différents paramètres dans des intervalles ci-dessous afin d'évaluer leurs influences :

- **Test (1) - Bruit de la caméra sur la translation :**

test 1	
Paramètres	Valeur
Longueur fémur	400 mm
Amplitude	30°
CH réel	(0, 0, 0)
NBR transformations/Tour	150
NBR simulations	1000
NBR tours	1
Bruit caméra (R)	0
Bruit caméra (T)	moyenne = 0 mm ; SD = [0,5...5] (mm) ; pas = 0,5
Bruit cavité cotyloïdienne	0
Bruit opérateur	0

- **Test (2) - Bruit de la caméra sur la rotation :**

test 2	
Paramètres	Valeur
Longueur fémur	400 mm
Amplitude	30°
CH réel	(0, 0, 0)
NBR transformations/Tour	150
NBR simulations	1000
NBR tours	1
Bruit caméra (R)	moyenne = 0°; SD = [0,1...0,5] (°); pas = 0.1°
Bruit caméra (T)	0
Bruit cavité cotyloïdienne	0
Bruit opérateur	0

- **Test (3) - Bruit de la caméra simultanément sur la translation et la rotation :**

test 3	
Paramètres	Valeur
Longueur fémur	400 mm
Amplitude	30°
CH réel	(0, 0, 0)
NBR transformations/Tour	150
NBR simulations	1000
NBR tours	1
Bruit caméra (R)	moyenne = 0°; SD = [0,1...1] (°); pas = 0.1°
Bruit caméra (T)	moyenne = 0 mm; SD = [0,5...5] (mm); pas = 0,5
Bruit cavité cotyloïdienne	0
Bruit opérateur	0

- **Test (4) - Longueur du fémur :**

test 4	
Paramètres	Valeur
Longueur fémur	[100,600] mm ; pas = 100 mm
Amplitude	30°
CH réel	(0, 0, 0)
NBR transformations/Tour	150
NBR simulations	1000
NBR tours	1
Bruit caméra (R)	moyenne = 0°; SD = 0,1°
Bruit caméra (T)	moyenne = 0 mm; SD = 0,5 mm
Bruit cavité cotyloïdienne	0
Bruit opérateur	0

- Test (5) - Amplitude du mouvement :

test 5	
Paramètres	Valeur
Longueur fémur	400 mm
Amplitude	[10°..70°] ; pas = 10°
CH réel	(0, 0, 0)
NBR transformations/Tour	150
NBR simulations	1000
NBR tours	1
Bruit caméra (R)	moyenne = 0° ; SD = 0,1°
Bruit caméra (T)	moyenne = 0 mm ; SD = 0,5 mm
Bruit cavité cotyloïdienne	0
Bruit opérateur	0

- Test (6) - Nombre de référentiels (transformations) / tours :

test 6	
Paramètres	Valeur
Longueur fémur	400 mm
Amplitude	30°
CH réel	(0, 0, 0)
NBR transformations/Tour	[10...360] ; pas = 50
NBR simulations	1000
NBR tours	1
Bruit caméra (R)	moyenne = 0° ; SD = 0,1°
Bruit caméra (T)	moyenne = 0 mm ; SD = 0,5 mm
Bruit cavité cotyloïdienne	0
Bruit opérateur	0

- Test (7) - Nombre de tours :

test 7	
Paramètres	Valeur
Longueur fémur	400 mm
Amplitude	30°
CH réel	(0, 0, 0)
NBR transformations/Tour	150
NBR simulations	1000
NBR tours	1 ; 5 ; 10
Bruit caméra (R)	moyenne = 0° ; SD = 0,1°
Bruit caméra (T)	moyenne = 0 mm ; SD = 0,5 mm
Bruit cavité cotyloïdienne	0
Bruit opérateur	0

- Test (8) - Bruit de la cavité cotyloïdienne :

test 8	
Paramètres	Valeur
Longueur fémur	400 mm
Amplitude	30°
CH réel	(0, 0, 0)
NBR transformations/Tour	150
NBR simulations	1000
NBR tours	1 ; 5 ; 10
Bruit caméra (R)	0
Bruit caméra (T)	0
Bruit cavité cotyloïdienne	moyenne = 0 mm ; SD = [1...10] (mm) ; pas = 1
Bruit opérateur	0

- **Test (9) - Bruit du mouvement de circumduction de l'opérateur :**

test 9	
Paramètres	Valeur
Longueur fémur	400mm
Amplitude	30°
CH réel	(0, 0, 0)
NBR transformations/Tour	150
NBR simulations	1000
NBR tours	1 ; 5 ; 10
Bruit caméra (R)	0
Bruit caméra (T)	0
Bruit cavité cotyloïdienne	Nul
Bruit opérateur	moyenne = 0 mm ; SD = [1...10] (mm) ; pas = 1

- **Test (10) - Influence du nombre de transformations en présence d'un bruit de la caméra :**

test 10	
Paramètres	Valeur
Longueur fémur	400mm
Amplitude	30°
CH réel	(0, 0, 0)
NBR transformations/Tour	1000
NBR simulations	1000
NBR tours	1 ; 5 ; 10
Bruit caméra (R)	moyenne = 0 mm ; SD = 0.1°
Bruit caméra (T)	moyenne = 0 mm ; SD 0.5 mm
Bruit cavité cotyloïdienne	0
Bruit opérateur	moyenne = 0 mm ; 0

Les transformations obtenues à chaque test sont utilisées pour calculer le centre hanche avec les quatre algorithmes de détection du centre hanche fonctionnel présentés auparavant. Les résultats

sont présentés sous forme de distances euclidiennes entre le centre hanche simulé et le centre hanche calculé par les méthodes SFG, SFH, PIV et LMP.

Pour chaque test nous répétons la simulation 1000 fois.

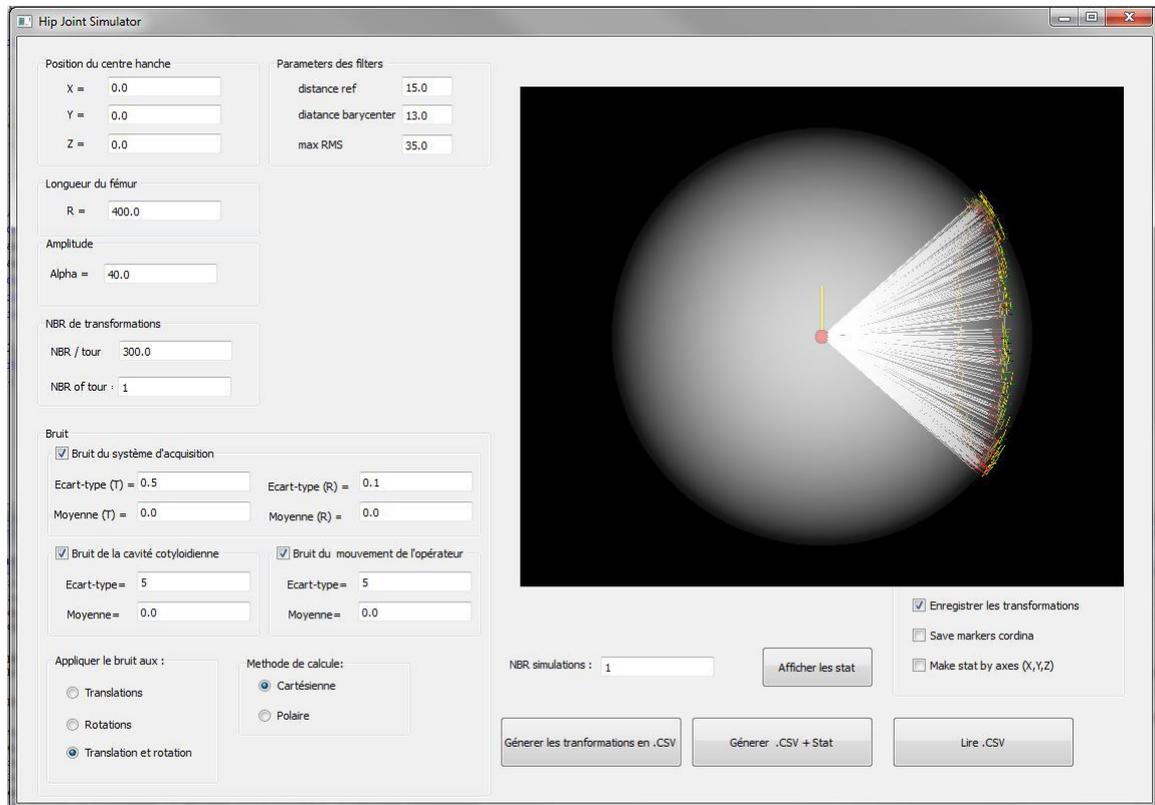


FIGURE 4.3 – Simulateur de la hanche

4.3.1.2 Résultats et discussion

Nous avons choisi dans la suite d'associer les résultats et la discussion de chaque test pour des raisons de clarté.

a) Influence du bruit de la caméra :

Les résultats du test 1, 2 et 3 sur l'erreur de détection du centre hanche en présence de bruit de la caméra sur les translations, les rotations et simultanément sur les deux sont présentés respectivement dans les figures 4.4, 4.5 et 4.6.

On retiendra les points suivants :

- Les deux méthodes PIV et SFH sont très peu influencées par le bruit de la caméra sur la translation et la rotation. Les erreurs maximales observées étaient respectivement de $2.0 \text{ mm} \pm 0.8 \text{ mm}$ et de $3.1 \text{ mm} \pm 1.6 \text{ mm}$. Contrairement aux deux méthodes LMP et SFG.
- La méthode LMP montre une forte sensibilité au bruit de la caméra surtout pour ce qui concerne le bruit sur la rotation, l'erreur atteint $141.1 \pm 12.2 \text{ mm}$. En effet la méthode LMP doit minimiser la formule ci-dessous pour estimer le centre de rotation, l'introduction du bruit

dans la rotation et la translation peut impacter directement la position du centre estimé.

$$f(c) = \sum_{i=1}^n \|R_{i-1}c + t_{i-1} - R_i c - t_i\|^2 \Rightarrow f(c) = \sum_{i=1}^n \|(R_{i-1} - R_i)c + t_{i-1} - t_i\|^2 \quad (4.2)$$

Où :

- c représente le centre hanche fonctionnel.
 - R_i et R_{i-1} représentent les matrices de rotation à l'instant i et $i - 1$.
 - t_i et t_{i-1} représentent les matrices de rotation à l'instant i et $i - 1$.
- La méthode SFG est influencée principalement par le bruit sur la translation (erreur de $28.6\text{mm} \pm 3.7\text{mm}$ par rapport au bruit sur la rotation (erreur de $1.3 \pm 0.8\text{mm}$). Cette sensibilité vient du fait que la méthode SFG utilise la position des marqueurs par rapport au repère global pour minimiser l'équation d'une sphère 3D. Les positions des marqueurs étant impactées par le bruit introduit sur la translation rend la minimisation de la sphère très peu précise, indépendamment du bruit appliqué sur la rotation, à travers la formule ci-dessous :

$$f_{geom}(c, r_1, \dots, r_m) = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (\|p_{ij} - c\| - r_j)^2 \quad (4.3)$$

Où :

- c : est le centre de rotation
- r_j : est le rayon de la sphère sur laquelle le marqueur j évolue.
- p_{ij} : est la position du marqueur j appartenant au référentiel SRF exprimé dans le système de référence SRB à l'instant i , sachant que le référentiel du fémur contient m marqueurs.

b) Influence de la position du référentiel fémoral sur le fémur :

Les résultats du test 4 sur l'influence de la position du référentiel fémoral sont présentés dans la figure 4.7

On retiendra les points suivants :

- La méthode PIV n'est pas influencée par ce paramètre, l'erreur reste stable quelque soit la position du référentiel fémoral.
- La méthode LMP est plus sensible que les deux méthodes SFG et SFH , l'erreur respective est de 14.0 ± 2.0 mm, 1.9 ± 0.3 mm et 1.0 ± 0.3 mm.

Pour estimer le centre hanche, la méthode LMP minimise la distance entre deux centres de rotations successifs (4.2). Plus la distance entre le centre hanche et la position du référentiel fémoral est grande (longueur du fémur), plus la déviation causée par le bruit sur le centre hanche est importante. Il est par conséquent nécessaire pour utiliser cette méthode d'avoir une position du référentiel fémoral proche du centre hanche ou alors d'appliquer un mouvement de circumduction ayant une amplitude liée à la position du référentiel, (voir figure 4.8).

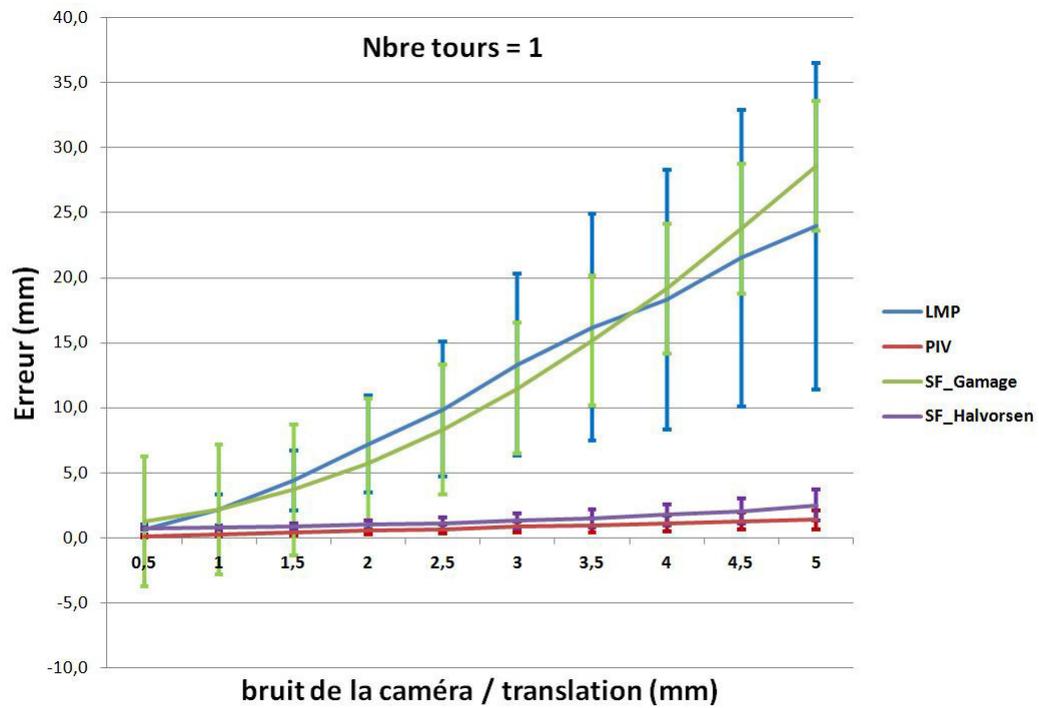


FIGURE 4.4 – Impact du bruit de la caméra en translation sur l’erreur de calcul du centre hanche fonctionnel

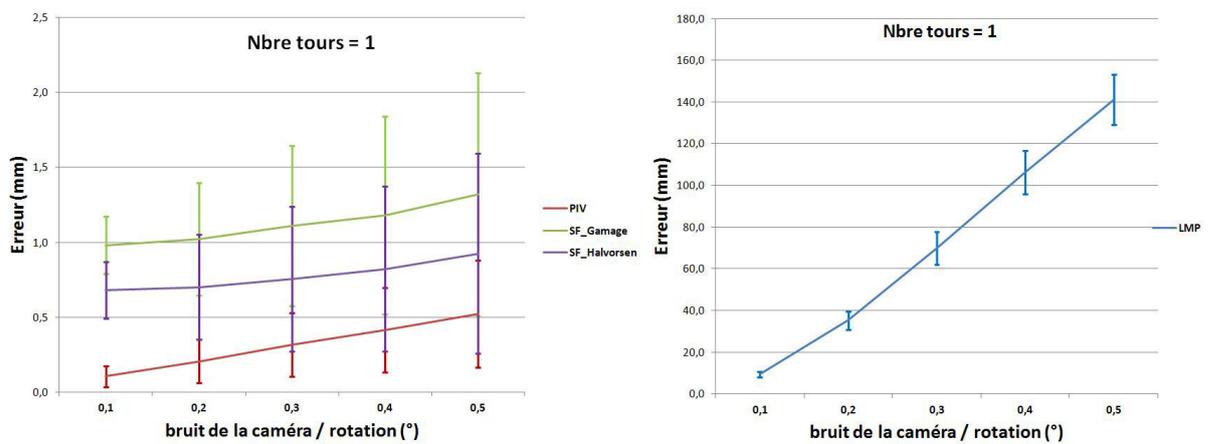


FIGURE 4.5 – Impact du bruit de la caméra en rotation sur l’erreur de calcul du centre hanche fonctionnel

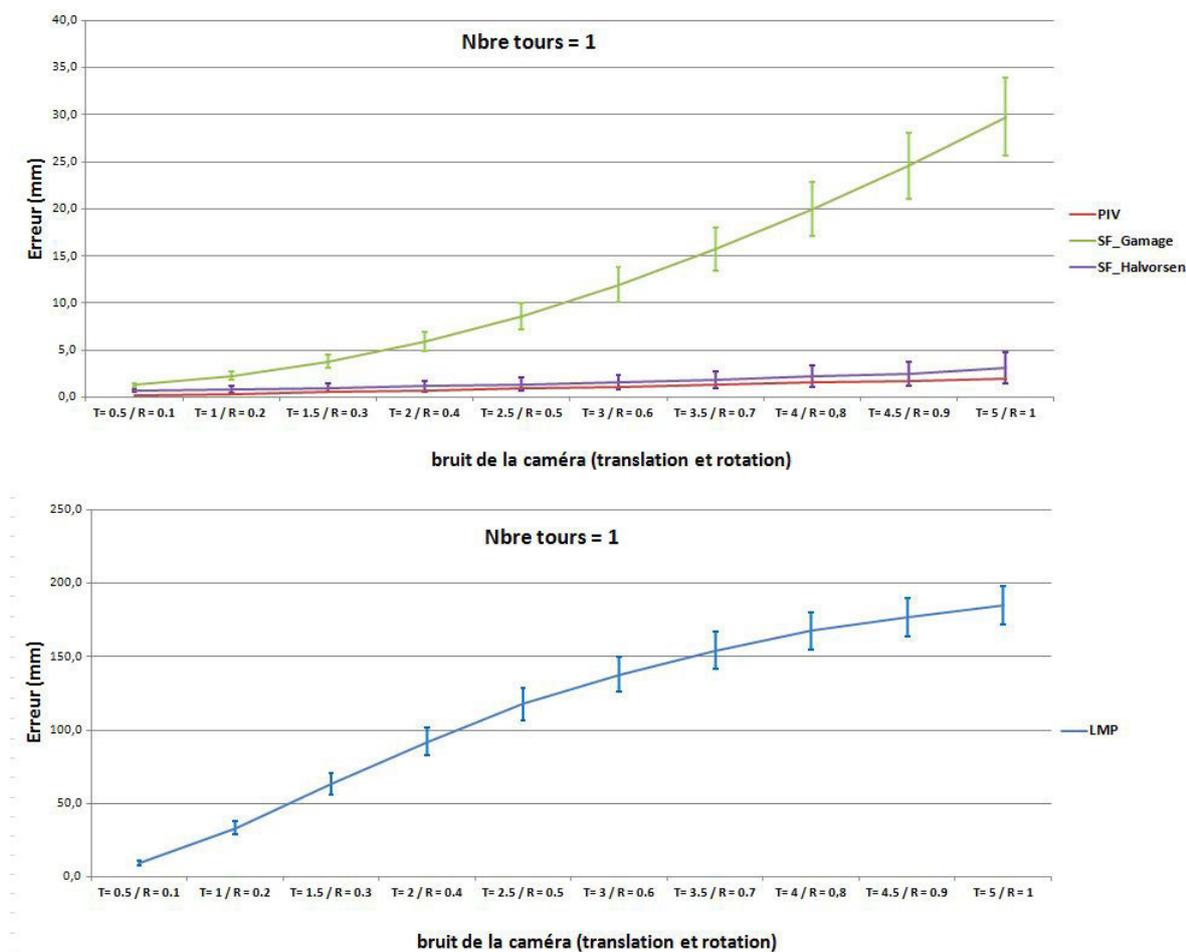


FIGURE 4.6 – Impact du bruit de la caméra simultanément en translation et rotation sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel

c) Influence de l'amplitude du mouvement :

Les résultats du test 5 concernant l'influence de l'amplitude du mouvement sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel sont présentés dans la figure 4.9.

On retiendra les points suivants :

- Toutes les méthodes diminuent l'erreur en augmentant le degré d'amplitude, particulièrement pour la méthode LMP où l'erreur passe de 68.1 ± 8.5 mm pour une amplitude minimale de 10° à 5.1 ± 0.8 mm pour une amplitude de 40° . Les résultats sont similaires aux trois autres méthodes avec 0.6 ± 0.1 mm pour une amplitude maximale de 70° .
- La méthode du PIV est la méthode la moins influencée par l'amplitude du mouvement et donne des résultats très satisfaisants même pour des amplitudes très faibles de 10° .

Plus on augmente l'amplitude du mouvement, plus l'ellipse formée par la trajectoire de l'acquisition se rapproche du centre de rotation (figure 4.8) diminuant ainsi l'impacte de déviation du centre de rotation causée par le bruit.

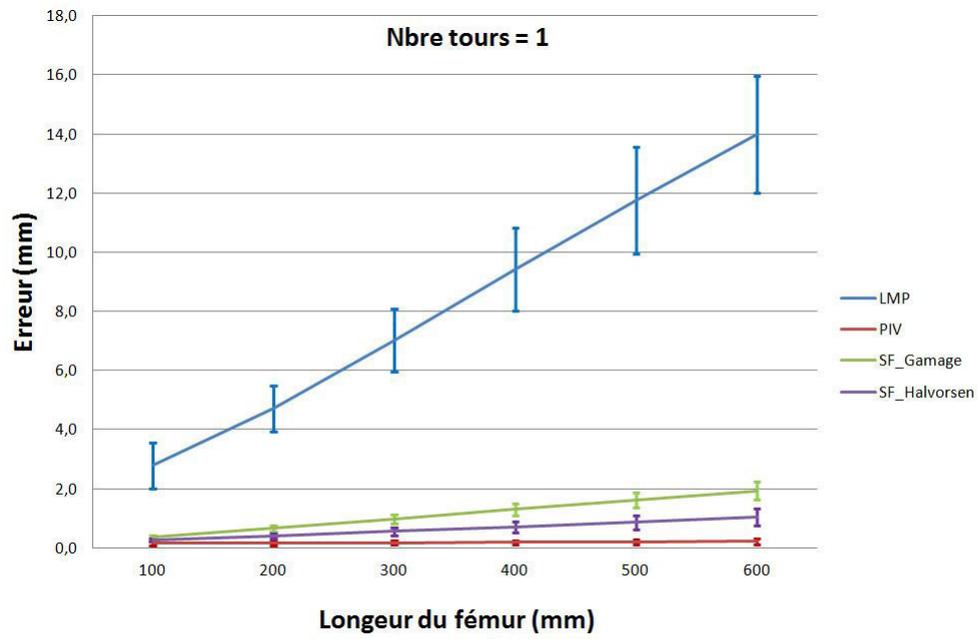


FIGURE 4.7 – Impact de la position du référentiel fémoral sur l’erreur de calcul du centre hanche fonctionnel

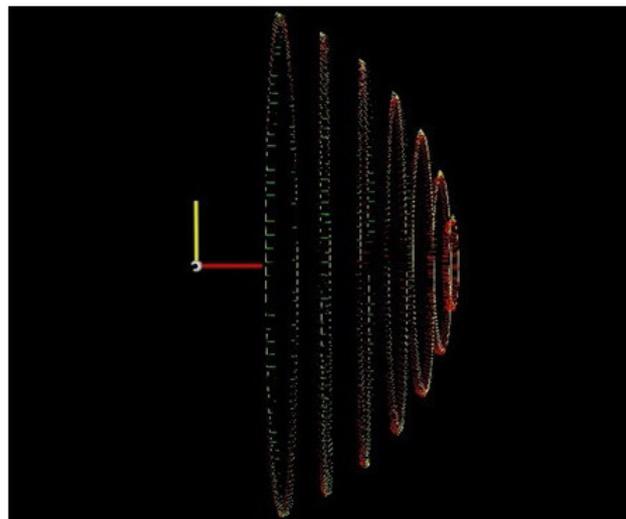


FIGURE 4.8 – Impact de l’amplitude de la circumduction

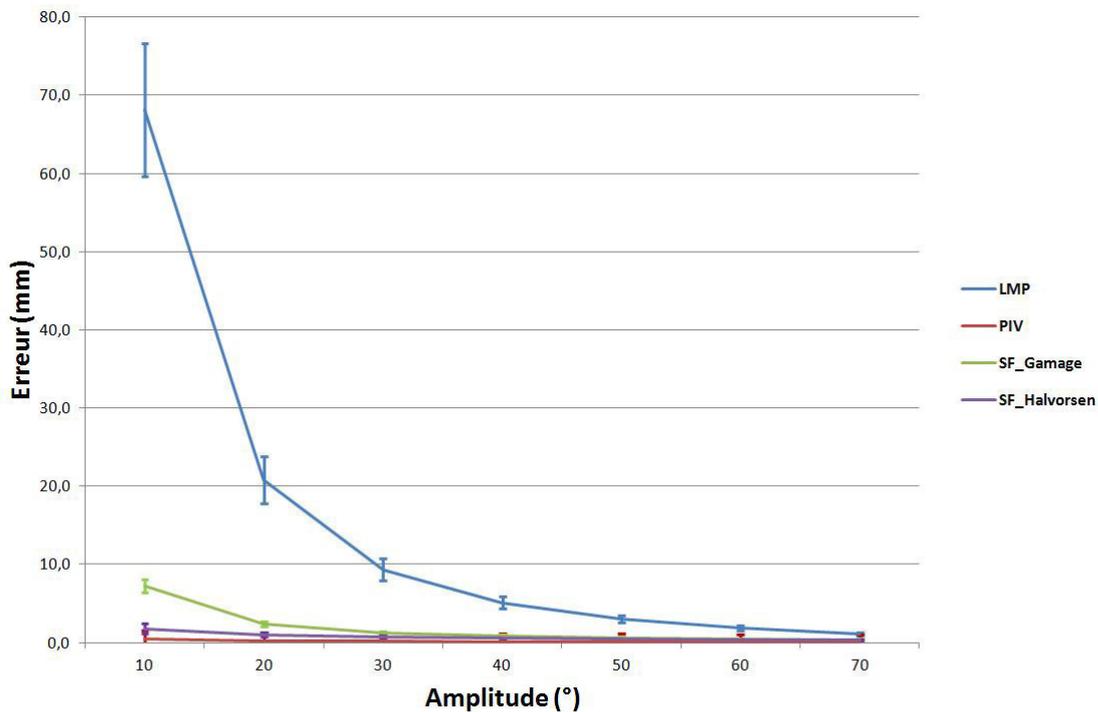


FIGURE 4.9 – Impact de l’amplitude de la circumduction sur l’erreur de calcul du centre hanche fonctionnel

d) Influence du nombre de transformations acquises par tours :

Les résultats du test 6 concernant l’influence du nombre de référentiels acquis par tour sur l’erreur de calcul du centre hanche fonctionnel sont présentés dans la figure 4.10.

On retiendra les points suivants :

Plus le nombre de référentiels acquis par tour est important, plus l’acquisition des transformations est continue, améliorant ainsi la précision des méthodes PIV, SFG et SFH. L’erreur de la méthode LMP augmente néanmoins en présence d’un grand nombre de référentiels. Lorsque le nombre de référentiels par tour est important, les valeurs $(R_i - R_{i-1})$ et $(t_i - t_{i-1})$ issues de l’équation (4.2) sont en effet très petites et par conséquent très influencées par le bruit. Il est donc important d’avoir une distance suffisamment grande entre chaque acquisition pour éviter cette influence.

Suite à ces résultats, nous avons refait le test 6 pour la méthode du LMP en variant le nombre de transformation de 10 à 50 transformations / tour et par pas de 5 mm, le reste des paramètres est inchangé. Nous avons enregistré les distances moyennes entre les transformations successives pour chaque acquisition. Ce test nous permettra de trouver la distance moyenne entre les transformations successives qui minimise l’erreur sur le centre hanche pour la méthode du LMP. Les résultats de ce test sont présentés sur la figure 4.11.

On retiendra :

- L’erreur du centre hanche issue de la méthode LMP diminue de 1.01 ± 0.45 mm à 0.87 ± 0.38 mm en augmentant le nombre de transformations respectivement de 10 transformations

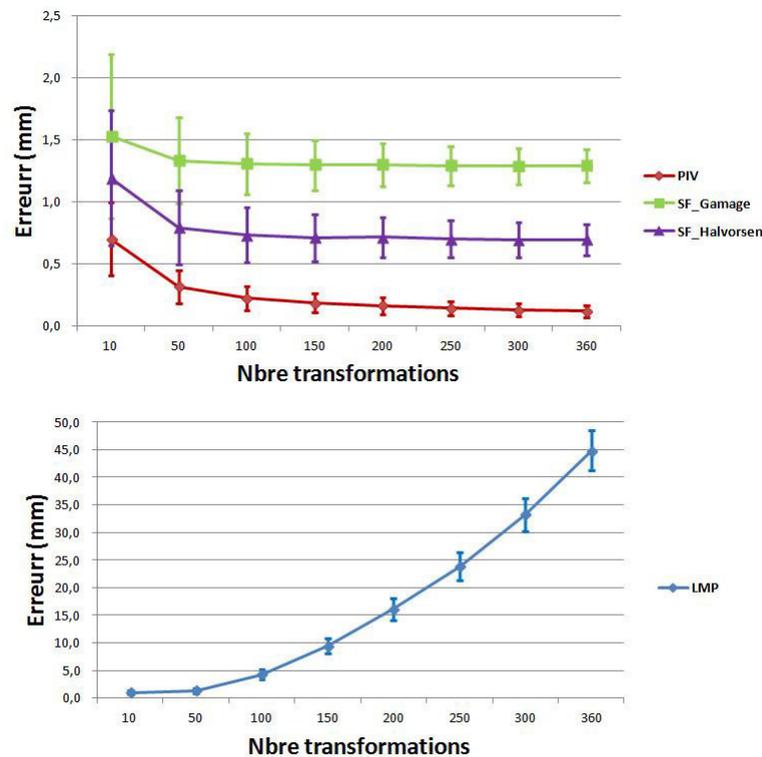


FIGURE 4.10 – Impact du nombre de transformations acquises par tour sur l’erreur de calcul du centre hanche fonctionnel

par tour à 20 transformations par tour. Cette erreur reste stable (erreur de 0.87 ± 0.38 mm) lorsque le nombre de transformations par tour se situe entre 20 et 30 transformations par tour. Puis l’erreur continue à augmenter au delà de 35 transformations par tour.

- Lorsque le nombre de transformations acquis par tours est trop faible le calcul du centre hanche est moins précis. Quant on augmente le nombre de transformations par tour, l’acquisition est plus continue augmentant la précision du centre hanche calculé. Cependant quand le nombre de transformations par tour est trop élevé, la distance entre les transformations successives est trop proche, l’impact du bruit sur la transformation est plus important dégradant ainsi la précision de l’algorithme LMP.
- Quand la distance entre les transformations successives se situe entre 60 mm et 40 mm, on enregistre de meilleurs résultats pour le LMP. Cette plage est celle pour une position du référentiel fémoral de 400m et une amplitude de 30° , nous supposons que cette distance optimale peut en effet varier en fonction de ces deux paramètres.

Afin de répondre à cette supposition nous avons répété le test précédant en variant la longueur du fémur de 100 mm à 700 mm. On a ensuite enregistré pour chaque longueur du fémur la plage de distance optimale entre les transformations successives pour le LMP. Les résultats sont présentés dans la figure 4.12.

D’après la figure 4.12, plus la position du référentiel fémoral par rapport au centre hanche augmente, plus la distance requise entre les transformations successives augmente pour obtenir une meilleure précision. Cette relation vient du fait que plus la position du référentiel fémoral par rapport au centre hanche augmente plus la déviation causée par le bruit est importante. Il est donc nécessaire

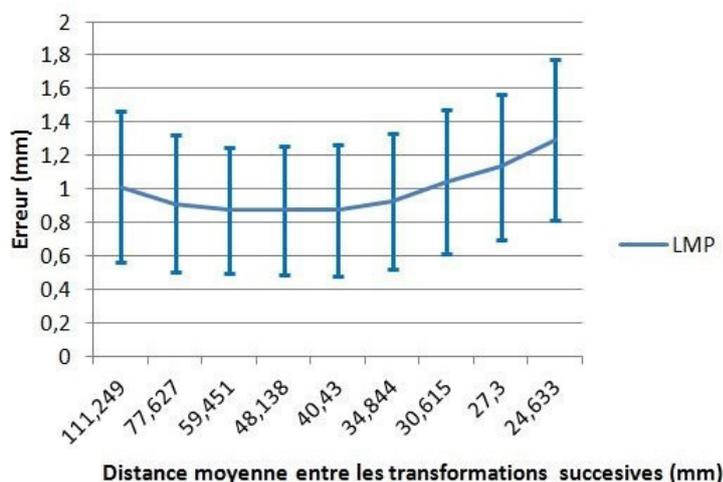
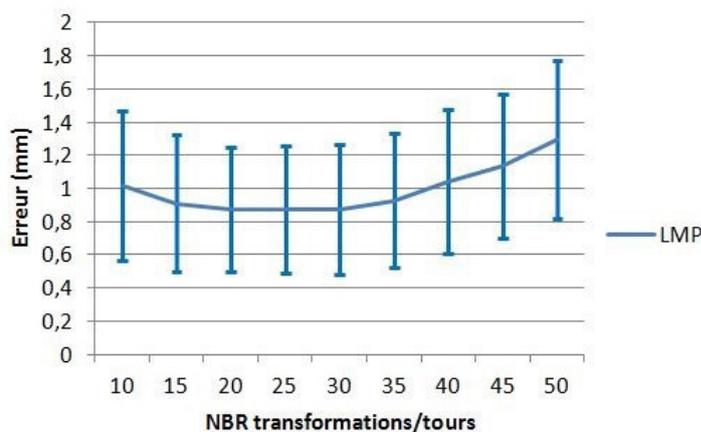


FIGURE 4.11 – Impact du nombre de transformations acquises par tour sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel pour la méthode LMP (en haut : l'erreur en fonction du nombre de transformation/tours et en bas : l'erreur en fonction de la distance moyenne entre deux transformations successives)

d'avoir une distance entre les transformations successives qui soit liées à la position du référentiel fémoral par rapport au centre hanche afin que les valeurs $(R_i - R_{i-1})$ et $(t_i - t_{i-1})$ ne soient pas trop impactées par le bruit.

e) Influence du nombre de tours :

Les résultats du test 7 sont présentés dans la figure (figure 4.13).

On retiendra :

D'après la figure 4.13, plus le nombre de tours augmente plus la précision du calcul du centre hanche augmente pour toutes les méthodes. Ceci est dû à la redondance d'information qui permet d'atténuer les effets du bruit.

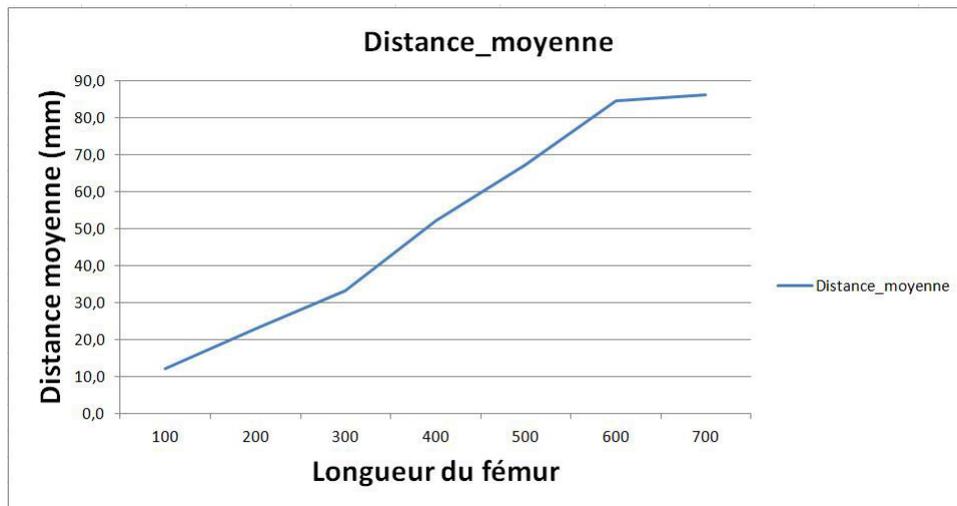


FIGURE 4.12 – Distance moyenne entre les transformations successives en fonction de la position du référentiel fémoral

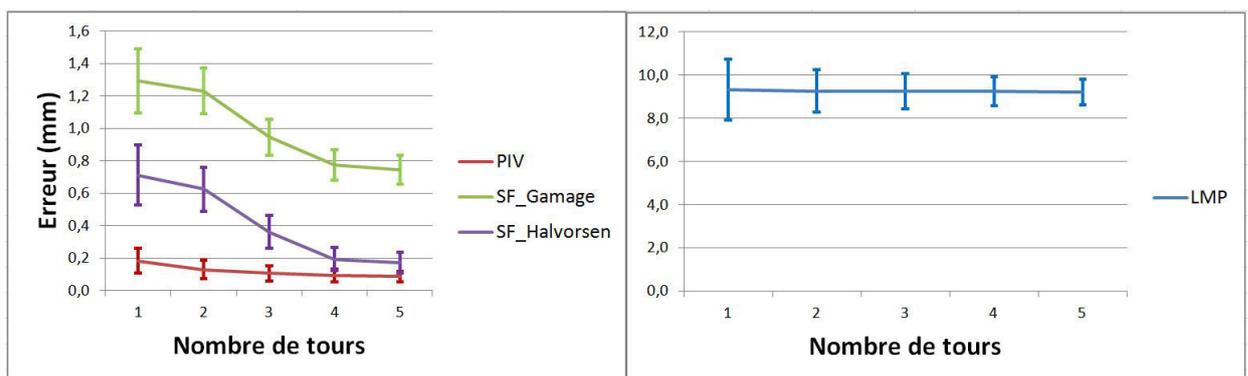


FIGURE 4.13 – Influence du nombre de tours sur l'erreur de calcul du centre hanche

f) Influence du bruit de la cavité cotyloïdienne :

Les résultats du test 8 sont présentés dans les figures (figure 4.14, 4.15, 4.16).

On retiendra :

- Les méthodes LMP, SFG et SFH sont très sensibles au bruit de la cavité cotyloïdienne en particulier, SFG où l'erreur atteint 89.3 ± 9.8 mm. Contrairement à la méthode PIV qui est très peu affectée par ce bruit, son erreur maximale est de 2.8 ± 1.4 mm.
- Les résultats s'améliorent considérablement en fonction du nombre de tours acquis pour le LMP. L'erreur passe de 35.2 ± 18.2 mm pour l'acquisition avec 1 tour à une erreur de 15.3 ± 8.2 mm pour une acquisition avec 5 tours et diminue jusqu'à 11.0 ± 5.5 mm pour une acquisition avec 10 tours. En revanche pour la méthode SFG, l'augmentation du nombre de tours améliore très peu l'erreur. On remarque le même phénomène pour la méthode SFH où le nombre de tours n'améliore pas considérablement les résultats. L'erreur reste stable au-delà de cinq tours (26.2 ± 5.2 mm).

- Le nombre de tours et donc la redondance d'information permet d'accroître la précision des résultats. Cependant, lorsque le nombre de tours est trop élevé, il n'existe plus d'amélioration possible. Il est donc important de bien quantifier le nombre de tours minimum pour un bon compromis entre temps opératoire et précision des résultats.

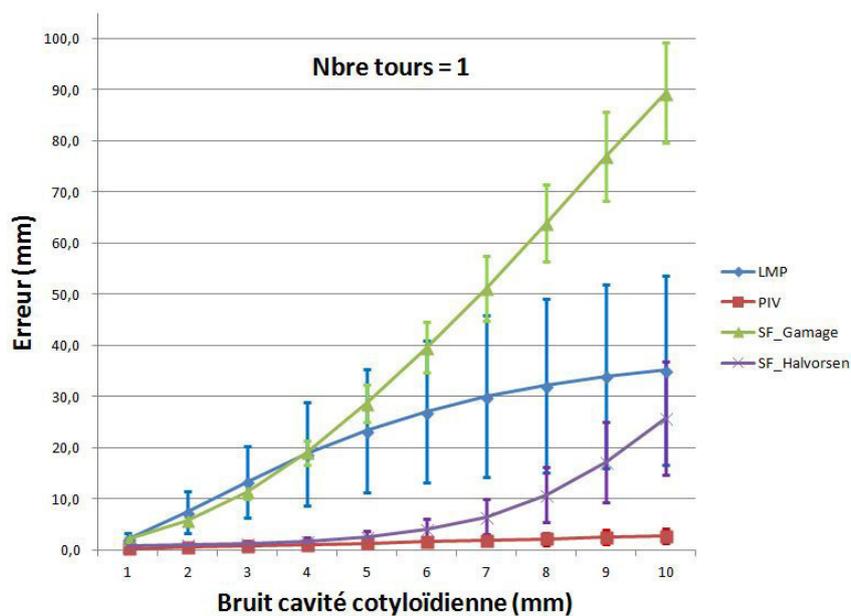


FIGURE 4.14 – Impact du bruit de la cavité cotyloïdienne sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 1

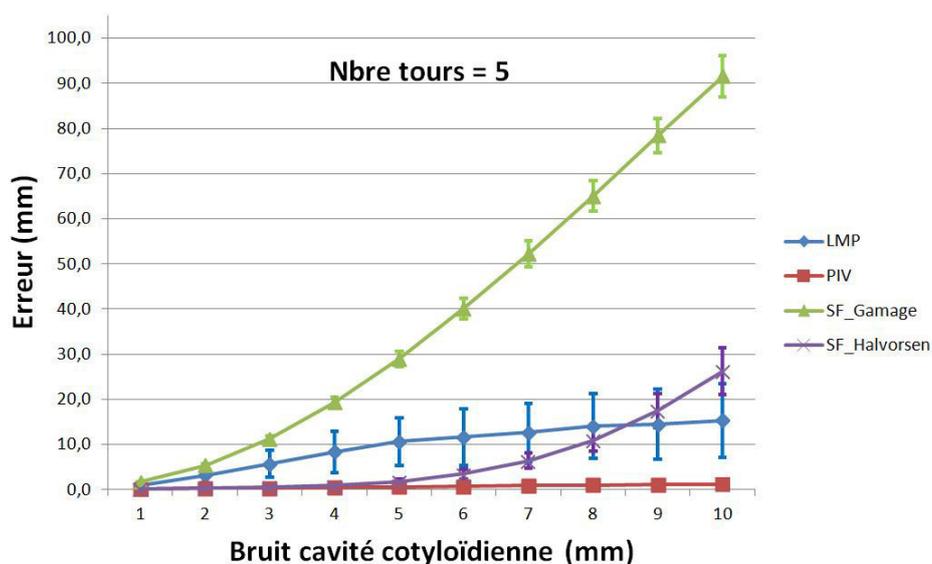


FIGURE 4.15 – Impact du bruit de la cavité cotyloïdienne sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 5

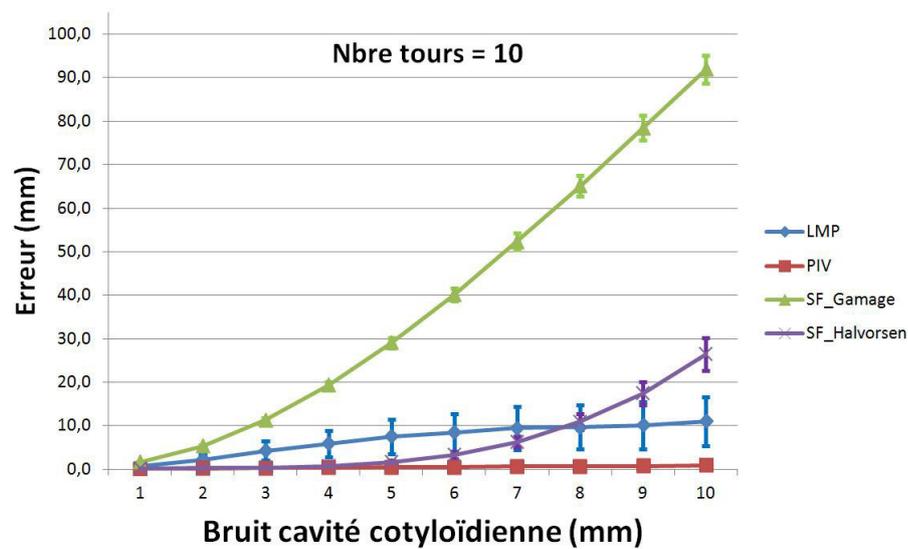


FIGURE 4.16 – Impact du bruit de la cavité cotyloïdienne sur l’erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 10

g) Influence du bruit associé au mouvement de circumduction effectué par l’opérateur :

Les résultats du test 9 sont présentés dans les figures 4.17, 4.18 et 4.19.

On retiendra :

- La méthode SFH est très sensible à ce bruit, l’erreur maximale atteint 38.2 ± 4.8 mm pour une acquisition en 1 tour. Cette erreur s’améliore très peu en augmentant le nombre de tours. La méthode LMP est aussi perturbée par ce bruit, l’erreur maximale pour 1 tour est de 6.6 ± 4.2 mm.
- Les méthodes PIV et SFG sont très peu perturbées par ce type de bruit. L’erreur maximale respective est de 1.4 ± 0.7 mm et 2.1 ± 0.9 mm.
- En conclusion le nombre de tours peut accroître la précision pour certaines méthodes selon la nature du bruit appliqué. Cependant, lorsque le nombre de tours est trop important, il n’existe plus d’amélioration sensible.

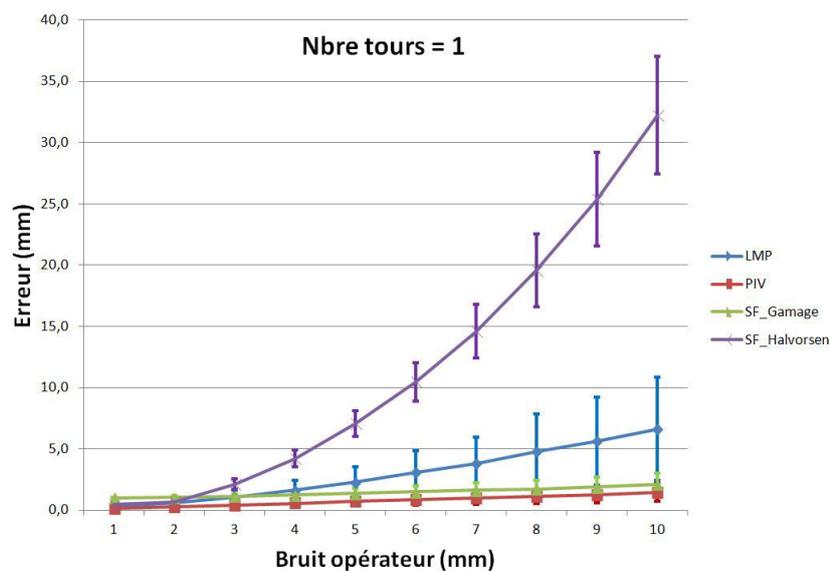


FIGURE 4.17 – Impact du bruit du mouvement de circumduction effectué par l'opérateur sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 1

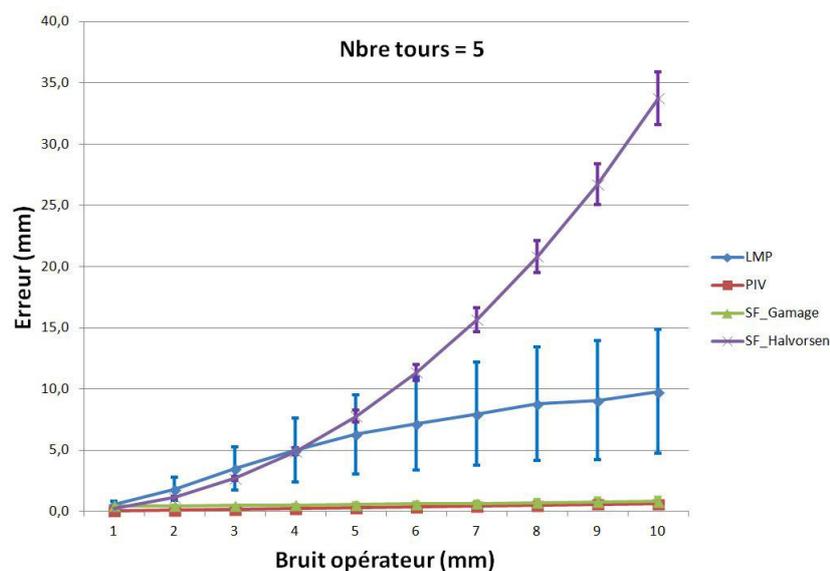


FIGURE 4.18 – Impact du bruit du mouvement de circumduction effectué par l'opérateur sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 5

h) Influence d'un large nombre de transformations en présence du bruit de la caméra :
Les résultats du test 10 sont présentés dans la figure 4.20.

On retiendra :

- Toutes les méthodes réduisent l'erreur en augmentant le nombre de transformations par tours sauf la méthode LMP dont l'erreur augmente. La raison est la même que pour le test 6. Par

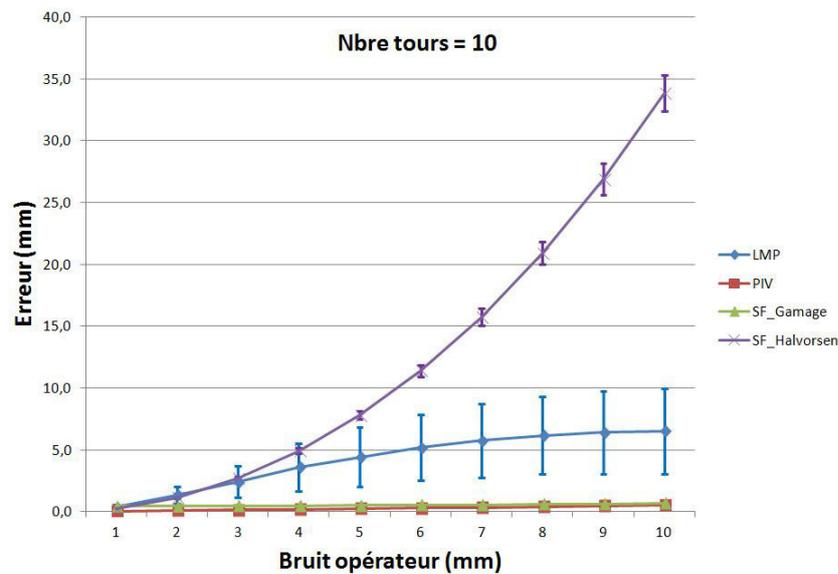


FIGURE 4.19 – Impact du bruit du mouvement de circumduction effectué par l'opérateur sur l'erreur de calcul du centre hanche fonctionnel, nombre de tours = 10

ailleurs, les résultats pour la méthode SFG stagnent à partir de 700 transformations :

- De 100 à 700 transformations l'erreur passe de $0,2 \pm 0,09$ mm à $0,1 \pm 0,05$ mm pour PIV et de $0,4 \pm 0,17$ mm à $0,3 \pm 0,08$ mm pour SFG, et enfin de $0,3 \pm 0,11$ mm à $0,1 \pm 0,04$ mm pour SFH.
- A partir de 700 transformations par tour, les résultats pour les méthodes PIV, SFG, et SFH ne sont pas améliorés de façon significative.

En ne prenant uniquement que 1/10 des transformations, les résultats sont bien supérieurs pour le LMP (figure 4.21), ce qui n'est pas le cas pour les autres méthodes.

On retiendra, en ne prenant que 1/10 des transformations acquises :

- l'erreur est diminuée pour le LMP en passant de $109,5 \pm 5,18$ mm pour 700 transformations par tour à une erreur de $2,25 \pm 0,60$ mm.
- l'erreur augmente pour les méthodes PIV, SFG et SFH par rapport à l'utilisation de la totalité des transformations. En l'absence d'une continuité de l'acquisition, ces méthodes sont affectées par le bruit. L'erreur a pratiquement doublé pour toutes les méthodes PIV, SFG et SFH.

4.3.1.3 Discussion générale

Notre étude de simulation nous a permis de confirmer certains résultats obtenus dans la littérature concernant l'impact des paramètres d'acquisition sur les méthodes de détection du centre hanche en GMCO.

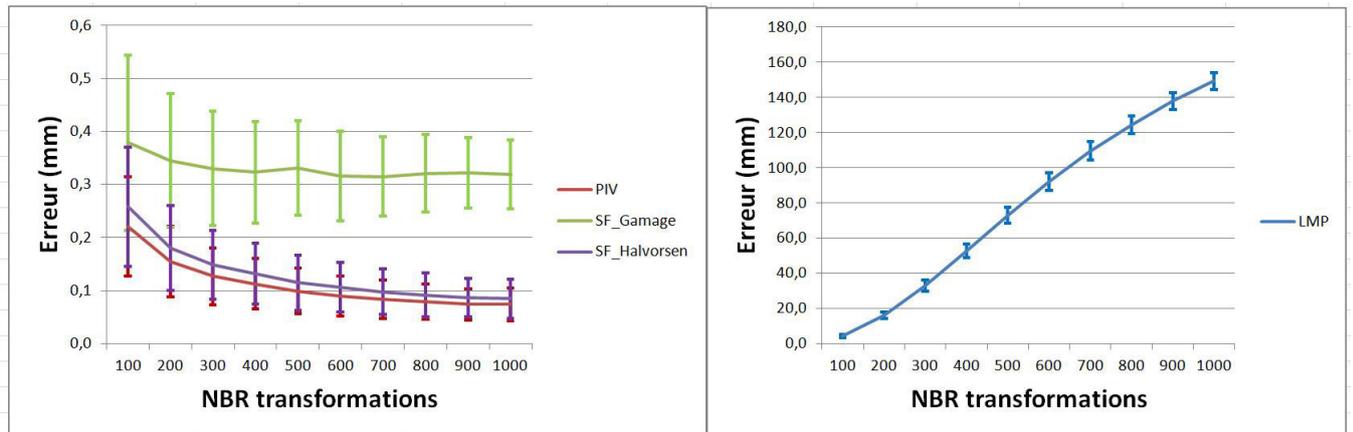


FIGURE 4.20 – Impact du nombre de transformations sur l’erreur de calcul du centre hanche en présence du bruit sur les rotations ($SD = 0.1^\circ$) et les translations ($SD = 0.5\text{mm}$) simultanément

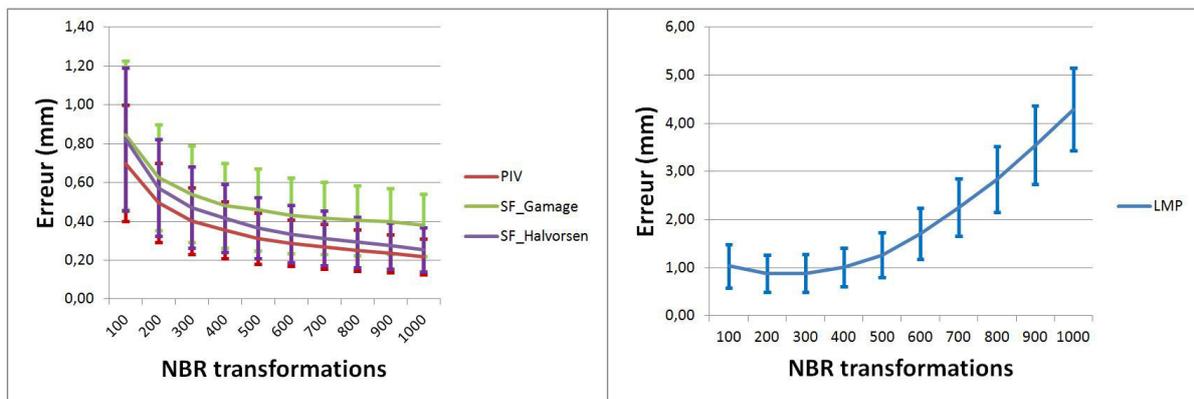


FIGURE 4.21 – Impact du nombre de transformations (1/10 du nombre total acquis) sur l’erreur de calcul du centre hanche en présence du bruit sur les rotations et les translations simultanément.

Le bruit associé aux systèmes d’acquisition est le principal paramètre qui a fait l’objet de plusieurs études dans la littérature [4, 16, 27, 20]. Duda [16] avait démontré par simulations mathématiques que toutes les méthodes de détection du centre de rotation sont sensibles au bruit, les résultats obtenus dans son expérience démontrent que les méthodes de type « Sphere fitting » donnent une erreur supérieure à 5 mm en présence d’un bruit gaussien de 0.1 mm. Cette erreur ne diminue pas considérablement même après de nombreuses acquisitions. Par ailleurs Duda [16] reporte que les méthodes de type "techniques de transformation du centre » donnent une erreur inférieure à 3 mm en présence du même bruit. Cette erreur est nettement réduite (moins de 1mm) après quelques tours de circumduction. Stindel [4] a démontré dans son expérience que la méthode du LMP est sensible au bruit. Cependant l’erreur qu’il a rapporté a, pour 90% des tests effectués, un impact inférieur à 1° sur l’angle HKA, ce qui donne une erreur de moins de 5 mm pour un fémur d’une longueur égale à 300mm. Cette erreur est nettement inférieure à celle rapportée dans notre simulation pour la méthode du LMP. La raison est toutefois logique en tenant compte du fait que le travail de Stindel entre dans le cadre de la validation de la méthode de détection du centre hanche utilisée par la société PRAXIM. Des filtres ont sûrement été implémentés au niveau de la méthode augmentant ainsi sa robustesse. Stindel a aussi démontré que le nombre de tours aide à compenser l’effet du bruit.

L'amplitude de circumduction est le deuxième paramètre le plus étudié dans la littérature [4, 16, 20]. Stindel [4] recommande une acquisition en circumduction avec une amplitude maximale. Tout comme notre étude, plus l'amplitude est grande plus le résultat est précis. Duda [16] a rapporté qu'une amplitude minimale de 20° est nécessaire pour obtenir une erreur raisonnable sur la détection du centre de rotation et qu'à partir de 45° d'amplitude toutes les méthodes testées donnent une erreur inférieure à 3 mm. Ces résultats sont similaires à ceux que nous retrouvons. Toutes les méthodes donnent une erreur inférieure à 5mm à partir de 45° d'amplitude de circumduction.

Notre étude a démontré que la méthode du LMP est très sensible au nombre de référentiels acquis par tours, ou plus précisément la distance entre deux acquisitions successives. Il est nécessaire pour cette méthode de respecter une distance minimale entre deux acquisitions successives afin d'obtenir une erreur raisonnable. Nous avons trouvé qu'il y a une relation directe entre la longueur du fémur et la distance minimale idéale à respecter entre les transformations successives pour le LMP. Toutefois pour un fémur de 400 mm, l'erreur est inférieure à 5 mm pour une distance moyenne de 12.5 mm. Stindel [4] n'a pas mentionné de sensibilité significative liée à ce paramètre. Cependant comme nous l'avons cité plus haut, la présence de filtres additionnels implémentés par *PRAXIMTM* à sûrement rendu le calcul du centre hanche plus robuste .

Durant notre étude de simulation nous avons choisi de simuler uniquement le mouvement de circumduction, malgré la possibilité d'étudier d'autres mouvements tel que la flexion/extension ou l'adduction/abduction...etc. Cependant les études réalisées dans la littérature sur les méthodes de détection du centre hanche en GMCAO ont toutes convergé vers la même conclusion : les acquisitions du centre hanche avec un mouvement de circumduction (ellipsoïdale) donnent les meilleurs résultats.

4.3.1.4 Filtres

a) Filtre pour le LMP

Les tests sur l'influence du bruit ont démontré que la méthode LMP est la méthode la plus affectée par le bruit issu de la caméra. Les tests sur la redondance d'information ont démontré qu'en présence d'un nombre élevé d'acquisition (plusieurs tours de circumduction) les effets de ce bruit peuvent être réduits. Cependant la continuité de l'acquisition (faible distance entre les acquisitions successives par tour) a un effet inverse. L'utilisation de 1/10 des transformations permet d'améliorer de façon considérable les résultats pour cette méthode. Toutefois, l'information acquise doit par conséquent être filtrée : nous n'utilisons qu'une infime partie des données disponibles.

Nous avons donc choisi d'utiliser la totalité de l'information disponible. Pour ce faire, à partir de la liste entière des transformations du fémur, nous divisons cette liste en plusieurs sous-listes avec des distances suffisamment importantes entre chaque transformation afin d'obtenir de meilleurs résultats (figure 4.22).

L'algorithme LMP est alors appliqué sur chaque sous-liste ce qui nous permet d'obtenir n valeurs du centre hanche. Les acquisitions associées aux centres éloignés du barycentre sont retirées jusqu'à ce que tous les centres obtenus soient situés dans une sphère de rayon défini. Nous faisons l'hypothèse

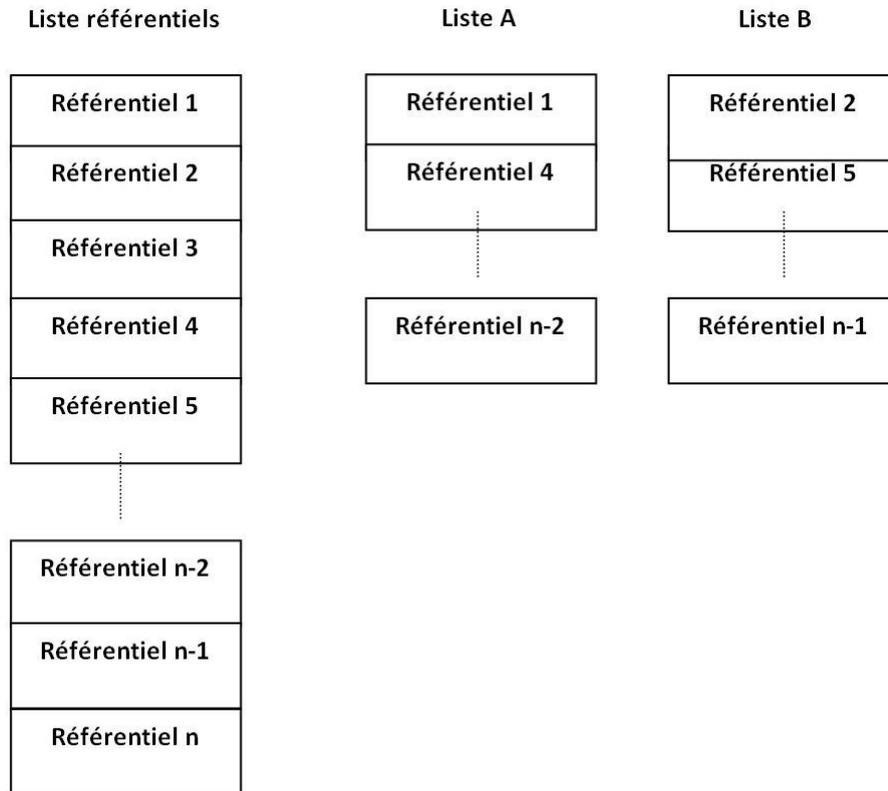


FIGURE 4.22 – Division de l’acquisition en plusieurs sous liste de référentiels

que ces valeurs supprimées correspondent à des référentiels mal acquis. Le centre hanche final est le barycentre des centres conservés.

Plusieurs paramètres doivent par conséquent être initialisés afin d’obtenir un bon comportement :

- La distance entre les transformations (D_{Min}).
- Le rayon de la sphère de contrôle ($R_{Contrôle}$).

Sur les données du test 1 (bruit provenant de la caméra en translation et rotation), nous avons fixé la distance minimale entre deux transformations successives à 40 mm. Cette distance donne de meilleurs résultats lors du test 6 pour une distance du cors rigide situé à 400 mm. Nous avons appliqué le filtre sans la sphère de contrôle, les résultats sont présentés dans la figure 4.23.

Ensuite, pour fixer le rayon de la sphère de contrôle, nous avons fait varier le paramètre $R_{Contrôle}$ dans la plage de $[1..10]$ mm, les résultats sont présentés dans la figure 4.24.

b) Filtre pour la méthode PIV

Malgré la robustesse de la méthode PIV aux différents tests simulés, elle peut aussi être impactée par l’amplitude du bruit. Nous avons mesuré l’erreur de détection du centre hanche en fonction du bruit de la caméra pour en déduire une relation qui nous permettra de filtrer les données en

situation clinique et accroître la précision et la robustesse de la méthode PIV.

La méthode PIV minimise l'erreur entre le centre hanche mesuré par le système de navigation et le centre hanche calculé théoriquement par l'équation (4.4) et extraite du chapitre 3 :

$$\overrightarrow{O_{SRF,cal}} = \overrightarrow{O_{SRB,mes}} \vec{H} + R_{bassin}^{femur} \overrightarrow{HO_{SRF,mes}} \quad (4.4)$$

La résolution de cette équation revient à résoudre le système d'équation suivant :

$$Ac = b \quad (4.5)$$

Où :

- A : est la concaténation des matrices de rotation permettant le transfert du système de référence local (fémur) vers le système de référence global (caméra ou bassin).
- b : est le vecteur de la concaténation des translations du centre du système de référence global (camera ou bassin) vers le système de référence local (fémur).
- c : est le centre hanche mesuré par le système de navigation.

Plus de détail sur le calcul de la matrice A et le vecteur b sont donnés dans la section 3.4.2.1 du chapitre 3.

Soit \tilde{c} le centre hanche réel, par définition nous savons que :

$$erreur = \tilde{c} - c \quad (4.6)$$

Et

$$RMS = \|Ac - b\| \quad (4.7)$$

Avec :

- $erreur$: représente la distance euclidienne entre le centre hanche réel et le centre hanche mesuré par la méthode du PIV.
- RMS : l'erreur moyenne quadratique de Ac et b

En absence de tout bruit $\tilde{c} = c$, on peut donc écrire à partir de (4.5) et (4.7) :

$$A\tilde{c} = b \quad (4.8)$$

Et

$$RMS = \|Ac - A\tilde{c}\| = \|A(c - \tilde{c})\| \quad (4.9)$$

En utilisant (4.6) et (4.9) on obtient :

$$RMS = \|A\| * erreur \quad (4.10)$$

Nous pouvons donc trouver en fonction de la valeur de $\|A\|$ une relation entre l'erreur de calcul du centre hanche et le RMS , suivant (4.11) :

$$erreur = \frac{RMS}{\|A\|}, \quad avec \quad \|A\| \neq 0 \quad (4.11)$$

En présence du bruit, $erreur \neq 0$ nous pouvons donc déduire :

$$\|A\| = \frac{RMS}{erreur}, \quad avec \quad erreur \neq 0 \quad (4.12)$$

Nous avons enregistré pour le test 1 relatif au bruit de la caméra (translation et rotation) le RMS obtenu par la méthode PIV en utilisant l'équation (4.7) puis nous avons calculé la valeur $\|A\|$ en utilisant (4.12), les résultats sont présentés dans la figure 4.26.

Les résultats de $erreur$ du centre hanche calculé par la méthode PIV et le RMS en fonction du bruit sont présentés dans la figure 4.27 et dans le 4.1.

4.3.1.5 Résultats

a) Filtre pour la méthode du LMP

La figure 4.23 montre les résultats de la détection du centre de rotation utilisant la méthode du LMP avec le filtre sur la distance, entre les transformations successives, en présence du bruit sur la caméra (test 1). On remarque une amélioration considérable des résultats, l'erreur sur le centre hanche a diminué de 187.7 ± 13.1 mm pour un bruit de la caméra de $\sigma_{camera_T} = 5$ mm et $\sigma_{camera_R} = 1^\circ$, à une erreur de 21.7 ± 3.6 mm, après application du filtre.

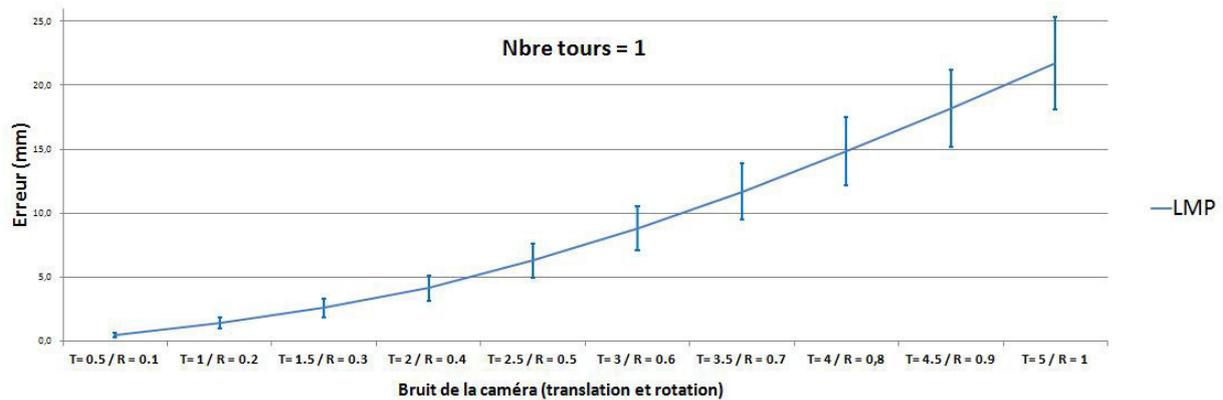


FIGURE 4.23 – Erreur du centre hanche après filtre sur la distance des transformations successives pour le LMP

La figure 4.24 (haut) montre les résultats de la méthode LMP après application du filtre sur la distance entre les transformations successives et en variant le rayon $R_{Contrôle}$ de la sphère de contrôle. La figure 4.24 (bas) montre le taux de rejet selon la valeur du rayon de la sphère de contrôle $R_{Contrôle}$. Ces résultats sont montrés pour un bruit de la caméra $\sigma_{camera_T} = 1.5$ mm et $\sigma_{camera_R} = 0.3^\circ$.

On remarque que l'erreur augmente en augmentant le rayon de la sphère de contrôle, ce qui est normal car plus on augmente la valeur de $R_{Contrôle}$ plus on inclut les centres hanche éloignés du barycentre et susceptibles d'être une mauvaise acquisition.

En revanche, quand la valeur de $R_{Contrôle}$ est trop petite, le nombre de transformations rejetées dépasse 50% de l'acquisition globale. Cela signifie que le filtre devient trop sélectif en rejetant un grand nombre d'acquisitions (plus de 76% des acquisitions sont rejetées pour $R_{Contrôle} = 1\text{mm}$). En augmentant le rayon de la sphère de contrôle on inclut plus de transformations dans le calcul du centre de rotation, le taux de rejet des acquisitions diminue mais le filtre devient plus tolérant aux mauvaises acquisitions impliquant une augmentation de l'erreur du centre hanche calculé.

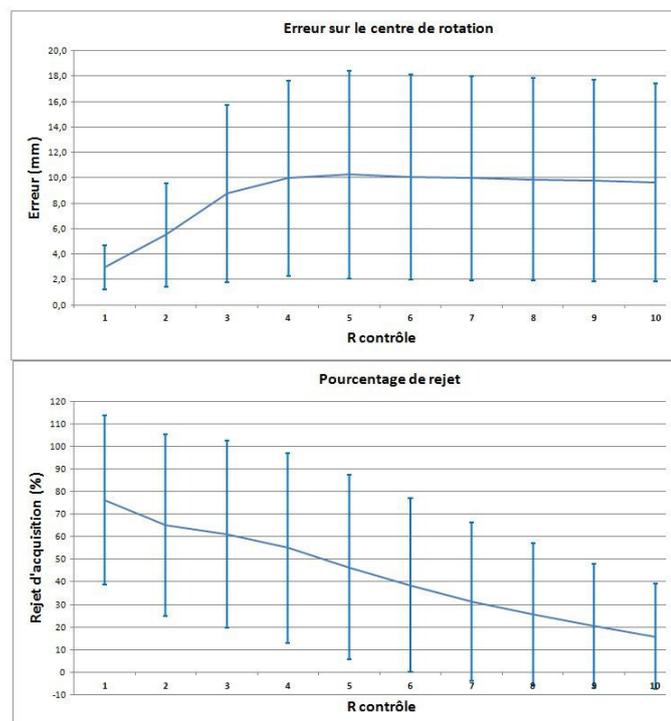


FIGURE 4.24 – Erreur du centre hanche après filtres sur la distance des transformations successives et le rayon de la sphère de contrôle (Haut), le taux de rejet des acquisitions en fonction de la valeur de $R_{Contrôle}$ (bas).

L'utilisation d'un rayon de sphère de contrôle petit garantit certes une acquisition plus robuste et précise. Cependant, lors d'une utilisation clinique, si le nombre de rejet des acquisitions est trop important, cela implique une répétition de l'acquisition jusqu'à satisfaction. Cette stratégie peut augmenter considérablement le temps de la chirurgie. L'idéal est de trouver un compromis entre taux de rejet et robustesse de l'acquisition. Pour garantir une erreur sur l'angle HKA inférieure à 1° , l'erreur sur le centre hanche ne doit pas dépasser 7mm pour un fémur de 400mm de longueur (section 4.2.2).

Selon la figure (4.24), $R_{Contrôle} = 2$ mm est un bon compromis qui correspond à un taux de rejet de 65% équivalent à une erreur moyenne sur le centre hanche de 5.5 ± 4.1 mm.

En fixant les paramètres du filtres $D = 40$ mm et $R_{Contrôle} = 2$ mm, nous comparons l'erreur de calcul du centre hanche de la méthode LMP avec et sans filtre sur les données du test 1 (bruit caméra). Les résultats sont présentés dans la figure 4.25.

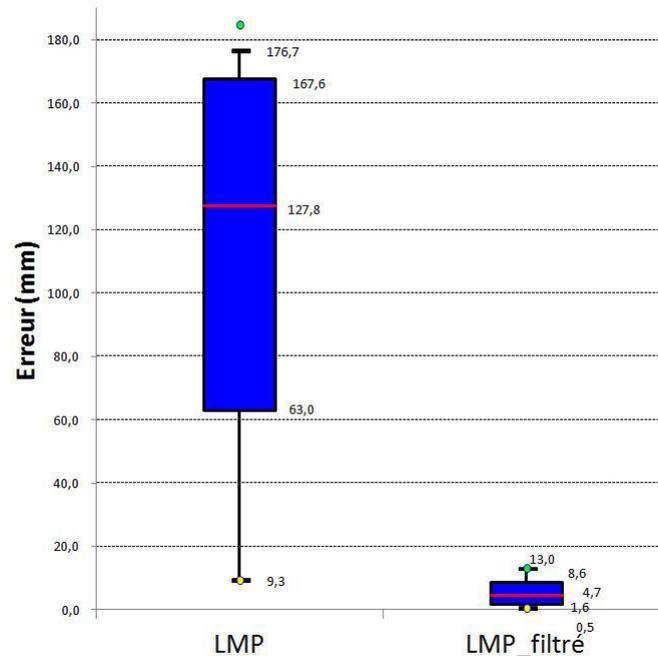


FIGURE 4.25 – Erreur sur le centre hanche pour la méthode LMP avec filtres et sans filtres

Comme présenté sur la figure 4.25, l'erreur sur le centre hanche issue du LMP a considérablement diminué en présence des filtres. On remarque que 75% des résultats sont inférieures à 8.6 mm avec une erreur maximale de 13.0 mm.

b) Filtre pour la méthode PIV

La figure 4.26 montre les résultats du calcul de $\|A\|$ en fonction du bruit de la caméra. La figure 4.27 montre le RMS , le maximum et la moyenne des erreurs du centre hanche en fonction du bruit de la caméra. Le tableau 4.1 montre le RMS , la moyenne et l'écart-type des erreurs du centre hanche calculé par la méthode PIV en fonction du bruit de la caméra.

On retiendra :

- de la figure 4.27, qu'il existe une relation directe entre l'erreur de calcul du centre hanche par la méthode PIV, le RMS et l'amplitude du bruit.
- de la figure 4.26, que sur la plage de bruit de $[T=0.5\text{mm}, R=0.1^\circ]$ à $[T=5\text{mm}, R=1^\circ]$, la valeur de $\|A\|$ est quasiment stable avec une moyenne de 5.8 mm et un écart-type de 0.2 mm. En supposant que cette dernière est constante nous pouvons définir un seuil maximal pour le RMS de manière à ce que l'erreur maximale ne dépasse pas une moyenne de 1 mm.
- Du tableau 4.1, on peut remarquer qu'un RMS de 5.5 mm correspond à une erreur sur le centre hanche inférieure à 1 mm. Pour la suite de nos études nous utiliserons ce seuil sur

le *RMS* afin de filtrer les acquisitions trop bruitées lors du calcul du centre hanche avec la méthode PIV.

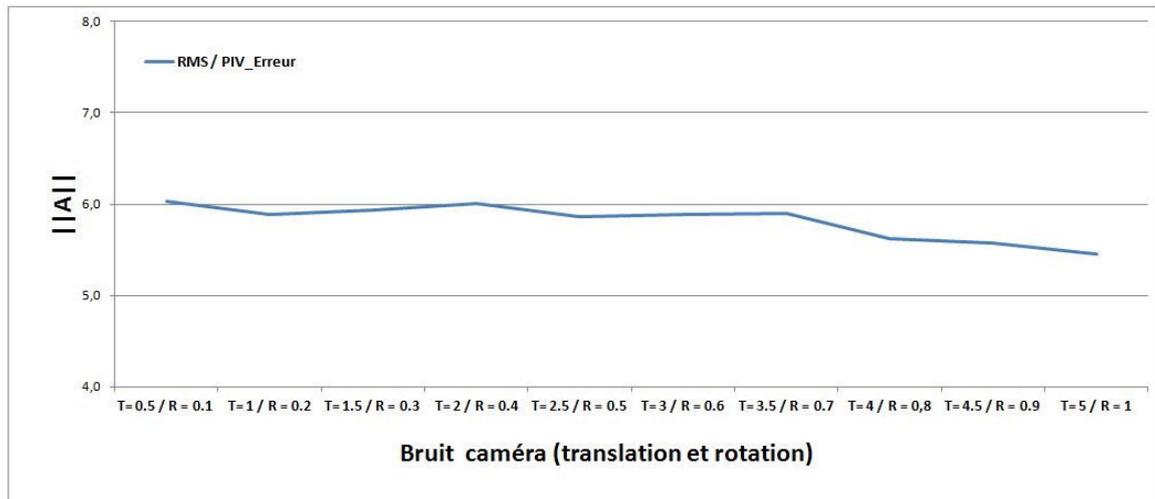


FIGURE 4.26 – Valeur de $\|A\|$ pour la méthode PIV en fonction du bruit de la caméra

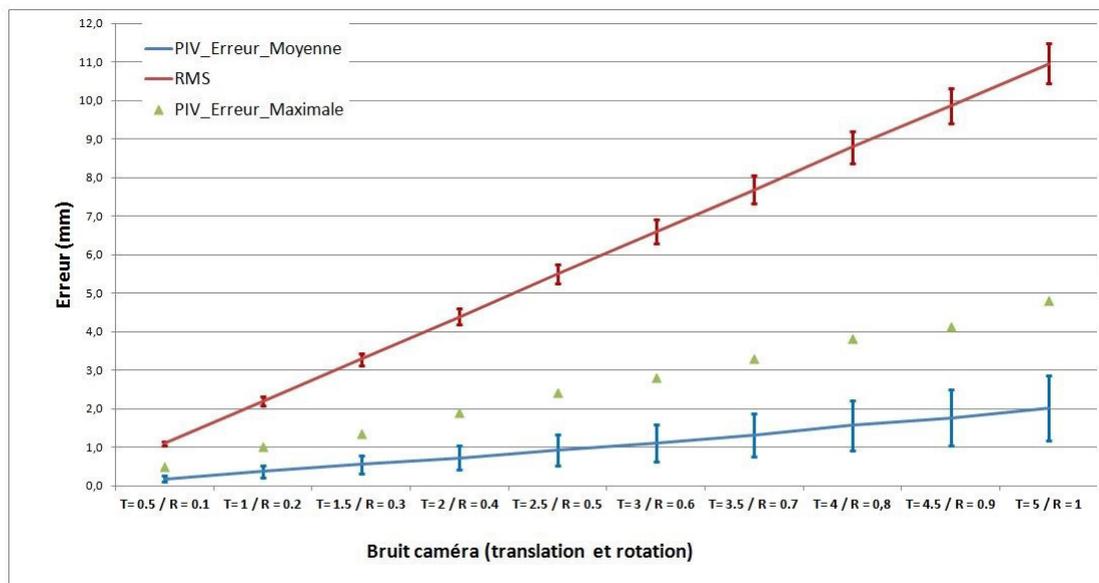


FIGURE 4.27 – Erreur sur le centre hanche et le *RMS* pour la méthode PIV en fonction du bruit de la caméra

Bruit caméra	T:0,5-R:0,1	T:1-R:0,2	T:1,5-R:0,3	T:2-R:0,4	T:2,5-R:0,5	T:3-R:0,6	T:3,5-R:0,7	T:4-R:0,8	T:4,5-R:0,9	T:5-R:0,1
PIV moyenne	0,2	0,4	0,6	0,7	0,9	1,1	1,3	1,6	1,8	2,0
PIV écart type	0,1	0,2	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,7	0,8
RMS	1,1	2,2	3,3	4,4	5,5	6,6	7,7	8,8	9,9	11,0

TABLE 4.1 – Erreur sur le centre hanche et le *RMS* pour la méthode PIV en fonction du bruit de la caméra

4.3.1.6 Conclusion

Les résultats issus de la simulation nous amènent à tirer les conclusions suivantes :

- Toutes les méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche sont influencées par le bruit. Cependant, en fonction de la nature du bruit, de son amplitude et de la méthode de détection du centre hanche utilisée, l'erreur peut varier énormément et dépasser pour certaines méthodes, le seuil de tolérance clinique. C'est notamment le cas pour les méthodes LMP et SFG très influencées par le bruit du système de localisation (LMP) et par le bruit de la cavité cotyloïdienne (SFG). L'utilisation de filtres informatiques pour éliminer le bruit est donc nécessaire pour ce type de méthodes.
- En cas de présence d'arthrose, ce qui est simulé durant notre expérience par un bruit de la cavité cotyloïdienne, la méthode PIV et LMP donnent les meilleurs résultats, néanmoins une acquisition avec une redondance d'information est nécessaire pour le LMP afin de pouvoir compenser ce type de bruit. Les méthodes de type « sphere fitting » sont très sensibles à ce type de bruit et l'erreur obtenue reste très élevée même après plusieurs acquisitions.
- L'utilisation des méthodes de type « sphere fitting » en clinique pourrait engendrer des erreurs importantes, car même en l'absence d'arthrose, la tête fémorale n'est pas une sphère parfaite. Effectuer une rotation de la jambe autour de celle-ci sera malgré tout source de mouvements parasites ce qui risquerait d'influencer de façon significative le comportement des méthodes de type « sphere fitting » .
- Le nombre d'acquisition par tour et le nombre de tours effectué lors du mouvement de circumduction sont des paramètres qui doivent être affinés avec précaution. Selon le type de méthode utilisé, ils peuvent être source d'erreur. Le LMP par exemple est très sensible aux acquisitions très rapprochées. D'autre part, les tests effectués sur la redondance d'information montrent qu'une acquisition avec plusieurs tours permet de compenser certains bruits et de diminuer ainsi l'erreur de détection du centre hanche. C'est pourquoi, il est nécessaire d'établir une stratégie d'acquisition adaptée à la méthode de détection du centre hanche utilisée. En général une acquisition en circumduction de cinq tours avec 100 transformations par tours et un bon compromis entre le temps d'acquisition et la robustesse des mesures.
- La fixation du corps-rigide fémoral sur le fémur ne doit pas être trop loin du centre hanche, car plus le corps rigide est loin du centre de rotation plus l'impact du bruit augmente. Toutefois, le corps rigide ne doit pas être trop près non plus, sinon des mouvements de circumduction de plus grandes amplitudes sont nécessaires pour le bon fonctionnement des méthodes de détection du centre hanche. Cependant, il n'est pas garanti qu'une amplitude maximale soit possible en clinique du fait de l'anatomie du patient, c'est pourquoi un compromis est nécessaire entre le point de fixation du corps rigide fémoral et le mouvement de circumduction appliqué à la jambe. D'après les résultats obtenus, une distance de 300 à 400 mm avec une circumduction d'une amplitude de 30° à 40° nous semble très acceptable.

D'une manière générale, la méthode PIV a démontré une grande robustesse aux différents paramètres d'acquisition et donne les meilleurs résultats pour tous les tests effectués. La méthode LMP est très sensible au bruit de la caméra, cependant une redondance d'information accompagnée de filtres que nous avons implémenté améliore nettement cette limite et augmente la robustesse. La méthode SFH est très robuste au bruit de la caméra par rapport à la méthode SFG. Ces résultats étaient prévisibles car l'implémentation de l'algorithme SFH inclut un mécanisme de filtre et de réduction de biais

comme expliqué dans l'étude de Halvorsen [27]. Cependant ces deux dernières méthodes sont très sensibles au bruit de la cavité cotyloïdienne, un bruit difficile à filtrer en situation clinique d'autant plus que ce type de bruit ne peut être compensé par la redondance de l'information.

Dans la suite de notre travail nous utiliserons les méthodes LMP et PIV systématiquement avec les filtres présentés dans la section 4.3.1.4.

4.3.2 Validation sur données In-Vitro

Dans cette section nous présenterons notre travail sur la validation des méthodes PIV, LMP, SFG et SFH pour la détection du centre hanche à partir de données in-vitro. Nous évaluerons la précision, la reproductibilité et l'impact de ces méthodes sur le calcul de l'angle HKA.

4.3.2.1 Matériels et méthodes

Afin de valider les méthodes de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur, nous avons réalisé des séries de mesures sur cadavres au sein du laboratoire d'anatomie de la faculté de médecine de Brest. Les mesures ont été effectuées par un chirurgien sur sept membres inférieurs : un appartenait à un cadavre féminin, obèse, et les autres à des cadavres masculins. A l'issue des tests cadavériques nous avons découvert que l'une des hanches était prothétique, cette donnée a donc été retirée de l'étude et nous n'avons par conséquent retenu que six données.

Nous avons utilisé le système de navigation Atracsys[®], système de localisation 3D optoélectronique actif avec trois corps-rigides : fémoral, tibial et pelvien, ainsi qu'un palpeur. La caméra du système a une vitesse d'acquisition de 4000 Hz et une précision quadratique moyenne inférieure à 0,3 mm à 3 mètres selon le constructeur. Cette caméra était reliée à un ordinateur de marque Dell équipé d'un processeur intel(R) Core (TM)2 Duo 2.53GHz et de 4 Go de RAM et doté d'un système d'exploitation Windows 7 professionnel 32 bits.

Nous avons installé sur cet ordinateur un logiciel de navigation que nous avons développé en C++ en collaboration avec l'entreprise OSTESYS[®]. Ce logiciel suit un protocole d'acquisition bien défini dont la description est présentée ci-après et schématisée dans la figure 4.28. Durant notre protocole d'acquisition nous avons respecté les mêmes consignes que celles considérées lors de la pose d'une prothèse totale de genou guidée par ordinateur ou la réalisation d'une ostéotomie supérieure du tibia naviguée, à savoir :

- Le cadavre est placé en décubitus dorsal.
- Les corps-rigides sont installés à l'aide de deux broches fixées directement sur l'os à travers une petite incision en percutané de 1 à 2 cm (figure 4.29).
- La caméra du système de navigation est placée de tel sorte que tous les corps-rigides soient visibles pendant l'acquisition (figure 4.31).

Notre protocole d'acquisition est composé de trois étapes : une étape d'installation du système de navigation, une étape d'acquisition des données et une étape de calcul des centres articulaires.

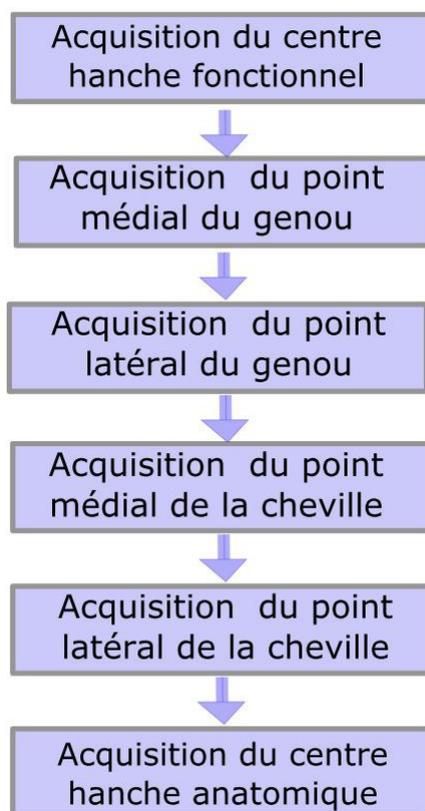


FIGURE 4.28 – Protocole d’acquisition

A) Installation du système de navigation

Cette partie concerne principalement la fixation des différents corps-rigides : fémoral, tibial et pelvien sur le cadavre et l’installation de la caméra :

- L’installation du système de navigation commence par la fixation d’un corps-rigide fémoral qui constituera le système de référence fémoral *SRF*. Il est placé à mi-distance entre les épiphyses proximale et distale du fémur à environ 300-400 mm de la tête fémorale (figure 4.29).
- Le corps-rigide tibial constitue le système de référence tibial *SRT*, habituellement placé à mi-distance entre les épiphyses proximale et distale du tibia. Pour notre expérience, nous avons choisi de l’installer sur la partie supérieure du tibia (au niveau de l’épiphyse proximale), nous expliquerons la raison de ce choix dans le prochain chapitre (chapitre 6).
- Enfin le corps-rigide du bassin est installé sur la crête-iliaque (figure 4.30), il constituera le système de référence du bassin *SRB*.
- Avant toute acquisition, la caméra est centrée à l’aide du logiciel de navigation afin d’assurer une visibilité optimale des trois corps-rigides *SRF*, *SRT*, *SRB* simultanément durant l’acquisition (figure 4.31).

B) Acquisition des données cadavériques

Une fois le système de navigation mis en place, le chirurgien procède à l’acquisition des données dans l’ordre suivant :



FIGURE 4.29 – Corps-rigide fémoral SRF fixé sur la diaphyse fémorale à l'aide d'un fixateur bi-broche

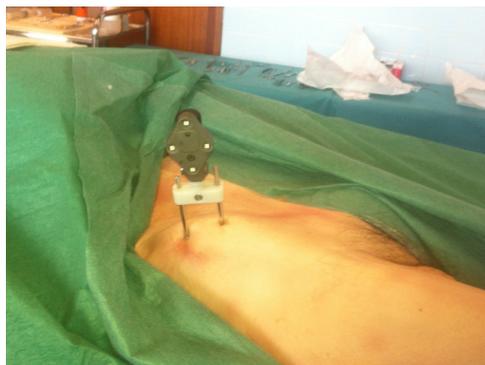


FIGURE 4.30 – Corps-rigide bassin SRB fixé sur la crête-iliaque à l'aide d'un fixateur bi-broche

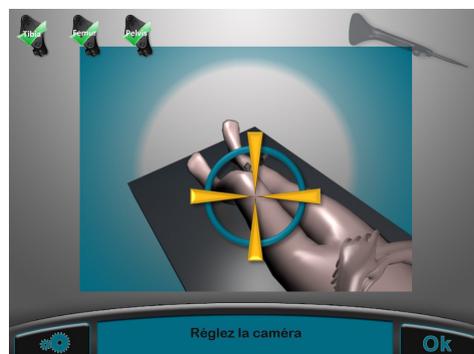


FIGURE 4.31 – Réglage de la caméra

1. Acquisition du centre hanche fonctionnel :

L'acquisition du centre hanche fonctionnel est réalisée à l'aide d'un mouvement de circumduction de la jambe autour du bassin. Durant ce mouvement le système de navigation enregistre les transformations issues des différents corps-rigide SRF , SRT , SRB par rapport au système de référence global, c'est-à-dire la caméra : SRC (système de référence camera). Les transformations des corps-rigides SRF, SRT sont aussi enregistrées par rapport au système de référence local du bassin SRB , nous enregistrons 500 transformations par acquisition ce qui correspond approximativement à cinq tours complets.

2. Acquisition du centre genou :

Le centre genou que nous avons choisi d'utiliser dans notre étude pour la construction du référentiel du membre inférieur et pour le calcul de l'angle HKA est le milieu des deux condyles distaux. L'acquisition du centre genou se fait en deux temps :

- Acquisition du point médial du condyle distal (figure 4.32 A)
- Acquisition du point latéral du condyle distal (figure 4.32 B)

3. Acquisition du centre cheville :

Le centre cheville utilisé durant notre expérience est le centre des malléoles. L'acquisition se fait aussi en deux temps :

- Acquisition du point médial de la malléole (figure 4.33 A)
- Acquisition du point latéral de la malléole (figure 4.33 B)

4. Acquisition du centre hanche fonctionnel avec le référentiel tibial :

Cette acquisition concerne l'étude sur l'acquisition du centre hanche fonctionnel utilisant un corps rigide tibial à la place d'un corps rigide fémoral. Plus de détails sur cette étude seront présentés dans les chapitres 5 et 6.

5. Acquisition du centre hanche anatomique :

Par définition, le centre hanche anatomique est le centre de la tête fémorale, en supposant la sphéricité de celle-ci, le centre hanche anatomique est confondu avec le centre de la sphère qui se rapproche le plus de l'anatomie de la tête fémorale. L'acquisition du centre hanche anatomique est réalisée après luxation de la tête fémorale. Le palpeur est utilisé pour acquérir 1000 points sur la surface de la tête fémorale (figure 4.34). Une sphère est ensuite ajustée à ces points afin de trouver le centre de la sphère optimale et en déduire le centre hanche anatomique.

Les différentes acquisitions (centre hanche fonctionnel, centre genou, centre cheville et centre hanche anatomique) sont répétées cinq fois pour chaque jambe.

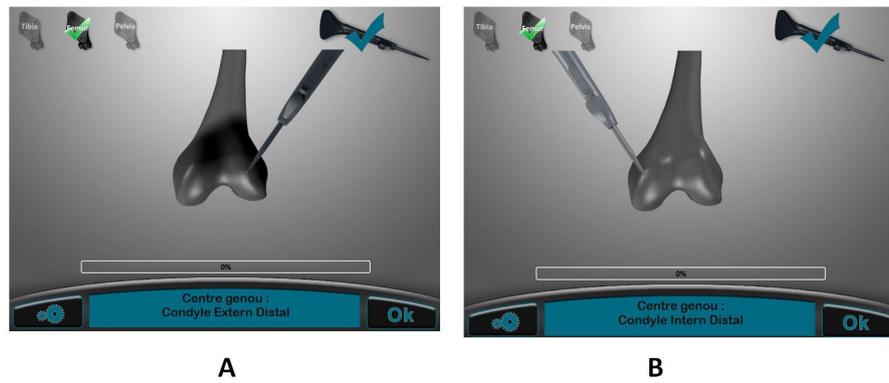


FIGURE 4.32 – Acquisition du centre genou : Point latéral du condyle distal (A), Point médial du condyle distal (B)

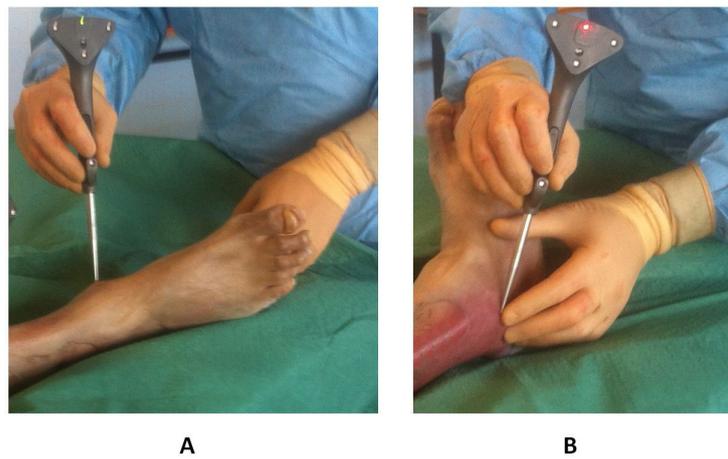


FIGURE 4.33 – Acquisition du centre cheville : Point médial de la malléole (A), Point latéral de la malléole (B)



FIGURE 4.34 – Acquisition du centre hanche anatomique

C) Calcul des centres articulaires avec les données cadavériques :

Les données enregistrées durant les acquisitions sur cadavre sont par la suite utilisées pour le calcul des centres articulaires : centre hanche anatomique, centre hanche fonctionnel, centre genou et centre cheville, nous avons développé une application en C++ qui nous permet de lire les données enregistrées durant les tests cadavériques, les afficher en 3D, les filtrer et de calculer les centres articulaires ainsi que les différentes mesures statistiques pour l'évaluation des méthodes de détection du centre hanche fonctionnel.

1. Calcul du centre hanche anatomique :

Durant notre processus de validation des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche, nous nous basons sur la méthode anatomique comme vérité terrain. Les performances des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche seront comparées à la méthode anatomique en termes de précision, de reproductibilité et d'impact sur l'angle HKA. Nous devons donc nous assurer dans un premier temps que l'acquisition du centre hanche anatomique est suffisamment reproductible. Nous avons pour cela mesuré la reproductibilité du centre hanche anatomique pour chaque jambe i ($0 < i < 6$) et pour chaque acquisitions par jambe ($0 < j < 5$), de la manière suivante :

$$VAR_{ANAT}(i, j) = dist(CH_{ANAT}(i, j), CH_{ANAT_Moyen}(i))$$

où :

- $dist(X, Y)$ est la distance euclidienne entre deux points X and Y ;
- $CH_{ANAT}(i, j)$ est le CH_{ANAT} obtenue de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;

Le résultat de la reproductibilité du centre hanche anatomique est présenté dans la figure 4.35. Ces résultats montrent que le calcul du centre hanche anatomique n'est pas du tout reproductible pour la jambe 1 puisque nous enregistrons une erreur de $102,8 \pm 41.7$ mm. Pour les jambes 2 à 6, le calcul du centre hanche anatomique est plus reproductible avec 75% des variations du centre hanche anatomique inférieur à 1.0 mm et 25% des variations entre 1mm et 1,8mm. L'erreur est de 0.9 ± 0.6 mm. Cependant on remarque une variation maximale de 2.5 mm.

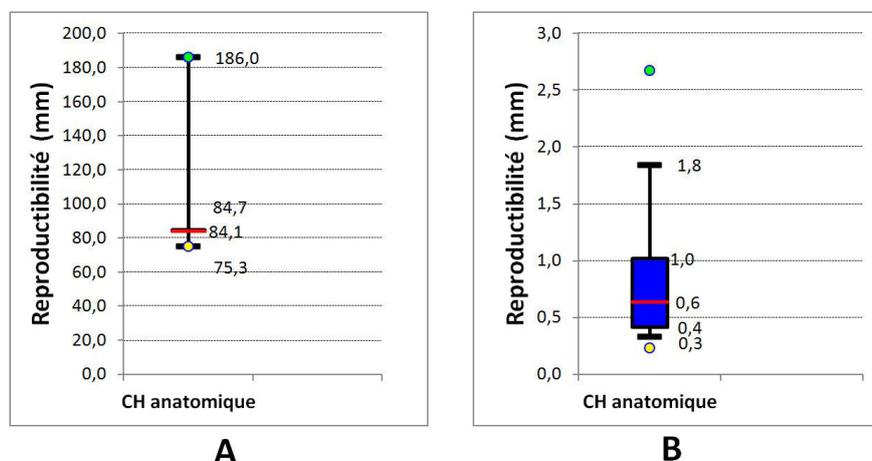


FIGURE 4.35 – Reproductibilité du centre hanche anatomique : reproductibilité des acquisitions de la jambe 1 (A), reproductibilité des acquisitions des jambes 2 à 6 (B).

Nous avons analysé plus précisément les acquisitions du centre hanche anatomique de la première jambe, afin de comprendre, pourquoi la procédure de minimisation de la sphère 3D sur les points relatifs à ces acquisitions a échoué.

La figure 4.36 montre la présence de points aberrants (outliers) (très éloignés du reste du nuage de points). Ces points peuvent être le résultat d'une mauvaise acquisition du système de localisation et ils sont à l'origine du dysfonctionnement de l'algorithme de minimisation pour l'adaptation de la sphère 3D au nuage de points. Pour supprimer automatiquement tous les points aberrants, nous appliquons le filtre suivant :

- Calculer le barycentre du nuage de point acquis.
- Supprimer tous les points dépassant une limite D_{max} du barycentre, recalculer le nouveau barycentre et répéter l'opération jusqu'à ce que tous les points respectent la condition :

$$dist(P_i, Barycentre) < D_{max}$$

Où D_{max} est la distance de contrôle des points aberrants.

Nous avons appliqué le filtre ci-dessus aux acquisitions en prenant $D_{max} = 50$ mm. Etant donné que le diamètre moyen d'une tête fémorale ne dépasse pas 50 mm [6]. Techniquement, le barycentre des points palpés sur une tête fémorale ne devrait pas être à une distance supérieure à ce diamètre de 50 mm. Nous avons enregistré la reproductibilité du centre hanche anatomique après application de ce filtre, les résultats sont présentés dans la figure 4.37.

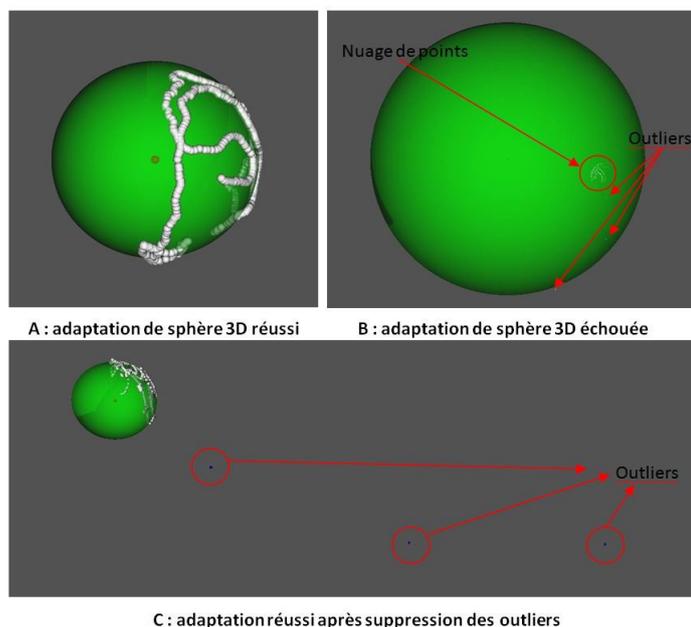


FIGURE 4.36 – Résultat de l'adaptation de sphère 3D au nuage de points : cas d'une adaptation réussie (A), cas d'une adaptation échouée à cause des données aberrantes (B), après suppression des données aberrantes (C)

Les résultats de la reproductibilité sont nettement améliorés, le problème de détection du centre hanche anatomique pour le cadavre 1 a été résolu. Cependant, l'acquisition du centre hanche anatomo-

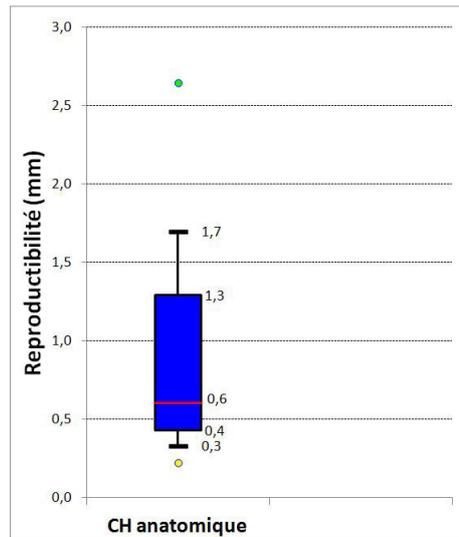


FIGURE 4.37 – Reproductibilité du centre hanche anatomique après application du filtre sur les données aberrantes pour les acquisitions des jambes 1 à 6

mique n'est pas tout à fait robuste et on peut remarquer une variation maximale de plus de 2.5 mm. Le filtre précédant n'est donc pas suffisant pour garantir une robustesse optimale. Nous avons élaboré un second filtre basé sur la technique de lancer de rayon décrit de la manière suivante :

1. Calculer la sphère 3D : $S = (CH_{ANAT}, R)$ qui s'ajuste au nuage de points.
2. Calculer les vecteur V_i tel que $V_i = \overrightarrow{CH_{ANAT}P_i}$: le vecteur qui relie le centre de la sphère S au point P_i du nuage de points.
3. Calculer les deux points T_0 et T_1 : les points d'intersection du vecteur V_i avec la sphère S.
4. Calculer la distance D_{min} tel que $D_{min} = \min(D_0, D_1)$, où : $D_0 = \text{dist}(T_0, P_i)$ et $D_1 = \text{dist}(T_1, P_i)$.
5. Si $D_{min} > Max_D$, on considère que le point P_i est trop bruité, il sera donc retiré de la liste des points contribuant au calcul de la sphère. Max_D est la tolérance au bruit des points acquis sur la surface de la tête fémorale.
6. On répète les étapes 1 à 5 avec la nouvelle liste de points jusqu'à satisfaction.

Nous avons appliqué le filtre sur les données aberrantes suivi du filtre de lancer de rayon aux acquisitions du centre hanche anatomique et nous avons recalculé la reproductibilité, les résultats sont présentés dans la figure 4.38.

On retiendra :

- Tel qu'expliqué dans la section 3.3 du chapitre 3, le calcul du centre hanche anatomique est basé sur la minimisation au moindre carrée de l'équation d'une sphère 3D à l'ensemble de points palpés sur la surface de la tête fémorale afin de trouver le centre de celle-ci. La procédure de minimisation au moindre carrée est une procédure très sensible au bruit et aux valeurs aberrantes.
- L'acquisition des points sur la surface de la tête fémorale peut laisser place à l'introduction de bruit et de valeurs aberrantes, soit par la palpation d'une surface de la tête fémorale atteinte

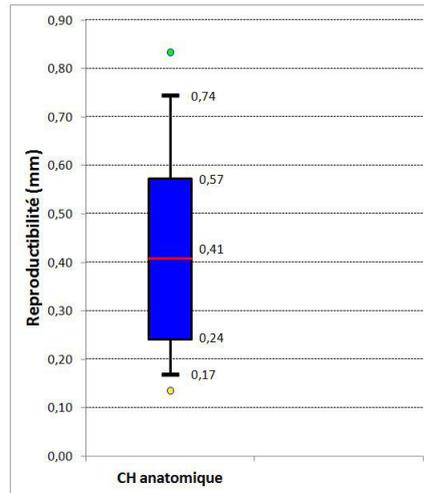


FIGURE 4.38 – Reproductibilité du centre hanche anatomique après application du filtre sur les données aberrantes et du filtre lancer de rayons

par l'arthrose, ou par le soulèvement involontaire du palpeur de la surface osseuse durant l'acquisition ou tout simplement par une mauvaise acquisition liée au système de navigation, il est donc nécessaire d'appliquer un ensemble de filtres au nuage de points acquis sur la surface de la tête fémorale afin de s'assurer que la mesure du centre hanche anatomique est précise et reproductible.

- Les filtres que nous avons développé améliorent nettement les résultats de calcul du centre hanche anatomique. La variation de l'acquisition est passée de 0.9 ± 0.6 mm à 0.4 ± 0.2 mm. Le maximum des variations a été réduit de 2.6 mm à 0.83 mm. Après application des filtres nous n'avons enregistré aucune variation du centre hanche anatomique supérieure à 1 mm. L'acquisition du centre hanche anatomique après les filtres est donc très reproductible.

2. Calcul du centre hanche fonctionnel :

Pour chaque jambe i ($0 < i < 6$) l'acquisition du mouvement de circumduction de la jambe a été répétée cinq fois j ($0 < j < 5$). Pour chaque acquisition, 500 transformations ont été enregistrées. Afin d'exploiter au mieux chaque acquisition, nous avons divisé l'acquisition en une liste de 10 fenêtres de 400 positions chacune avec une distance de 10 transformations entre les fenêtres successives. Nous obtenons de cette façon au total $10 \times 5 = 50$ acquisitions du centre hanche fonctionnel j ($0 < j < 50$) par jambe i ($0 < i < 6$).

Nous appliquons les quatre algorithmes PIV, LMP, SFG, et SFH afin de trouver le centre hanche fonctionnel correspondant, puis nous calculons la reproductibilité (variation intra-opérateur) de la manière suivante :

$$VAR_{LMP}(i, j) = dist(CH_{LMP}(i, j), CH_{LMP_Moyen}(i))$$

$$VAR_{PIV}(i, j) = dist(CH_{PIV}(i, j), CH_{PIV_Moyen}(i))$$

$$VAR_{SFG}(i, j) = dist(CH_{SFG}(i, j), CH_{SFG_Moyen}(i))$$

$$VAR_{SFH}(i, j) = dist(CH_{SFH}(i, j), CH_{SFH_Moyen}(i))$$

Où :

- $dist(X, Y)$ est la distance euclidienne entre deux points X and Y ;
- $CH_{LMP}(i, j)$ est le CH_{LMP} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- $CH_{PIV}(i, j)$ est le CH_{PIV} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- $CH_{SFG}(i, j)$ est le CH_{SFG} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- $CH_{SFH}(i, j)$ est le CH_{SFH} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- CH_{LMP_Moyen} est le barycentre de tous les $CH_{LMP}(i, j)$ obtenus par jambe ;
- CH_{PIV_Moyen} est le barycentre de tous les $CH_{PIV}(i, j)$ obtenus par jambe ;
- CH_{SFG_Moyen} est le barycentre de tous les $CH_{SFG}(i, j)$ obtenus par jambe ;
- CH_{SFH_Moyen} est le barycentre de tous les $CH_{SFH}(i, j)$ obtenus par jambe ;

Les résultats de la reproductibilité sont présentés dans la figure 4.41. Nous avons aussi calculé la variation du centre hanche de façon séparée sur chaque axes X, Y, Z du référentiel du membre inférieur (figure 4.41).

Nous calculons la précision des quatre méthodes de détection du centre hanche sélectionnées par rapport à la méthode anatomique de la manière suivante :

$$ERR_{LMP}(i, j) = dist(CH_{LMP}(i, j), CH_{ANAT_Moyen}(i))$$

$$ERR_{PIV}(i, j) = dist(CH_{PIV}(i, j), CH_{ANAT_Moyen}(i))$$

$$ERR_{SFG}(i, j) = dist(CH_{SFG}(i, j), CH_{ANAT_Moyen}(i))$$

$$ERR_{SFH}(i, j) = dist(CH_{SFH}(i, j), CH_{ANAT_Moyen}(i))$$

Où :

- $dist(X, Y)$ est la distance euclidienne entre deux points X and Y ;
- $CH_{LMP}(i, j)$ est le CH_{LMP} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- $CH_{PIV}(i, j)$ est le CH_{PIV} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- $CH_{SFG}(i, j)$ est le CH_{SFG} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- $CH_{SFH}(i, j)$ est le CH_{SFH} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- CH_{ANAT_Moyen} est le barycentre de tous les $CH_{ANAT}(i, j)$ obtenus par jambe ;

Les résultats de la précision sont présentés dans la figure 4.42. Nous avons aussi calculé la précision des méthodes fonctionnelles selon chaque axes X, Y, Z. Les résultats sont présentés dans la figure 4.43.

Enfin, nous avons mesuré l'impact de l'utilisation des méthodes fonctionnelles pour le calcul de l'angle HKA, en calculant la différence en degré entre l'angle HKA obtenu avec le centre hanche fonctionnel issu de chaque méthode PIV, LMP, SFG ou SFH et l'angle HKA obtenu avec le centre hanche anatomique. Le calcul est réalisé de la manière suivante :

$$D_{LMP}(i, j) = | HKA_{LMP}(i, j) - HKA_{ANAT_Moyen} |$$

$$D_{PIV}(i, j) = | HKA_{PIV}(i, j) - HKA_{ANAT_Moyen} |$$

$$D_{SFG}(i, j) = | HKA_{SFG}(i, j) - HKA_{ANAT_Moyen} |$$

$$D_{SFH}(i, j) = | HKA_{SFH}(i, j) - HKA_{ANAT_Moyen} |$$

Où :

- HKA_{ANAT_Moyen} est le HKA obtenu avec le HC_{ANAT_Moyen} de la jambe i ;
- $HKA_{LMP}(i, j)$ est le HKA calculé avec le $HC_{LMP}(i, j)$;
- $HKA_{PIV}(i, j)$ est le HKA calculé avec le $HC_{PIV}(i, j)$;
- $HKA_{SFG}(i, j)$ est le HKA calculé avec le $HC_{SFG}(i, j)$;
- $HKA_{SFH}(i, j)$ est le HKA calculé avec le $HC_{SFH}(i, j)$;

Les résultats de l'impact sur le HKA sont présentés selon le plan frontal et selon le plan sagittal respectivement sur les figure 4.44 et 4.45.

Nous avons également mesuré l'amplitude moyenne du mouvement de circumduction par fenêtre d'acquisition $F = \{Tran_1, Tran_2, \dots, Tran_n\}$, de la manière suivante :

- On calcule $Trans_{Moyenne}$ la moyenne des transformations pour la fenêtre d'acquisition F selon l'équation suivante :

$$Tran_{Moyenne} = \sum_{i=1}^n Tran_i, \quad Tran_i \in F$$

- Pour chaque t ($0 < t < n$), on calcule l'angle α_t entre les deux vecteurs $\overrightarrow{CH_{ANAT}Tran_{Moyenne_origine}}$ et $\overrightarrow{CH_{ANAT}Tran_t_origine}$ où :

- $\overrightarrow{CH_{ANAT}Tran_{Moyenne_origine}}$: est le vecteur reliant le centre hanche anatomique CH_{ANAT} et l'origine de la transformation $Tran_{Moyenne}$

- $\overrightarrow{CH_{ANAT}Tran_t_origine}$: est le vecteur reliant le centre hanche anatomique CH_{ANAT} et l'origine de la transformation $Tran_t$ (tel que $Tran_t \in F$)

- On calcule la moyenne des angles α_t qui correspond à l'amplitude moyenne pour la fenêtre d'acquisition F

La figure 4.39 illustre le calcul de l'amplitude de manière schématique. Les résultats de l'amplitude moyenne pour toutes les acquisitions $0 < j < 50$ de toutes les jambes $0 < i < 6$ sont présentés dans la figure 4.40.

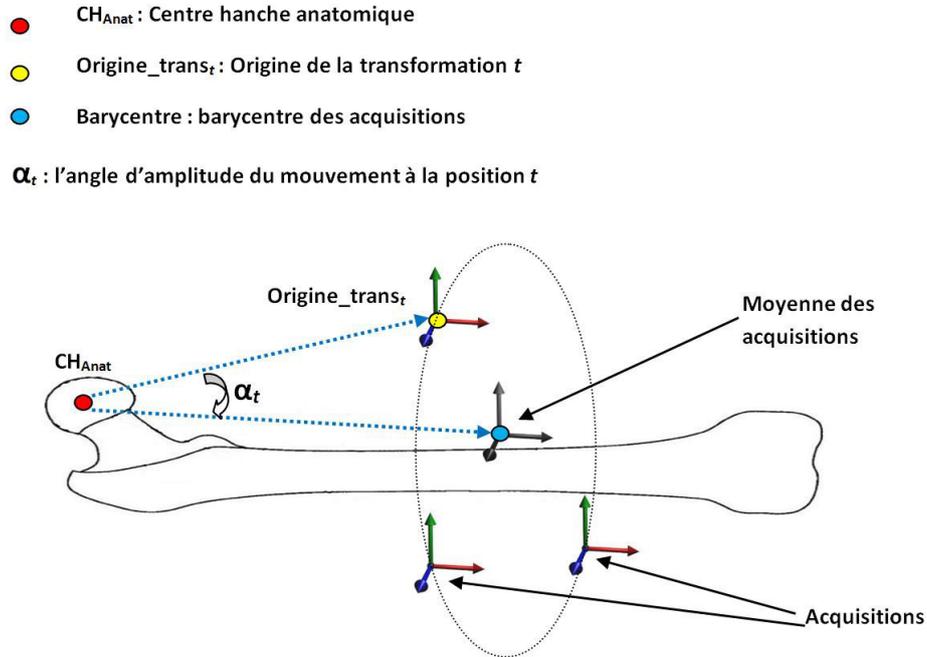


FIGURE 4.39 – Illustration du calcul de l'amplitude des acquisitions du centre hanche fonctionnel

4.3.2.2 Résultat et discussion

La figure 4.40 montre l'amplitude des acquisitions du centre hanche fonctionnel pour les six jambes cadavériques.

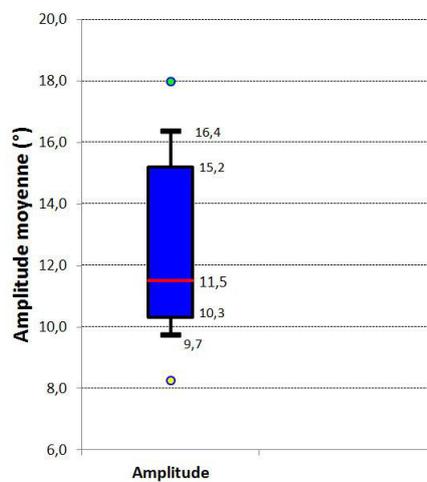


FIGURE 4.40 – Amplitude des acquisitions du centre hanche fonctionnel

Pour les acquisitions du centre hanche fonctionnel sur les six jambes cadavériques, nous pouvons constater que le mouvement de circumduction de la jambe autour du bassin enregistré par le corps-rigide fémoral SRF présente une amplitude moyenne de $12,4^\circ$ avec un écart-type de $2,6^\circ$. Cette amplitude correspond à la moitié de ce qui était recommandé lors de nos tests de simulation (30° d'amplitude).

Cette amplitude est dû à la nature de l'expérimentation sur cadavre. En effet, la maniabilité des articulations du cadavre n'est pas tout à fait souple à cause de la contraction des tissus mous causée par le processus de préservation à froid. Ceci rend difficile la réalisation des mouvements de circumduction d'une amplitude plus grande. Nous devons donc tenir compte de cette restriction dans la suite de nos résultats. Toutefois, (1) la comparaison entre les méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche reste objective et ne sera pas affectée par cette contrainte. En effet tous les algorithmes que nous étudions dans notre expérience sont soumis aux mêmes conditions d'expérimentation cadavérique. (2) la restriction des mouvements de circumduction à des amplitudes minimales rend nos résultats plus proches d'un cas clinique à caractère difficile, là où la réalisation d'amplitude importante n'est pas possible. Cette contrainte d'amplitude est donc bénéfique dans le sens où si les algorithmes que nous testons réussissent à détecter le centre hanche fonctionnel avec précision pour des amplitudes minimales, ils seront en mesure d'être aussi précis pour des amplitudes plus importantes.

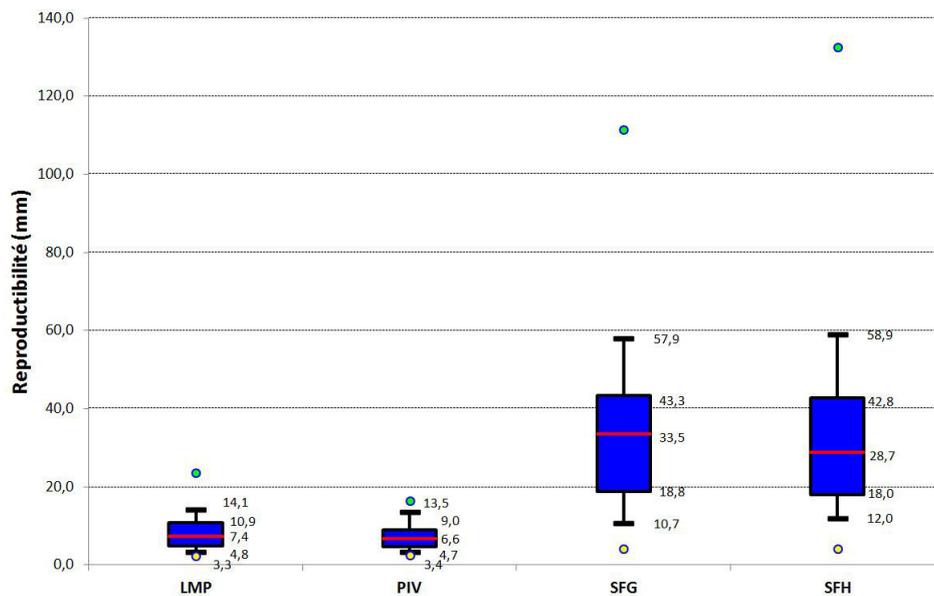


FIGURE 4.41 – Reproductibilité du centre hanche fonctionnel des méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH

La figure 4.41 montre les résultats de la reproductibilité des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche. La reproductibilité respective pour les méthodes LMP, PIV, SFG et SFH est de 8.2 ± 4.6 mm, 7.3 ± 3.6 mm, 33.6 ± 19.1 mm et 35.0 ± 25.0 mm. Pour les deux méthodes SFG et SFH on remarque des maximums respectifs de 111.4 mm et 132.5 mm.

La figure 4.42 montre les résultats de la reproductibilité des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche sur chaque axes X, Y et Z du référentiel du membre inférieur $Ref_{membre,inf}$.

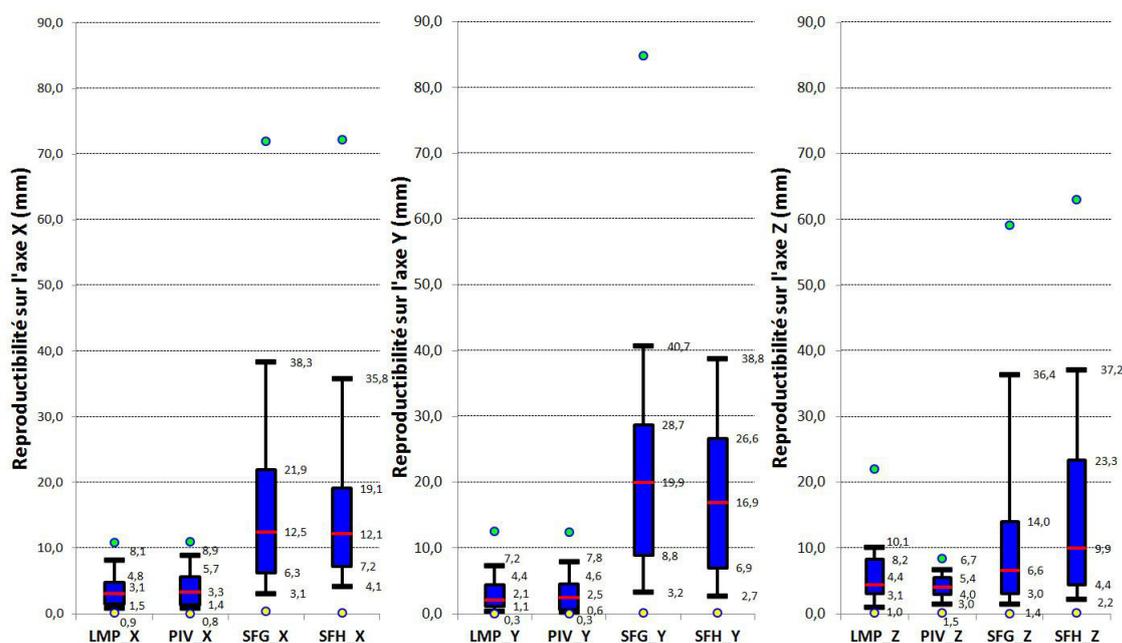


FIGURE 4.42 – Reproductibilité sur les axes (X, Y, Z) du centre hanche fonctionnel pour les méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH

On retiendra :

- D'après les figures 4.41 et 4.42, la reproductibilité des méthodes de détection du centre hanche basées sur les «technique de transformation du centre (TTC)» est de 8.2 ± 4.6 mm pour le LMP et de 7.3 ± 3.6 mm pour le PIV avec 90% des résultats inférieurs à 14.1 mm et un maximum qui ne dépasse pas les 23.6 mm. Tandis que la reproductibilité des méthodes de détection du centre hanche de type «Sphere fitting (SF)» est de 33.6 ± 19.1 mm pour le SFG et de 35.0 ± 25.0 mm pour le SFH avec plus de 90% des résultats supérieurs à 10,7 mm et un maximum de 132.5 mm. La reproductibilité pour les méthodes de type « TTC » est donc nettement supérieure à celle des méthodes de type « Sphere Fitting ».
- Pour la méthode du LMP, la reproductibilité sur les axes X et Y est supérieure à la reproductibilité sur l'axe Z avec une erreur de 3.6 ± 2.6 mm pour l'axe X et 3.1 ± 3.0 mm pour l'axe Y contre une reproductibilité de 5.7 ± 4.3 mm sur l'axe Z. La méthode LMP est donc plus reproductible pour le calcul de l'angle HKA frontal étant donné que celui-ci est calculé sur le plan frontal XOY et évolue plus significativement sur l'axe Y que sur l'axe X.
- La méthode PIV a une reproductibilité proche de LMP sur l'axe X et Y ce qui la rend aussi reproductible à calculer l'angle HKA frontal que le LMP. Toutefois, la méthode PIV est plus reproductible que la méthode LMP sur l'axe Z avec une erreur de 4.1 ± 1.9 mm. La méthode du PIV est la plus reproductible pour la détermination du HKA sagittal.
- Pour les méthodes de type « Sphere Fitting », d'une manière générale le SFG et le SFH ont une reproductibilité similaire. La variation du centre hanche pour ces deux méthodes est très grande, elle dépasse les 30 mm, ce qui veut dire que le centre hanche calculé évolue dans une

sphère d'un diamètre plus grand que celui du diamètre moyen d'une tête fémorale qui est en moyenne de 50 mm [6].

- D'après les résultats, la reproductibilité des deux méthodes LMP et PIV est similaire même si la méthode du PIV est légèrement plus reproductible avec 75% des résultats inférieurs à 9.0 mm au lieu de 10.9 mm pour le LMP.

La figure 4.43 montre les résultats de la précision des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche, évaluée par l'écart entre le centre hanche fonctionnel et le centre hanche anatomique.

La figure 4.44 montre les résultats de la précision des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche sur chaque axes X, Y et Z du référentiel du membre inférieur $Ref_{membre_{inf}}$.

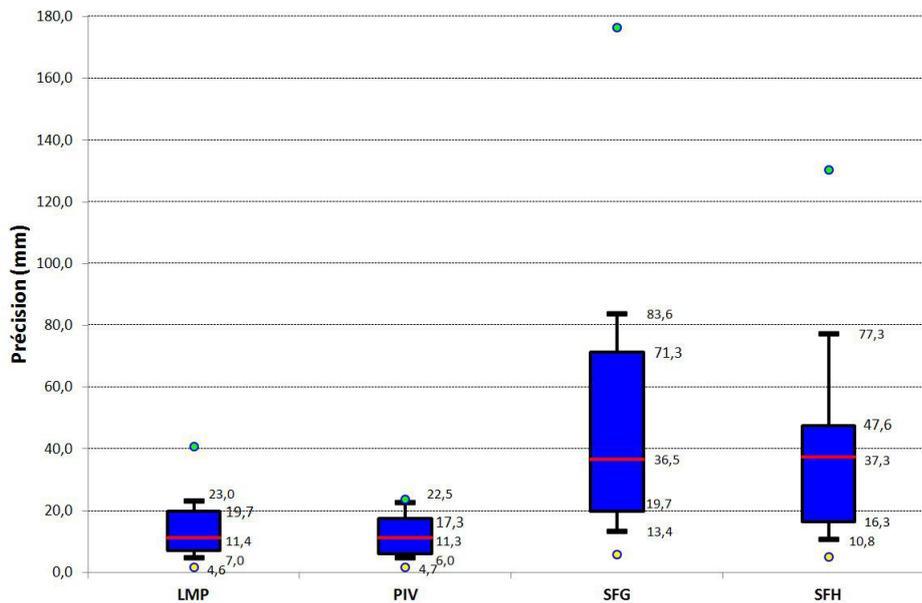


FIGURE 4.43 – Précision du centre hanche fonctionnel des méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH

On retiendra :

- Afin de mesurer la précision des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche, nous avons calculé la distance entre le centre hanche fonctionnel et le centre hanche anatomique. Les résultats présentés dans la figure 4.43 montrent que les méthodes de type «TTC» sont plus précises que les méthodes de type «SF» avec une erreur de 13.5 ± 8.2 mm et 12.3 ± 6.4 mm respectivement pour le LMP et le PIV contre une erreur de 47.0 ± 33.3 mm et 40.3 ± 27.8 mm respectivement pour le SFG et le SFH.

Les méthodes de type «SF» se basent sur un procédé de minimisation au moindre carré d'une fonction de coût afin d'adapter une sphère 3D aux acquisitions. Ce procédé de minimisation est très perturbé par les effets du bruit qui peuvent s'accumuler très rapidement en situation clinique (bruits de la caméra, bruit du mouvement de circumduction exécuté par l'opérateur...) D'autre part, les algorithmes de type «SF» stipulent que le centre hanche doit être stationnaire pendant le mouvement de circumduction, alors qu'en réalité le centre

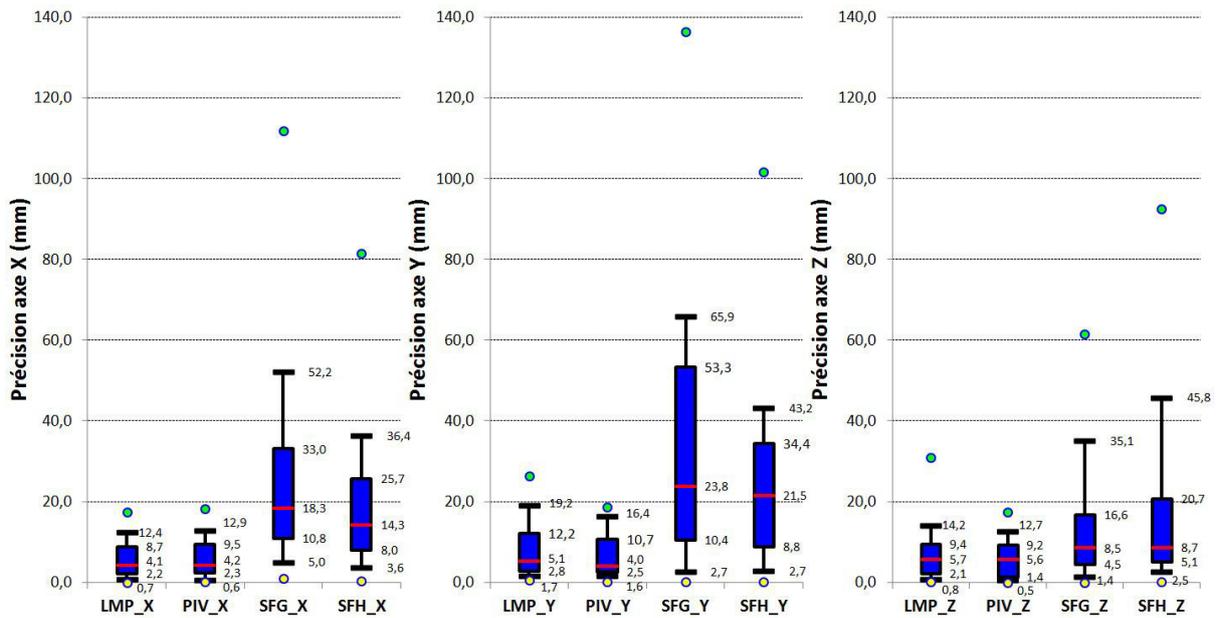


FIGURE 4.44 – Précision par axes (X, Y, Z) du centre hanche fonctionnel des méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH

hanche bouge pendant l’acquisition. En effet la tête fémorale n’est pas une sphère parfaite, le mouvement de circumduction du fémur en pivot sur cette dernière impliquera un déplacement parasite du centre hanche. Ces mouvements parasites du centre hanche accentués par le mouvement de la cavité cotyloïdienne sont sources d’erreurs qui ne peuvent être compensées par les algorithmes de type «SF».

- La méthode SFH est plus précise que la méthode SFG avec plus de 90% des résultats inférieurs à 77.3 mm et un maximum de 130.3 mm alors que la méthode SFG a une erreur sur le centre hanche pour 75% inférieure à 71.3 mm avec un maximum de 176.6mm. Ces résultats confirment les conclusions des tests en simulation rapportées dans la section précédente ainsi que dans la littérature par Halvorsen [27]. En effet la méthode SFH implémente un mécanisme de réduction de biais ce qui la rend moins sensible que la méthode SFG aux différents bruits et aux conditions d’acquisitions lors des tests sur cadavre.
- La méthode du PIV est plus précise que le LMP avec plus de 90% des résultats inférieurs à 22.5 mm pour le PIV au lieu de 23.0 mm pour le LMP et un maximum respectif pour les deux méthodes PIV et LMP de 23.6 mm et 40.7 mm. Nous remarquons que la déviation de la méthode LMP est plus importante sur le plan YOZ avec une erreur de 8.2 ± 6.9 mm et un maximum de 26.4 mm sur l’axe Y, accompagné d’une erreur de 6.7 ± 6.3 mm avec un maximum de 30.9 mm sur l’axe Z. Ceci a un impact plus important sur le calcul de l’angle HKA frontal et sagittal par rapport à la méthode PIV qui ne dépasse pas un maximum de 18.7 mm sur les trois axes X, Y et Z.

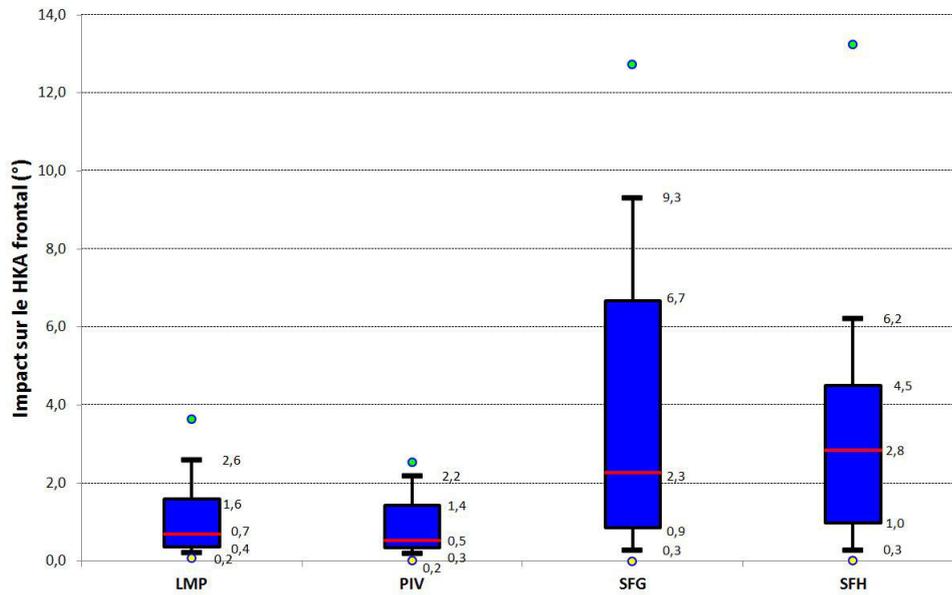


FIGURE 4.45 – Impact sur le calcul du HKA frontal pour les méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH

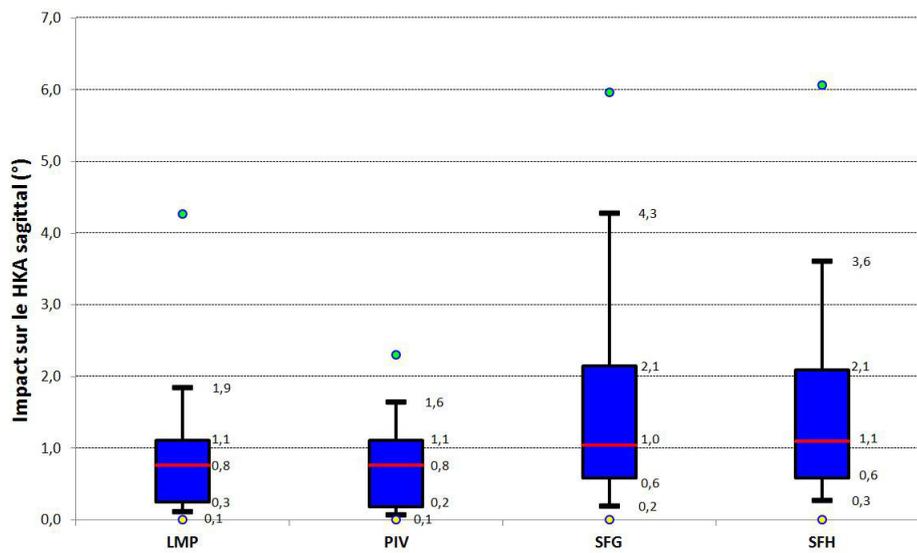


FIGURE 4.46 – Impact sur le calcul du HKA sagittal pour les méthodes LMP, PIV, SFG, et SFH

La figure 4.45 montre l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal. La figure 4.46 montre l'impact sur le calcul de l'angle HKA sagittal.

On retiendra :

1. Impact sur le HKA frontal

- Comme pour les résultats précédents, les méthodes de type «TTC» ont un impact sur l'angle HKA frontal inférieur à celui enregistré pour les méthodes de type «SF» avec une erreur de $1.1 \pm 0.9^\circ$ et $0.9 \pm 0.8^\circ$ respectivement pour LMP et PIV et un maximum respectif de 3.7° et 2.5° . L'erreur sur le HKA frontal enregistré pour SFG et SFH est respectivement de $3.2 \pm 2.7^\circ$ et $3.8 \pm 3.5^\circ$ avec un maximum respectif de 12.7° et 13.3° . Cette erreur sur le HKA est tout à fait justifiée, car les méthodes de type «TTC» sont plus précises pour la détection du centre hanche que les méthodes de type «SF».
- La méthode SFH a un impact sur l'angle HKA inférieur à la méthode SFG avec 75% des résultats pour le SFH situés entre 1° et 6.2° au lieu de 75% des résultats entre 0.9° et 9.3° pour le SFG. Cela est dû à la déviation du centre hanche calculé par le SFG qui est plus importante sur les deux axes X et Y du plan frontal XOY.
- Malgré la similarité de la précision des deux méthodes LMP et PIV à calculer le centre hanche, nous remarquons que la méthode PIV est plus précise pour le calcul de l'angle HKA frontal. En effet la déviation du centre hanche fonctionnel issue de la méthode LMP est plus importante sur l'axe Y que la déviation du centre hanche fonctionnel issue de la méthode PIV sur le même axe, ce qui entraîne une erreur sur l'angle HKA frontal plus importante pour le LMP.

2. Impact sur le HKA sagittal

- Les méthodes de type «TTC» ont un impact moins important que les méthodes de type «SF».
- La précision des méthodes SFG et SFH sur le calcul de l'angle HKA sagittal est cependant très similaire. En effet, même si la déviation du centre hanche HC_{SFH} est plus importante que la déviation du centre hanche HC_{SFG} sur l'axe Y du plan sagittal YOZ, on remarque l'effet inverse sur l'axe Z du même plan, ce qui compense l'erreur globale sur le calcul de l'angle HKA sagittal des deux méthodes.
- La dispersion statistique de l'erreur sur l'angle HKA sagittal pour les deux méthodes LMP et PIV est équivalente. Néanmoins, le maximum pour le LMP est de $4,3^\circ$ au lieu de $2,3^\circ$ pour le PIV.

4.4 Conclusion

Les résultats de l'étude in-vitro nous permettent de tirer les conclusions suivantes :

-
- L'implémentation de filtres pour le calcul du centre hanche anatomique ont rendu la méthode de détection du centre hanche anatomique très reproductible avec une variation inférieure à 1 mm. L'angle HKA calculé avec le centre hanche anatomique est de ce fait, très reproductible.
 - Les méthodes de type «SF» ne sont ni précises, ni reproductibles. La variation et la déviation du centre hanche fonctionnel calculées par rapport au centre hanche anatomique dépassent le diamètre de la tête fémorale.
 - La précision des méthodes de type «SF» pour calculer l'angle HKA ne correspond pas au cahier des charges des chirurgies orthopédiques, qui est au maximum de $\pm 3^\circ$ d'erreur. Ces méthodes ne sont donc pas adaptées pour une utilisation clinique.
 - D'une manière générale les méthodes de type «TTC» sont nettement plus précises et plus reproductibles que les méthodes de type «SF».
 - La méthode PIV est plus précise et plus reproductible que la méthode LMP pour la détection du centre hanche fonctionnel.
 - La méthode du LMP donne un impact sur l'angle HKA très satisfaisant mis à part un maximum de $3,7^\circ$ qui peut être supprimé par l'application de filtres plus sophistiqués.
 - Aucune valeur de l'impact sur le HKA supérieure à 3° n'a été enregistrée pour la méthode du PIV ce qui fait de cette méthode la plus adaptée pour une utilisation clinique.

Le traitement chirurgical conservateur : L'ostéotomie supérieure du tibia

5.1 Introduction

L'ostéotomie supérieure du tibia est une solution élégante pour le traitement de la gonarthrose. Conservatrice du capital osseux et de l'articulation biologique, cette chirurgie peut donner des résultats très satisfaisants et ceci sur plusieurs années ce qui permet de retarder la mise en place d'une PTG bien plus destructrice [33, 34]. Malgré cela l'ostéotomie tibiale a été peu pratiquée et souvent remplacée par la pose de prothèse unicompartmentale de genou [1]. Cela est lié à la complexité de cette chirurgie et à son niveau d'exigence, très élevé, de précision.

La chirurgie assistée par ordinateur a très bien trouvé sa place pour les ostéotomies supérieures du tibia en offrant des systèmes de guidage tridimensionnel permettant la réalisation du geste chirurgical en toute précision [35]. Dans ce chapitre nous allons nous intéresser aux systèmes de chirurgie assistée par ordinateur pour l'ostéotomie supérieure du tibia, en évoquant les avantages et les limites des solutions actuelles.

5.2 L'ostéotomie supérieure du tibia

L'ostéotomie tibiale est une intervention, pratiquée depuis plus de 50 ans pour laquelle nous disposons d'un recul important, elle intervient en présence d'arthrose, de premier stade, dans l'un des deux compartiments fémoro-tibiaux où l'usure peut toucher la partie interne de l'articulation (arthrose fémoro-tibiale interne) ou la partie externe de l'articulation (arthrose fémoro-tibiale externe). Ces usures sont souvent favorisées par la déformation du squelette jambier, soit en genou varum pour l'usure interne, soit en genou valgum pour l'usure externe. Les résultats de l'ostéotomie tibiale à 10 ans sont satisfaisants [1] ce qui fait d'elle une solution fiable.

En l'absence de traitement, ces arthroses localisées risquent de s'aggraver progressivement. Dans le cas d'une arthrose fémoro-tibiale interne, par exemple, la zone interne du genou est usée, le cartilage

osseux diminuera progressivement et la jambe se déformera en varus. Cette déformation est bien souvent accompagnée d'un déplacement du centre de gravité du genou vers la zone usée, entraînant une accentuation des pressions à ce niveau et une augmentation de l'usure. La zone atteinte par l'arthrose est donc de plus en plus sollicitée alors que la zone externe du genou (saine) est de moins en moins sollicitée. Ce cercle vicieux ne peut être rompu que par le redressement de l'axe mécanique de la jambe.

L'ostéotomie tibiale est habituellement réservée aux patients de moins de 60 ans [1]. Elle peut être une ostéotomie de fermeture (soustraction externe) ou d'ouverture (addition interne). Le premier cas consiste à réaliser deux coupes au niveau de l'épiphyse proximale du tibia pour ainsi enlever un coin osseux. Les deux parties tibiales sont ensuite rapprochées (figure 5.1, B). Le deuxième cas est basé sur la réalisation d'une coupe au niveau de la partie proximale du tibia, les deux sections du tibia sont ensuite séparées et une cale osseuse est introduite (en matériau biocompatible), les deux segments osseux sont stabilisés par une plaque d'ostéosynthèse métallique (figure 5.1, A).

L'ostéotomie consiste alors à corriger la déformation du membre inférieur en redressant le tibia de façon à réaligner l'axe mécanique et à déplacer les contraintes sur le compartiment articulaire le moins usé. Ceci a pour objectif de ralentir l'usure dans le compartiment le plus usé ce qui stabilise l'arthrose [36, 35]. Cette correction se fait en alignant les centres articulaires : hanche, genou et cheville pour soulager le compartiment atteint [35]. La correction optimale est donc de réaliser une hyper correction donnant un angle HKA entre 183° et 186° postopératoire [35].

Bien que pratiquée depuis plus de 50 ans, l'ostéotomie supérieure du tibia est une intervention très complexe, essentiellement liée au degré de précision requis. En effet réussir une ostéotomie impose d'être capable d'aligner trois centres articulaires dans l'espace avec une précision de $\pm 3^\circ$ [35]. La chirurgie conventionnelle repose néanmoins sur une planification 2D avec des images radiographiques, pas tout le temps de bonnes qualités, pour la réalisation d'un geste chirurgical qui doit être réalisé en 3D.

Une autre limite des techniques conventionnelles réside dans le geste chirurgical lui-même. Aucun ancillaire mécanique n'a fait preuve de son efficacité à réaliser le geste chirurgical avec la précision souhaitée [35]. De plus la correction de l'angle HKA est contrôlée seulement sur un plan frontal en tendant le fil d'un bistouri électrique entre le centre hanche, le centre genou et le centre cheville afin d'évaluer l'angulation par imagerie fluoroscopique.

5.3 L'ostéotomie supérieure du tibia assistée par ordinateur

L'apparition de la chirurgie assistée par ordinateur en orthopédie a donné naissance à des systèmes de navigation dédiés à la chirurgie d'ostéotomie. Ces systèmes ont révolutionné la procédure chirurgicale en offrant aux chirurgiens des outils de navigation qui permettent de réaliser le geste chirurgical avec une grande précision et fiabilité.

Bien qu'actuellement 80% des systèmes de navigation en chirurgie orthopédique sont dotés de logiciel de navigation sans imagerie [17, 18], il existe des systèmes qui ont adopté une procédure basée sur l'acquisition d'imagerie préopératoire (tomodensitométrie).

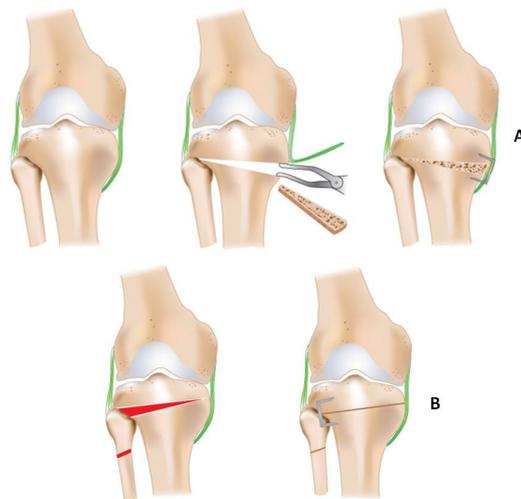


FIGURE 5.1 – Ostéotomie tibiale : ostéotomie d'ouverture (A), ostéotomie de fermeture (B)

Pour l'ostéotomie tibiale, nous allons nous intéresser seulement aux systèmes sans imagerie. Car les systèmes de navigation à base d'imagerie alourdissent la procédure chirurgicale conventionnelle. De plus, des études ont montré que les systèmes de navigation sans imagerie pour la chirurgie du genou ont une précision similaire à celle des systèmes de navigation à base d'imagerie préopératoire [17, 18].

Notre étude bibliographique a débouché sur trois systèmes de navigation qui offrent une solution de navigation pour l'ostéotomie supérieure du tibia : Le système Osteologics commercialisé par Praxim®, le système Orthopilot commercialisé par B-Baun/Aesculap® et le système Victor Vision commercialisé par BrainLab®. Dans les sections suivantes nous allons présenter brièvement les approches chirurgicales adoptées par ces systèmes. Leur analyse va nous permettre d'établir une base de réflexion afin de définir les points éventuels à optimiser.

5.3.1 Système de navigation Osteologics et Orthopilot

Les deux systèmes Osteologics et Orthopilot sont quasi identiques dans leur approche chirurgicale, nous allons donc présenter uniquement le système Orthopilot d'autant plus que le système Osteologics a été en grande partie développé par le LaTIM.

Comme la plupart des systèmes de navigation en chirurgie orthopédique. Le système Orthopilot est basé sur une approche purement cinématique (sans imagerie), en utilisant les paramètres morphologiques et cinématiques obtenus en phase per-opératoire, grâce à un système de suivi optique.

Le logiciel de navigation Orthopilot est dérivé de celui de la mise en place des prothèses de genou. La procédure chirurgicale commence par l'installation des corps-rigides en percutané au niveau de l'extrémité distale du fémur et au niveau de l'extrémité proximale du tibia. Un corps-rigide supplémentaire peut être placé sur l'épiphyse distale du tibia si la navigation de la pente tibiale est souhaitée. Par la suite, la cinématique du mouvement de rotation de la jambe autour du bassin est enregistrée grâce au corps-rigide fémoral. Cette cinématique permet de calculer le centre hanche (figure 5.2). Le centre genou est acquis par palpation des épicondyles médiaux et latéraux (figure 5.3) ou par la cinématique du mouvement de flexion de la jambe de 90° suivi d'un mouvement d'extension complète (figure 5.4). Le centre cheville peut aussi être acquis par la cinématique de la flexion-extension de la

cheville, mais ceci nécessite un corps-rigide spécifique sur le pied (figure 5.5), ou par la palpation des malléoles médiale et latérale de la cheville (figure 5.6).

Les centres anatomiques hanche genou et cheville permettent au système de calculer l'angle de déviation de l'axe mécanique du membre inférieur (HKA) préopératoire du patient. Le chirurgien effectue l'ostéotomie sur la partie proximale du tibia. On note que cette partie de la chirurgie est réalisée à la scie et sans aucune navigation. Finalement, la procédure de valgisation ou de fermeture est réalisée en extension complète de la jambe, sous l'assistance du système de navigation qui affiche en temps réel l'angle HKA du patient en se basant sur les données des corps-rigides.

5.3.2 Système de navigation Victor Vision

Tout comme le système de navigation Orthopilot, le logiciel de navigation Victor Vision est aussi basé sur les données cinématiques et morphologiques per-opératoires du patient. La procédure chirurgicale commence par la mise en place des corps rigides, un corps-rigide fémoral (au niveau de l'épiphyse distale du fémur), un deuxième corps-rigide tibial placé au niveau de la médiane du tibia. Les centres articulaires (hanche, genou et cheville) nécessaires au calcul de l'axe mécanique du membre inférieur sont ensuite enregistrés.

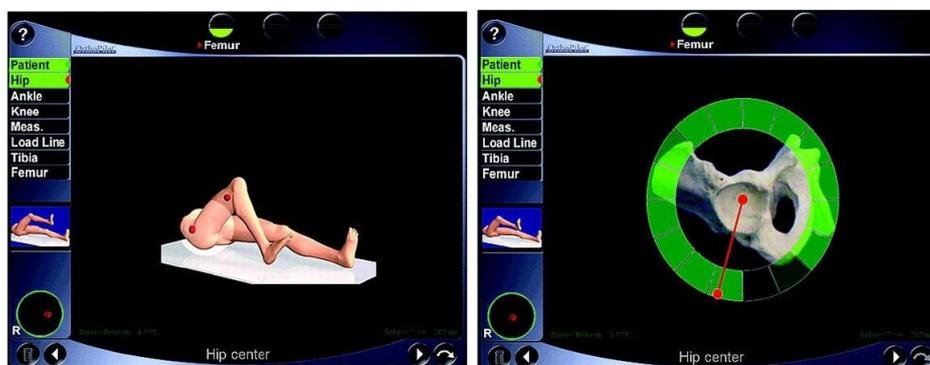


FIGURE 5.2 – Acquisition du centre hanche, Orthopilot



FIGURE 5.3 – Acquisition du centre genou (épicondyle médial et latéral), Orthopilot



FIGURE 5.4 – Acquisition du centre genou (flexion-extension), Orthopilot

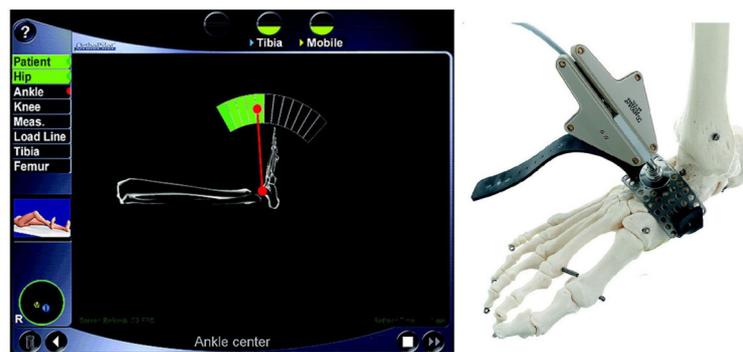


FIGURE 5.5 – Acquisition du centre cheville (flexion-extension) à gauche, corps-rigide cheville à droite, Orthopilot



FIGURE 5.6 – Acquisition du centre cheville (malléoles médiale et latérale), Orthopilot

L'acquisition commence par le calcul du centre hanche par moyen de mouvement de rotation de la jambe par rapport au bassin en utilisant les données du corps-rigide fémoral. Ensuite les malléoles médiale et latérale sont enregistrées dans le repère tibial pour le calcul du centre cheville. Finalement l'épicondyle médial et latéral sont palpées et enregistrées dans le repère fémoral, suivi du point médial et latéral du plateau tibial dans le corps-rigide tibial, ces points sont utilisés par la suite pour définir le centre genou.

Une fois les centres articulaires enregistrés, le système de navigation calcule l'angle d'alignement (HKA) du membre inférieur préopératoire. Le chirurgien peut alors commencer la procédure d'ostéotomie. Contrairement au système Orthopilot, le système de navigation BrainLab offre la possibilité de guider le chirurgien pour planifier et exécuter le plan de coupe au niveau du tibia proximal [19] (figure 5.7). Une fois la coupe réalisée le système de navigation permet de fournir l'information de l'angle HKA en temps réel durant la procédure d'ouverture (figure 5.8).



FIGURE 5.7 – Planification de la coupe d'ostéotomie, Vector Vision



FIGURE 5.8 – Navigation de l'ouverture, angle HKA, rotation et pente tibiale, Vector Vision

5.4 Avantages et limites des systèmes actuels de navigation pour l'ostéotomie supérieure du tibia

L'inconvénient majeur des systèmes de navigation est la pose des corps-rigides qui ajoute une difficulté opératoire supplémentaire de par leur caractère invasif, nécessitant une incision percutanée supplémentaire, et un allongement du temps opératoire.

Les corps-rigides placés dans les os, traversent les muscles (en particulier le corps-rigide fémoral en raison de la richesse musculaire de la cuisse) causant des cicatrices supplémentaires postopératoires qui peuvent dans certains cas s'infecter ou causer des lésions musculaires.

Parmi les avantages de l'ostéotomie naviguée, et contrairement à la méthode conventionnelle qui se base sur les données 2D, la planification dans la plupart des systèmes se fait directement en phase per-opératoire grâce aux données 3D très précises obtenus par le système de navigation. La correction de l'angle HKA est naviguée en temps réel pendant la chirurgie, là aussi le contexte 3D du geste chirurgical est pris en compte en se basant sur les données cinématiques 3D du patient. Certains systèmes permettent (en plus de l'information de l'angle HKA) d'afficher la longueur de la jambe, la pente et la rotation tibiale et aussi de planifier et naviguer la coupe pour les ostéotomies d'ouverture [19].

5.5 Conclusion

Hormis le caractère invasif des corps-rigides, la chirurgie naviguée de l'ostéotomie a apporté beaucoup d'avantages, en offrant des outils d'assistance au geste chirurgical, permettant de réaliser la chirurgie avec une grande précision et de capter l'information 3D des structures anatomiques du patient et des instruments chirurgicaux du bloc opératoire.

Comme nous l'avons vu dans la section 5.2.1 et la section 5.2.2, les deux systèmes de navigation de l'ostéotomie supérieure du tibia « Orthopilot » et « Victor Vision » sont très similaires dans leurs procédures chirurgicales. Ils sont tous les deux basés sur l'information cinématique et morphologique per-opératoire du patient pour planifier et guider le chirurgien durant l'opération.

L'acquisition du centre cheville est presque identique, basée sur la palpation des malléoles médial et latéral. L'acquisition du centre genou peut diverger soit par une méthode purement cinématique (flexion-extension de la jambe) soit par un moyen de palpation. Là encore on retrouve les mêmes points que sont les épicondyles médiaux et latéraux ou le plateau tibial médial et latéral. Cependant, ce qui a particulièrement retenu notre attention c'est la technique d'acquisition du centre hanche qui est totalement cinématique et identique pour les deux systèmes de navigation. En effet, la tête fémorale est inaccessible durant ce type de chirurgie, rendant sa palpation impossible et imposant l'utilisation d'une méthode alternative. Le centre hanche est calculé par l'acquisition du mouvement de rotation de la jambe autour du bassin. Cependant cette technique d'acquisition du centre hanche impose la fixation d'un corps-rigide au niveau du fémur, et augmente le degré d'invasivité de la chirurgie d'ostéotomie.

Afin de rendre la navigation de l'ostéotomie tibiale encore moins invasive, nous avons travaillé sur le développement et la validation d'une nouvelle technique d'acquisition du centre hanche utilisant seulement un corps-rigide tibial fixé dans l'incision nécessaire à la réalisation de l'ostéotomie.

Les travaux sur la détection du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial sont présentés dans le chapitre suivant.

La détection du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial

6.1 Introduction

Nous avons étudié dans le chapitre 4 les méthodes de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur. Ces méthodes appelées «Méthodes fonctionnelles» utilisent un corps-rigide fémoral pour l'acquisition de la cinématique du membre inférieur afin de calculer le centre hanche fonctionnel.

Dans le cadre de l'ostéotomie supérieure du tibia, l'utilisation d'un corps-rigide fémoral pour l'acquisition du centre hanche augmente le degré d'invasivité de la chirurgie, car conventionnellement, cette chirurgie est réalisée uniquement sur la partie proximale du tibia. Nous proposons dans ce chapitre une nouvelle méthode de détection du centre hanche fonctionnel utilisant uniquement un corps-rigide placé sur le tibia au niveau de l'incision. Cette nouvelle méthode de détection du centre hanche, dans le cadre de l'ostéotomie supérieure du tibia, a pour objectif d'éviter la fixation de corps rigides hors de l'incision et ainsi éviter toute ouverture additionnelle.

Comme pour le chapitre 4, nous étudierons cette nouvelle approche en matière de précision, de reproductibilité, et d'impact sur le calcul de l'angle HKA.

6.2 Méthodologie

Pour rappel, la détection du centre hanche fonctionnel en chirurgie assistée par ordinateur repose sur la réalisation d'un mouvement de circumduction de la jambe autour du bassin. Durant ce mouvement, les positions (rotations et translations) du corps-rigide fémoral *SRF* (**système de référence fémoral**) peuvent être enregistrées par rapport à un repère fixe tel que la caméra *SRC* (**système de référence caméra**).

Nous proposons d'adopter le même principe pour l'acquisition du centre hanche dans le cadre des ostéotomies tibiales de valgisation (OTV). Au lieu d'utiliser un corps-rigide placé sur le fémur, nous utiliserons un corps-rigide placé uniquement sur le tibia *SRT* (**système de référence tibial**) (figure

6.1). Cette approche a pour objectif d'éviter la fixation, bien souvent invasive, d'un **corps rigide** additionnel sur le fémur, uniquement pour l'acquisition du centre hanche.

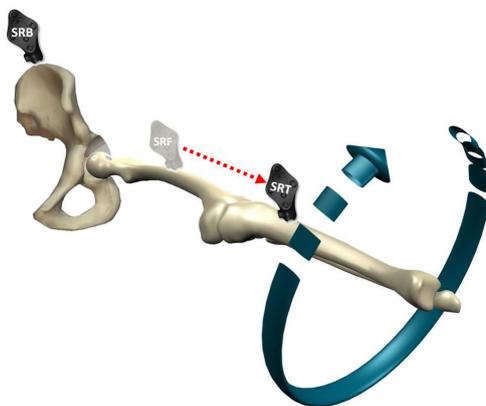


FIGURE 6.1 – Acquisition du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial (*SRT*)

Le fait d'utiliser un corps rigide tibial pour l'acquisition du centre hanche dans le cadre d'une OTV naviguée nous impose de vérifier et valider plusieurs scénarios :

1. L'articulation de la jambe au niveau du genou doit être verrouillée en extension complète (figure 6.2) :
Dans ce cas de figure, le fémur et le tibia doivent former un seul corps-rigide. L'utilisation du système de référence tibial *SRT* au lieu du système de référence fémoral *SRF* n'a techniquement aucun impact sur le calcul du centre hanche, mise à part la translation de la position du référentiel du fémur au niveau du tibia. Ceci peut être assimilé à une position du corps rigide fémoral plus importante. L'impact de la réalisation d'un mouvement de circumduction de la jambe capté par le *SRT* est dans ce cas le même que celui étudié dans le chapitre 4 concernant la position du corps rigide fémoral.
2. L'articulation de la jambe au niveau du genou est verrouillée en flexion de X° (figure 6.3) :
Le fémur et le tibia forment aussi un seul corps-rigide, cependant le mouvement de circumduction capté par le *SRT* est affecté par l'angle de flexion du tibia, nous devons donc quantifier l'impact de cette flexion sur le calcul du centre hanche fonctionnel.
3. L'articulation de la jambe n'est pas verrouillée, la flexion de la jambe varie dans une plage de $[-X^\circ, +X^\circ]$ au cours de l'acquisition (figure 6.4) :
L'ensemble fémur et tibia ne peut donc être considéré comme un unique corps-rigide, l'utilisation du système de référence tibial pour l'acquisition du centre hanche n'est donc pas possible. Dans ce cas, la philosophie de base de l'acquisition du centre hanche fonctionnel, qui consiste à détecter le centre de rotation d'un corps-rigide par rapport à son pivot de circumduction n'est pas respectée. Il apparaît donc nécessaire de pouvoir détecter ce dysfonctionnement.

Selon ces différents scénarios, nous avons évalué la robustesse du centre hanche fonctionnel capté par un unique système de référence tibial *SRT* sur une jambe verrouillée en extension complète (0°)

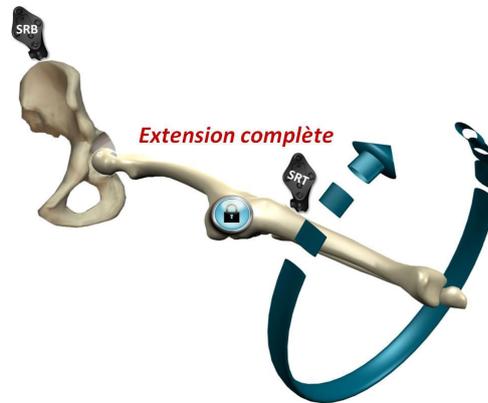


FIGURE 6.2 – Acquisition du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial (*SRT*), jambe verrouillée en extension complète

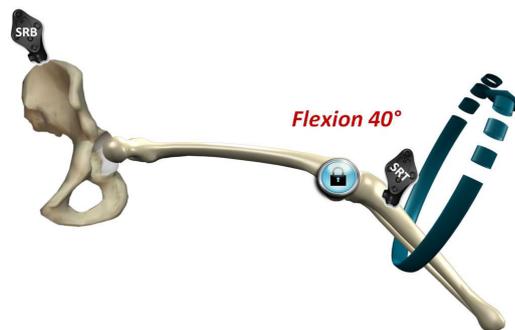


FIGURE 6.3 – Acquisition du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial (*SRT*), jambe verrouillée en flexion de $X = 40^\circ$

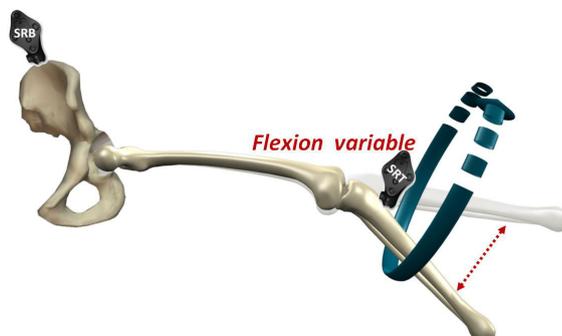


FIGURE 6.4 – Acquisition du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial (*SRT*), jambe non-verrouillée en flexion

et sur plusieurs degrés de flexion. Le protocole de test et de validation est présenté dans la section suivante.

6.3 Validation sur données In-Vitro

Compte tenu des résultats obtenus lors de la validation des méthodes de détection du centre hanche (PIV, LMP, SFG et SFH), les méthodes fonctionnelles basées sur les techniques de transformation du centre (TTC) (LMP et PIV) ont donné les meilleurs résultats. Nous avons donc choisi d'étudier dans ce chapitre uniquement ces deux dernières méthodes.

Dans cette section nous présenterons donc notre travail sur la validation des méthodes de détection du centre hanche LMP et PIV en utilisant un corps-rigide tibial sur des données in-vitro. Nous évaluerons la précision, la reproductibilité et l'impact de ces méthodes fonctionnelles sur le calcul de l'angle HKA en GMCAO, par rapport à notre vérité terrain : le centre hanche anatomique.

6.3.1 Matériels et méthodes

Afin de valider les méthodes de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur en utilisant uniquement un corps-rigide tibial nous avons réalisé des séries de mesures sur spécimens cadavériques au sein du laboratoire d'anatomie de la faculté de médecine de Brest. Les mesures ont été effectuées par un chirurgien junior sur six membres inférieurs. Ces séries de mesures ont été réalisées en même temps que les mesures du centre hanche fonctionnel utilisant un corps-rigide fémoral, comme présentée dans le chapitre 4. Le système d'acquisition optique utilisé était donc identique.

Le protocole d'acquisition des données par l'intermédiaire du logiciel a cependant été adapté, afin de permettre l'acquisition du centre hanche fonctionnel avec le corps-rigide tibial selon différents degrés de flexion de la jambe. Ce protocole est résumé dans la figure 6.6.

Afin de pouvoir fixer la jambe en flexion à 10° , 20° , 30° , 40° , la procédure d'acquisition du centre hanche avec le *SRT* s'effectue en deux étapes :

- a) Le système de navigation permet de guider le chirurgien pour réaliser la flexion souhaitée, la flexion est affichée en temps réel par le logiciel de navigation (figure 6.5, A). Le chirurgien verrouille la jambe avec la flexion souhaitée à l'aide de deux broches qui traversent le tibia vers le fémur.
- b) Une fois la jambe verrouillée en flexion par l'arthrodèse, le chirurgien effectue le mouvement de circumduction habituel pour l'acquisition du centre hanche fonctionnel. Ce mouvement est alors enregistré par le système de navigation en utilisant simultanément le *SRF* et le *SRT* afin de pouvoir par la suite réaliser des comparaisons entre les deux approches (centre hanche fonctionnel avec le *SRF* par rapport au centre hanche fonctionnel avec le *SRT*)

Comme sur le chapitre 4, les centres articulaire : genou, cheville, hanche fonctionnel, et hanche anatomique sont calculés à partir des données cadavériques afin de mesurer la reproductibilité, la précision et l'impact sur l'angle HKA de la méthode de détection du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial.

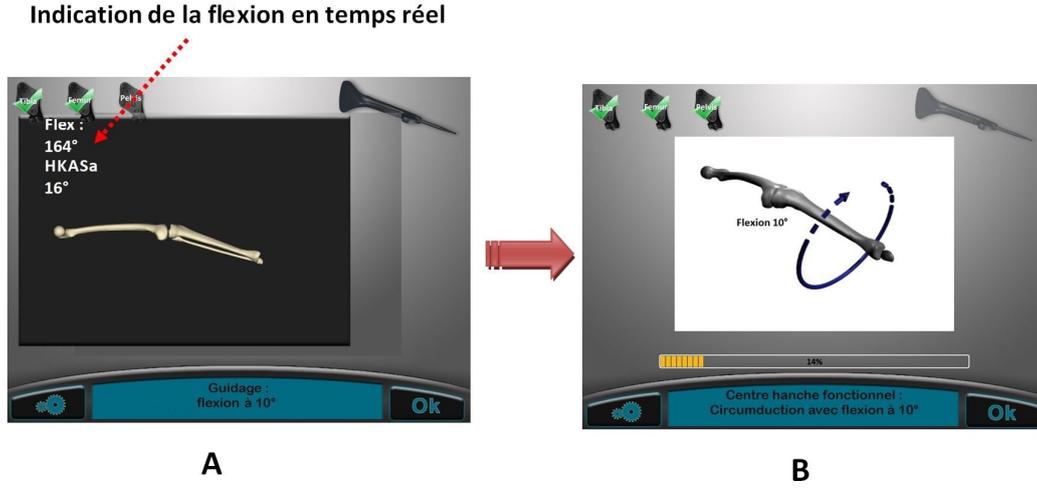


FIGURE 6.5 – Acquisition du centre hanche fonctionnel avec le *SRT* en flexion de 10°

Lors des tests sur cadavre, pour chaque jambe i ($0 < i < 6$), le mouvement de circumduction a été répété cinq fois j ($0 < j < 5$). Pour chaque acquisition, 500 transformations ont été enregistrées pour le *SRF* et *SRT* simultanément. Afin d'exploiter au mieux chaque acquisition, nous avons divisé la plage de données acquise en une liste de 10 fenêtre de 400 positions chacune avec une distance de 10 transformations entre les fenêtres successives. Nous obtenons de cette façon au total $10 \times 5 = 50$ acquisitions du centre hanche fonctionnel j ($0 < j < 50$) par jambe i ($0 < i < 6$) et par système de référence *SRF* et *SRT*.

Nous appliquons les algorithmes LMP et PIV afin de trouver le centre hanche fonctionnel correspondant, puis nous calculons la reproductibilité (variation intra-opérateur) de la manière suivante :

$$VAR_{LMP}(i, j) = dist(CH_{LMP}(i, j), CH_{LMP_Moyen}(i))$$

$$VAR_{PIV}(i, j) = dist(CH_{PIV}(i, j), CH_{PIV_Moyen}(i))$$

où :

- $dist(X, Y)$ est la distance euclidienne entre deux points X and Y ;
- $CH_{LMP}(i, j)$ est le CH_{LMP} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- $CH_{PIV}(i, j)$ est le CH_{PIV} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- CH_{LMP_Moyen} est le barycentre de tous les $CH_{LMP}(i, j)$ obtenus par jambe ;
- CH_{PIV_Moyen} est le barycentre de tous les $CH_{PIV}(i, j)$ obtenus par jambe .

Les résultats de la reproductibilité sont présentés dans la figure 6.8.

Nous calculons la précision des deux méthodes LMP et PIV avec le corps-rigide tibial par rapport à la méthode anatomique de détection du centre hanche de la manière suivante :

$$ERR_{LMP}(i, j) = dist(CH_{LMP}(i, j), CH_{ANAT_Moyen}(i))$$

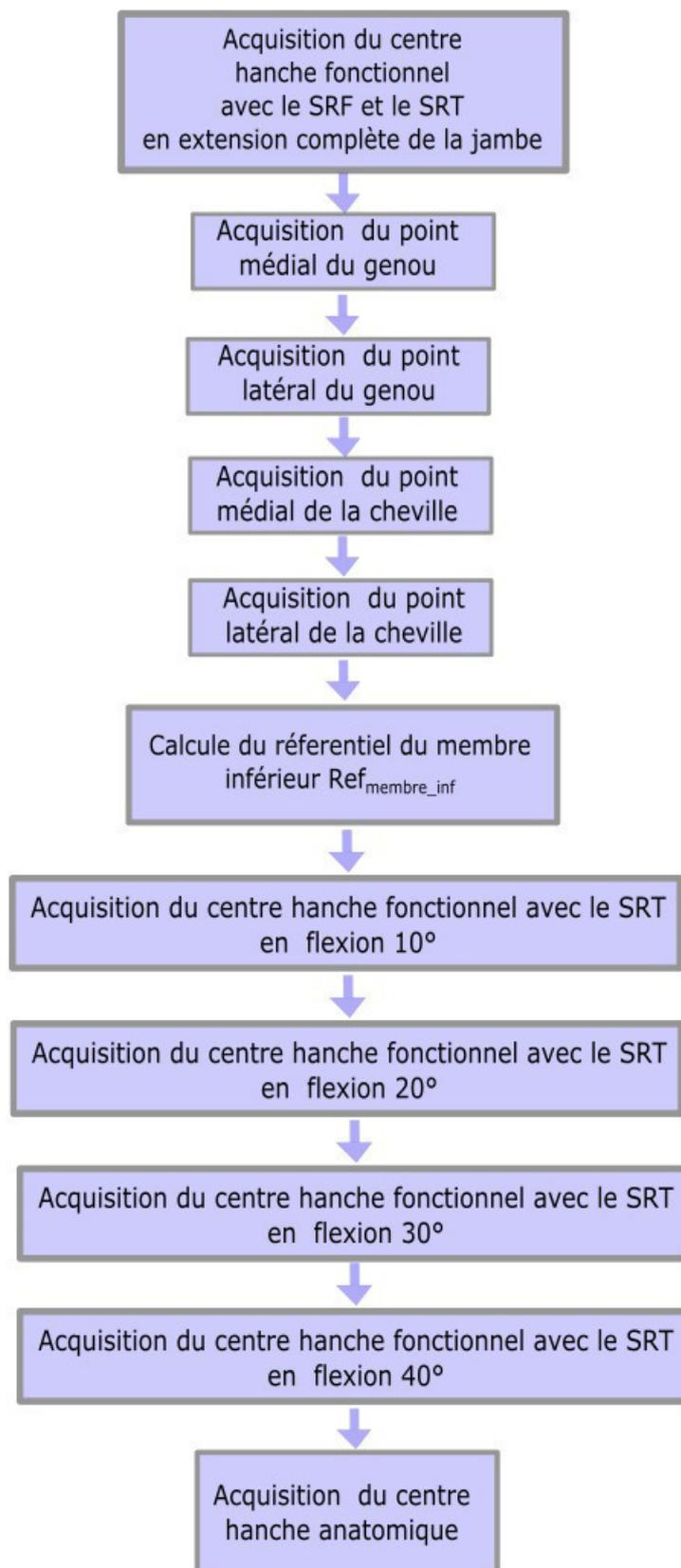


FIGURE 6.6 – Protocole d'acquisition des données cadavre avec le corps-rigide-tibial

$$ERR_{PIV}(i, j) = dist(CH_{PIV}(i, j), CH_{ANAT_Moyen}(i))$$

Où :

- $dist(X, Y)$ est la distance euclidienne entre deux points X and Y ;
- $CH_{LMP}(i, j)$ est le CH_{LMP} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- $CH_{PIV}(i, j)$ est le CH_{PIV} obtenu de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- CH_{ANAT_Moyen} est le barycentre de tous les $CH_{ANAT}(i, j)$ obtenus par jambe.

Les résultats de la précision sont présentés dans la figure 6.9. Nous avons aussi calculé la précision des méthodes fonctionnelles LMP et PIV permettant de déterminer le centre hanche suivant chaque axes X, Y et Z séparément. Les résultats sont présentés dans les figures 6.10, 6.11 et 6.12.

Enfin, nous avons étudié l'impact des méthodes fonctionnelles LMP et PIV avec le corps-rigide tibial sur l'angle HKA, en calculant la différence en degrés entre l'angle HKA obtenu avec le centre hanche fonctionnel relatif à chaque méthodes PIV, LMP et l'angle HKA obtenu avec le centre hanche anatomique, selon l'équation suivante :

$$D_{LMP}(i, j) = | HKA_{LMP}(i, j) - HKA_{ANAT_Moyen} |$$

$$D_{PIV}(i, j) = | HKA_{PIV}(i, j) - HKA_{ANAT_Moyen} |$$

Où :

- HKA_{ANAT_Moyen} est le HKA obtenu avec le HC_{ANAT_Moyen} de la jambe i ;
- $HKA_{LMP}(i, j)$ est le HKA calculé avec le $HC_{LMP}(i, j)$;
- $HKA_{PIV}(i, j)$ est le HKA calculé avec le $HC_{PIV}(i, j)$;

Les résultats de l'impact sur le HKA sont présentés selon le plan frontal et selon le plan sagittal sur les figures 6.13 et 6.14 respectivement.

Nous avons aussi analysé l'impact de la flexion de la jambe au cours des acquisitions du centre hanche avec le corps-rigide tibial. Pour chaque acquisition j ($0 < j < 50$) par jambe i ($0 < i < 6$), nous calculons la flexion de la manière suivante :

$$Flexion_{Moyenne}(i, j) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n Flexion_k$$

Où :

- $Flexion_{Moyenne}$: est la moyenne de la flexion enregistrée pour la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;
- n est le nombre de transformations enregistrées au cours de la j^{eme} acquisition appartenant à la i^{eme} jambe ;

De la même manière nous calculons l'écart-type de la flexion $SD_{flexion}$ pour chaque acquisitions. Nous avons par la suite classé ces acquisitions par flexion, les résultats de la flexion sont présentés dans la figure 6.7 .

$$SD_{flexion}(i, j) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n [Flexion_k - Flexion_{Moyenne}(i, j)]^2}$$

6.3.2 Résultats

La figure 6.7 montre les résultats de la flexion enregistrée lors des acquisitions du centre hanche fonctionnel avec le corps-rigide tibial.

D'après cette figure, la flexion de la jambe au cours de l'acquisition n'est pas stable malgré la fixation de la jambe avec une arthrodsèse. Nous définissons donc par la suite plusieurs plages de flexion qui vont nous permettre de valider l'algorithme :

- Acquisition en extension complète T_{0° : correspond à une moyenne de flexion entre 0° et 5°
- Acquisition en flexion de T_{10° : correspond à une moyenne de flexion entre 5° et 15°
- Acquisition en flexion de T_{20° : correspond à une moyenne de flexion entre 15° et 25°
- Acquisition en flexion de T_{30° : correspond à une moyenne de flexion entre 25° et 35°
- Acquisition en flexion de T_{40° : correspond à une moyenne de flexion entre 35° et 45°
- Acquisition en flexion de T_{50° : correspond à une moyenne de flexion supérieure à 45° .

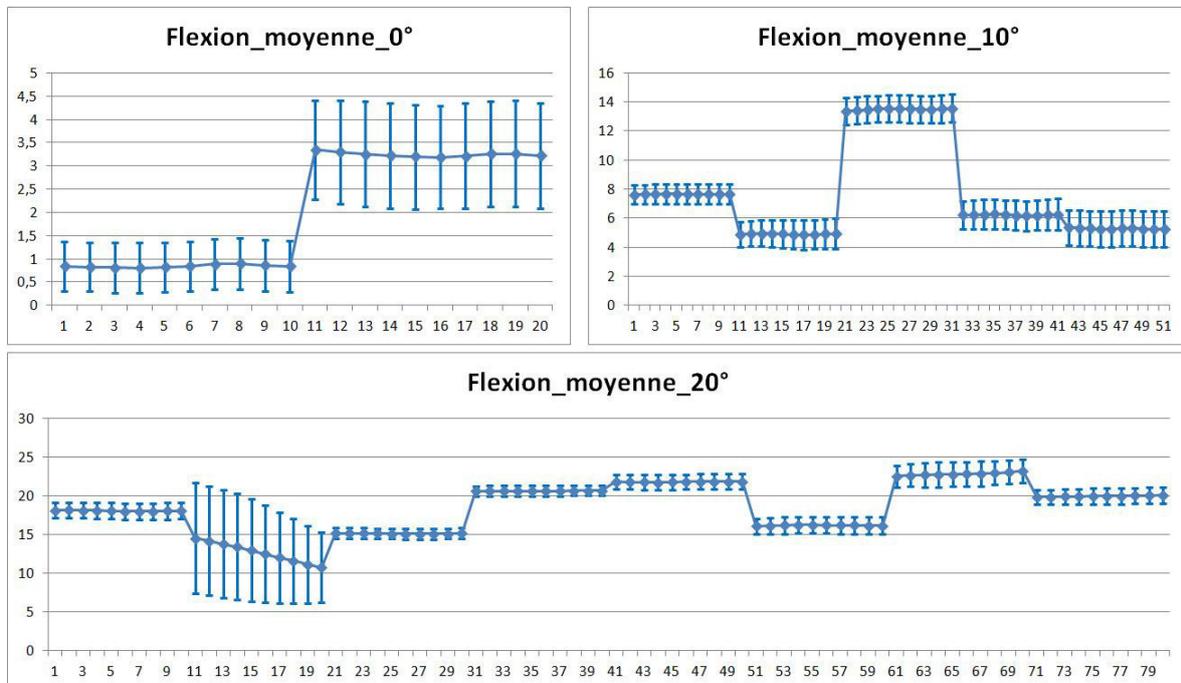


FIGURE 6.7 – Moyenne et écart type de la flexion par acquisition du centre hanche

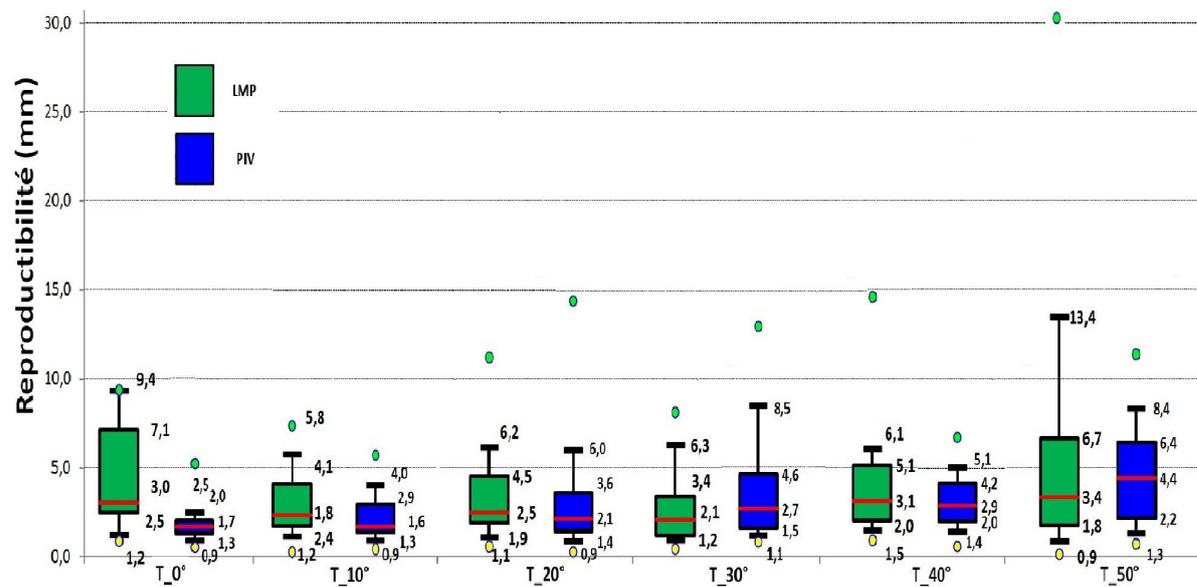


FIGURE 6.8 – Reproductibilité du centre hanche fonctionnel avec les méthodes LMP et PIV utilisant un corps-rigide tibial (SRT) en extension complète et sur plusieurs degrés de flexion

La figure 6.8 montre les résultats de la reproductibilité des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche avec le corps-rigide tibial (SRT) en extension complète et suivant plusieurs degrés de flexions.

On retiendra :

- Pour la méthode du PIV, plus en augmente la flexion moins le centre hanche fonctionnel calculé est reproductible. La variation pour la méthode PIV est de 1.8 ± 0.9 mm pour les acquisitions en extension complète, cette variation augmente à 3.7 ± 3 mm pour les acquisitions en flexion de 30° puis elle atteint 4.6 ± 2.7 mm pour les acquisitions en flexion de plus de 40°
- Selon la figure 6.9, nous remarquons que la variation du centre hanche calculé avec la méthode LMP diminue de 4.3 ± 2.9 mm pour les acquisitions en flexion de 0° , à 2.7 ± 1.9 mm pour les acquisitions en flexion de 30° . Puis au-delà, des acquisitions en flexion de 30° , la variation du centre hanche issue du LMP augmente jusqu'à atteindre 5.4 ± 5.9 mm pour une flexion supérieure à 40° . Cette évolution de la variation du centre hanche issu du LMP peut s'expliquer de la manière suivante :
 - Pour les flexions faibles (inférieures à 30°), l'acquisition du centre hanche avec le *SRT* est similaire à une acquisition du centre hanche avec le *SRF* mais avec une position du corps rigide plus importante. Dans le chapitre 4 nous avons vu que la méthode LMP est sensible à la distance entre le corps rigide et le centre de la tête fémoral, plus cette distance augmente plus l'erreur du centre hanche calculé avec le LMP est importante.
 - Pour les flexions moyennes (aux alentours de 30°), la distance entre le corps rigide et le centre de la tête fémoral diminue sous l'effet de la flexion. Ainsi, l'erreur est diminuée.
 - Pour les grandes flexions (supérieures à 30°), malgré la diminution de la distance entre le *SRT* et le centre hanche sous l'effet de la flexion, le mouvement de circumduction est trop impacté par la flexion de la jambe, résultant en un centre hanche moins précis.

- D'une manière générale, l'acquisition du centre hanche avec le *SRT* est reproductible pour la méthode du PIV en extension complète. Cette reproductibilité diminue en augmentant la flexion de la jambe. Pour la méthode du LMP, le déplacement du corps-rigide du fémur vers le tibia en extension complète entraîne l'augmentation de la distance entre le centre hanche et le corps rigide ce qui impacte sur la reproductibilité de cette méthode. Cet impact diminue sous l'effet de la flexion. Cependant la reproductibilité de la méthode LMP diminue en présence de grandes flexions.

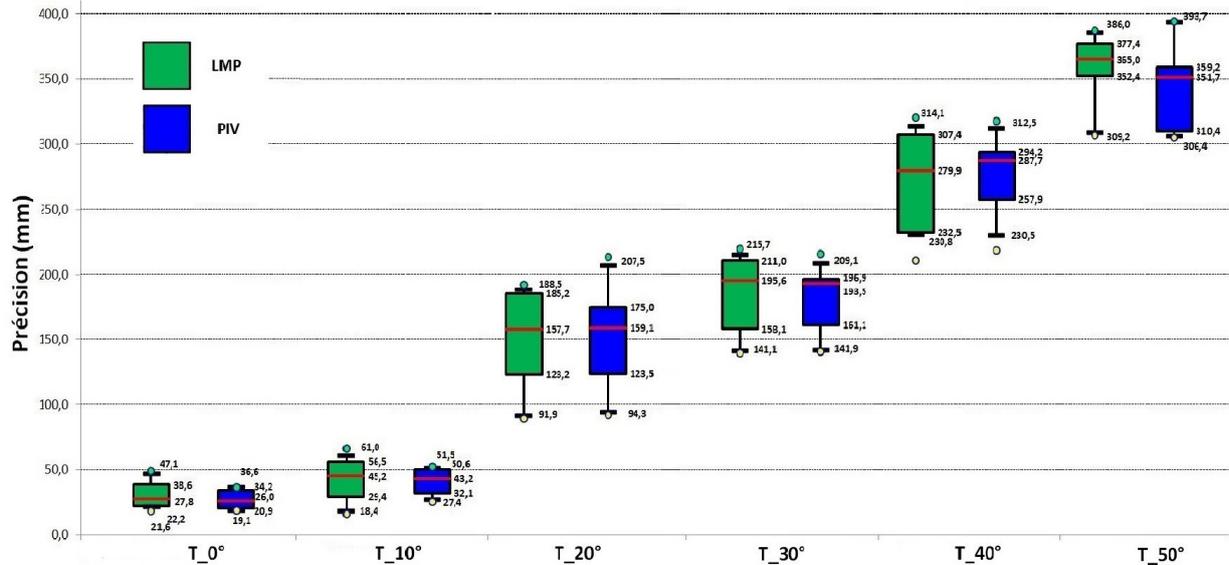


FIGURE 6.9 – Précision du centre hanche fonctionnel avec les méthodes LMP et PIV

La figure 6.9 montre les résultats de la précision des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche LMP et PIV avec le *SRT*. C'est la déviation du centre hanche fonctionnel par rapport au centre hanche anatomique.

On retiendra :

- Pour les deux méthodes LMP et PIV, l'erreur sur le calcul du centre hanche fonctionnel augmente en fonction de la flexion de la jambe. L'erreur augmente respectivement pour les deux méthodes LMP et PIV de $31,3 \pm 10,3$ mm et $27,6 \pm 7,0$ mm en extension complète à $358,2 \pm 27$ mm et $344,6 \pm 30,9$ mm pour une flexion de plus de 40° .
- Globalement, la méthode PIV est plus précise que la méthode LMP pour la détection du centre hanche fonctionnel avec un corps-rigide tibial en extension complète de la jambe et en flexion.

La figure 6.10 montre la précision des méthodes fonctionnelles LMP et PIV selon l'axe X du référentiel du membre inférieur $Ref_{membre_{inf}}$.

On retiendra :

- Pour les acquisitions en extension complète de la jambe et en flexion de 10° et 20° , la méthode LMP est plus précise que la méthode PIV sur l'axe X. La déviation du centre hanche pour la méthode du LMP est de $4,2 \pm 1,0$ mm alors que pour la méthode du PIV la déviation est de $5,1 \pm 4,4$ mm.

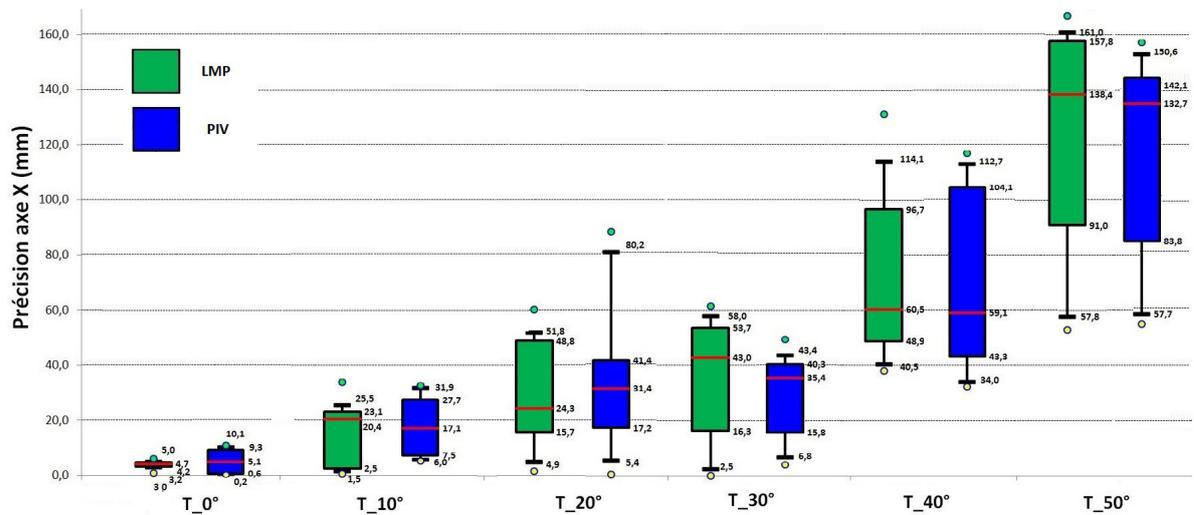


FIGURE 6.10 – Précision du centre hanche fonctionnel avec les méthodes LMP et PIV sur l'axe X

- Plus on augmente la flexion et plus la déviation du centre hanche calculé par le LMP et le PIV sur l'axe X est similaire.
- D'une manière générale, la déviation du centre hanche sur l'axe X augmente en augmentant la flexion de la jambe pour les deux méthodes LMP et PIV.

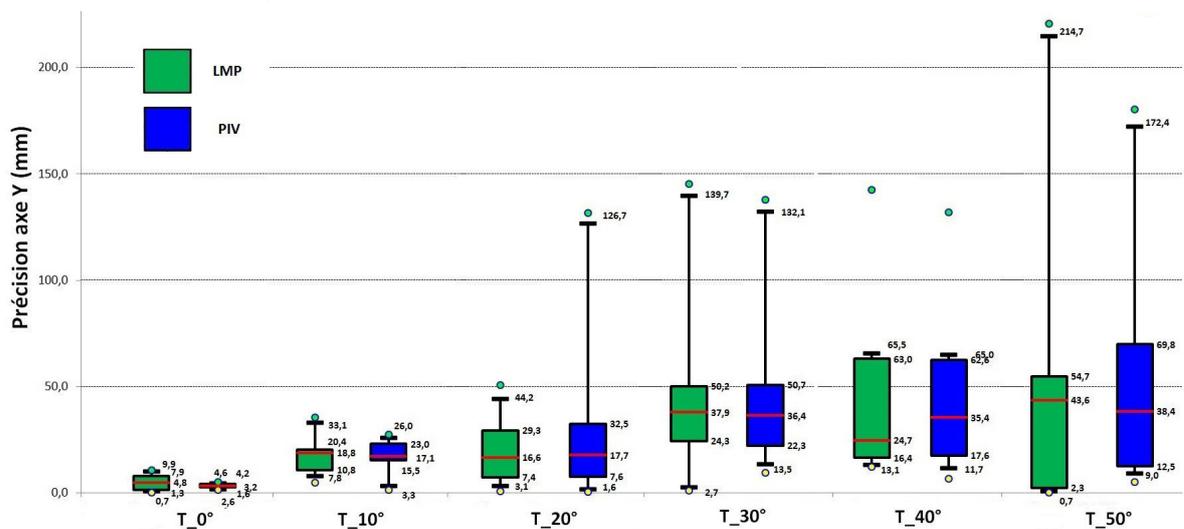


FIGURE 6.11 – Précision du centre hanche fonctionnel avec les méthodes LMP et PIV sur l'axe Y

La figure 6.11 montre la précision des méthodes fonctionnelles LMP et PIV sur l'axe Y du référentiel du membre inférieur $Ref_{membre, nf}$.

On retiendra :

- Pour les acquisitions en extension complète de la jambe, la méthode PIV est plus précise que la méthode LMP pour la détection du centre hanche sur l'axe Y. La déviation du centre hanche est de $4,8 \pm 3,6$ mm et $3,2 \pm 1,1$ mm respectivement pour les deux méthodes LMP et PIV.
- Plus on augmente la flexion, plus la déviation du centre hanche issue des deux méthodes LMP et PIV sur l'axe Y est similaire.

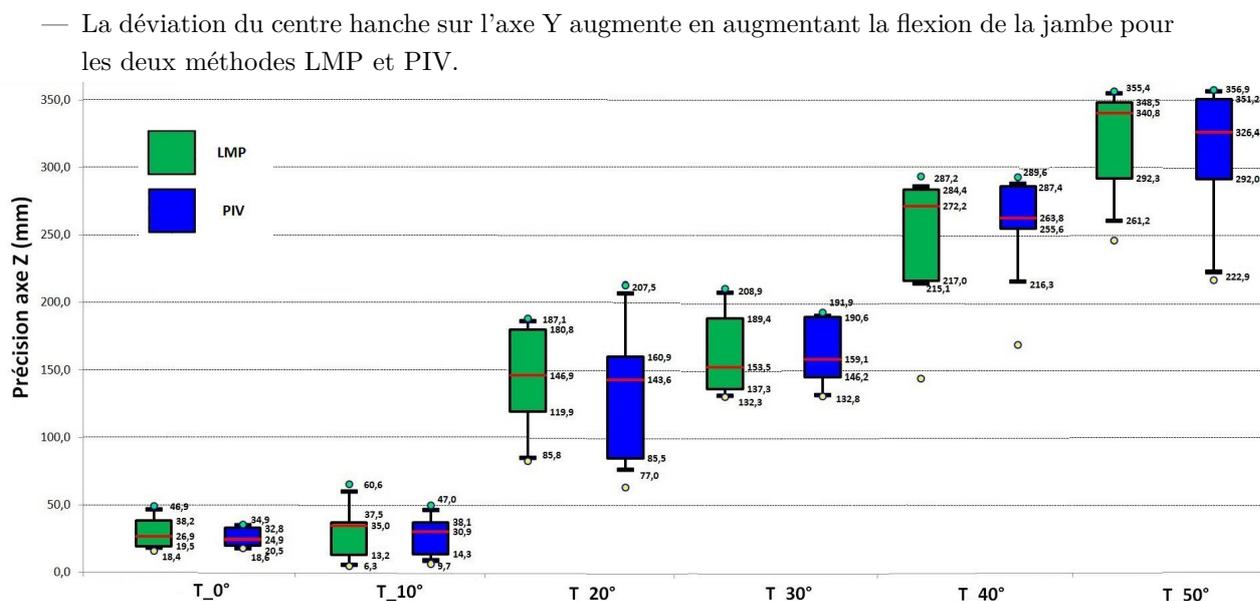


FIGURE 6.12 – Précision du centre hanche fonctionnel avec les méthodes LMP et PIV sur l'axe Z

La figure 6.12 montre la précision des méthodes LMP et PIV sur l'axe Z du référentiel du membre inférieur $Ref_{membre\ inf}$.

On retiendra :

- Comme pour l'axe X et Y, la déviation du centre hanche calculé par les deux méthodes LMP et PIV sur l'axe Z augmente en augmentant la flexion de la jambe. Cependant, cette déviation sur l'axe Z est plus importante que sur l'axe X et Y. Cela est dû au fait qu'en flexion, le centre du mouvement de circumduction capté par le *SRT* est translaté sur l'axe Z du plan sagittal (XOZ) du membre inférieur impliquant ainsi une déviation du centre hanche plus importante sur cet axe.
- La méthode PIV est légèrement plus précise que la méthode LMP pour la détection du centre hanche sur l'axe Z.

La figure 6.13 montre l'impact des méthodes fonctionnelles LMP et PIV sur le calcul de l'angle HKA frontal. La figure 6.14 montre l'impact sur le calcul de l'angle HKA sagittal.

On retiendra :

1. Impact sur le HKA frontal

- Pour les acquisitions en extension complète, La méthode PIV est plus précise que la méthode LMP. On remarque une erreur de $0.7 \pm 0.5^\circ$ et de $0.5 \pm 0.1^\circ$ respectivement pour le LMP et le PIV. En effet la déviation du centre hanche sur l'axe Y du membre inférieur est plus importante pour la méthode LMP ce qui entraîne une plus grande erreur sur le calcul de l'angle HKA.
- Pour les acquisitions en flexion de la jambe supérieure à 10° , l'impact sur le calcul de l'angle HKA est similaire pour les deux méthodes LMP et PIV. Il dépasse la limite d'erreur autorisée en ostéotomie tibiale qui est de $\pm 3^\circ$. En effet, pour les acquisitions en flexion de 10° , l'erreur sur l'angle HKA est respectivement pour les deux méthodes LMP et PIV de $2,5 \pm 1,4^\circ$ et $2,2 \pm 1,1^\circ$, cette erreur continue d'augmenter pour les acquisitions en flexion plus importante

jusqu'à atteindre une erreur de $10,9 \pm 13,2^\circ$ et $11,5 \pm 11,5^\circ$ respectivement pour le LMP et le PIV.

2. Impact sur le HKA sagittal

- L'erreur de calcul de l'angle HKA sagittal est plus importante que l'erreur de calcul de l'angle HKA frontal pour les deux méthodes LMP et PIV. Car la déviation du centre hanche est plus importante sur l'axe Z pour les deux méthodes LMP et PIV.
- Globalement, l'erreur sur l'angle HKA sagittal est plus grande pour la méthode LMP. Cependant, la différence de précision entre les deux méthodes LMP et PIV n'est pas très significative, surtout pour les acquisitions en extension complète de la jambe, là où l'erreur respective des deux méthodes LMP et PIV est de $3,8 \pm 1,7^\circ$ et $3,3 \pm 1,1^\circ$.

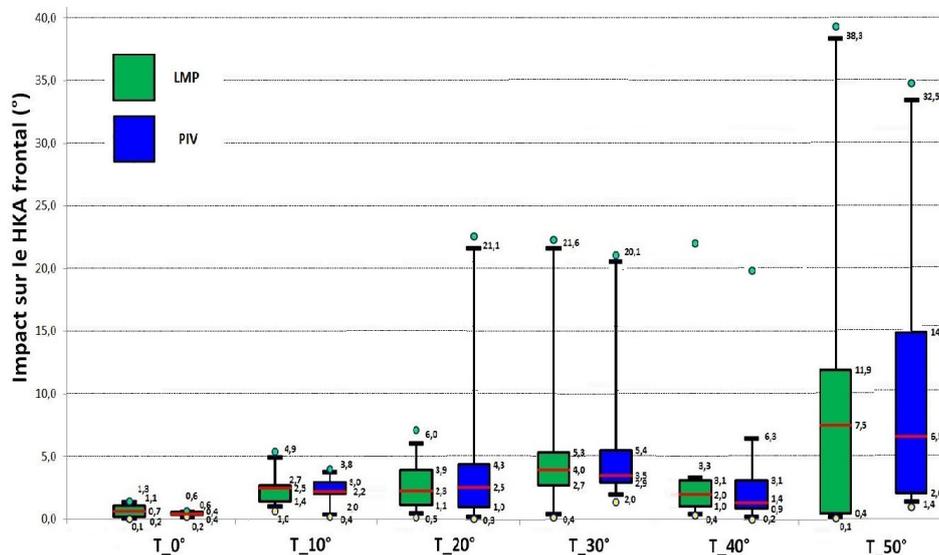


FIGURE 6.13 – Impact sur le calcul du HKA frontal avec les méthodes du centre hanche fonctionnel LMP et PIV

Après analyse des résultats des tests sur cadavre pour l'acquisition du centre hanche fonctionnel avec le corps-rigide (SRT) en extension complète et sur plusieurs degrés de flexion de la jambe, on peut très clairement considérer que la flexion a un impact sur la précision du centre hanche calculé avec les deux méthodes LMP et PIV. Cet impact augmente en fonction de la flexion. Toutefois, la flexion «en absolue» ne justifie pas certaines erreurs maximums obtenus pour certaines acquisitions. Par exemple, l'erreur du centre hanche sur l'axe Y passe d'une moyenne de 47,7 mm à un maximum de 145,1 mm pour la méthode LMP en flexion de 30° , provoquant un impact sur l'angle HKA de $22,3^\circ$. On remarque le même phénomène pour la méthode du PIV.

Nous avons donc identifié les acquisitions correspondantes à ces pics d'erreur sur l'angle HKA, comme illustré sur la figure 6.15. Nous avons analysé par la suite la flexion de la jambe relative à chacune de ces acquisitions, nous calculons la flexion moyenne $Flexion_{moyenne}$ ainsi que la variation de la flexion $SD_{flexion}$ au cours de ces acquisitions avec les équations (A et B), puis nous calculons l'impact du HKA relative à chaque acquisition. Les résultats sont présentés dans les figures 6.16 à

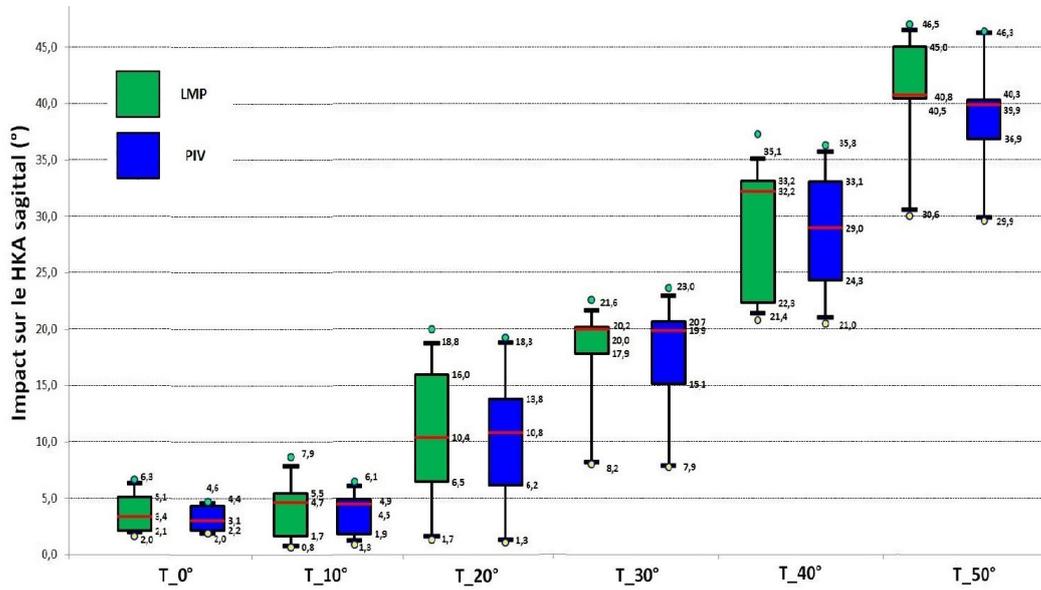


FIGURE 6.14 – Impact sur le calcul du HKA sagittal avec les méthodes fonctionnelles du centre hanche LMP, PIV

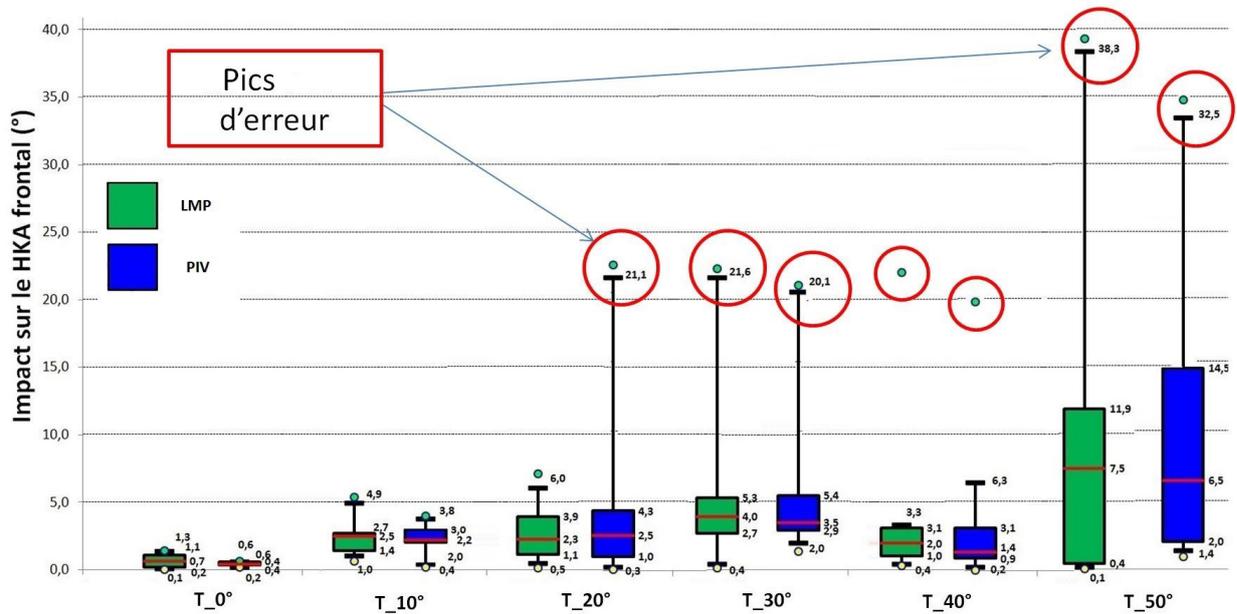


FIGURE 6.15 – Impact sur le calcul du HKA frontal avec les méthodes du centre hanche fonctionnel LMP et PIV, illustration des pics d'erreur

6.21 pour les acquisitions du centre hanche en extension complète (0° de flexion) et en flexion de 10° , 20° , 30° , 40° , 50° .

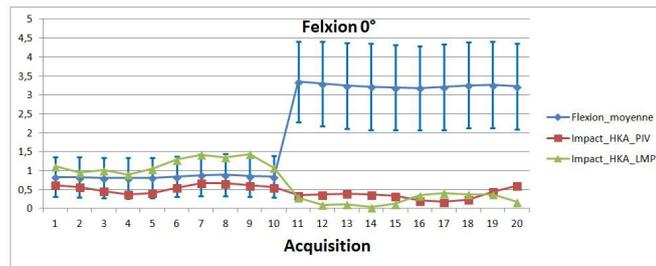


FIGURE 6.16 – Résultats de la flexion à 0° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal

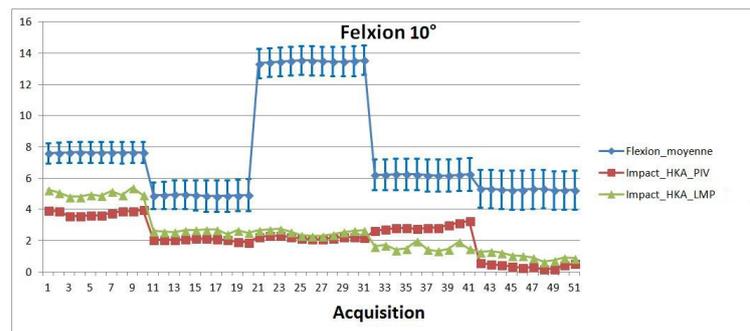


FIGURE 6.17 – Résultats de la flexion à 10° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal

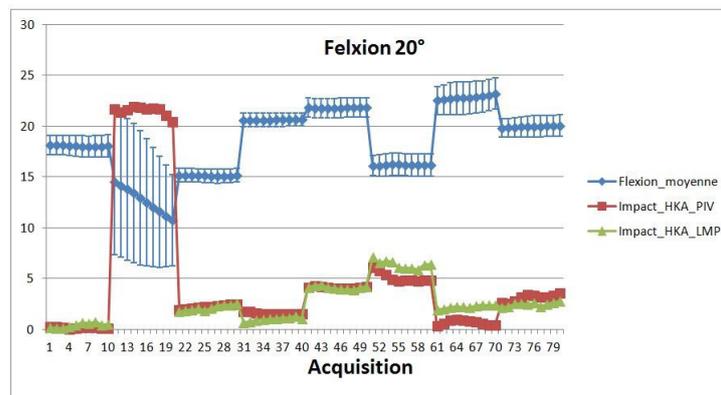


FIGURE 6.18 – Résultats de la flexion à 20° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal pour les méthodes LMP et PIV

En analysant les figures 6.16 à 6.21, nous remarquons qu'il y a un pic d'erreur sur l'angle HKA pour les acquisitions ayant une variation de flexion (écart-type) élevé. Par exemple, l'acquisition du

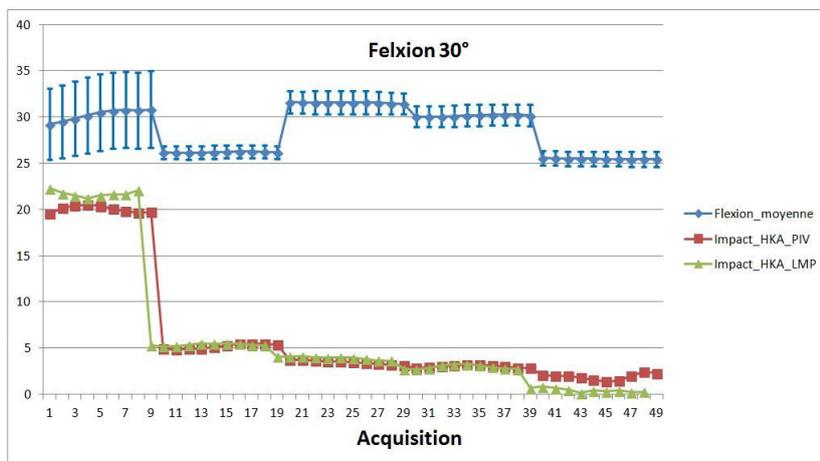


FIGURE 6.19 – Résultats de la flexion à 30° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal pour les méthodes LMP et PIV

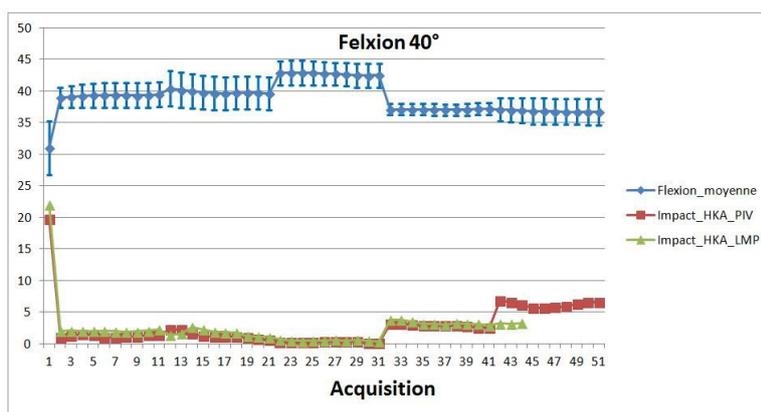


FIGURE 6.20 – Résultats de la flexion à 40° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal pour les méthodes LMP et PIV

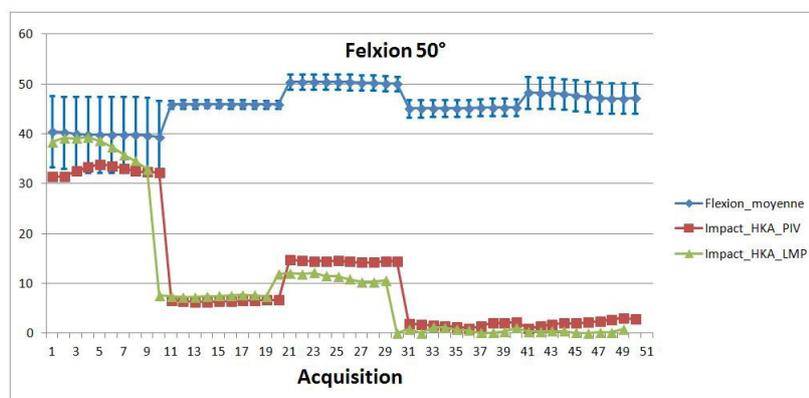


FIGURE 6.21 – Résultats de la flexion à 50° conjointement avec l'impact sur le calcul de l'angle HKA frontal pour les méthodes LMP et PIV

centre hanche en flexion de 30° a un impact sur le HKA de plus de 20° pour les deux méthodes LMP et PIV concernant les acquisitions avec un écart type de flexion de $3,80^\circ$ à $4,10^\circ$.

Afin de trouver une relation entre l'écart-type de la flexion ($SD_{flexion}$) et l'erreur sur le calcul du centre hanche (impact sur le HKA) nous avons trié l'impact sur le HKA du plus petit au plus grand en fonction de l'écart-type de la flexion $SD_{flexion}$. La figure 6.22 montre l'erreur du HKA suivant l'écart-type de la flexion au cours de l'acquisition du centre hanche pour la méthode du PIV.

D'après les résultats de la figure (6.22), on retiendra :

- Pour les acquisitions en extension complète (T_{0°) : aucune variation de la flexion n'est supérieure à 3° , l'impact sur le HKA ne dépasse pas 3° d'erreur.
- Pour les acquisitions en flexion de 10° de la jambe (T_{10°) : idem, aucune variation de la flexion n'est supérieure à 3° , aucun impact sur le HKA supérieur à 6° .
- Pour les acquisitions en flexion de 20° (T_{20°) : toutes les acquisitions du centre hanche avec une variation de la flexion inférieure à 3° donnent une erreur sur le HKA inférieure à 7° . Pour toute variation de la flexion supérieure à 3° , l'erreur sur le HKA dépasse les 20° .
- Pour l'acquisition en flexion de 30° (T_{30°) : toutes les acquisitions avec une variation de la flexion inférieure à 3° donnent une erreur sur le HKA inférieure à 6° . Pour les variations de la flexion supérieure à 3° , l'erreur sur le HKA dépasse les 19° .
- Pour l'acquisition en flexion de 40° (T_{40°) : toutes acquisitions avec une variation de la flexion inférieure à 3° donnent une erreur sur le HKA inférieure à 7° . Une seule erreur sur le HKA de $19,69^\circ$ a été observée liée à une acquisition ayant une variation de la flexion de $4,24^\circ$.
- Pour l'acquisition en flexion 50° (T_{50°) : toutes les acquisitions avec une variation de la flexion inférieure à 3° donnent une erreur sur le HKA inférieure à 14° . Pour toutes les variations de la flexion supérieure à 3° , l'erreur sur le HKA dépasse les 31° .

Nous pouvons donc déduire que la flexion a un impact significatif sur le HKA (plus la flexion augmente plus l'erreur sur le HKA augmente). Cet impact est amplifié avec une variation de la flexion au cours de l'acquisition. Si la variation de la flexion est trop importante (relativement à la flexion moyenne), l'ensemble fémur et tibia ne forme plus un corps-rigide, l'acquisition du centre hanche est donc trop impactée par la variation de flexion. Quand la variation de la flexion est petite, on peut la considérer comme un bruit s'ajoutant au bruit du système d'acquisition, l'ensemble fémur et tibia peut alors être assimilé à un corps-rigide (bruité).

Selon la figure (6.22), un seuil de 3° permet d'éliminer toutes les acquisitions trop impactées par la variation de la flexion. Nous supposons que ce seuil doit être relatif à la flexion moyenne de l'acquisition. D'autres études ultérieures permettront certainement de fixer un seuil optimal pour chaque degré de flexion. Nous avons donc choisi ici de fixer ce seuil à 3° pour toutes les acquisitions. Nous avons filtré ces acquisitions en ne gardant que les acquisitions ayant une variation de flexion

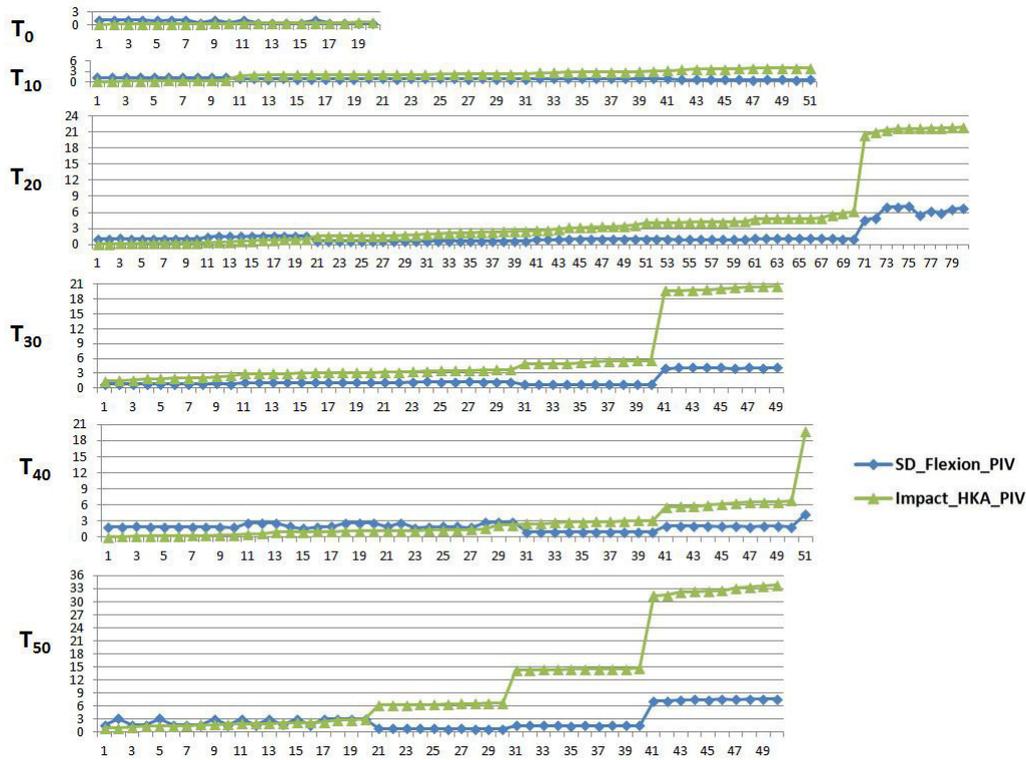


FIGURE 6.22 – Impact sur le calcul de l’angle HKA avec la méthode PIV suivant l’écart-type de la flexion $SD_{flexion}$

inférieure ou égale à 3° . Les résultats sur l’impact sur le HKA frontal avec les acquisitions filtrées sont présentés dans la figure 6.23.

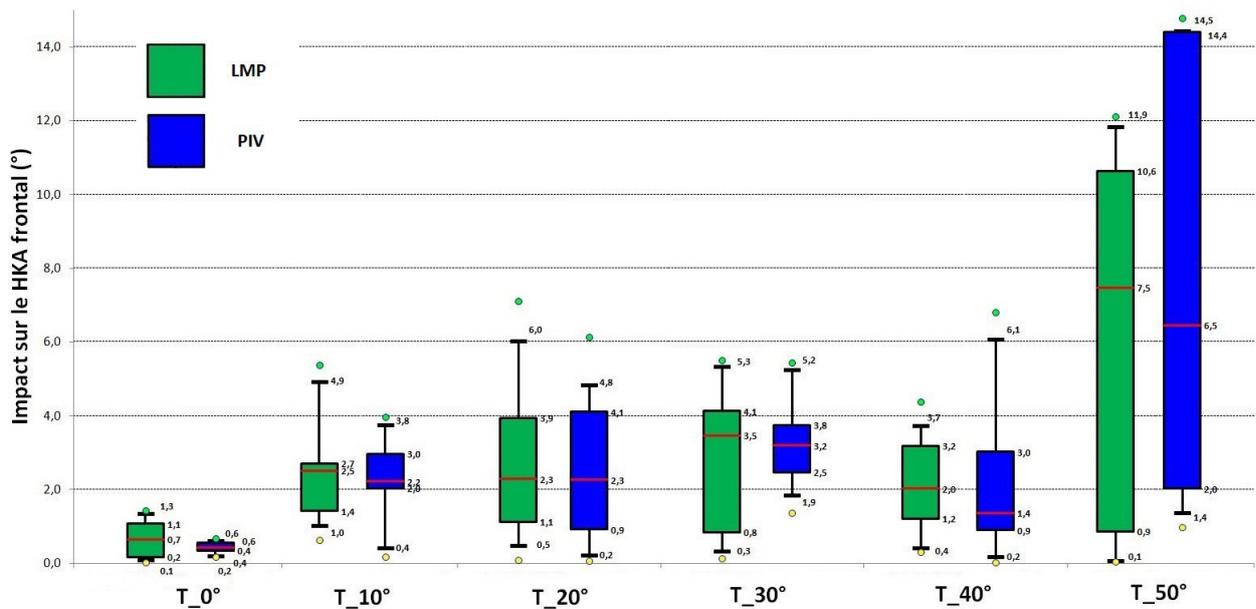


FIGURE 6.23 – Impact sur le calcul de l’angle HKA avec les méthodes LMP et PIV après application du filtre $SD_{flexion} \leq 3^\circ$

On retiendra :

- Après application du filtre $SD_{flexion} \leq 3^\circ$ aux acquisitions, aucune erreur sur le HKA supérieure à $14,5^\circ$ n'est enregistrée pour les centres hanche calculés avec le LMP et le PIV en extension complète et en flexion de la jambe.
- Pour toutes les acquisitions en flexion inférieure à 40° , l'erreur sur le calcul du HKA ne dépasse pas un maximum de $7,12^\circ$ pour le LMP et $6,8^\circ$ pour le PIV.
- Pour les acquisitions en flexion supérieure ou égale à 50° , l'erreur sur le calcul du HKA est de $6.4 \pm 4.5^\circ$ pour le LMP et $7.5 \pm 5.3^\circ$ pour le PIV avec un maximum respectif de 12.1° et 14.8° . Même si l'erreur sur le HKA pour cette flexion est semblable pour le LMP et le PIV, nous remarquons que la méthode du PIV semble être plus sensible que le LMP aux acquisitions du centre hanche en grande flexion de la jambe.
- L'acquisition du centre hanche avec le corps-rigide tibial en extension complète de la jambe est robuste, l'erreur sur le HKA ne dépasse pas un maximum de $1,4^\circ$ et $0,7^\circ$ respectivement pour les deux méthodes LMP et PIV.

6.3.3 Centre hanche fonctionnel avec le corps-rigide SRF vs SRT

Suite aux résultats très encourageants obtenus pour les acquisitions du centre hanche fonctionnel avec le corps-rigide tibial en extension complète de la jambe. Nous avons comparé le centre hanche obtenu avec le corps-rigide fémoral à celui obtenu avec le corps-rigide tibial pour les acquisitions en extension complète de la jambe. Nous évaluons également l'impact sur le HKA frontal de la même manière que précédemment. Les résultats sont présentés sur la figure 6.24

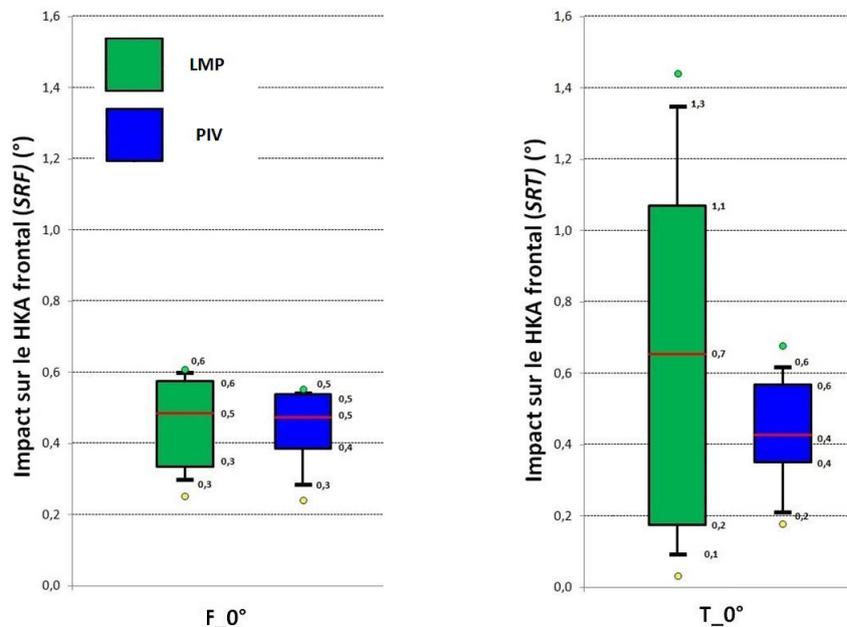


FIGURE 6.24 – Impact sur le calcul de l'angle HKA avec les méthodes LMP et PIV en extension complète de la jambe, à droite : avec le corps-rigide tibial (SRT), à gauche : avec le corps-rigide fémoral (SRF)

On retiendra :

- Pour la méthode LMP, l'impact sur l'angle HKA a augmenté en utilisant le corps-rigide tibial pour l'acquisition du centre hanche, l'erreur sur l'angle HKA est passée de $0.5 \pm 0.1^\circ$ avec le corps-rigide fémoral à une erreur de $0.7 \pm 0.5^\circ$ avec le corps-rigide tibial. Tandis que l'erreur maximale est passée de 0.6 à 1.4° . La méthode du LMP est donc sensible à l'utilisation du corps-rigide tibial puisqu'il est sensible à la distance entre le centre et l'emplacement du corps-rigide (voir chapitre 4). Cependant cette erreur est acceptable à partir du moment où l'impact sur le HKA n'atteint pas le seuil maximal d'erreur de 3° autorisé cliniquement pour les ostéotomies tibiales.
- Pour la méthode du PIV, les résultats de l'impact sur l'angle HKA avec le corps-rigide fémoral et tibial sont très similaires, l'augmentation de l'erreur sur le HKA est de l'ordre de 0.1° . La méthode PIV est donc robuste pour une acquisition du centre hanche fonctionnel avec le corps-rigide tibial en extension complète.

6.4 Conclusion

Les résultats de l'étude sur cadavre (in-vitro) concernant l'utilisation d'un corps-rigide tibial au lieu d'un corps-rigide fémoral pour l'acquisition du centre hanche fonctionnel nous permettent de tirer les conclusions suivantes :

- L'acquisition du centre hanche fonctionnel avec le corps-rigide tibial est sensible à la flexion de la jambe. Nous avons trouvé une relation directe entre l'erreur sur le centre hanche et la flexion de la jambe : plus la flexion augmente plus le centre hanche est imprécis.
- L'acquisition du centre hanche fonctionnel avec le corps-rigide tibial est aussi sensible à la variation de la flexion au cours de l'acquisition. Si la flexion de la jambe au cours de l'acquisition est variable, l'ensemble fémur et tibia ne peut être considéré comme un corps-rigide. Dans ce cas, la cinématique du mouvement de circumduction de la jambe ne peut être utilisée pour le calcul du centre de rotation. Le centre hanche obtenu est par conséquent imprécis.
- En extension complète de la jambe, le HKA obtenu avec le corps-rigide tibial est similaire à celui obtenu avec le corps-rigide fémoral pour les deux méthodes LMP et PIV. Toutefois, la méthode du PIV semble être plus robuste. En effet aucun impact du HKA supérieur à 0.7° n'a été enregistré pour les acquisitions en extension complète de la jambe avec la méthode du PIV.
- La méthode proposée pour la détection du centre hanche fonctionnel dans le cadre d'une ostéotomie supérieure du tibia assistée par ordinateur semble être robuste. Sous réserve de garder la jambe verrouillée en extension complète pendant l'acquisition du mouvement de circumduction, la méthode semble avoir très peu d'impact sur le calcul de l'HKA.

6.5 Conclusion générale sur l'étude des méthodes fonctionnelles de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur

Nous avons étudié et comparé différentes méthodes fonctionnelles et anatomiques de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur. Notre étude a permis d'obtenir les résultats suivant :

- Par moyen de simulations mathématiques : nous avons comparé quatre méthodes différentes de détection du centre hanche fonctionnel parmi les plus utilisées dans la littérature (SFG, SFH, LMP, PIV). Notre étude a permis de tester la robustesse de ces méthodes simultanément sur un grand nombre de paramètres pouvant influencer la détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur.
- In-vitro : Notre étude sur cadavre a permis de valider les méthodes de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur dans des conditions cliniques très similaires au bloc opératoire. Cette étude a permis d'avoir des conclusions claires concernant la robustesse des différentes méthodes sélectionnées en matière de précision, de reproductibilité et surtout l'impact sur le calcul de l'angle HKA.
- Enfin, nous avons proposé une nouvelle méthode de détection du centre hanche optimisée pour l'ostéotomie supérieure du tibia assistée par ordinateur. Notre méthode utilise un seul corps-rigide tibial, ce qui réduit le caractère invasif de l'ostéotomie tibiale naviguée. Nous avons validé notre méthode sur données in-vitro. Les résultats obtenus sont très encourageants et l'impact sur le calcul de l'angle HKA avec la méthode proposée ne dépasse pas 0.7° en utilisant le PIV en extension complète de la jambe.

Deuxième partie

Le traitement chirurgical
prothétique : vers une segmentation
automatique du genou sur IRM

Introduction

Nous avons abordé dans les chapitres précédents la problématique de détection du centre hanche et le calcul de l'angle HKA en chirurgie assistée par ordinateur. L'ostéotomie supérieure du tibia est une intervention chirurgicale qui vise à retarder l'évolution de l'arthrose tout en conservant le capital osseux du patient en rééquilibrant les contraintes mécaniques au niveau de l'articulation. A un stade plus avancé, la restauration de l'équilibre des contraintes mécaniques au niveau de l'articulation ne suffit plus pour soulager la douleur liée à l'arthrose. Une chirurgie prothétique est alors réalisée.

Le remplacement prothétique partiel ou total du genou (prothèse unicompartmentale du genou : PUC, prothèse totale de genou : PTG) est une opération chirurgicale qui a connu durant cette dernière décennie une évolution exponentielle liée au nombre croissant d'indications. La technique a considérablement évolué grâce à l'apparition de la chirurgie orthopédique assistée par ordinateur et, récemment, à l'introduction de guides de coupe personnalisés. Toutes ces avancées ont fait du remplacement prothétique de l'articulation du genou, une intervention chirurgicale plus précise.

La planification chirurgicale, dans tous les cas, est une étape essentielle pour le succès de l'intervention. Cette planification, réalisée en phase préopératoire, permet de calculer au préalable divers paramètres cliniques nécessaires pour la réussite de la chirurgie : taille et orientation des prothèses (fémorale et tibiale), plans de coupes, etc. . . Cette étape est réalisée sur des modèles 3D d'os du patient issus d'images scanners (TDM) ou IRM. Dans ce cas, une étape de segmentation de ces données est nécessaire afin d'extraire le modèle 3D du patient.

Pour l'obtention de ce modèle 3D de l'os, les modèles statistiques de forme (ou Statistical Shape Models, SSM) ont fait l'objet de plusieurs études [37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48].

La robustesse et la précision de ces SSMs sont des critères essentiels permettant d'obtenir des résultats précis et cohérents pour une utilisation clinique [38, 47]. Nous nous intéresserons dans cette partie aux techniques de construction de ces SSMs pour le fémur et le tibia à partir de données IRMs, et leurs validations. Nous décrirons ensuite une méthode utilisant ces SSMs pour la segmentation automatique et la reconstruction 3D du genou à partir de données IRM d'un patient. Enfin, nous comparerons les résultats obtenus avec la littérature.

État de l'art sur les modèles actifs de forme pour la segmentation du genou sur IRM

Au cours de ces dernières décennies, les approches de segmentation, basées sur des modèles de formes, ont fait l'objet d'un grand nombre d'études [41, 49, 50, 51, 52, 53, 30, 46]. La segmentation d'une structure d'intérêt peut être réalisée en adaptant un modèle, qui contient des informations concernant la forme et l'apparence de cette structure, sur des données spécifiques à un patient. En raison de l'information à priori disponible, ces approches semblent être plus stables et plus robustes que les approches plus conventionnelles, telles que levelset, mais peuvent aussi parfois être limitées compte tenu de larges variabilités naturelles de certaines structures biologiques (comme le foie ou l'omoplate par exemple) [37].

L'information sur la variation commune doit donc être incluse dans le modèle. Une approche simple pour recueillir cette information est d'examiner statistiquement un certain nombre de formes

à partir d'une base d'apprentissage. Ce processus conduit à des modèles statistiques de forme ou « Statistical Shape Model » (SSM). Ces SSMs peuvent ensuite être enrichis par l'information liée à l'apparence de la structure d'intérêt pour devenir un modèle de forme actif ou « Active Shape Model » (ASM) tel que introduit par Cootes [54].

Plusieurs travaux ont été réalisés décrivant plusieurs approches permettant de construire un SSM compte tenu de l'organe d'intérêt (genou, épaule, cerveau, cœur, foie...) [37, 55, 38, 56, 57, 39, 58, 40]. Ces approches se différencient essentiellement dans la stratégie d'alignement rigide des formes issues de la base de données d'apprentissage, ou bien encore dans le calcul automatique des correspondances. L'utilisation de plus en plus importante des SSMs ont conduit à l'élaboration de techniques de validation et de mesure de la robustesse de ces SSM. Selon certaines études [37, 38, 56, 59], les SSM s'évaluent selon trois critères :

- La *généralité* qui permet de mesurer, grâce à une méthode de validation croisée, la capacité du modèle statistique à synthétiser des instances ne figurant pas dans la base de données d'apprentissage ;
- La *spécificité* qui permet de mesurer la capacité du SSM à générer des modèles appartenant à la même famille des objets de la base d'apprentissage ;
- La *compacité* qui permet de mesurer la capacité du SSM à utiliser le plus faible nombre de modes de variation pour représenter une forme.

Ces trois critères sont essentiels lorsqu'il s'agit d'évaluer ou de comparer des SSM [38].

Il existe dans la littérature, plusieurs études portant sur la construction du SSM d'un genou et sur leur utilisation pour la segmentation du genou sur IRM ou TDM. On peut notamment citer le travail de Fripp [39] qui présente une approche permettant la construction automatique d'un SSM du tibia et de la rotule qui se base sur l'algorithme ICP pour l'alignement rigide et sur l'algorithme MDL (Minimum Description Length) pour le calcul automatique des correspondances. Cet algorithme MDL, introduit par Davies [56], sera décrit de façon plus détaillée dans le chapitre 8. Leur approche a été validée sur une base d'apprentissage composée de 24 IRMs du genou, appartenant à des sujets sains, en utilisant uniquement le critère de *compacité*. Plus tard ce même auteur a construit un SSM incluant le fémur, le tibia, et la rotule afin de segmenter le genou et extraire le cartilage osseux à partir des images IRM [41, 42]. Cependant, là encore, les critères de généralité et de spécificité ne sont pas pris en compte pour la validation du SSM.

Davies [40] quant à lui a comparé plusieurs méthodes permettant la construction automatique d'un SSM du genou incluant le fémur, le tibia et la rotule. La validation de ces SSMs a été réalisée selon les trois critères décrits ci-dessus. Cependant, (1) la validation d'un SSM global incluant plusieurs organes ne permet pas d'avoir une idée précise sur la robustesse du SSM associé à chaque organe, de manière individuelle, et (2) la validation a été réalisée sur la base de données d'apprentissage qui a servi à la construction du SSM. Cette base comporte 19 données IRM seulement. Or, d'après la littérature, il est nécessaire de valider le modèle sur un minimum de 25 formes [41, 43].

Todd [44] a mené une étude sur la variabilité de la forme du fémur et du tibia en utilisant un SSM obtenu à partir de 24 données IRMs. La méthode utilisée pour la construction du SSM est très similaire à celle proposée par Fripp [41] qui se base sur l'algorithme MDL pour le calcul des correspondances. La validation du SSM a également été réalisée selon seulement un critère : la compacité.

Matthias [58] présente une méthode de construction d'un SSM articulé du fémur et du tibia pour la segmentation du genou sur IRM. Aucun détail n'est cependant donné sur la technique utilisée pour le calcul des correspondances et aucune validation du SSM n'a été réalisée. L'étude s'est uniquement concentrée sur la segmentation de l'IRM.

Zhu [43] a présenté une étude permettant la reconstruction de la partie distale d'un fémur à partir d'images 2D fluoroscopiques. Cette étude se base également sur un SSM du fémur construit à partir d'une base de données de 40 IRMs non pathologiques. Cet auteur utilise une méthode hybride combinant l'algorithme MDL [56] et l'algorithme SPHARM (Spherical Harmonic Description) pour obtenir les correspondances [45]. Cette méthode sera également décrit dans le chapitre 8. Cependant, là encore, aucune validation du SSM n'a été réalisée. L'évaluation de la méthode a été seulement réalisée sur la précision **de la segmentation**.

Dans une étude similaire, Baka [60] a présenté son travail sur l'analyse de la cinématique du genou à partir d'images fluoroscopiques 2D. Dans cette étude, le SSM du genou utilisé est issu d'une base de données de 62 TDMs rigidement alignés grâce à l'algorithme ICP (Iterative Closest Points). La correspondance a été réalisée en utilisant une méthode de recalage non-rigide basée sur des B-Spline. Là encore, aucune validation n'a été réalisée sur le SSM.

Schmid [49] a utilisé un ASM pour la segmentation du genou sur IRMs. Le SSM a été obtenu à partir de 29 formes mais n'a également pas été validé.

Amberg [50] a construit un SSM du genou à partir d'IRMs fournis par le challenge MICCAI 2010 SKI10 [51]. Son algorithme se base sur une approche de recalage non-rigide basée intensité afin d'obtenir les correspondances entre les formes. Le modèle obtenu a ensuite servi à la segmentation automatique du genou à partir des IRM. Là encore, aucune validation spécifique du SSM n'a été réalisée.

De même, Yin [52] a présenté une méthode de décision hiérarchique pour la segmentation de l'os du genou et l'extraction du cartilage osseux. Sa méthode est basée sur l'utilisation d'un SSM construit à partir de 60 IRMs issus de la même base de données MICCAI 2010 [51].

Seim [53] a présenté un algorithme basé sur la combinaison des ASM et Graph-cuts pour la segmentation du genou et l'extraction du cartilage dans le cadre du challenge MICCAI 2010 [51]. Le SSM a été construit en utilisant les 60 IRMs d'apprentissage et l'algorithme de segmentation a été évalué sur les 40 IRMs de test. La validation du SSM n'a également pas été réalisée.

Dans une étude récente, issue également du challenge MICCAI 2010 [51], Wang [30] propose d'utiliser un algorithme de recalage rigide et non-rigide appelé CPD (Coherent Point Drift) pour le calcul des correspondances et la construction du SSM [46]. Cet algorithme sera également décrit dans le chapitre 8. Là encore, la validation du SSM n'a également pas été réalisée.

Les SSMs ont donc été largement utilisés dans la littérature, soit pour l'estimation de la cinématique du genou [60], pour la reconstruction de la forme 3D du genou à partir de plusieurs images 2D fluoroscopiques [43], ou encore pour la segmentation du genou sur IRMs [41, 49, 53, 30, 46].

Dans ce contexte les ASM sont très répandus [54] et permettent de déformer un SSM suivant une fonction de coût associé à un critère issu des données à segmenter, comme par exemple, un contour associé à la structure d'intérêt. L'ASM peut ainsi s'adapter sur de nouvelles images, non-issues de la base de données d'apprentissage, afin de réaliser une segmentation de manière automatique.

L'utilisation des ASMs pour la segmentation du genou sur IRM se présente selon deux étapes :

1. La construction du SSM, doit être suffisamment validé selon les trois critères décrits ci-dessus (généralité, spécificité, et compacité).
2. La déformation du SSM, doit être suffisamment robuste face à la très large variabilité des niveaux de gris issus des données IRM.

Objectifs

Plusieurs méthodes ont été décrites dans la littérature permettant la segmentation du genou sur IRMs. Ces méthodes sont pour la plupart basées sur des SSMs et un modèle de déformation permettant la segmentation. La majorité de ces études n'ont cependant évalué que la précision de la segmentation finale sans avoir au préalable évalué le SSM. Il est pourtant très probable que la précision de la segmentation peut être considérablement impactée par la pertinence du SSM.

Nous étudierons donc par la suite différentes méthodes de construction du SSM du fémur et du tibia et nous validerons ces différents approches selon les trois critères. Nous proposerons ensuite une méthode de segmentation originale du genou sur IRM basée sur les ASMs.

Données d'apprentissage et prétraitement

7.1 Introduction

La construction d'un SSM est réalisée à partir d'une base d'apprentissage. Dans le domaine médical, la base de données d'apprentissage d'un SSM est bien souvent issue d'une segmentation manuelle suivie d'une reconstruction 3D de la structure d'intérêt. Ces structures d'intérêt peuvent provenir de volumes TDMs ou IRMs appartenant à différents patients.

La construction de cette base d'apprentissage est donc la première étape permettant la création d'un SSM. Nous allons présenter dans ce chapitre la base de données que nous utiliserons pour la création de notre SSM ainsi que pour sa validation. Nous présenterons ensuite nos travaux concernant le prétraitement de ces données pour construire notre SSM et nous finirons par présenter les résultats obtenus selon les trois critères définis précédemment.

7.2 Base de données

La base de données utilisée dans ce travail a été fournie par le challenge SKI10 de MICCAI 2010 pour la segmentation du genou sur IRM [51]. Cette base de données est constituée de 100 IRMs permettant l'apprentissage et la validation de méthodes de segmentation. Ces 100 volumes ont été au préalable segmentés par les organisateurs du challenge. Cette base a été divisée de manière aléatoire en deux sous-groupes. Le premier contient 60 volumes destinés à l'apprentissage, le deuxième contient 40 volumes destinés à l'évaluation de la méthode de segmentation. Un exemple d'une coupe IRM issue de la base de données est présenté sur la figure 7.1.

Les données ont été acquises dans le cadre du programme de planification chirurgicale de la société Biomet© dans plus de 80 centres différents aux États-Unis et selon plusieurs modèles d'IRMs : General Electric, Siemens, Philips, Toshiba, ou encore Hitachi. Toutes les images ont été acquises avec un espacement de pixel de $0,4 \times 0,4$ mm et une distance de coupe de 1 mm. Aucun agent de contraste n'a été utilisé. L'intensité du champ était de 1.5T dans environ 90% des cas, le reste ayant été acquis avec un champ 1T ou 3T. La grande majorité des images ont été acquises avec une pondération T1, mais certaines ont également été acquises avec une pondération T2.

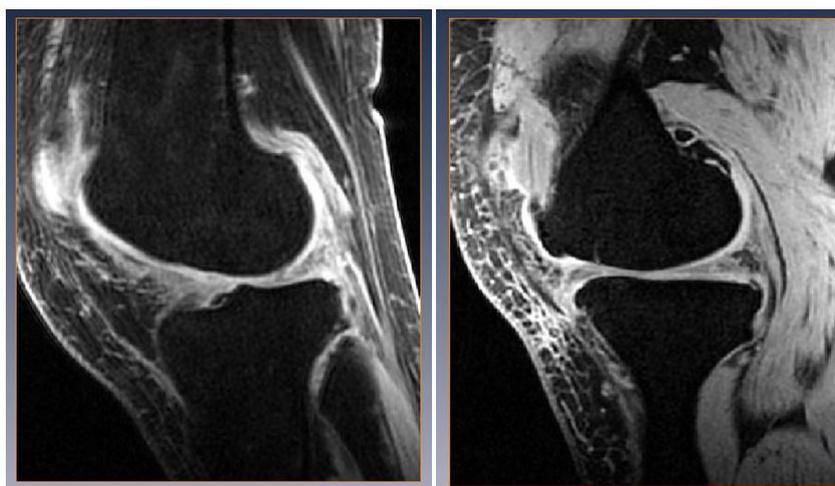


FIGURE 7.1 – Exemple d'une coupe IRM d'un genou droit et d'un genou gauche

Après acquisition, tous les volumes ont été segmentés par des experts de Biomet ©. Ces données ont été utilisées pour la planification chirurgicale de la pose de prothèses totales ou partielles du genou et plus précisément pour la construction de guides sur mesure. Les structures d'intérêt étaient donc : le fémur, le tibia et leurs cartilages.

Afin de pouvoir construire un SSM représentant la variabilité des formes pour un genou sain ou pathologique, un expert a divisé cette base d'apprentissage en 3 sous-groupes :

- Un sous-groupe « Sain » qui regroupe les genoux ayant peu d'arthrose.
- Un sous-groupe « Médian » qui regroupe les genoux ayant une arthrose modérée.
- Un sous-groupe « Pathologique » qui regroupe les genoux ayant une arthrose importante.

Le tableau (7.1) présente la classification de la base de données des genoux selon les différents groupes :

Groupes	Nombre de volumes IRMs
Sain	18
Médian	10
Pathologique	72

TABLE 7.1 – Classification des données d'apprentissage

Nous avons utilisé le résultat de la segmentation fourni avec les volumes IRMs pour générer nos volumes IRMs. Ainsi, pour chaque donnée de la base d'apprentissage, nous avons reconstruit en 3D le fémur et le tibia en employant des techniques conventionnelles de Marching-Cube (figure 7.2).

Les maillages obtenus possédaient un grand nombre de points. Nous avons donc décimé ces modèles afin de réduire ce nombre de points pour faciliter par la suite la création du SSM. Cette décimation a été réalisée en utilisant une approche basée sur la relaxation de Lloyd [61] afin de garantir une distribution isotropique des points sur la surface de l'os et atteindre une grande qualité de triangulation.

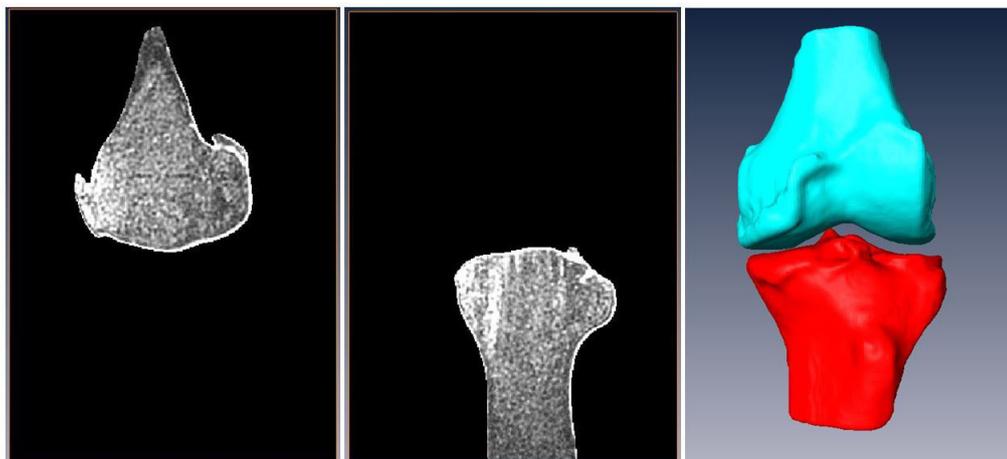


FIGURE 7.2 – Exemple d'un volume IRM segmenté et du modèle 3D associé

7.3 Extraction de formes équivalentes ou Iso-Shaping

Les IRMs de la base d'apprentissage ne contiennent que la partie distale du fémur et la partie proximale du tibia (figure 7.2). Les deux os sont donc tronqués. Cette troncature est irrégulière et varie selon les patients en fonction de leurs morphologies et de leurs positions dans l'IRM.

La création d'un SSM repose sur l'hypothèse suivante : les points qui constituent la forme 3D doivent pouvoir être appariés, c'est-à-dire mis en correspondance, et doivent pour chaque modèle de la base d'apprentissage représenter une même information anatomique. Il est donc nécessaire avant d'effectuer l'étape de mise en correspondance, d'extraire, pour chaque maillage 3D, la même quantité anatomique concernant le fémur et le tibia. Nous appelons donc cette étape : Iso-Shaping.

L'Iso-Shaping consiste donc à tronquer chaque forme 3D du tibia et du fémur, issue de la base d'apprentissage, de manière à préserver la même quantité anatomique .

Dans la littérature, la problématique d'iso-shaping pour la construction d'un SSM du genou n'a été que très peu abordée. Cette étape est bien souvent négligée et nous n'avons pu reporter que deux études qui soulèvent cette question [53, 44].

La première étude consiste à adapter un SSM entier d'un fémur et d'un tibia respectivement aux deux extrémités de l'articulation du genou afin de reconstituer les parties manquantes des os [53]. Toutefois, cette technique ne garantit pas une reconstruction optimale de l'anatomie du patient car l'adaptation du modèle statistique va dépendre de la quantité d'information anatomique présente dans ces os tronqués.

La seconde méthode proposée dans [44] consiste à déterminer manuellement deux points anatomiques sur le fémur et sur le tibia. La distance entre ces points anatomiques est utilisée comme unité de mesure pour préserver la même quantité anatomique sur chaque modèle de la base d'apprentissage (voir figure 7.3).

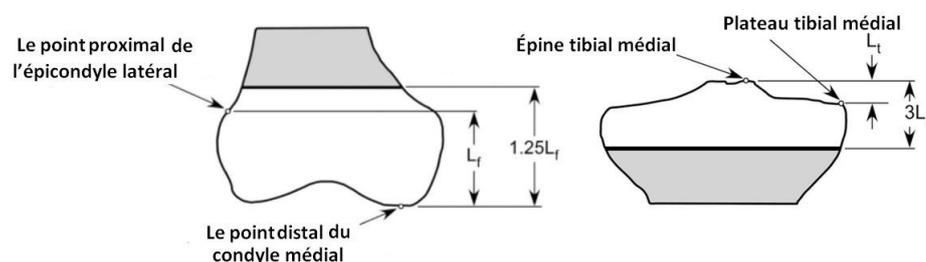


FIGURE 7.3 – Illustration de l'iso-shaping proposé par [44] (à gauche : le fémur, à droite : le tibia)

7.4 Méthodes

Nous avons exploré quatre approches permettant de réaliser l'iso-shaping (deux approches géométriques et deux approches anatomiques) :

- **Approche 1 - Iso-Shaping A :**

Tous les fémurs et tibias sont tout d'abord recalés de manière rigide à la forme la plus petite. La partie distale et la partie proximale respectivement de chaque fémur et tibia sont alors tronquées par rapport au fémur et au tibia le plus court.

- **Approche 2 - Iso-Shaping B :**

La même procédure que l'Iso-Shaping A est réalisée sauf que les fémurs et tibias ont été recalés de manière affine.

- **Approche 3 - Iso-Shaping C :**

La partie distale du fémur peut être caractérisée par deux zones : la zone intracondyloire et la zone supracondyloire. De la même manière, la partie proximale du tibia peut être caractérisée par deux zones : la zone intra-plateau-tibiale et la zone supra-plateau-tibiale (figure 7.4). Ces deux zones sont délimitées par deux points anatomiques : le **tubercule antérieure adducteur** et l'**épicondyle latéral antérieur** pour le fémur. Il n'existe cependant pas de définition anatomique précise par des points concernant le tibia mais ils représentent toutefois les points d'inflexion des courbures distales du fémur et proximales du tibia (figure 7.5). L'objectif de l'approche est donc de détecter ces points anatomiques afin de ne conserver que la partie distale intracondyloire et la partie proximale intra-plateau-tibial pour respectivement le fémur et le tibia.

Un algorithme a été développé permettant de détecter de manière automatique ces points d'inflexion pour le fémur et le tibia. Pour chaque fémur et tibia, les points médiaux et latéraux, c'est-à-dire les points ayant les distances les plus importantes, sont détectés sur chaque coupe transversale du fémur et du tibia (figure 7.6). Les points d'inflexion de ces courbes, estimés par l'intermédiaire d'une dérivée première, représentent alors les points anatomiques recherchés délimitant les zones définies ci-dessus.

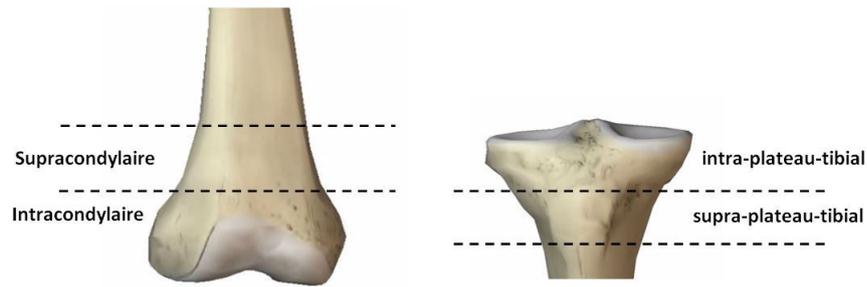


FIGURE 7.4 – Zones intracondyalaire et supracondyalaire du fémur (à gauche), zone intra-plateau-tibiale et supra-plateau-tibiale (à droite)

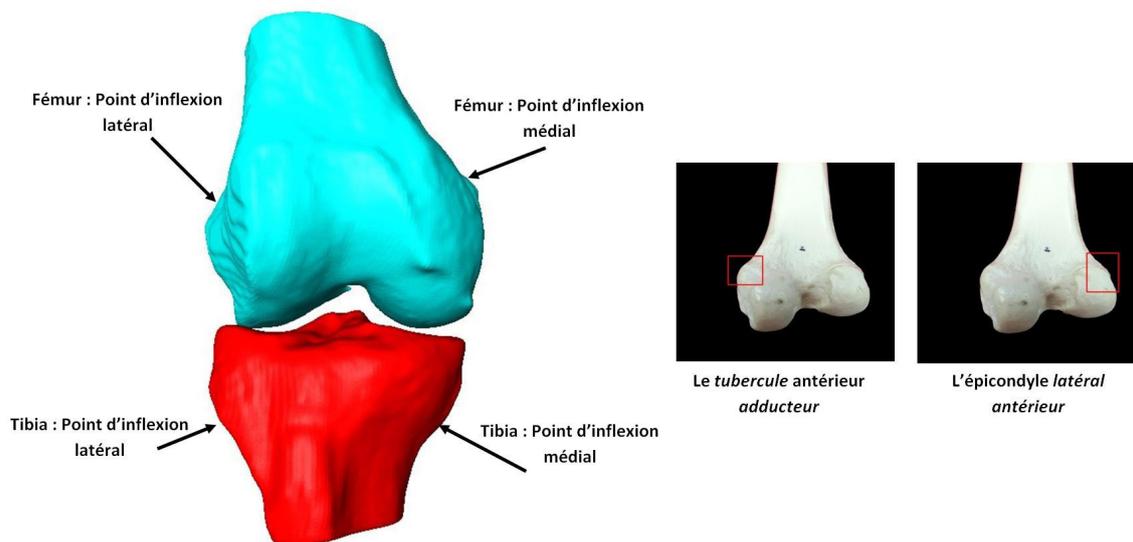


FIGURE 7.5 – Point d'inflexion médial et latéral du fémur et du tibia (à gauche), tubercule antérieure adducteur et épicondyle latéral antérieur du fémur (à droite)

- **Approche 4 - Iso-Shaping D :**

Cette approche a pour objectif d'extraire une mesure anatomique caractéristique de l'anatomie du patient afin de quantifier la quantité anatomique à extraire. Cette approche s'inspire de l'étude [44]. Pour cela, la distance entre l'épicondyle médial et latéral pour le fémur et le point du plateau médial et latéral pour le tibia ont été choisis car ces points sont relativement simples à détecter, même sur des genoux pathologiques. [44] propose d'utiliser l'épine tibiale et le condyle. Or ces points se trouvent sur la surface articulaire du genou et peuvent donc être difficilement identifiables en cas d'arthrose importante.

Après détection des épicondyles médial et latéral pour le fémur, et des points médial et latéral pour le tibia, une distance D est calculée entre ces deux points.

Le fémur proximal et le tibia distal sont alors tronqués selon une distance respectivement de $\alpha * D$ et de $\beta * D$ à partir du centre genou (figure 7.7). Ces valeurs définissent la proportion de quantité anatomique à extraire et doivent être les mêmes pour toute la base de données. Elles peuvent être

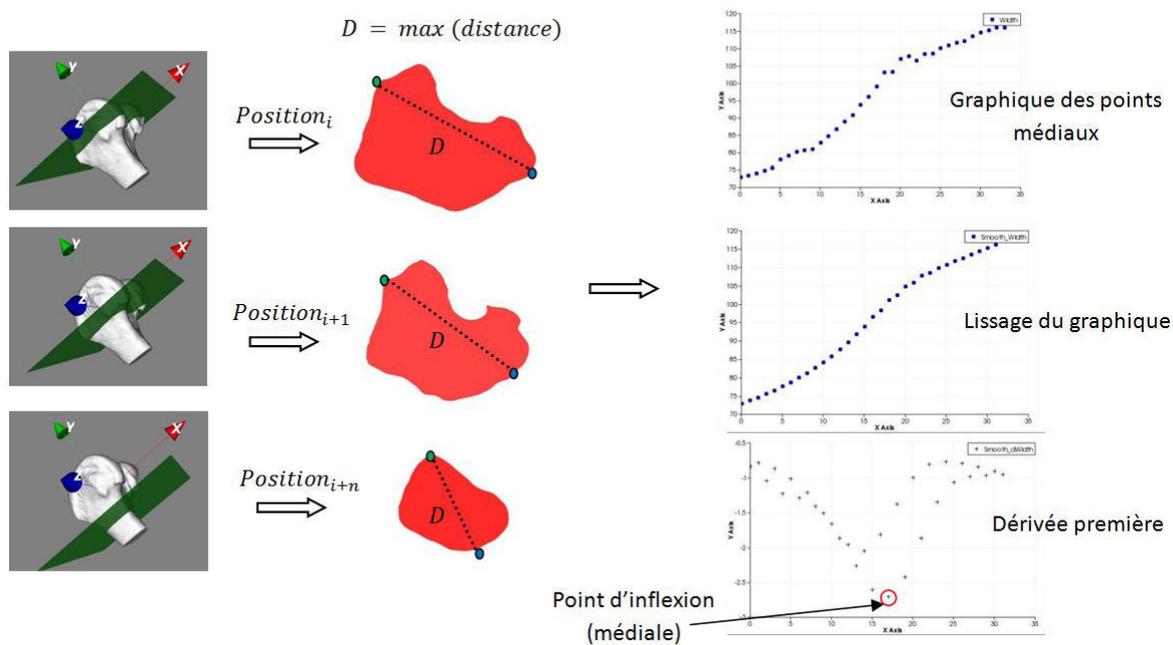


FIGURE 7.6 – Illustration de l'algorithme de détection automatique des points d'inflexion (Exemple d'application sur le fémur)

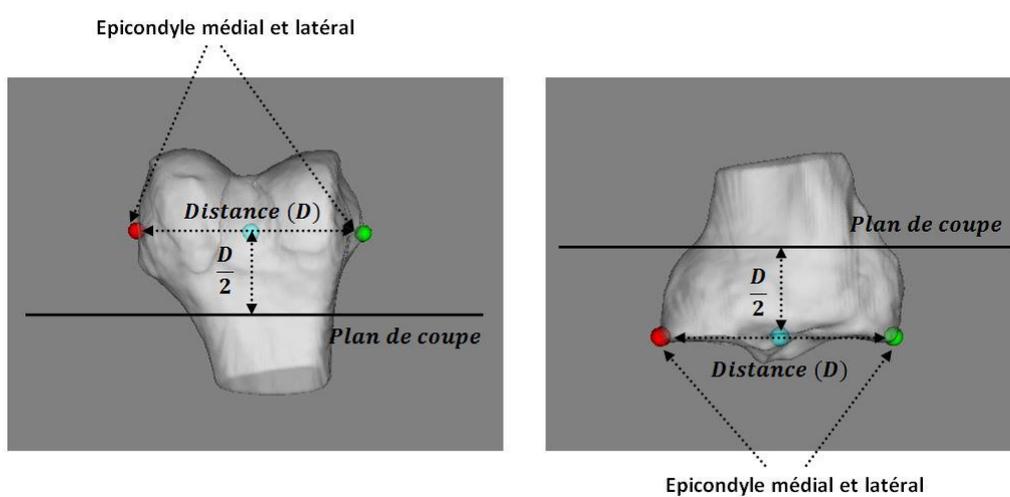


FIGURE 7.7 – Illustration de la procédure de l'iso-shaping D avec $\alpha = \beta = \frac{1}{2}$

fixées de manière empirique. Nous avons choisi $\alpha = \beta = \frac{1}{2}$, car c'est la proportion commune maximale disponible dans les fémurs et les tibias de notre base de données.

7.5 Validation

Afin de pouvoir comparer les quatre stratégies d'iso-shaping et comme nous ne disposons pas de vérité terrain puisque les os complets du fémur et du tibia ne sont pas disponibles, nous avons mis en place une métrique qui nous permet de quantifier la robustesse de chaque iso-shaping afin d'extraire des quantités anatomiques équivalentes.

Nous avons donc demandé à un expert de séparer la zone intracondyloire de la zone supracondyloire pour 30 fémurs de la base de données choisis de manière aléatoire. Notre métrique se base donc sur l'hypothèse suivante : **si la quantité anatomique extraite pour chaque donnée de la base est équivalente, le ratio entre la partie intracondyloire et supracondyloire de chaque donnée après iso-shaping est équivalent.**

$$Métrique(R) = \frac{intracondyloire_1}{supracondyloire_1} \approx \frac{intracondyloire_2}{supracondyloire_2} \dots \approx \frac{intracondyloire_n}{supracondyloire_n}$$

Nous avons appliqué les quatre méthodes d'iso-shaping (A, B, C, et D) à l'ensemble des 30 fémurs, puis nous avons calculé le ratio R pour chaque fémur et pour chaque méthode d'iso-shaping. Nous avons par la suite calculé pour chaque stratégie d'iso-shaping les éléments statistiques suivants : l'écart-type, la moyenne et le coefficient de variation (CV) défini de la manière suivante :

$$CV = \frac{\text{écart-type}}{\text{moyenne}}$$

7.6 Résultats et discussion

	Moyenne	Ecart-type	Coefficient de variation
Iso-Shaping A	0,68	0,14	0,21
Iso-Shaping B	0,64	0,11	0,18
Iso-Shaping C	0,10	0,06	0,55
Iso-Shaping D	0,60	0,09	0,15

TABLE 7.2 – Résultats de la métrique de validation des méthodes d'iso-shaping

La moyenne et l'écart-type sont plus faibles pour l'iso-shaping C et sont plus importants pour les méthodes A, B, et D. Le ratio R est en effet calculé à partir du rapport entre deux mesures de distance (intracondyloire et supracondyloire). La grandeur de ces mesures est très liée à la méthode d'iso-shaping. Pour la méthode C, l'iso-shaping préserve une faible quantité anatomique de l'os, la moyenne et l'écart-type correspondant sont donc plus faibles. Tandis que les autres méthodes A, B et D, préservent une plus grande quantité anatomique des os et ont donc une moyenne et un écart-type plus importants. Ce phénomène ne nous permet donc pas de juger de la robustesse de ces méthodes

pour extraire des quantités anatomiques **équivalentes**. C'est pourquoi nous avons également calculé le coefficient de variation qui nous informe plus clairement sur la dispersion des mesures de la métrique R associée à chaque méthode d'iso-shaping.

L'iso-shaping B ($CV = 0.18$) est légèrement meilleur que l'iso-shaping A ($CV = 0.21$). La prise en compte de l'échelle a donc permis de réduire la variation du ratio R.

La méthode C donne une très grande variation du ratio R ($CV = 0.55$). Étant donné que les fémurs étudiés sont pathologiques, la présence des ostéophytes rend la détection automatique des points d'inflexion difficile, ce qui peut conduire à des points erronés parfois même au-dessus de la zone intracondyloire. Cette imprécision de détection des points d'inflexion implique une variabilité plus importante de la quantité anatomique extraite au niveau de chaque os par cette méthode.

La méthode D obtient le coefficient de variation le plus faible ($CV = 0.15$), ce qui signifie que cette méthode a la plus faible variation du ratio R. Elle permet donc, selon notre étude, d'extraire une quantité anatomique peu variable suivant les données. Nous avons donc choisi d'utiliser cette méthode par la suite pour la construction de notre SSM.

7.7 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre la base de données qui sera utilisée pour la construction des modèles statistiques du fémur et du tibia. Pour le prétraitement des données d'apprentissage, nous avons introduit la notion d'iso-Shaping permettant d'avoir des données similaires pour la construction optimale d'un SSM. Nous avons étudié les différentes approches d'iso-Shaping proposées uniquement sur les fémurs pour des raisons de facilité et de clarté, mais les résultats sont similaires concernant le tibia. Les résultats présentés montrent que notre méthode d'iso-shaping est simple et efficace même en cas de genoux pathologiques.

Construction du modèle statistique du fémur et du tibia

8.1 Introduction

La construction d'un SSM repose essentiellement sur trois étapes [54] : (1) l'alignement des formes d'apprentissage, (2) le calcul des correspondances et (3) l'extraction de la forme moyenne et l'ensemble des modes de déformations par le biais d'une analyse en composante principale (ACP). Le calcul des correspondances est l'étape clé puisque la robustesse du SSM est directement liée à la qualité des correspondances calculées [47]. Il semble très difficile, voire même impossible de pouvoir établir de façon manuelle les correspondances pour des structures 3D telles que des os [47]. Plusieurs méthodes ont été proposées afin de permettre le calcul automatique de ces correspondances à partir d'un ensemble de formes. Dans ce chapitre nous définirons dans un premier temps ce qu'est un SSM puis nous présenterons plusieurs méthodes utilisées dans la littérature permettant de construire ce SSM. Nous nous intéresserons tout particulièrement à deux approches, que nous avons implémenté, et nous présenterons une nouvelle approche. Enfin, nous montrerons les résultats de la validation concernant les SSMs obtenus pour chacune de ces méthodes suivant les critères définis préalablement.

8.2 SSM

Une forme est défini comme une information géométrique qui reste constante quelles que soient la translation, la rotation et la mise à échelle [62]. Dans le domaine médical, les données d'apprentissage pour créer un SSM sont souvent issues de la segmentation d'images volumiques (CT, IRM... etc.). Indépendamment de la technique utilisée pour la segmentation, la représentation initiale de la forme peut varier (volume d'image binaire, maillage...). Le choix quant à la manière de représenter la forme est donc la première décision à prendre pour la construction d'un SSM.

La définition la plus simple, et en même temps, la plus générique pour représenter une forme est d'utiliser un ensemble de points distribués sur la surface de la forme. Les coordonnées de tous les k points de la forme sont concaténées dans un vecteur S défini de la manière suivante :

$$S = (x_1, y_1, z_1, \dots, x_k, y_k, z_k) \quad (8.1)$$

où :

- x_i, y_i, z_i représentent les coordonnées des k points avec $i < k$

Les points distribués sur la surface de la forme peuvent être classés en trois groupes :

- Les points anatomiques : Points attribués par un expert qui correspondent à des repères anatomiques.
- Les points mathématiques : Points situés sur l'objet qui correspondent à certaines propriétés mathématiques ou géométriques (ex : forte courbure, ...).
- Les pseudo points : Points situés sur l'objet, soit sur des extrémités, soit entre les points anatomiques et les points mathématiques.

Des informations de connectivité entre les points peuvent également être utilisées pour permettre la construction d'une surface et le calcul de vecteurs normaux. L'ensemble « points + connectivité » est appelé maillage (ou *Mesh*).

La représentation de la forme suivant l'équation 8.1. a largement été utilisée dans la littérature pour représenter des formes anatomiques nécessaires à la construction des SSMs [47]. L'appellation la plus populaire dans la littérature est «Point Distribution Models (PDM)».

Construire un SSM nécessite par conséquent : (1) l'extraction de la forme moyenne et (2) le calcul d'un certain nombre de modes de variation obtenus à partir d'une collection d'échantillons issue d'une base d'apprentissage.

Dans le cas des PDMs, tous les vecteurs S_n appartenant à l'ensemble des formes d'apprentissage $A = \{S_1, S_2, \dots, S_N\}$ doivent être au préalable mis en correspondance. La correspondance signifie que les points $P_i(x_i, y_i, z_i)$ occupant la position i sur la surface de la forme doivent avoir la même signification anatomique quelque soient les vecteurs S_n de la base d'apprentissage A .

La correspondance entre les points des PDMs est probablement la partie la plus difficile pour la construction d'un SSM et c'est également le paramètre qui peut influencer le plus la qualité du SSM [47].

Supposons que nous ayons un ensemble de PDMs d'apprentissage $A = \{S_1, S_2, \dots, S_N\}$, d'ores et déjà mis en correspondance. L'ensemble des PDMs appartenant à A doivent être représentés dans un même repère. La forme étant définie comme une propriété invariante aux transformations (translation, rotation et mise à l'échelle), les changements de forme induits par ces transformations ne doivent donc pas être modélisés par un SSM afin de garder le modèle le plus spécifique possible. Toutefois, pour certaines applications en traitement d'images médicales, des changements de taille peuvent être traités pour l'étude de la variation anatomique et l'analyse morpho-métrique [63, 64].

L'ensemble des échantillons de la base d'apprentissage A doivent être alignés dans un même repère de coordonnées. La méthode la plus populaire pour résoudre ce problème est l'alignement Procruste ou «Procruste Alignement (PA)» [65, 66]. L'approche consiste à calculer la translation, la rotation et la mise à l'échelle qui minimise la distance entre chaque forme d'apprentissage S_n de A et la moyenne des formes de l'ensemble A . Il n'existe cependant pas en amont une forme moyenne parmi l'ensemble A . Une solution alternative est d'adopter un processus itératif appelé «*Generalized Procruste Alignement (GPA)*» [66]. Une des formes parmi l'ensemble A est alors choisie de manière aléatoire pour être utilisée comme une forme moyenne. Ainsi, toutes les autres formes sont alignées par rapport à celle-ci. À la fin de la première itération, une nouvelle forme moyenne peut être calculée à partir de la moyenne

arithmétique des vecteurs de déformation permettant de passer de la forme moyenne initiale à la forme S_n . Le processus est ensuite répété avec la nouvelle forme moyenne jusqu'à satisfaction d'un critère d'arrêt. La convergence est déclarée lorsque la forme moyenne obtenue ne change pas de façon significative. Cette approche est néanmoins dépendante de la forme moyenne initiale.

Supposons maintenant que nous ayons un ensemble de formes $A = \{S_1, S_2, \dots, S_N\}$ en correspondances et alignés selon un repère commun. Les vecteurs S_1, \dots, S_N forment une distribution dans un espace dimensionnel $k * N$ où k représente la dimension du vecteur S_n . Si nous pouvons modéliser cette répartition, nous pouvons alors générer de nouvelles formes semblables à celles de l'ensemble A . Une méthode simple et efficace pour modéliser cette distribution est d'appliquer une analyse en composante principal (ACP) à l'ensemble A en calculant la moyenne des formes et la matrice de covariance [54]. Un ensemble de vecteurs propres et de valeurs propres est ensuite extrait de cette matrice de covariance par une décomposition en valeurs singulières (SVD). Nous pouvons donc approcher chaque forme d'apprentissage S_n par l'intermédiaire de l'équation suivante :

$$S = \bar{S} + M * b \quad (8.2)$$

Où :

- \bar{S} : est la forme moyenne.
- M : est la matrice contenant les t premiers vecteurs propres de la matrice de covariance.
- b : est le vecteur contenant les paramètres permettant de contrôler les modes de variation du modèle statistique de forme. Selon [54], si on suppose une distribution gaussienne des formes d'apprentissage autour de la moyenne \bar{S} , on peut restreindre le modèle statistique pour ne générer que des formes plausibles en variant les valeurs de b entre $+3\sqrt{\lambda_i}$ et $-3\sqrt{\lambda_i}$, avec $i \in [0, t]$ et λ_i les valeurs propres (écart type) de la matrice de covariance relatives au vecteurs propres de M .

Le nombre t des vecteurs propres et des valeurs propres retenus permet de définir le nombre de modes de variation nécessaire à la représentation de forme. Cette valeur est très souvent fixée de manière à représenter 95% de la population de la base d'apprentissage.

Pour résumé, la construction d'un SSM nécessite donc les trois étapes suivantes :

- L'alignement des formes selon un repère commun.
- La mise en correspondance des formes d'apprentissage.
- L'extraction de la forme moyenne et des modes de variation par une analyse en composante principale (ACP).

8.3 Étude bibliographique sur les méthodes de calcul des correspondances

Plusieurs approches ont été décrites dans la littérature permettant le calcul des correspondances de manière automatique, ces différentes approches ont été classées par Tobias en cinq groupes [47] :

- **Mise en correspondance basée sur du recalage maillage / maillage :**

L'approche la plus simple pour calculer des correspondances est de travailler directement à partir des

maillages 3D. Dans ce type de méthode, des techniques de recalage (rigide et non-rigide) sont employées pour recaler une forme de référence à une forme cible. Le processus est itératif et vise pour la plupart des techniques à minimiser la distance entre les deux surfaces. Plusieurs algorithmes existent pour le recalage rigide des surfaces 3D tels que, par exemple, l'algorithme ICP (Itératif Closest Point [67]). D'autres études utilisent une déformation non-rigide pour le calcul des correspondances. On peut citer le travail de [48] utilisant les B-Splines ou [68] utilisant des Octree-Splines par multi-résolution ou bien encore le travail de [37] qui utilise une décomposition par WaterShed suivie d'un recalage non-rigide pour le calcul des correspondances des structures anatomiques complexes telles que la scapula.

Toutefois, la véritable contrainte liée à l'utilisation de ces méthodes de recalage (rigide, non-rigide) réside dans le choix de la forme de référence qui va servir à synthétiser les autres formes d'apprentissage. Ce choix introduit inéluctablement un biais dans la génération des correspondances [38]. Très récemment une méthode intitulée IMCP-GMM a été proposée par Tinashe [38] qui emploie l'algorithme de recalage groupé IMCP (ou Iterative Mean Closest Point) afin de générer une forme virtuelle non-biaisée. Il utilise ensuite cette forme virtuelle pour synthétiser les formes d'apprentissages par déformation non-rigide en utilisant un algorithme basé sur un modèle de mélanges gaussiens (ou Gaussian Mixture Model : GMM) intitulé CPD (ou Cohérent Point Drift) [46]. Cette méthode a obtenu des résultats très encourageants dans une étude récente comparant plusieurs approches de calcul automatique de correspondances [38].

- **Mise en correspondance basée sur le recalage maillage / volume :**

Les données d'apprentissage pour la création des SSMs dans le domaine médical sont pour la plupart issues d'images TDM, IRM ou ultrasonores. Ces formes d'apprentissage sont représentées bien souvent par des volumes binaires issus d'une segmentation manuelle et non de maillages. C'est pourquoi certaines études proposent de déformer une surface dite *Template* directement sur ces volumes binaires [69, 70]. Dans d'autres études, cette surface *Template* est utilisée pour segmenter les nouveaux volumes [71, 72]. Cela implique la propagation des correspondances et évite de plus une segmentation manuelle préalable des volumes d'apprentissage. Toutefois, cette technique est uniquement applicable à des structures qui peuvent être segmentées efficacement par ces *Template*. La qualité de la correspondance par recalage surface-à-volume réside dans la robustesse de l'algorithme de déformation et dans le choix de la surface *Template*, qui est bien souvent extraite de manière arbitraire à partir de l'un des volumes d'apprentissage.

- **Mise en correspondance basée sur le recalage volume / volume :**

Au lieu d'utiliser une surface *Template*, il est aussi possible d'utiliser un atlas. Une déformation par B-Spline suivant une fonction objective basée sur l'information mutuelle normalisée est souvent appliquée afin de déformer l'atlas aux volumes binaires pré-segmentés de la base d'apprentissage ou bien directement aux volumes originaux afin d'éviter cette segmentation préalable. Toutefois, l'utilisation de ces méthodes est aussi liée à la qualité de l'algorithme de déformation et à la qualité des images manipulées. Plus les données d'apprentissages sont similaires et la qualité des images traitées supérieure, plus le résultat des correspondances calculées est précis [47].

- **Mise en correspondance basée sur le recalage paramètres / paramètres :**

Le recalage par paramétrage est une cartographie bijective entre un maillage et un domaine de base approprié, souvent représenté par une sphère. La méthode la plus populaire pour le calcul des correspondances par paramétrage est la méthode dite *SPHARM* (Spherical Harmonics Mapping) [45].

Les correspondances obtenues avec cette technique restent arbitraires [47] et la qualité du modèle statistique obtenue dépend fortement des données d'apprentissage. C'est pourquoi, d'autres auteurs ont tenté de contrôler le paramétrage par un sous-ensemble de points avec des correspondances préalablement connues [73]. Le sous-ensemble de points en question peut être déterminé manuellement [74], ou automatiquement par l'extraction de certaines caractéristiques de la forme liées à la courbure de la surface ou à la géométrie locale [75]. Enfin, une autre étude propose de partir d'un paramétrage standard puis de le modifier itérativement afin d'obtenir une meilleure correspondance [76]. Cette dernière technique est connue sous le terme de reparamétrage (ou re-parameterization).

- **Mise en correspondance basée sur l'optimisation groupée des paramètres :**

L'optimisation groupée des paramètres est une généralisation de l'approche précédente. Probablement, la méthode la plus reportée dans la littérature est la méthode dite "Minimum Description Length" (MDL) [39, 40, 41, 42, 43, 44]. Initialement introduite par Davies [56], cette méthode repose sur un principe de la théorie de l'information qui stipule que « *le meilleur modèle doit décrire les données d'apprentissage le plus efficacement possible, et les solutions les plus simples doivent être préférables aux plus complexes* » [47].

La fonction objective initialement introduite par Davies pour le MDL est néanmoins complexe [56]. L'idée générale de cette approche est de partir d'un paramétrage standard, tel que expliqué pour le recalage paramètres / paramètres, puis de pouvoir manipuler ce paramétrage itérativement et simultanément sur toutes les formes d'apprentissage. A chaque itération une mesure de la complexité du SSM décrite par une fonction objective $f(\text{modele})$ est calculée. L'optimisation de l'algorithme vise à diminuer la valeur de $f(\text{modele})$ afin de réduire la complexité.

- **Synthèse :**

Pour conclure :

- Les méthodes de calcul des correspondances basées sur le recalage maillage / volume et volume/volume reposent sur des approches basées intensité qui peuvent être très sensibles à la qualité des images et à l'uniformité des niveaux de gris. Ces méthodes ne peuvent donc pas être appliquées efficacement à notre base de données d'apprentissage car les IRMs sont acquis suivant un protocole variable, et concernent des genoux pour la plupart pathologiques.
- Le calcul des correspondances par paramétrage et par *optimisation groupée des paramètres* partagent la même philosophie : cartographier les formes d'apprentissage vers un espace approprié. Toutefois, *l'optimisation groupée des paramètres* a l'avantage de prendre en considération toute les données d'apprentissage afin de produire une qualité optimale des correspondances pour la construction du SSM.
- L'approche de calcul des correspondances par recalage maillage/maillage est efficace et figure parmi les premières méthodes utilisées pour la construction des SSMs. Les résultats très récents apportés par la méthode IMCP-GMM de Tinashe [38] sont très encourageants puisqu'il propose à la fois une solution efficace pour le problème du choix de la forme de référence (IMCP) initiale et un algorithme de recalage non-rigide très performant (CPD).

Nous avons par conséquent choisi d'explorer deux approches différentes pour la construction d'un SSM du genou :

- Une approche basée sur *l'optimisation groupée des paramètres* avec la méthode MDL (Minimum Descriptif Length), qui est la plus reportée dans la littérature pour la construction d'un SSM genou.
- Une approche basée sur le recalage maillage /maillage avec la méthode « IMCP-GMM » [38].

Nous avons ensuite apporté des améliorations concernant la méthode IMCP-GMM afin d'augmenter son efficacité et de pouvoir l'adapter au genou.

8.4 Calcul des correspondances par la méthode MDL

La méthode MDL a largement été utilisée pour le calcul automatique des correspondances du fémur et du tibia [39, 40, 41, 42, 43, 44]. Toutefois, ces études rapportent que l'optimisation de la fonction objective initialement introduite par Davies [56, 40] est très consommatrice en temps de calcul. Plusieurs variantes du MDL ont donc été proposées en optant pour des stratégies d'optimisation différentes. Récemment, une étude publiée par Tobias [77] décrit une nouvelle implémentation de l'algorithme MDL avec une version de la fonction objective, plus simplifiée, qui se base sur les travaux de Thodberg [78]. Cette nouvelle solution cherche l'optimum par l'intermédiaire d'un algorithme de descente de gradient. Selon [77], cette implémentation permet d'obtenir de meilleurs résultats par rapport à l'approche initialement proposée par Davies [56], tout en réduisant le temps de calcul.

L'algorithme du MDL est donc composé de deux étapes :

- i) La définition d'un ensemble de paramètres permettant d'avoir une transformation « bijective » entre les formes d'apprentissage et un espace approprié.
- ii) La manipulation de ces paramètres afin de minimiser la fonction objective du MDL décrivant la complexité.

Nous allons ici résumer les deux étapes du MDL tel que décrit par [77].

A) Définition des paramètres :

Pour définir un ensemble initial de correspondances et un moyen efficace de les manipuler, nous avons besoin de trouver un espace approprié aux données de la base d'apprentissage. La méthode MDL a souvent été proposée pour des formes de type *genus 0*, c'est-à-dire des formes qui ne comportent ni des trous ni des auto-intersections. Ce type de forme possède une topologie équivalente, par exemple, à celle d'une sphère. L'objectif est donc de trouver les paramètres permettant de transformer chaque point de la surface d'un objet issu de la base d'apprentissage en une unique position sur la sphère unitaire. Cette position est décrite par la longitude $\theta[0..2\pi]$ et l'attitude $\phi[0..\pi]$ (voir figure 8.1). En alignant au préalable les formes d'apprentissage, les points cartographiés aux mêmes coordonnées (θ, ϕ) sont considérés comme correspondants.

Dans la suite, nous considérons un ensemble A de formes issues d'une base d'apprentissage tel que $A = \{S_1, S_2, \dots, S_N\}$. N représente le nombre de formes d'apprentissage et $S = \{x_1, \dots, x_n\}$ avec $x_i \in R^3$ est la représentation de la forme par PDM avec n points et $i < n$.

B) Optimisation des correspondances :

Étant donné un ensemble de paramètres $A_\Omega = \{\Omega_1, \dots, \Omega_i, \dots, \Omega_N\}$ pour chaque forme d'apprentissage i ($i < n$), nous pouvons alors obtenir un ensemble initial de formes mis en correspondance $A_{cor} = \{S_{cor_1}, \dots, S_{cor_i}, \dots, S_{cor_N}\}$

Soit L la matrice de taille $n * N$ ayant les N vecteurs des formes d'apprentissage en correspondance S_{cor_i} . Soit \bar{L} la matrice de taille $n * N$ ayant N vecteurs \bar{S} . \bar{S} représente la moyenne des formes de l'ensemble A_{cor} . Soit M la matrice de taille $n * N$, réduite et centrée, définie de la manière suivante :

$$M = \frac{1}{N-1}(L - \bar{L}) \quad (8.3)$$

En réalisant une décomposition en valeur singulière (SVD) de la matrice $M^T M$, nous obtenons le même résultat qu'une analyse en composante principal de la matrice M , à savoir :

$$M = UDV^T \quad (8.4)$$

Où U et V sont deux matrices orthogonales de taille $n * N$ et $N * N$ respectivement, et D est une matrice diagonale de taille $N * N$. La matrice U contient les vecteurs propres de la matrice $M^T M$ et D^2 contient les valeurs propres respectives.

La fonction objective f du MDL à minimiser est définie de la manière suivante [77] :

$$f = \sum_N L_N \text{ avec } L_N = \begin{cases} 1 + \log\left(\frac{\lambda_N}{\lambda_{cut}}\right) & \text{pour } \lambda_N \geq \lambda_{cut} \\ \frac{\lambda_N}{\lambda_{cut}} & \text{pour } \lambda_N < \lambda_{cut} \end{cases} \quad (8.5)$$

Avec :

- λ_N représentant la valeur propre du $N^{\text{ème}}$ mode de variation du SSM liée au $N^{\text{ème}}$ vecteur propre.
- λ_{cut} représentant la valeur propre du plus faible mode de variation retenu pour représenter le SSM.

Durant le processus de minimisation de la fonction f par l'algorithme de descente de gradient, la distribution de l'ensemble des paramètres A_Ω sur la surface de la sphère unitaire est manipulée itérativement afin de trouver les correspondances optimales qui minimisent le MDL selon (l'équation 8.5). Plus de détails sur le processus de minimisation sont présentés dans le papier original de la méthode [77].

8.5 Calcul des correspondances par IMCP-GMM

La méthode IMCP-GMM proposée se base essentiellement sur les deux algorithmes IMCP et CPD [38]. Une étape de fusion de forme est également réalisée. Nous présenterons donc brièvement ces deux algorithmes ainsi que l'étape de fusion. Nous présenterons enfin une amélioration de cette méthode dans la section 8.6.

8.5.1 Iterative Mean Closest Point (IMCP)

La difficulté du recalage multi-objets réside dans le choix de l'objet de référence qui sera utilisé pour recalculer toutes les structures étudiées. L'approche proposée par IMCP permet de recalculer simultanément

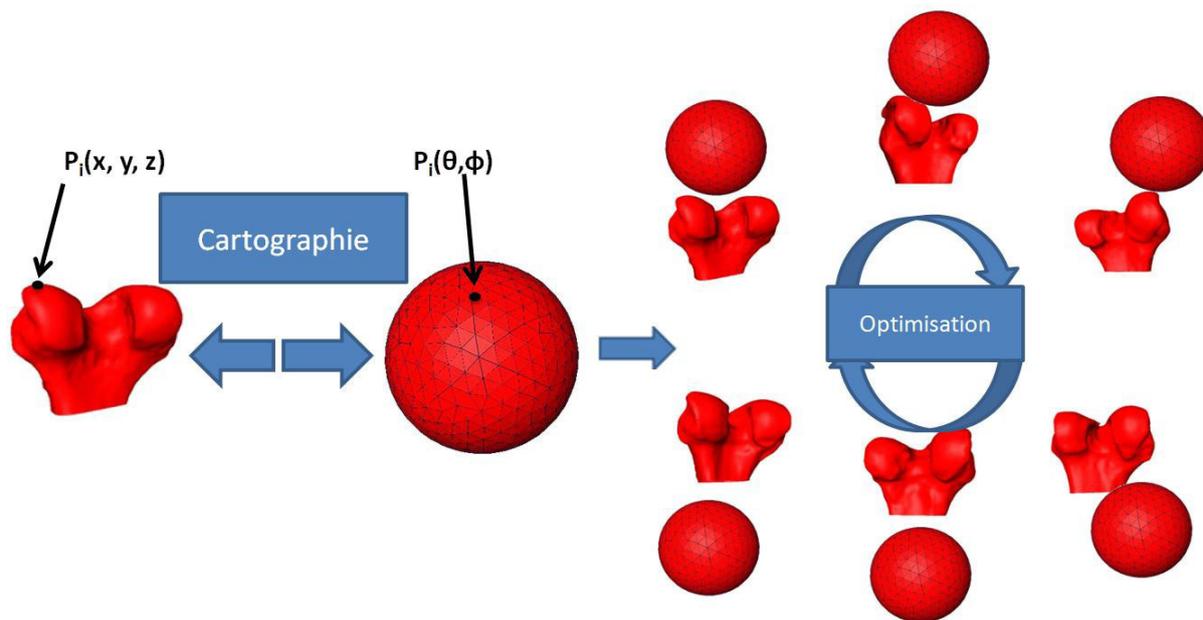


FIGURE 8.1 – La méthode MDL pour le calcul des correspondances par Tobias [77]

plusieurs objets. Cette approche est aussi appelée *groupwise*. Il s'agit de réaliser le recalage d'un corps mobile vers un corps de référence qui ne sera plus choisi arbitrairement parmi l'ensemble des données d'entrée mais qui sera un nuage intermédiaire construit au fil des itérations par **consensus médian** (voir annexe 1). Ce nuage médian a pour vocation de servir de nuage de référence et devra donc être représentatif de l'information portée par toutes les structures acquises. L'algorithme permettant la construction du nuage médian par consensus médian est présenté de façon détaillée dans [79]. Toutefois pour des raisons de clarté, nous décrirons brièvement cette partie de l'algorithme IMCP et nous invitons le lecteur à consulter l'annexe 1 pour plus de détails.

Le recalage multi-objets d'un ensemble de forme $A = \{S_1, S_2, \dots, S_N\}$ par IMCP se divise en deux boucles : une boucle locale et une boucle globale.

A) Boucle locale

Cette boucle permet le recalage d'une instance S_i avec $i < N$ simultanément à l'ensemble des autres instances restantes S_j de A avec $j \neq i$. Le recalage est réalisé par l'algorithme ICPr (robust iteratif closest point). Cet algorithme associe à chaque point x_i de la forme S_i un poids $w_{i,n}$ pour définir sa participation dans le calcul de la matrice de recalage. Une moyenne robuste appelée **consensus médian**, exploitant les poids issus de l'ICPr, est dans un premier temps réalisée sur l'ensemble des instances S_j afin de fusionner tous les points des instances de l'ensemble S_j appariés au même point de l'instance mobile S_i . Cette opération permet de produire un nuage de point appelé *Nuage_Médian_i* qui contient l'information anatomique correspondant à la variation de la forme traduit par les points de la surface qui est présente dans toutes les instances fixes de l'ensemble S_j et qui va servir de référence pour recaler l'instance mobile S_i simultanément à l'ensemble S_j .

Cette boucle locale est appliquée à tout l'ensemble A en spécifiant à chaque fois une des instances de A comme mobile et le reste des instances comme fixes. À la fin de cette boucle locale, il y aura N nuages médians *Nuage_Médian_i* associés au recalage de chaque instance S_i vers l'ensemble S_j .

B) Boucle globale

La boucle globale consiste à calculer le critère de convergence de l'algorithme IMCP. À la fin de chaque boucle locale, on calcule la déviation du $Nuage_Médian_i^{iter}$ par rapport au nuage $Nuage_Médian_i^{iter-1}$. Si la déviation est inférieure à un seuil, cela veut dire que tous les nuages médians convergent vers le même nuage de points.

8.5.2 La fusion des formes

L'algorithme IMCP a été utilisé en analyse du mouvement de l'épaule pour le recalage de différentes instances de la scapula issues du même patient mais acquises à des instants différents [79]. Le recalage multiple par IMCP de ces instances, suivi d'un processus de fusion de forme permet de reconstruire la scapula initiale du patient, en combinant et en mutualisant les informations présentes dans différentes instances d'un même objet. Cette opération est illustrée dans la figure 8.2.

La fusion des formes permet de créer un nuage virtuel $\acute{S}\acute{S}$ à partir de plusieurs nuages $\acute{S}_1, \acute{S}_2, \dots, \acute{S}_T$ tel que $\acute{S}\acute{S} = \{\acute{S}_1 + \acute{S}_2 + \dots + \acute{S}_T\}$. Dans notre cas $\acute{S}\acute{S}$ définit la concaténation de toutes les formes de l'ensemble A après recalage par IMCP. Ce processus de fusion est différent du consensus médian utilisé dans le corps de l'IMCP pour le calcul du nuage médian (voir section 8.5.1). La fusion a pour objectif ici de créer, à partir de l'ensemble des formes d'apprentissage, une forme virtuelle qui servira par la suite pour le calcul des correspondances. Pour cela, un filtre Laplacien est utilisé. Ce filtre exploite les poids $w_{i,n}$ issus du recalage par IMCP afin de calculer le barycentre des points x_i de la forme S_j ($j < N$) pondérés par $w_{i,n}$ sur un voisinage de rayon R . Ainsi, un sous ensemble de points $\{x_i \dots x_k\}$ se trouvant dans un rayon R sera remplacé dans le nuage virtuel par les barycentres, pondérés par $w_{i,n}$. Cette fusion est itérative et permet de déplacer les points de poids faibles vers les points de poids forts jusqu'à ce que tous les points du nuage virtuel ont un poids proche de 1.

Le même principe de fusion a été adopté dans la méthode IMCP-GMM pour la construction de la forme virtuelle en fusionnant les formes d'apprentissage après recalage par IMCP. Toutefois nous démontrerons dans la section 8.6.1 que la fusion des formes d'apprentissage peut ne pas converger en cas de présence d'une variabilité importante dans l'anatomie de l'ensemble d'apprentissage étudié, ou bien encore dans le cas de la présence de déformations morphologiques locales liées notamment aux ostéophytes causés par l'arthrose du genou.

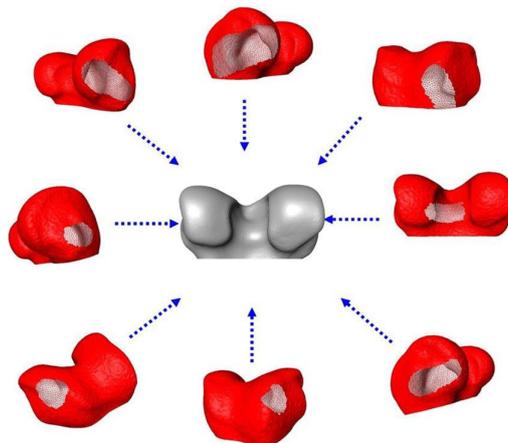


FIGURE 8.2 – Exemple de fusion des formes (fémur)

8.5.3 Coherent Point Drift (CPD)

L'algorithme CPD [46, 80] considère l'alignement de deux ensembles de points, un nuage fixe et un nuage mobile, comme étant un problème d'estimation de densité de probabilité.

Chaque point du nuage mobile est considéré comme le sommet d'une distribution gaussienne. L'ensemble des points du nuage mobile peut alors être modélisé par un modèle de mélanges gaussiens (GMM). Le GMM est également utilisé pour approximer le nuage fixe. Chaque sommet du GMM dit mobile est ainsi mappé au nuage fixe en maximisant un critère de vraisemblance. Lorsque les deux nuages de points sont alignés, la correspondance est le maximum de la probabilité postérieure du GMM pour un point donné. Afin d'assurer la conservation de la structure topologique du nuage de point mobile pendant le processus d'optimisation du CPD, les sommets du GMM sont forcés à se déplacer de manière cohérente en tant que groupe. Cette optimisation est effectuée avec l'algorithme espérance-maximisation (ou Expectation-maximisation, **EM**). Une description mathématiques concise de l'algorithme CPD est fournie dans [80].

8.5.4 La méthode IMCP-GMM

La méthode IMCP-GMM se décompose donc en trois étapes :

- Alignement rigide multi-objet par IMCP de l'ensemble des formes d'apprentissage.
- Création de la forme virtuelle par fusion des formes d'apprentissage rigidement alignées.
- Calcul des correspondances par déformation non rigide en utilisant l'algorithme CPD.

A) Alignement rigide multi-objet par IMCP :

L'IMCP repose sur une variante de l'algorithme ICP appelée ICRr (Robust Itérative Closest Point) [81] qui peut parfois tomber dans des minima-locaux si des instances d'objet à recaler sont situés très loin de la solution finale. Il est par conséquent nécessaire d'initialiser correctement l'algorithme en pré-alignant, par exemple, les formes par leurs axes d'inerties respectifs. Les instances de l'ensemble A sont ensuite alignées simultanément en utilisant l'algorithme IMCP.

Le résultat du recalage par IMCP est : (1) un ensemble de forme $\hat{A} = \{\hat{S}_1, \hat{S}_2, \dots, \hat{S}_N\}$ alignées simultanément, à une même instance créée artificiellement par consensus médian, et (2) un ensemble de nuages médians $Nuage_Médian_i, \dots, Nuage_Médian_N$ accompagné d'un ensemble de poids w_i associé au recalage de chaque instance \hat{S}_i (voir figure 8.4, étape 1).

B) Création de la forme virtuelle par fusion :

La fusion dans la méthode IMCP-GMM (section 8.5.2) est la même que celle adoptée dans [79] pour la reconstruction de l'anatomie du patient. Toutefois, ici les formes d'apprentissage recalées rigidement sont fusionnées pour créer une forme virtuelle qui peut représenter l'information présente dans toute la base d'apprentissage du modèle statistique et qui servira comme une véritable forme de référence non biaisée pour le calcul des correspondances (figure 8.4, étape 2).

Etant donné qu'initialement le processus de fusion de forme crée un **nuage de point** et non pas un **maillage** (voir figure 8.3 à gauche). La méthode IMCP-GMM inclut une approche de reconstruction de surface par l'intermédiaire de l'algorithme «Probe Sphere» tel que décrit dans [82] (voir figure 8.4, étape 3). En présence de bruit important dans le nuage de points, des artefacts peuvent être présents sur la surface de l'objet reconstruit (voir figure 8.3 à droite). C'est pourquoi la méthode IMCP-GMM comporte une stratégie de raffinement de la forme virtuelle appelée SV_{moy} , afin de produire une forme plus lisse et sans artefacts. Ce raffinement est réalisé en déformant les formes d'apprentissages une à une vers la forme virtuelle puis de calculer la moyenne des formes obtenues qui définira la SV_{moy} , voir figure 8.4, étape 4.

La figure 8.4 résume les différentes étapes du calcul de la forme virtuelle moyenne SV_{moy} selon la méthode IMCP-GMM.

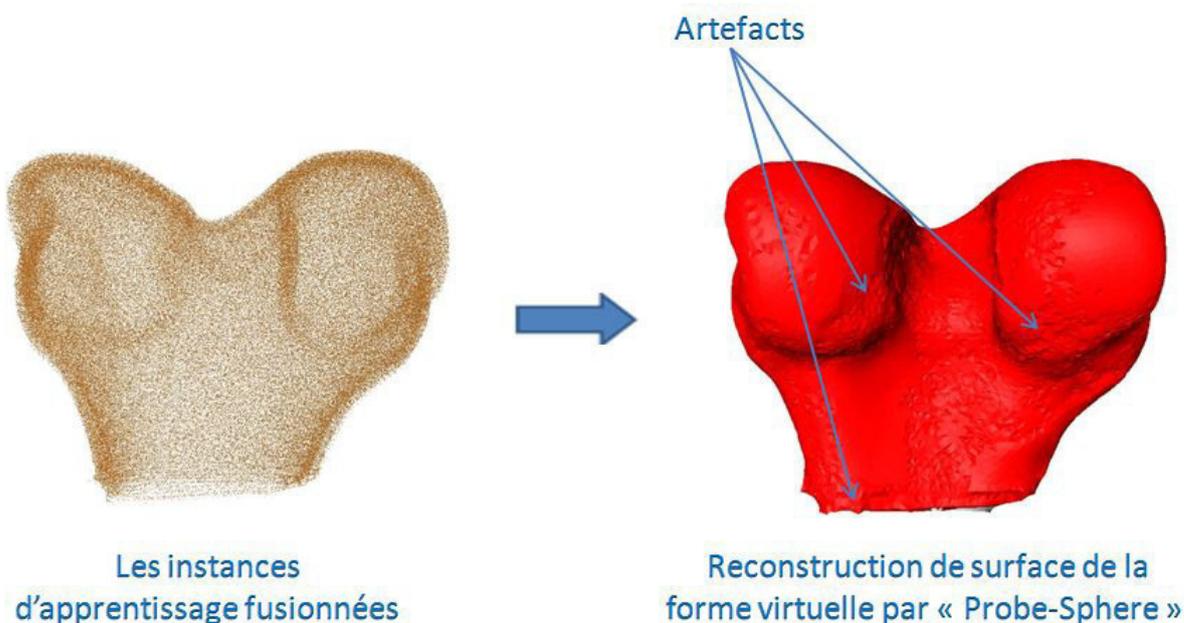


FIGURE 8.3 – Fusion des formes d'apprentissage (à gauche), reconstruction de la surface par l'approche «Probe Sphere» (à droite).

C) Calcul des correspondances par déformation non-rigide de la forme virtuelle moyenne : La forme virtuelle moyenne SV_{moy} est considérée comme une forme intrinsèque optimale permettant de servir de référence pour synthétiser l'ensemble des formes de la base d'apprentissage par déformation non-rigide [38]. L'algorithme CPD sera ici utilisé. SV_{moy} est alors considérée comme forme mobile, et est donc recalée à l'ensemble des instances de la base d'apprentissage qui sont considérées chacune à son tour comme forme fixe (voir figure 8.5).

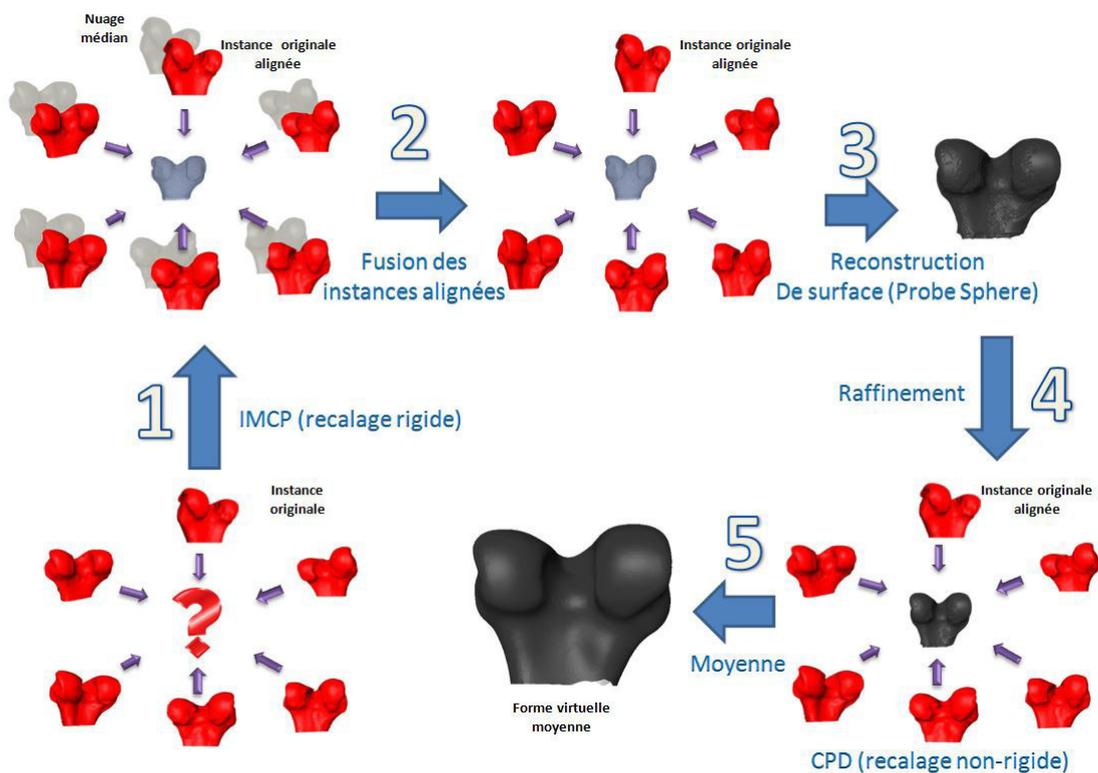


FIGURE 8.4 – La méthode IMCP-GMM pour le calcul de la forme virtuelle moyenne

On obtient alors une table d'appariement « C » qui contient les correspondances issues de la déformation non-rigide entre SV_{moy} et chaque instance de la base d'apprentissage. Cependant, la méthode IMCP-GMM est très sensible au phénomène appelé « many-to-one » qui assigne plusieurs points de l'instance mobile à un point donné de l'instance fixe [38]. Cette contrainte peut, dans certains cas, empêcher d'aboutir à un recalage non-rigide optimal [38]. Afin d'améliorer le résultat du CPD et obtenir une correspondance de type « one-to-one », l'IMCP-GMM propose d'utiliser l'algorithme CPD en plusieurs itérations pour chaque instance de la base d'apprentissage (figure 8.5). Plus de détails sur ce processus itératif sont présentés dans le papier original de la méthode IMCP-GMM [38]. Il est toutefois rapporté dans cet article que quatre itérations CPD pour chaque instance S_i étaient suffisantes afin d'obtenir un résultat de recalage satisfaisant. Néanmoins aucun critère d'arrêt au processus itératif n'a été spécifié.

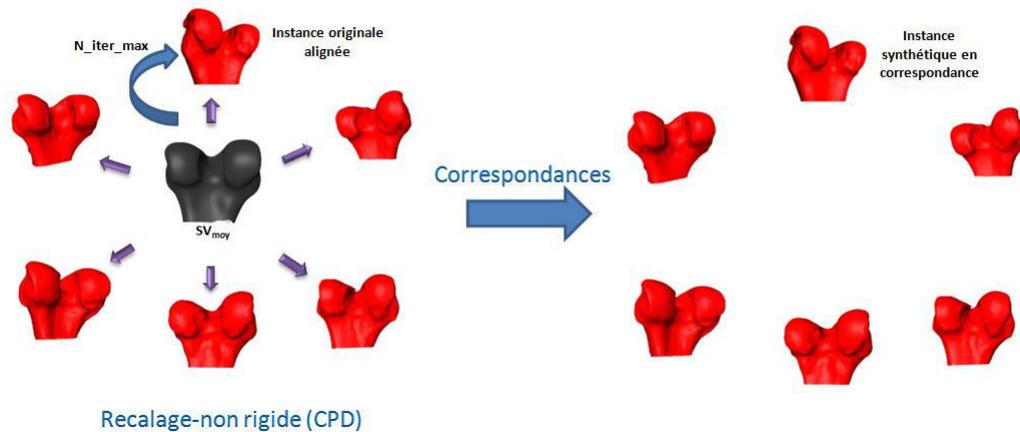


FIGURE 8.5 – Calcul des correspondances avec la méthode IMCP-GMM

8.6 La méthode de calcul des correspondances proposée : l'IMCP-GMM-MDL

Nous avons présenté dans la section 8.5 la méthode IMCP-GMM [38] essentiellement utilisé aujourd'hui pour la construction du SSM de l'omoplate et de l'humérus. Afin de construire le SSM du fémur et du tibia nous avons apporté certaines modifications à cette méthode, essentiellement sur les points suivants :

- i Le processus de fusion des formes
- ii La reconstruction de la surface de la forme virtuelle
- iii Le raffinement de la forme virtuelle et la création de la forme virtuelle moyenne
- iv Le processus de déformation non-rigide et la propagation des correspondances

Nous appelons la forme virtuelle construite par notre méthode «*forme virtuelle médiane*» et la forme virtuelle construite dans la méthode IMCP-GMM originale «*forme virtuelle moyenne*». Nous allons présenter la méthode de construction de cette *forme virtuelle médiane* et nous démontrons la valeur ajoutée de notre méthode par rapport à la *forme virtuelle moyenne*.

8.6.1 Création de la forme virtuelle médiane

8.6.1.1 Méthode

Nous avons vu dans la section 8.5.1 que le processus de recalage par IMCP produit un ensemble de nuages médians $Nuage_Médian_i$ relatifs au recalage de chacune des instances d'apprentissage. Dans le cas du recalage de différentes instances issues du **même objet**, ce qui est le cas par exemple pour le suivi de mouvement, ces nuages médians se confondent [79].

Dans notre cas, les formes d'apprentissage appartiennent certes à la **même famille (fémur ou tibia) mais pas au même objet**. Elles sont représentatives d'une variation de l'anatomie des

individus de cette famille et les nuages médians ne se confondent donc pas. Chaque nuage médian relatif au recalage de l'instance S_i détient une information caractéristique de cette instance tout en cumulant l'information présente dans le reste de la base d'apprentissage par consensus médian (figure 8.6).

Pour la construction de notre forme virtuelle médiane, nous proposons donc de fusionner les nuages médians, issus du recalage par IMCP, au lieu de réaliser la fusion des formes de la base d'apprentissage comme pour la méthode IMCP-GMM. Le processus de fusion proposé n'est ni plus ni moins qu'un simple procédé de concaténation des points présents dans les nuages médians. En effet, dans l'algorithme IMCP, les nuages médians sont calculés à partir d'un consensus médian robuste exploitant des poids $w_{i,n}$ de l'ICPr. Les points présents dans les nuages médians sont donc supposés être « fiables » et représentatifs de l'information anatomique présente dans l'ensemble de la base d'apprentissage. La fusion des nuages médians produit une forme intrinsèque sans biais et pourra servir de forme de référence optimale pour le calcul des correspondances par CPD.

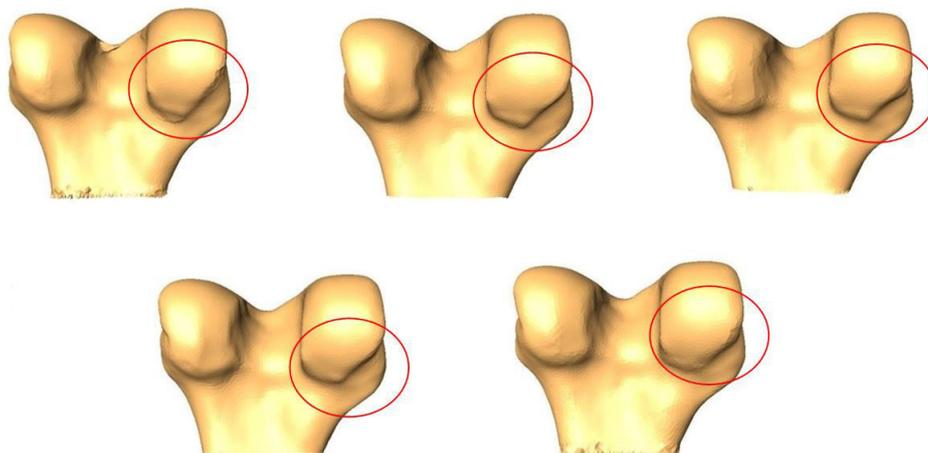


FIGURE 8.6 – Différentes instances de nuage médian issue du recalage par IMCP d'un ensemble de fémurs

Tout comme la méthode de fusion présentée dans la section 8.5.2, la fusion des nuages médians produit un nuage de point et non un maillage. Une reconstruction de surface est donc toujours nécessaire. Nous proposons d'utiliser la méthode de Poisson [83]. Cette technique est particulièrement adaptée pour les nuages de points denses et peu bruités [83] et permet d'obtenir une surface très lisse en injectant des points supplémentaires entre les points initiaux [83].

La figure 8.7 illustre le processus de calcul de la forme virtuelle médiane selon la méthode IMCP-GMM-MDL proposée.

8.6.1.2 Validation

Afin de valider notre méthode, nous avons réalisé deux expérimentations :

Expérience 1 : Cette expérience vise à illustrer l'efficacité de la fusion des nuages médians et s'inspire de l'expérience réalisée dans [79] pour la validation de l'algorithme IMCP.

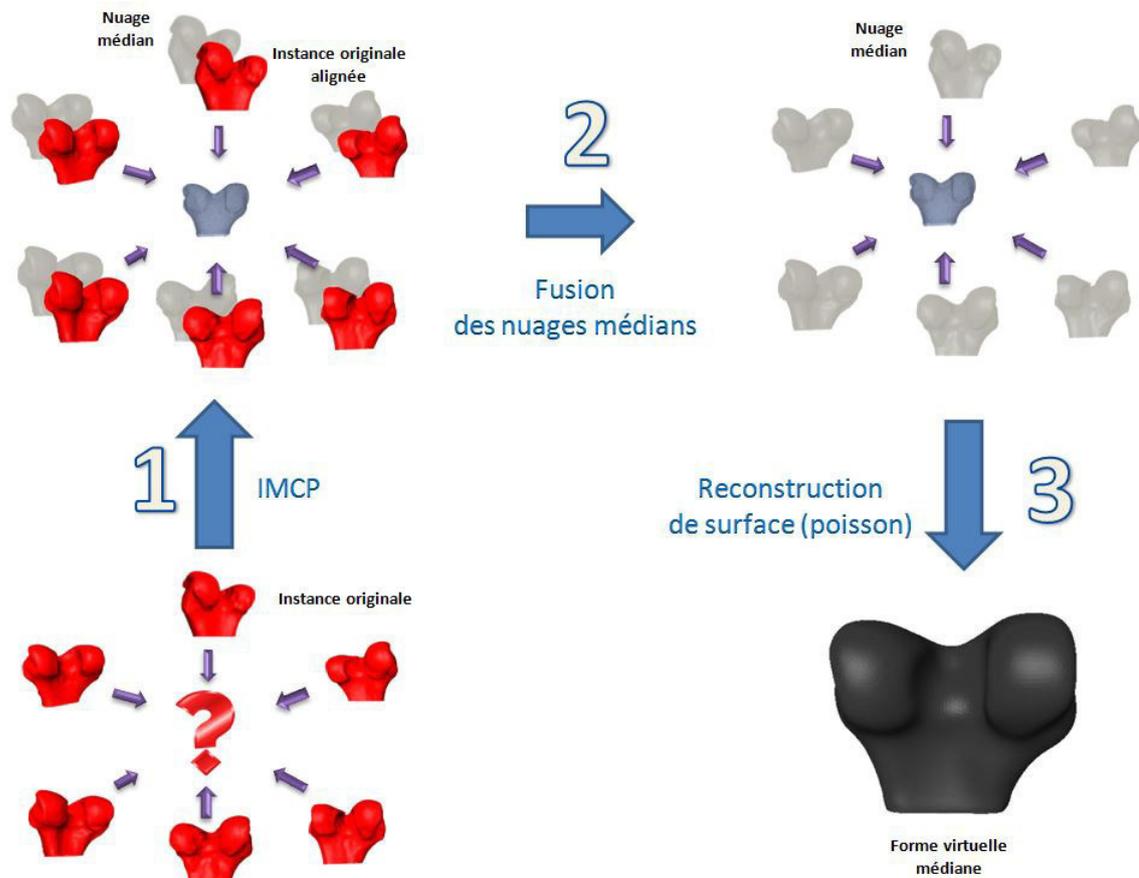


FIGURE 8.7 – La méthode IMCP-GMM-MDL pour le calcul de la forme virtuelle médiane

Nous avons pour cela sélectionné un fémur de manière aléatoire parmi la base d'apprentissage. Nous lui avons ensuite appliqué différentes opérations morphologiques afin de simuler un effet de distorsion et générer huit instances différentes. Ensuite, nous lui avons appliqué un bruit gaussien aléatoire sur la position de 10% des points de chaque instance obtenue. Enfin, nous avons appliqué des translations et rotations également de manière aléatoire à l'ensemble des instances, en rotation entre -45° et 45° , et en translation entre -10 et 10 mm (figure 8.8).

Nous avons ensuite utilisé l'algorithme IMCP pour aligner les huit instances de test, puis nous avons utilisé les deux approches de fusion présentées précédemment afin de créer la *forme virtuelle moyenne* et la *forme virtuelle médiane*. Le résultat de la fusion dans notre expérience doit donc correspondre à la reconstruction de l'anatomie du fémur initial.

Afin de mesurer la robustesse des deux approches, nous avons calculé la distance point-à-surface entre le fémur initial et les reconstructions issues des deux approches de fusion. Les résultats sont présentés dans le tableau 8.1.

La méthode IMCP-GMM a été initialement utilisée pour la scapula et l'humérus. Nous avons donc également réalisé l'expérience pour la scapula.

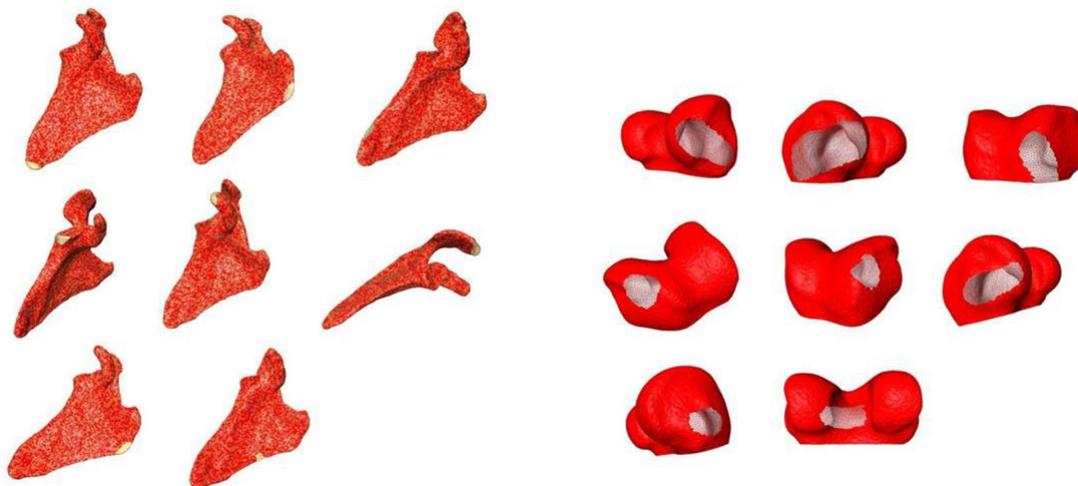


FIGURE 8.8 – Les données de test de l'expérience 1 : fémurs (à droite), scapulas (à gauche)

Expérience 2 : Cette expérience a pour objectif de démontrer les points suivants :

- la qualité du nuage de point produit par les deux méthodes de fusions étudiées.
- l'impact de la qualité des nuages de point fusionnés sur la reconstruction de la surface de la forme virtuelle.
- la performance de la reconstruction de la surface par l'algorithme de « Poisson » par rapport à l'algorithme «Probe Sphere».

Nous avons pour cela utilisé les fémurs du groupe sain (18 formes) et les fémurs du groupe médian (10 formes) de la base d'apprentissage (challenge MICCAI SKI10). Nous avons appliqué l'IMCP pour aligner l'ensemble des deux groupes, soit 28 formes, avec 10 000 points pour chaque forme. Nous avons ensuite utilisé les deux approches de fusion afin de créer respectivement la *forme virtuelle moyenne* et la *forme virtuelle médiane*. Nous avons enfin utilisé les deux algorithmes «Poisson» et «Probe Sphere», séparément, pour reconstruire la surface de la forme virtuelle. Les résultats des deux approches de fusion et de reconstruction de surface de la forme virtuelle sont présentés dans les figures (8.9 à 8.12).

Afin de mesurer la qualité des deux nuages produit, nous avons mesuré la densité de répartition appelé *Dens* des points dans un rayon R , de la manière suivantes :

$$Dens_i(R) = \frac{1}{nbrVoisins_rayonR_i} \sqrt{\frac{nbrVoisins_rayonR_i}{\sum_j (Dis(P_i, V_j) - \bar{Dis})^2}}$$

Où :

- P_i est le point ayant pour indice i
- V_j est le voisin numéro j du point P_i
- $nbrVoisins_rayonR_i$ est le nombre de voisins trouvés dans un rayon R pour le point P_i .
- $Dis(P_i, V_j)$ est la distance Euclidienne entre le point P_i et le voisin V_j .
- \bar{Dis} est la distance moyenne de tous les voisins du point P_i .

— $Dens_i(R)$ est la densité des points autour du point P_i sur un rayon R

La fusion sera ainsi meilleure si cette densité est homogène sur la surface de l'objet étudié. Les résultats de la mesure de $Dens_i$ pour $R = 5$ sont présentés dans la figure 8.13).

8.6.1.3 Résultats

Expérience 1 : Les résultats de l'expérimentation 1 sont présentés dans le tableau 8.1. Pour la scapula, l'erreur a diminuée d'un RMS de 0.27 mm à un RMS de 0.19 mm. La moyenne (\pm écart-type) de l'erreur de reconstruction a diminuée de 0.19 ± 0.19 mm à 0.14 ± 0.13 mm pour respectivement la *forme virtuelle moyenne* et la *forme virtuelle médiane*.

Concernant le fémur distal, nous remarquons une réduction du RMS de 0.50 mm pour la forme virtuelle moyenne à 0.23 mm pour la forme virtuelle médiane. La moyenne (\pm écart-type) de l'erreur de reconstruction est passée de 0.35 ± 0.35 mm à 0.19 ± 0.13 mm et l'erreur maximale à été réduite de 1.47 mm à 1.34 mm pour respectivement la *forme virtuelle moyenne* et la *forme virtuelle médiane*.

Statistiques	Scapula		Fémur	
	Fusion (forme virtuelle moyenne)	Fusion (forme virtuelle médiane)	Fusion (forme virtuelle moyenne)	Fusion (forme virtuelle médiane)
Moyenne	0.19	0.14	0.35	0.19
Ecart type	0.19	0.13	0.35	0.13
RMS	0.27	0.19	0.50	0.23
Maximum	2.16	1.69	1.47	1.34

TABLE 8.1 – Résultats de la reconstruction du fémur et de la scapula pour les deux approches : formes virtuelles moyenne et médiane

Expérience 2 :



FIGURE 8.9 – Nuage de points de la forme virtuelle moyenne - 183705 points (à gauche) et de la forme virtuelle médiane - 280000 points (à droite).

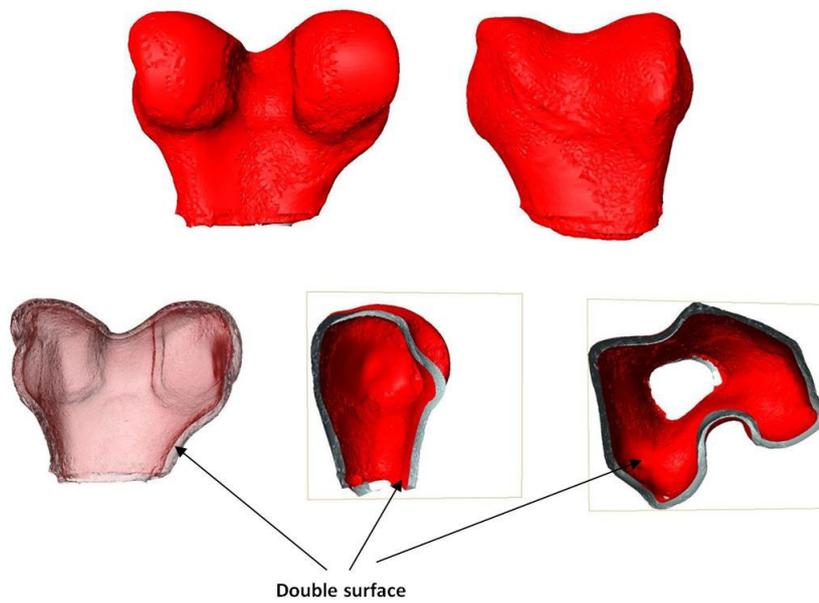


FIGURE 8.10 – Forme virtuelle moyenne + reconstruction de surface par l’algorithme «Probe Sphere»

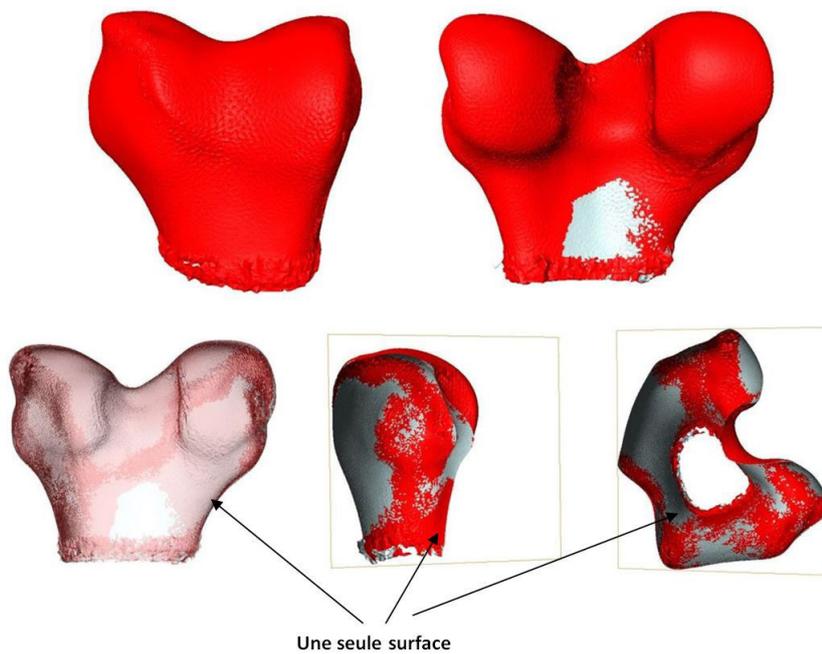


FIGURE 8.11 – Forme virtuelle médiane + reconstruction de la surface par l’algorithme «Probe Sphere»

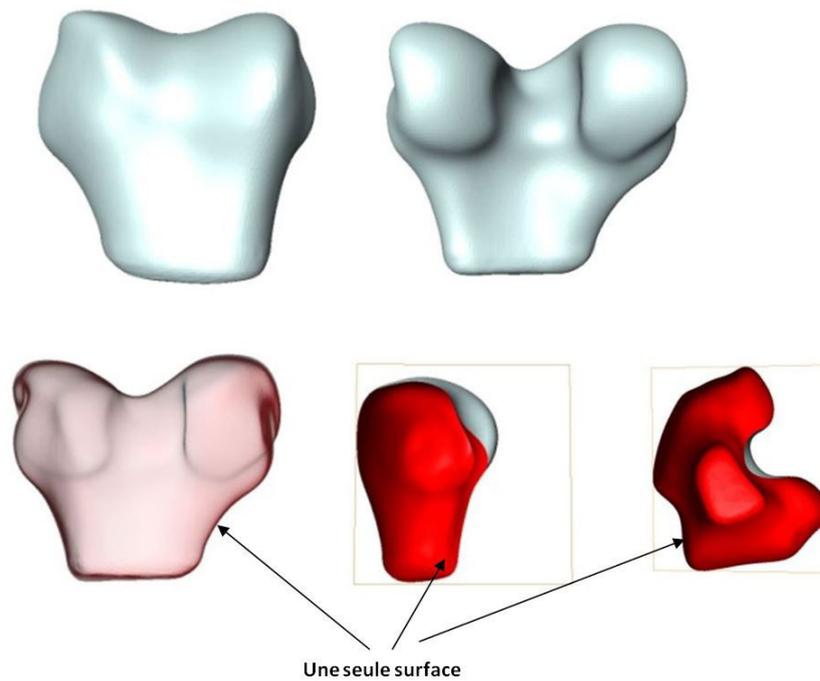


FIGURE 8.12 – Forme virtuelle médiane + reconstruction de surface par l’algorithme «Poisson»

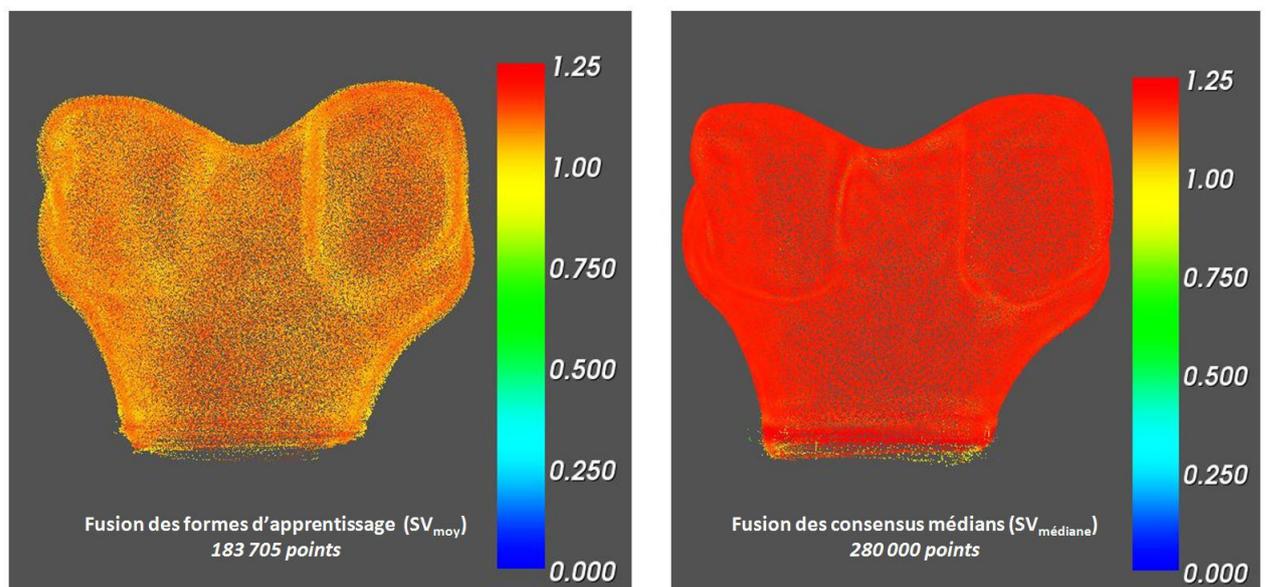


FIGURE 8.13 – Densité de répartition des points pour la forme virtuelle moyenne (à gauche) et la forme virtuelle médiane (à droite).

8.6.1.4 Discussions et conclusion

Dans la première expérience, la forme virtuelle médiane a permis de mieux reconstruire les objets originaux : la scapula et le fémur puisque l’erreur est plus faible (le RMS entre le fémur original et le fémur reconstruit a été divisé par deux). Ces résultats nous montrent que la forme virtuelle médiane

est plus robuste car elle produit une forme qui combine mieux l'information présente dans l'ensemble de la population étudiée.

Dans la figure 8.9, le nuage de point de la forme moyenne contient environ 180 000 points et paraît plus épais contrairement au nuage de point de la forme médiane qui contient 280 000 points. Lors de la fusion des nuages médians, les nuages de points sont concaténés. Cela implique que tous les points participent de la même façon à la construction du nuage virtuelle et aucun point n'est rejeté. L'anatomie de l'objet recherché a été reconstruite de manière très précise en utilisant la fusion des nuages médians.

Afin de quantifier la qualité du nuage de point produit par les deux méthodes de fusion, nous avons calculé la densité des points dans les deux nuages et la distribution de ces points sur la surface de l'objet grâce à la mesure *Dens*. Le nuage de points de la forme moyenne est épais ce qui fait que la répartition des points est plus espacée et donc la densité est plus faible. Le nuage de points de la forme médiane est plus compact et la répartition des points est plus dense et régulière (figure 8.13).

L'algorithme «Probe Sphere» utilisé dans la méthode IMCP-GMM initiale est basé sur un principe de propagation d'une sphère afin de détecter les points dans un même voisinage pour reconstruire la surface de l'objet [82]. Le nuage de points de la forme moyenne est épais et il existe par conséquent une double surface concernant la reconstruction (surfaces interne et externe) qui correspond à l'épaisseur du nuage de points (figure 8.10). Le nuage de point de la forme médiane est plus dense et plus compact facilitant ainsi la reconstruction de surface par «Probe Sphere». Nous obtenons alors une seule surface (figure 8.11). Toutefois, malgré la régularité de la répartition des points dans le nuage de la forme médiane, la reconstruction de surface par l'algorithme «Probe Sphere» produit une surface très irrégulière particulièrement dans les parties où la densité des points est plus faible, comme au niveau de l'extrémité distale du fémur. Nous avons donc proposé d'utiliser l'algorithme Poisson. Cet algorithme permet d'exploiter la densité des points et d'extrapoler l'information entre ces points pour créer une iso-surface lisse et régulière (figure 8.12).

Enfin, la méthode IMCP-GMM initiale comporte une étape d'amélioration de la forme virtuelle pour créer une forme plus lisse et éliminer certains artéfacts produits par la reconstruction «Probe Sphere». Dans notre approche, la combinaison des deux améliorations «fusion des nuages médians» et «reconstruction de surface par Poisson» permet de s'affranchir de cette étape.

En conclusion, la fusion des nuages médians a prouvé son efficacité non seulement dans la combinaison de l'information présente dans la base d'apprentissage mais aussi dans la production d'un nuage de point régulier et dense. Cette fusion combinée avec l'algorithme «Poisson» de reconstruction de surface, nous permet de nous affranchir de l'étape de raffinement de la forme virtuelle, ce qui réduit le temps de calcul dans la construction de la forme virtuelle médiane.

8.6.2 Le calcul des correspondances par notre approche IMCP-GMM-MDL

Afin de créer une forme virtuelle capable de représenter l'information mutualisée de la base d'apprentissage, l'idée proposée dans l'approche IMCP-GMM est de combiner le recalage rigide multi objet de l'IMCP avec un processus de fusion de formes.

Nous avons repris l'idée de l'IMCP-GMM mais nous avons retravaillé l'étape de création de la forme virtuelle afin de produire une forme virtuelle médiane $SV_{médiane}$ plus robuste. Toutefois, la déformation

de celle-ci à l'ensemble de la base de données d'apprentissage ne garantit pas une propagation optimale des correspondances au sein de toute la population étudiée. C'est pourquoi dans la méthode IMCP-GMM, l'auteur propose un processus de déformation itératif pour obtenir des correspondances de type « one-to-one » [38]. Toutefois aucune condition d'arrêt à ce processus itératif n'a été défini dans [38].

Nous avons vu dans la section 8.4 que l'algorithme MDL vise à minimiser une fonction objective $f_{MDL}(m)$, qui a pour rôle de quantifier la complexité d'un SSM. Les correspondances calculées par le MDL sont donc considérées comme optimales lorsque la fonction objective $f_{MDL}(m)$ est minimale.

Pour le calcul du modèle statistique du fémur et du tibia, nous proposons une stratégie qui combine la performance de l'algorithme CPD pour le calcul du recalage non-rigide et l'approche MDL pour la détermination optimale des correspondances du SSM.

Soit $\hat{A} = \{\hat{S}_1, \dots, \hat{S}_i, \dots, \hat{S}_N\}$ l'ensemble des formes de la base d'apprentissage issues du recalage rigide par IMCP. Le processus de calcul de correspondance par la déformation de la forme virtuelle médiane $SV_{médiane}$ à l'ensemble des instances d'apprentissage \hat{A} est composé de deux boucles : la boucle CPD locale et la boucle globale basée sur l'approche MDL.

A) Boucle CPD locale : Cette boucle locale est très similaire au processus itératif du recalage par CPD proposé dans la méthode IMCP-GMM (section 8.5). La forme virtuelle médiane $SV_{médiane}$ est déformée vers l'ensemble de la base d'apprentissage afin de propager les correspondances. Cependant, le CPD est, dans cette boucle, calculé une seule fois pour chaque instance S_i , produisant ainsi, pour chaque instance, une table de correspondance C_i par instance S_i de la manière suivante :

- Pour chaque $\hat{S}_i \in \hat{A}$:
 - Si $iter = 1$:
 - i) La forme virtuelle médiane $SV_{médiane}$ est déformée à l'instance \hat{S}_i pour obtenir une table d'appariement $C_{i,iter}$.
 - ii) Une forme intermédiaire $\bar{S}_{i,iter}$ est calculée entre $SV_{médiane}$ et l'instance \hat{S}_i en utilisant la table d'appariement $C_{i,iter}$.
 - Si $iter > 1$:
 - i) La forme intermédiaire de l'itération précédente $\bar{S}_{i,iter-1}$ est déformée à l'instance \hat{S}_i pour obtenir la table d'appariement $C_{i,iter}$.
 - ii) Une nouvelle forme intermédiaire $\bar{S}_{i,iter}$ est calculée entre $\bar{S}_{i,iter-1}$ et l'instance \hat{S}_i en utilisant la table d'appariement $C_{i,iter}$.

B) Boucle globale : La boucle globale permet grâce à la fonction objective que nous définissons $f_{conv}(Iter)$ de calculer le critère de convergence en mesurant la qualité des correspondances sur toutes les instances ainsi que la distorsion des formes d'apprentissage au cours du processus itératif du CPD. La fonction objective $f_{conv}(Iter)$ est une fonction hybride combinant une fonction issue de l'algorithme MDL $f_{MDL_norm}(iter)$ et une fonction de distorsion $f_{DIS_norm}(iter)$:

- La fonction de l'algorithme MDL, normalisée entre 0 et 1, mesure la complexité du SSM à l'itération $iter$ et nous permet d'apprécier la qualité globale des correspondances.
- La fonction de distorsion, normalisée entre 0 et 1, mesure pour chaque instance \hat{S}_i l'erreur RMS de distorsion (distance entre la forme original et la forme synthétisée par le CPD) à

l'itération $iter$. Cette fonction nous permet donc de quantifier la distorsion locale. Nous avons donc :

$$f_{conv}(Iter) = f_{MDL_norm}(iter) + f_{DIS_norm}(iter) \quad (8.6)$$

avec :

$$f_{MDL_norm}(iter) = \frac{f_{MDL}(iter)}{Max(f_{MDL}(iter))}$$

$$f_{MDL}(iter) = \sum_m L_m \text{ avec } L_m = \begin{cases} 1 + \log\left(\frac{\lambda_m}{\lambda_{cut}}\right) & \text{pour } \lambda_m \geq \lambda_{cut} \\ \frac{\lambda_m}{\lambda_{cut}} & \text{pour } \lambda_m < \lambda_{cut} \end{cases}$$

$$f_{DIS_norm}(iter) = \frac{f_{DIS}(iter)}{Max(f_{DIS}(iter))}$$

$$f_{DIS}(iter) = \sum_{i=1}^n D_i \text{ avec } D_i = RMS(\hat{S}_i, S_{i,Cor})$$

Ou :

- λ_m définit l'écart-type du $m^{\text{ème}}$ mode de variation du SSM.
- λ_{cut} définit l'écart-type du plus faible mode de variation retenu pour décrire le SSM.
- \hat{S}_i est l'instance i de l'ensemble \hat{A} pour laquelle on cherche à calculer les correspondances.
- $S_{i,Cor}$ est la forme \hat{S}_i synthétisée par l'algorithme CPD à l'itération $iter$
- $RMS(X, Y)$ est la distorsion (distance point-à-surface) entre les deux surfaces X et Y .
- $Max(f_{MDL}(iter))$ et $Max(f_{DIS}(iter))$ sont respectivement le maximum des fonctions $f_{MDL}(iter)$ et $f_{DIS}(iter)$.

Afin de minimiser la fonction objective f_{conv} , nous utilisons les tables de correspondance C_i issues de chaque itération $iter$ pour calculer le modèle statistique correspondant et évaluer la valeur de $f_{conv}(iter)$:

1. Si $iter = 1$: une seconde boucle locale du CPD est automatiquement lancée.
2. Si $iter > 1$:
 - a. Si $|f_{conv}(iter) - f_{conv}(iter - 1)| < \epsilon$, l'algorithme est stoppé. La valeur ϵ a été fixée à 0.01.
 - b. Sinon une nouvelle boucle locale du CPD est lancée.

Notre méthode de calcul de correspondance est appelé IMCP-GMM-MDL.

8.7 Validation du SSM fémur et tibia

Nous avons vu que la validation d'un SSM reposait sur trois critères : généralité, spécificité et compacité. Indépendamment de l'utilisation finale du SSM, des validations supplémentaires peuvent être nécessaires. Dans le cas de l'utilisation d'un SSM pour la segmentation des images médicales, une

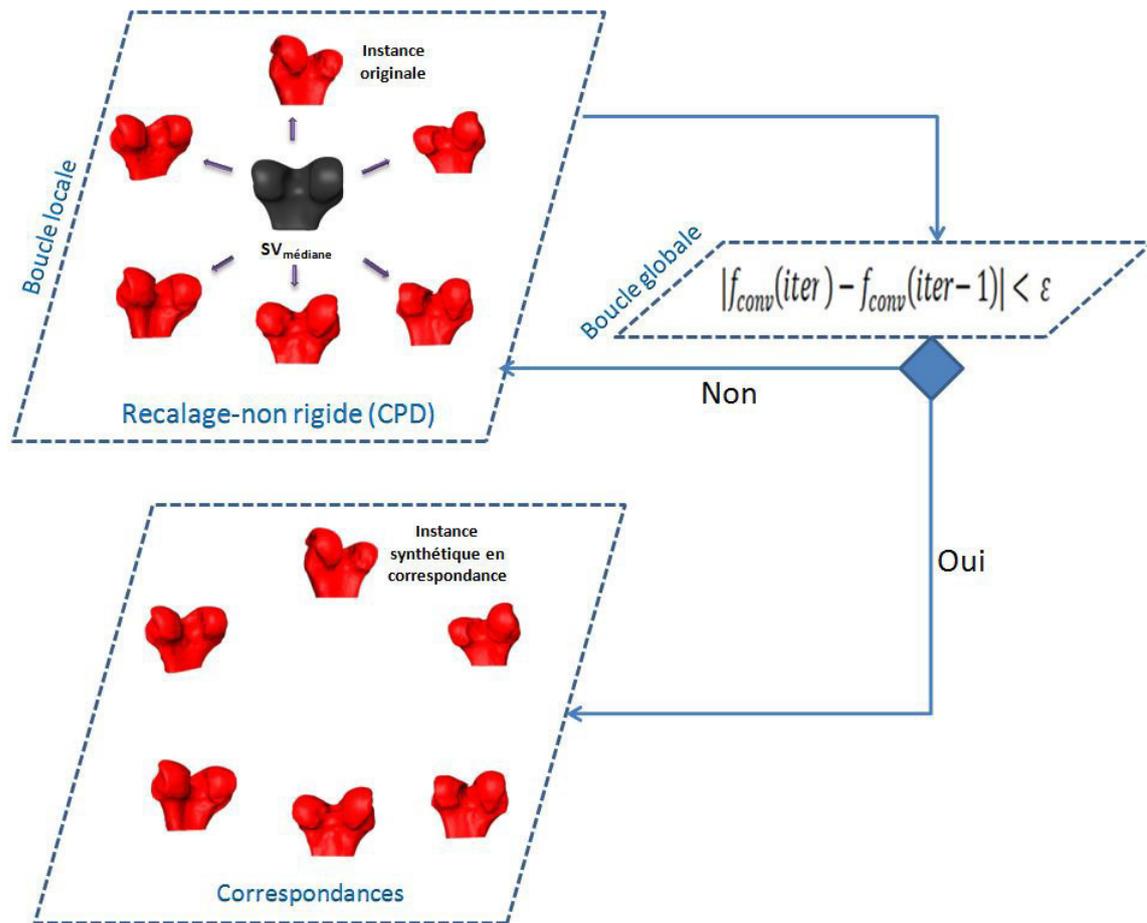


FIGURE 8.14 – Calcul des correspondances avec la méthode IMCP-GMM-MDL

estimation de l'erreur de segmentation permet d'apprécier la robustesse du modèle statistique ainsi que son efficacité pour réaliser la segmentation.

Dans notre cas, le SSM du fémur et du tibia est développé dans le but de segmenter le genou sur des IRMs. Nous allons donc valider notre approche de construction du SSM selon ces trois critères, mais également en mesurant l'erreur de segmentation, qui sera présenté dans le chapitre 9.

Les prochaines sections présentent la méthode de validation de l'approche proposée et sa comparaison avec les deux autres approches issues de la littérature : MDL et IMCP-GMM.

Nous avons considéré seulement 28 genoux : les genoux du groupe sain (18 genoux) et les genoux du groupe médian (10 genoux) de la base d'apprentissage SKI 10. En effet la construction du SSM avec la méthode MDL nécessite beaucoup de temps de calcul, ce qui nous a conduit à restreindre notre étude comparative à seulement 28 fémurs. Pour des raisons de clarté, nous présenterons uniquement les résultats concernant le fémur. Nous ne présenterons qu'une version synthétique concernant le tibia.

8.7.1 Validation des correspondances (Généralité, Spécificité, Compacité et Distorsion)

8.7.1.1 Méthodes

En plus des trois critères définis préalablement, nous avons également calculé la capacité des méthodes de calcul des correspondance étudiées à produire des formes identiques au formes initiales de la base d'apprentissage. Nous définissons ce critère comme étant la distorsion. Nous discuterons plus tard de l'intérêt d'étudier ce critère.

Soit $A = \{S_1, \dots, S_i, \dots, S_N\}$, l'ensemble des formes d'apprentissage initiales et soit $\hat{A} = \{\hat{S}_1, \dots, \hat{S}_i, \dots, \hat{S}_N\}$ l'ensemble des formes de la base d'apprentissage mises en correspondance grâce à l'algorithme de calcul des correspondances.

A) Le critère de généralité : C'est un test de leave-one-out qui permet de mesurer la capacité du SSM à synthétiser des instances ne figurant pas dans la base de données d'apprentissage. La généralité est calculée de la manière suivante :

$$G(m) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |\hat{S}_i(m) - \hat{S}_i|$$

Avec $\hat{S}_i(m)$ l'instance calculée à partir du SSM ne contenant pas \hat{S}_i et utilisant un nombre m de modes de variation.

B) Le critère de Spécificité permet de mesurer la capacité du SSM à générer des modèles appartenant à la même famille des objets de la base d'apprentissage. La spécificité est définie de la manière suivante :

$$S(m) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |S_{randome_i}(m) - \hat{S}_i|$$

avec $S_{randome_i}(m)$ une instance générée aléatoirement à partir du modèle statistique de forme en utilisant les m premiers modes de variation, \hat{S}_i est l'instance de la base d'apprentissage la plus proche de $S_{randome_i}(m)$ en terme de RMS (distance point-à-surface).

C) Le critère de Compacité permet de mesurer la capacité du SSM à utiliser le plus faible nombre de modes de variation pour représenter une même variance. La compacité est définie de la manière suivante :

$$C(m) = \sum_{n=1}^m \lambda_n$$

Avec λ_n est la $n^{ième}$ plus large valeur propre et $C(m)$ est le cumul de la variance des m premiers modes de variation.

Le calcul des correspondances automatique à partir des formes originales de la base d'apprentissage introduit une distorsion dans les formes synthétisées en correspondance. Nous proposons donc de rajouter un critère appelé Distorsion permettant de mesurer la distorsion en calculant le RMS des

distances point-à-surface entre la forme d'apprentissage originale et sa version synthétique. Ce calcul est réalisé selon l'équation suivante :

$$D(i) = RMS(S_i - \hat{S}_i)$$

Étant donné que le calcul de la distance point-à-surface est une opération asymétrique, les distances sont calculées en considérant les formes originales comme références.

Nous calculons alors les quatre critères ci-dessus pour les trois méthodes de calcul des correspondances : MDL, IMCP-GMM et IMCP-GMM-MDL.

Pour le calcul des correspondances avec la méthode MDL nous avons utilisé les paramètres par défaut spécifiés dans le papier original [77]. Concernant la méthode IMCP-GMM le nombre d'itérations maximum n'a pas de critère de convergence particulier, nous avons donc choisi d'adapter le même nombre d'itérations à notre méthode IMCP-GMM-MDL, soit six itérations.

8.7.1.2 Résultats

La figure 8.15 montre la mesure de la distorsion par itération sur les 28 fémurs de test avec la méthode IMCP-GMM-MDL. Les résultats sont triés par ordre décroissant. On peut voir que la distorsion pour chaque fémur de test diminue au fil des itérations.

Les figures 8.16 et 8.17 montrent l'évolution des fonctions de distorsion et MDL de la méthode IMCP-GMM-MDL sur dix itérations. Ces deux fonctions diminuent au fur et à mesure des itérations, puis elles se stabilisent à partir de la 6^{ème} itération.

La figure 8.18 montre l'évolution de la fonction objective de convergence $f_{conv}(Iter)$ de la méthode IMCP-GMM-MDL. Cette fonction est la concaténation des deux fonctions précédentes et suit donc la même évolution.

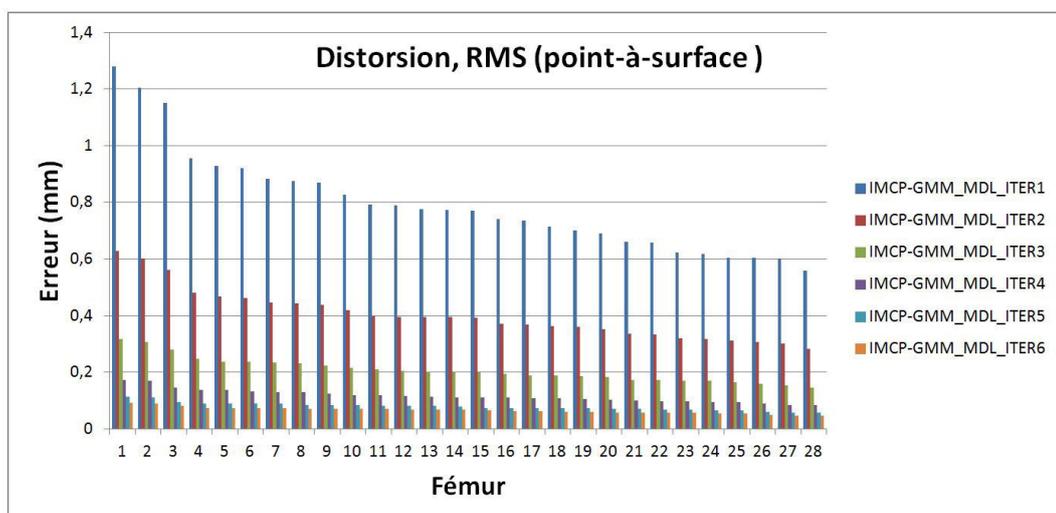


FIGURE 8.15 – Mesure de la distorsion par itération sur les 28 fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL

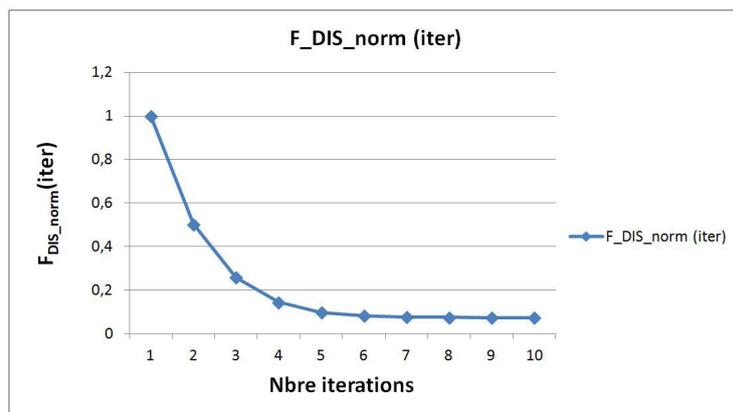


FIGURE 8.16 – Évolution de la fonction de distorsion normalisée en fonction de l'itération pour le fémur

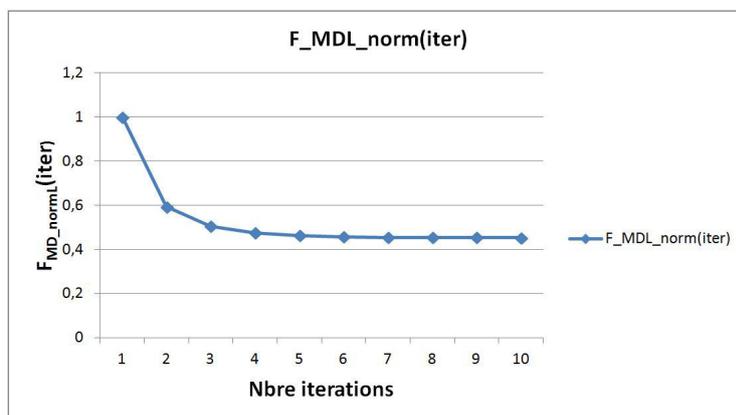


FIGURE 8.17 – Évolution de la fonction MDL normalisé de la méthode IMCP-DMM-MDL en fonction des itérations pour le fémur

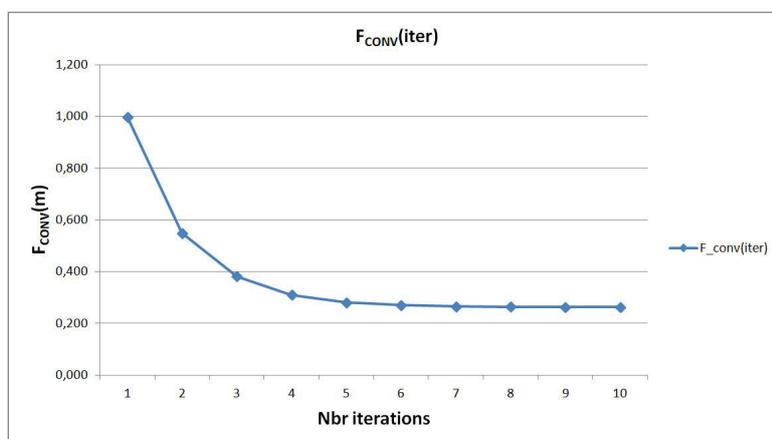


FIGURE 8.18 – Évolution de la fonction objective $f_{conv}(Iter)$ de la méthode IMCP-GMM-MDL en fonction des itérations pour le fémur.

Les résultats du critère de généralité sont présentés dans la figure 8.19. On remarque que la méthode MDL donne de meilleurs résultats pour le test de généralité. La méthode proposée IMCP-GMM-MDL et la méthode IMCP-GMM donnent des résultats similaires, avec une erreur légèrement inférieure pour l'IMCP-GMM-MDL. Pour les trois approches, l'erreur diminue en augmentant le nombre de modes de variations utilisés dans le SSM.

Les résultats du critère de spécificité sont présentés dans la figure 8.20. La méthode MDL est largement supérieure aux deux autres méthodes avec une erreur maximale inférieure à 1.3 mm. La méthode IMCP-GMM-MDL a une erreur maximale de 1.46 mm ce qui est inférieure à la méthode IMCP-GMM qui donne une erreur maximale de 1.53 mm. Contrairement à la généralité, l'erreur augmente en augmentant le nombre de modes de variation utilisés dans le SSM.

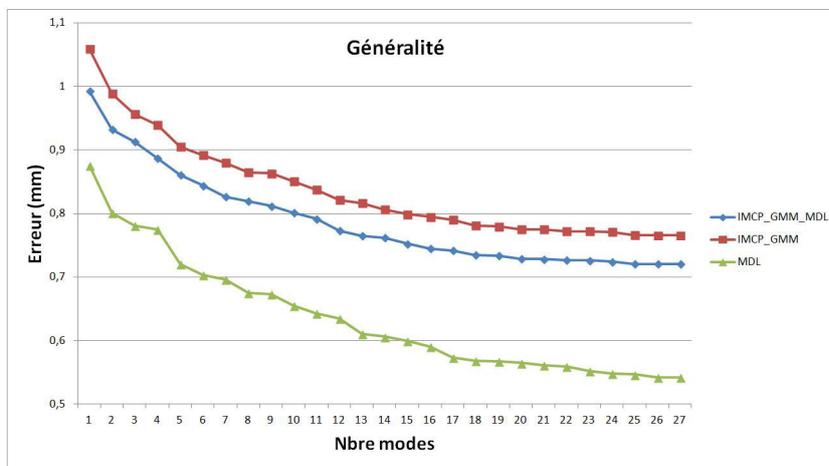


FIGURE 8.19 – Mesure de la généralité sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL.

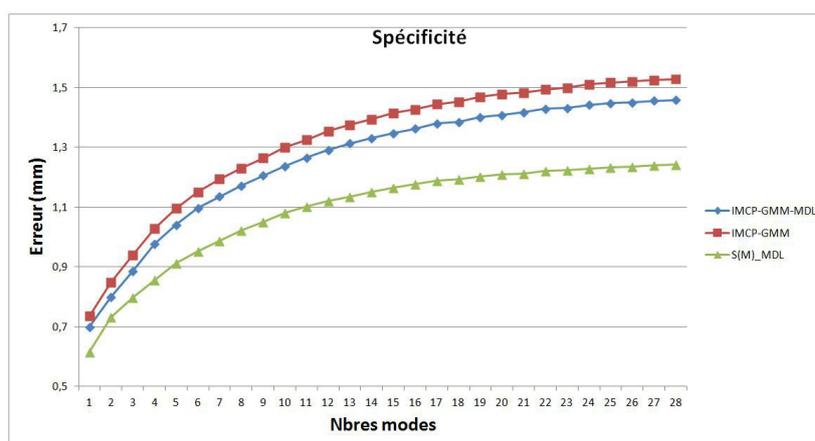


FIGURE 8.20 – Mesure de la spécificité sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL

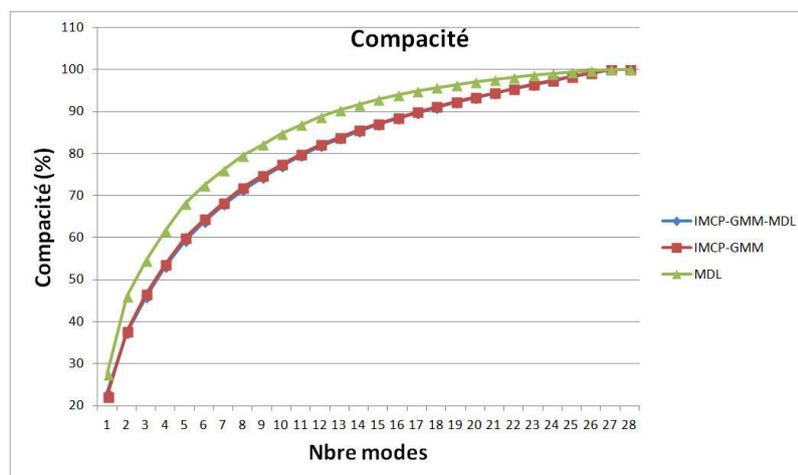


FIGURE 8.21 – Mesure de la compacité sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL

La compacité est présentée dans la figure 8.21. Les courbes des deux méthodes IMCP-GMM-MDL et IMCP-GMM se superposent. La méthode du MDL a une compacité plus élevée que les deux autres approches : IMCP-GMM-MDL et IMCP-GMM.

Les figures 8.22 et figure 8.23 présentent respectivement le RMS et le maximum de distorsion des formes initiales de la base d'apprentissage et les formes en correspondance (distance point-à-surface). La méthode proposée IMCP-GMM-MDL et la méthode IMCP-GMM donnent les meilleurs résultats de distorsion puisque 90% des erreurs RMS sont inférieures à 0.1 mm. La méthode MDL présente une distorsion plus importante avec un RMS minimum de 0.2 mm et un maximum atteignant 3.75 mm.

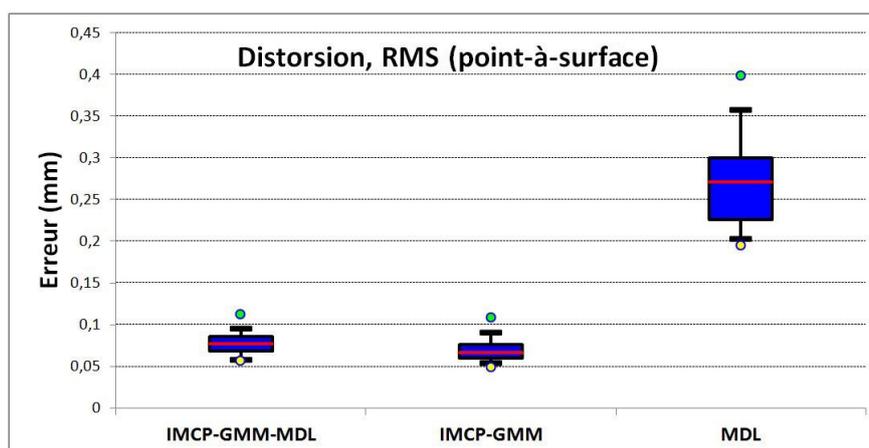


FIGURE 8.22 – Mesure de la distorsion (RMS) sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL

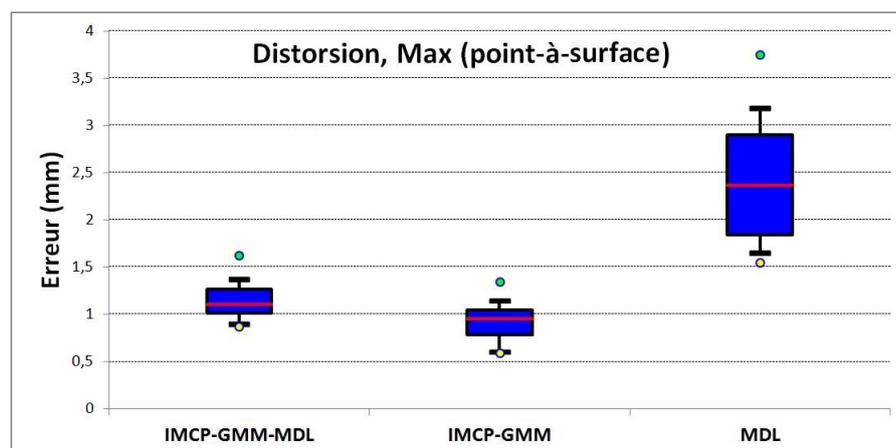


FIGURE 8.23 – Mesure de la distorsion (MAX) sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL

8.7.2 Discussion

Dans cette section, nous avons étudié notre méthode IMCP-GMM-MDL pour le calcul des correspondances. Cette évaluation a été réalisée sur dix itérations. A chaque itération nous avons calculé la distorsion et l'évolution de la fonction objective f_{Conv} . Nous avons par la suite comparé notre méthode par rapport aux deux approches issues de la littérature : IMCP-GMM et MDL, selon les trois critères : généralité, spécificité et compacité. Nous avons enfin comparé la distorsion des fémurs d'apprentissages après le calcul des correspondances suivant ces trois approches.

A la première itération, la distorsion des fémurs en correspondance issus de la méthode IMCP-GMM-MDL est maximale. Cette distorsion diminue au fil des itérations et se stabilise après la 6^{ème} itérations. Au départ, notre méthode utilise la forme virtuelle médiane comme forme de référence, ce qui permet d'éviter l'introduction d'un biais lors de la propagation des correspondances par le recalage non rigide.

Cependant, l'inconvénient majeur lié à l'utilisation de cette forme virtuelle est qu'elle est relativement différente dans sa topologie par rapport aux autres formes de la base d'apprentissage. Elle est probablement trop lisse et pratiquement dépourvue des détails anatomiques (figure 8.12). Ceci implique que le recalage non-rigide par le CPD lors de la première itération n'est pas optimal, car les points de la $SV_{médiane}$ sont trop contraints par leurs déplacements cohérents. En effet, la particularité de l'algorithme CPD par rapport aux autres algorithmes de recalage non-rigide, comme par exemple B-Spline, est de contraindre les points de la surface de référence de manière à se déplacer de façon cohérente lors de l'optimisation de la transformation non-rigide [46]. Cette contrainte a l'avantage de préserver la topologie de l'objet déformé mais elle peut aussi agir comme un frein si les deux objets à recalcer sont relativement variables dans leurs structures topologiques. A la deuxième itération, l'erreur de distorsion a été divisée pratiquement par deux pour l'ensemble des fémurs de test. A partir de la deuxième itération ce n'est donc plus la forme virtuelle médiane qui est déformée par le CPD, mais une forme intermédiaire calculée entre la forme originale cible et la forme synthétique issue de l'itération précédente. Cette forme intermédiaire a la faculté d'être «topologiquement» similaire à la forme cible. Les points de cette forme intermédiaire sont donc moins contraints par le CPD, car leurs déplacements sont plus cohérents et permettent de calculer une transformation non-rigide plus optimale.

Dans la méthode IMCP-GMM-MDL proposée, la fonction $f_{DIS_norm}(iter)$ mesure la distorsion moyenne normalisée au sein de l'ensemble des formes d'apprentissage. La fonction $f_{MDL_norm}(iter)$ mesure quant à elle la complexité du model statistique à chaque itération. Selon [77], la minimisation de la fonction $f_{MDL_norm}(iter)$ maximise la qualité des correspondances. On remarque qu'à l'itération 1, la valeur de $f_{MDL_norm}(iter)$ est maximale tout comme la valeur de $f_{DIS_norm}(iter)$. Au cours des itérations, ces deux fonctions diminuent. Le calcul des correspondances dans la méthode IMCP-GMM-MDL est en effet basé sur la minimisation de la distance entre la surface de référence et la surface cible (minimisation de la distorsion). En minimisant la distorsion des formes d'apprentissage dans $f_{DIS_norm}(iter)$, on maximise alors la qualité des correspondances.

Tinashe [38] avait proposé d'utiliser l'algorithme CPD itérativement afin d'optimiser les correspondances dans sa méthode IMCP-GMM. Cependant aucun critère n'a été spécifié afin de quantifier le nombre d'itérations nécessaires permettant d'obtenir les correspondances optimales. Les deux fonctions $f_{DIS_norm}(iter)$ et $f_{MDL_norm}(iter)$ introduites dans notre méthode nous permettent de mesurer, d'une part la distorsion globale et d'autre part la qualité des correspondances calculées. La mutualisation de ces deux informations dans la fonction f_{Conv} nous permet donc d'adapter le nombre d'itérations nécessaires pour obtenir une qualité optimale des correspondances. On peut déduire de la figure 8.18 que le calcul des correspondances pour les 28 fémurs de test converge à l'itération 6.

La mesure de la distorsion présentée dans les figures 8.22 et 8.23 pour les trois méthodes étudiées montre que les deux méthodes IMCP-GMM-MDL et IMCP-GMM donnent les meilleurs résultats avec des ordres de grandeur très similaires. 90% des erreurs RMS sont inférieures à 0.1 mm pour les deux méthodes. La méthode MDL obtient quant à elle une distorsion de 0.27 ± 0.05 mm. La méthode MDL suit en effet un processus d'optimisation des correspondances dans un domaine de base : la Sphère. Ce processus nécessite donc le passage par une fonction de cartographie bijective qui introduit inéluctablement une distorsion dans les formes en correspondance [77]. Alors que les deux méthodes IMCP-GMM-MDL et IMCP-GMM se basent sur l'utilisation de l'algorithme CPD qui permet, avec une stratégie d'optimisation itérative, de calculer la transformation non-rigide optimale permettant de synthétiser des formes en correspondance très fidèles à la topologie des formes d'apprentissage initiales.

La validation selon les critères de généralité, spécificité et compacité, a conduit à des résultats très similaires pour les deux méthodes IMCP-GMM-MDL et IMCP-GMM, avec une légère amélioration des performances concernant la généralité et la spécificité pour la méthode IMCP-GMM-MDL. Cette amélioration est due à l'utilisation de la forme virtuelle médiane pour le calcul des correspondances à la place de la forme virtuelle moyenne utilisée dans la méthode IMCP-GMM.

Les résultats des tests sur la généralité, la spécificité et la compacité pour la méthode du MDL sont largement meilleurs. On peut donc déduire selon la littérature [38, 40] que les correspondances calculées avec le MDL sont plus robustes que les correspondances calculées avec les deux méthodes IMCP-GMM-MDL et IMCP-GMM. Nous savons que le MDL bénéficie en effet d'un processus d'optimisation des correspondances groupés (groupe-wise). Les correspondances sont alors manipulées sur toute la base d'apprentissage en même temps afin de trouver la combinaison optimale qui minimise la fonction objective du MDL. Contrairement aux deux méthodes IMCP-GMM-MDL et IMCP-GMM, qui sont basées sur une approche de recalage non-rigide bi-objet (paire-wise) où les correspondances sont optimisées localement sur un objet à la fois de la base d'apprentissage. Les correspondances calculées par la méthode MDL sont donc logiquement plus optimales que ceux calculées par les méthodes IMCP-GMM-MDL et IMCP-GMM.

Cependant, l'écart des performances entre les deux familles (groupe-wise et paire-wise) nous paraît trop important pour qu'il soit uniquement lié au processus d'optimisation des correspondances. Les critères de généralité et de spécificité sont basés sur le calcul du RMS des distances point-à-surface. Or ce critère est très sensible à la distorsion comme nous avons pu le voir en analysant les résultats de l'erreur RMS et de l'erreur maximale de distorsion des trois méthodes (figure 8.22 et 8.23). Nous supposons donc que la distorsion joue un rôle dans cet écart de performance.

Dans la prochaine section nous allons étudier l'impact de la distorsion sur les trois critères (généralité, spécificité et compacité) et nous proposerons une nouvelle métrique permettant de prendre en compte cette distorsion dans le calcul de la généralité et de la spécificité.

8.7.3 Prise en compte de la distorsion dans les critères de validation d'un SSM

Dans cette section, nous allons étudier l'impact de la distorsion sur le calcul des trois critères. Nous allons aussi définir deux nouvelles mesures : la généralité absolue et la spécificité absolue, afin de prendre en compte la distorsion des formes initiales lors de la validation des correspondances.

8.7.3.1 Méthodes

Soit $A = \{S_1, \dots, S_i, \dots, S_N\}$ l'ensemble des formes d'apprentissages initiales et soit $\hat{A} = \{\hat{S}_1, \dots, \hat{S}_i, \dots, \hat{S}_N\}$ l'ensemble des formes de la base d'apprentissage en correspondance.

Nous avons vu dans la section précédente que le calcul automatique des correspondances par les approches IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL introduit une distorsion des surfaces initiales dans les formes en correspondance. Afin de mesurer l'impact de cette distorsion sur le calcul des mesures de la généralité, la spécificité et la compacité, nous allons réaliser l'expérience suivante. Nous avons lancé le calcul des correspondances pour la méthode IMCP-GMM-MDL avec 6 itérations. Nous avons, après chaque itération, calculé les 3 critères.

Les résultats sont présentés dans les figures 8.24, 8.25, et 8.26. Nous avons choisi de réaliser cette expérience uniquement pour la méthode IMCP-GMM-MDL, car le but ici est d'étudier l'existence ou non d'une influence de la distorsion sur ces trois critères. Nous avons vu que dans la méthode IMCP-GMM-MDL, la distorsion était décroissante suivant le nombre d'itération. Ce choix nous permet d'analyser l'impact de la distorsion sur les trois critères de validation du SSM.

Dans la littérature [38, 40], les trois critères sont calculés sur l'ensemble \hat{A} , c'est-à-dire sur les formes en correspondance. Par conséquent, ces critères n'incluent pas le phénomène de distorsion introduite aux instances d'apprentissage lors du calcul des correspondances.

Nous proposons par conséquent deux nouveaux critères : la généralité absolue et la spécificité absolue afin de prendre en compte la distorsion des formes. Nous définissons ces deux critères de la manière suivante :

A) La généralité absolue : Tout comme le critère de généralité, elle permet de mesurer la capacité du modèle statistique à générer des instances n'appartenant pas à sa base d'apprentissage.

$$Gabs(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (|\hat{S}_i(m) - \acute{S}_i|) + D(i)$$

avec :

- $\hat{S}_i(m)$ l'instance synthétisée pour reproduire au mieux l'instance \acute{S}_i à partir d'un modèle statistique ne contenant pas \acute{S}_i dans sa base d'apprentissage et utilisant m modes de variation.
- $D(i)$ représente l'erreur RMS de la distorsion calculée entre la surface originale S_i et la surface en correspondance \acute{S}_i

B) La spécificité absolue : Comme pour la spécificité, elle permet de mesurer la capacité du modèle statistique à générer des instances appartenant à la même famille (fémur, tibia...etc) que les objets d'apprentissage.

$$Sabs(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (|Srandome_i(m) - \acute{S}_i|) + D(i)$$

avec :

- $Srandome_i(m)$ est une instance générée aléatoirement à partir du modèle statistique de forme en utilisant les m premiers modes de variation. \acute{S}_i est l'instance de la base d'apprentissage la plus proche de $Srandome_i(m)$ en terme d'erreur RMS (distance point-à-surface).
- $D(i)$ représente l'erreur RMS de la distorsion calculée entre la surface originale S_i et la surface en correspondance \acute{S}_i

Nous avons calculé les deux nouvelles mesures proposées pour les trois approches IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL. Les résultats sont présentés dans les figures 8.27 et 8.28.

8.7.3.2 Résultats

La figure 8.24 montre le critère de compacité de la méthode IMCP-GMM-MDL suivant l'itération. On remarque que la compacité diminue rapidement au début des itérations puis se stabilise entre l'itération 5 et 6.

La figure 8.25 montre le critère de généralité de la méthode IMCP-GMM-MDL suivant l'itération. L'erreur de la généralité augmente avec le nombre d'itérations.

La figure 8.26 montre le critère de spécificité de la méthode IMCP-GMM-MDL suivant l'itération. L'erreur de la spécificité augmente avec le nombre d'itérations.

Les résultats de la généralité absolue pour les méthodes IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL sont présentés dans la figure 8.27. La méthode IMCP-GMM-MDL obtient la meilleure erreur de généralité absolue avec un RMS inférieur à 1.06 mm et qui diminue jusqu'à 0.82 mm avec plus de modes de variation. La méthode IMCP-GMM est légèrement meilleure que la méthode MDL concernant le critère de généralité absolue. Les résultats de ces deux méthodes convergent en augmentant le nombre de modes de variations utilisés dans le SSM.

Les résultats concernant le critère de spécificité absolue pour les méthodes IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL sont présentés dans la figure 8.28. L'erreur de la spécificité absolue est assez

similaire pour les trois méthodes. Bien que IMCP-GMM-MDL soit légèrement meilleure que les deux autres, l'erreur de la spécificité absolue converge vers 1.52 mm pour la méthode IMCP-GMM-MDL et MDL alors que l'erreur est de 1.59 mm pour la méthode IMCP-GMM.

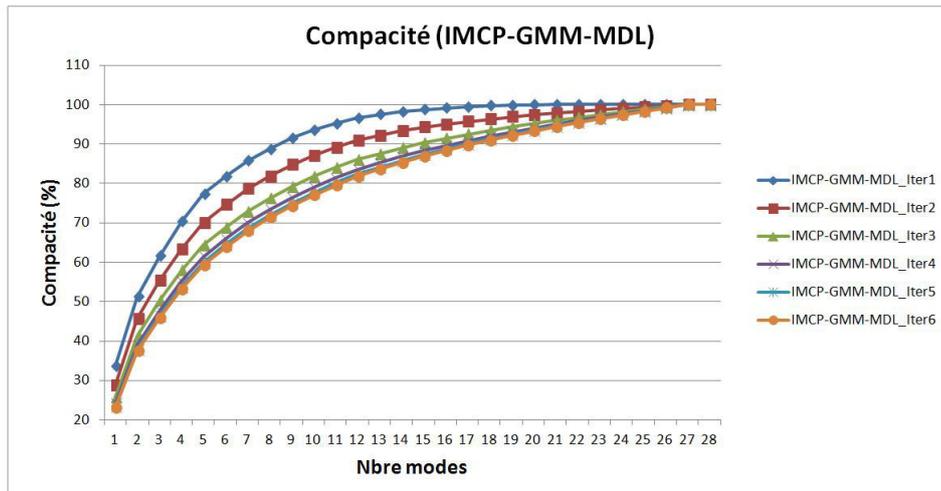


FIGURE 8.24 – Mesure de la compacité de la méthode IMCP-GMM-MDL sur les 28 fémurs de test par itération

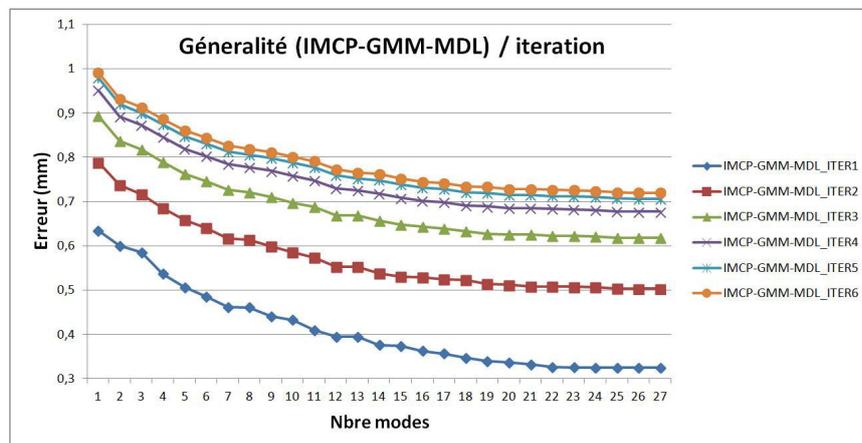


FIGURE 8.25 – Mesure de la généralité de la méthode IMCP-GMM-MDL sur les 28 fémurs de test par itération

8.7.3.3 Discussion

Nous avons vu dans la section 8.7.1 qu'il existe une relation directe entre le nombre d'itération et la distorsion des formes d'apprentissage lors du calcul des correspondances. Plus le nombre d'itération est important, plus la distorsion diminue. La figure 8.29 montre cette relation.

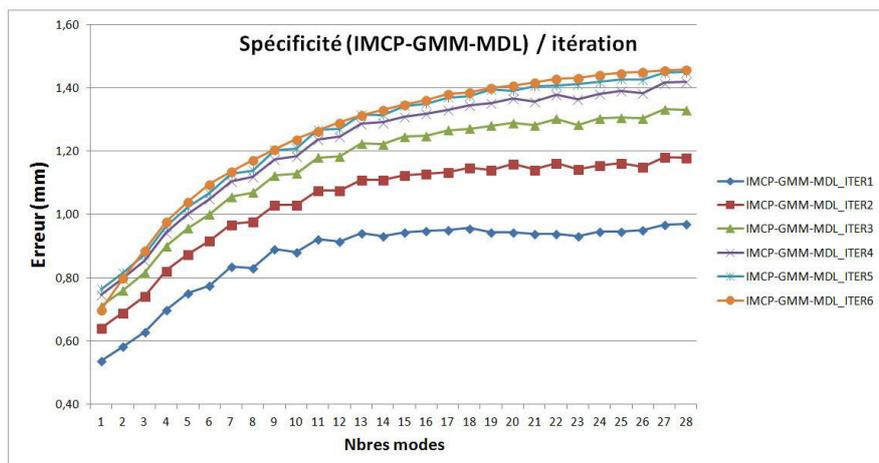


FIGURE 8.26 – Mesure de la spécificité de la méthode IMCP-GMM-MDL sur les 28 fémurs de test par itération

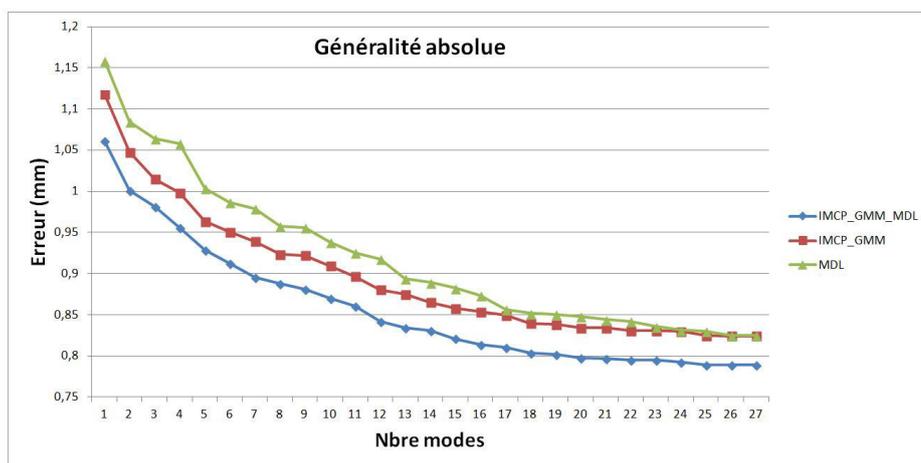


FIGURE 8.27 – Mesure de la généralité absolue sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL.

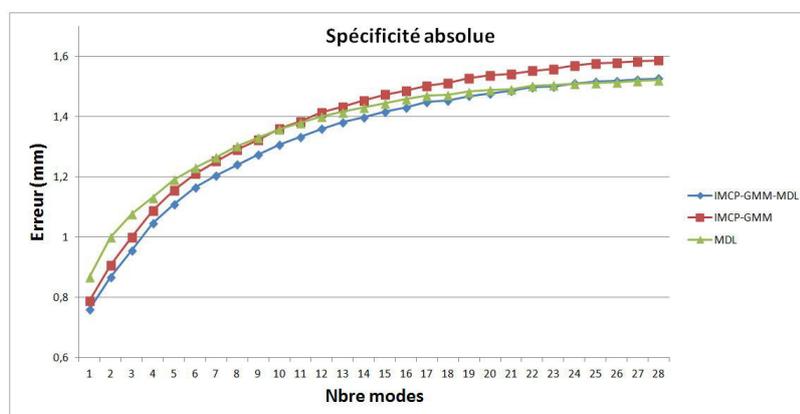


FIGURE 8.28 – Mesure de la spécificité absolue sur les 28 fémurs de test respectivement pour les méthodes : IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL.

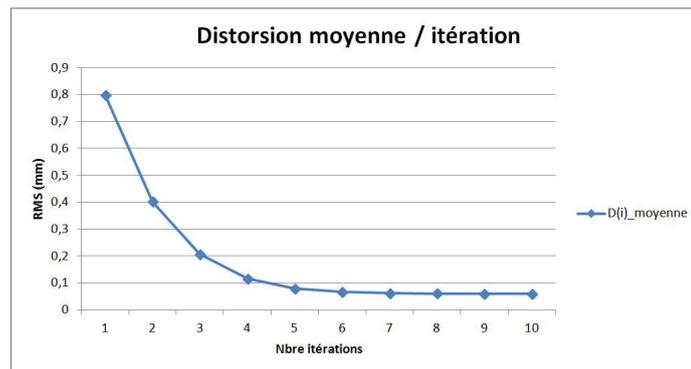


FIGURE 8.29 – Évolution de la distorsion moyenne ($D(i)_{moyenne}$) par itération pour la méthode IMCP-GMM-MDL.

Les résultats de la généralité, de la spécificité et de la compacité de la méthode IMCP-GMM-MDL en fonction du nombre d'itération, nous montrent qu'il y a une relation linéaire entre le nombre d'itération et les trois critères. Étant donné que la distorsion est directement liée au nombre d'itération, nous avons donc montré qu'il existe une relation directe entre ces trois critères et cette distorsion. La compacité diminue donc en diminuant la distorsion. Les erreurs de généralité et de spécificité augmentent en diminuant la distorsion.

Le critère de généralité donne une erreur minimale en présence d'une grande distorsion, car en l'absence de détails, même les instances n'appartenant pas au SSM sont relativement simples à synthétiser. De même le critère de spécificité a une erreur minimale si la distorsion est maximale, puisque le modèle statistique contient peu de modes de variation en présence de distorsion. Les instances générées aléatoirement à partir de ce modèle sont alors nécessairement des formes simples et similaires à ceux de la base d'apprentissage.

En augmentant le nombre d'itérations, la distorsion des formes d'apprentissage diminue, les formes en correspondance contiennent de plus en plus de détails (figure 8.30). Leurs modélisations par le modèle statistique nécessitent donc plus de modes de variations : 20 modes pour 95% des variations à l'itération 2 et 22 modes à partir de l'itération 4, ce qui implique une diminution de la compacité.

Le critère de généralité donne une erreur de plus en plus importante si la distorsion est diminuée, car en présence de détails, les instances n'appartenant pas au SSM sont plus difficiles à synthétiser. L'erreur de la spécificité augmente aussi en diminuant la distorsion, car en présence d'un grand nombre de modes de variation (22 modes à l'itération 4), les instances générées aléatoirement par le SSM sont de plus en plus variables anatomiquement par rapport aux formes de la base d'apprentissage.

Nous avons montré que les trois critères : généralité, spécificité, et compacité sont très liés à la distorsion des formes d'apprentissage. Il n'est donc pas possible de comparer deux approches de calcul des correspondances (A) et (B) qui possèdent un niveau de distorsion différent ($D1$) et ($D2$) sans prendre en compte ces distorsions.

Nous avons donc proposé deux critères : la généralité absolue et la spécificité absolue, afin de prendre en compte la distorsion des formes initiales. Le critère de généralité absolue nous montre que la méthode proposée produit un SSM capable de modéliser et de synthétiser des formes présentes dans la base d'apprentissage avec une grande précision. L'erreur maximale est inférieure à 1.06 mm

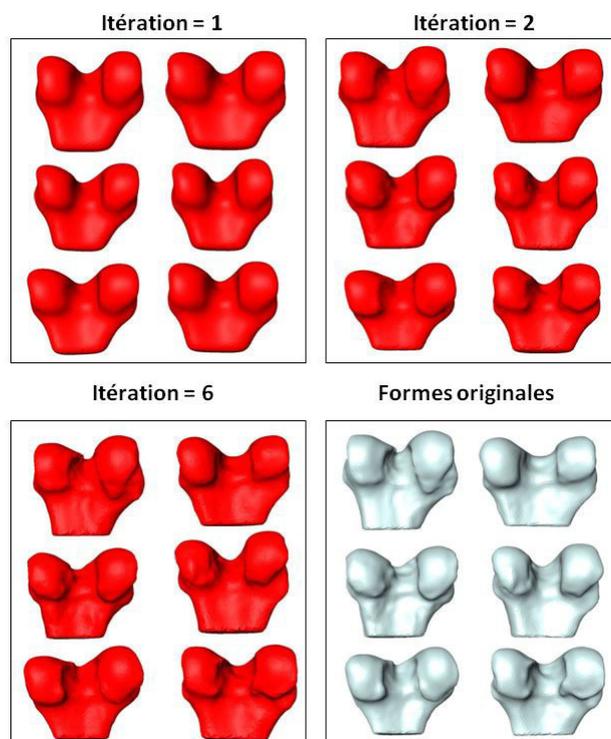


FIGURE 8.30 – Évolution des formes en correspondance en fonction de l'itération, en rouge les formes en correspondance sur plusieurs itérations, en gris les formes initiales.

si on utilise seulement le premier mode de variation, cette erreur diminue à 0.78 mm si nous prenons suffisamment de modes permettant d'exploiter 95% des variations.

Enfin d'autres aspects doivent également être pris en considération :

- La méthode IMCP-GMM-MDL est plus optimisée que la méthode IMCP-GMM en proposant un critère d'arrêt robuste au processus itératif de calcul de correspondances.
- La méthode IMCP-GMM-MDL est plus simple que la méthode IMCP-GMM en supprimant l'étape de raffinement de la forme virtuelle grâce à la fusion des nuages médians et de la reconstruction par poisson.
- La méthode IMCP-GMM-MDL proposée est beaucoup plus rapide que la méthode MDL, malgré l'optimisation apportée au MDL par Tobias [77]. Le temps pour la convergence des correspondances du MDL est de l'ordre de plusieurs jours (plus de 3 jours pour 28 fémurs sur un ordinateur équipé d'un processeur i5 et 4 GO de RAM), alors que la convergence des correspondances pour notre méthode IMCP-GMM-MDL est de l'ordre de quelques heures (moins de 5 heures pour 28 fémurs sur le même ordinateur).
- La méthode IMCP-GMM-MDL proposée est plus rapide que la méthodes IMCP-GMM en supprimant l'étape de raffinement de la forme virtuelle.

8.8 Validation du modèle statistique de forme du tibia

Nous avons, avec le fémur, identifié la méthode la plus adaptée permettant la construction d'un SSM : la méthode IMCP-GMM-MDL. Nous choisissons donc d'utiliser cette même approche pour la

construction du SSM du tibia. Dans cette section nous allons présenter les résultats concernant la distorsion ainsi que les cinq critères : généralité, spécificité, compacité, généralité absolue et spécificité absolue. Le SSM que nous étudierons sera réalisé avec la méthode IMCP-GMM-MDL. Le protocole de validation étant identique à celui du fémur, nous présentons donc les résultats du IMCP-GMM-MDL pour 6 itérations.

8.8.1 Résultats

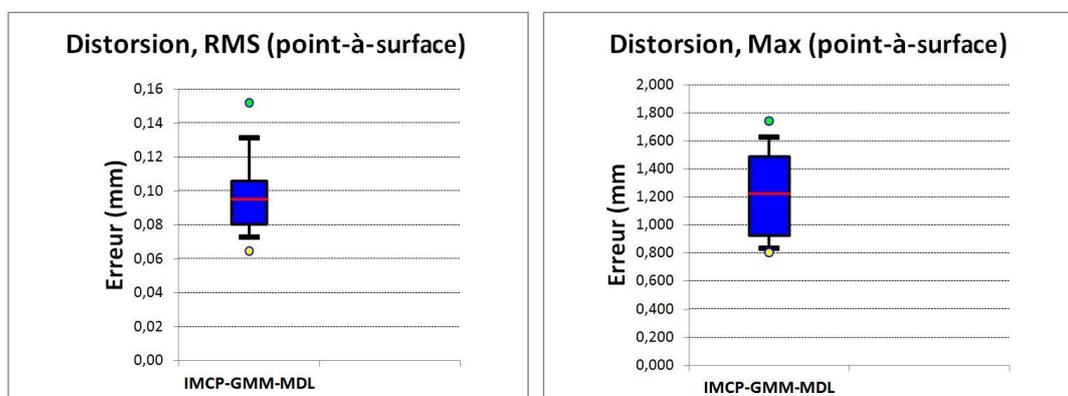


FIGURE 8.31 – Mesure de la distorsion RMS (à gauche) et Max (à droite) sur les 28 tibias de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL.

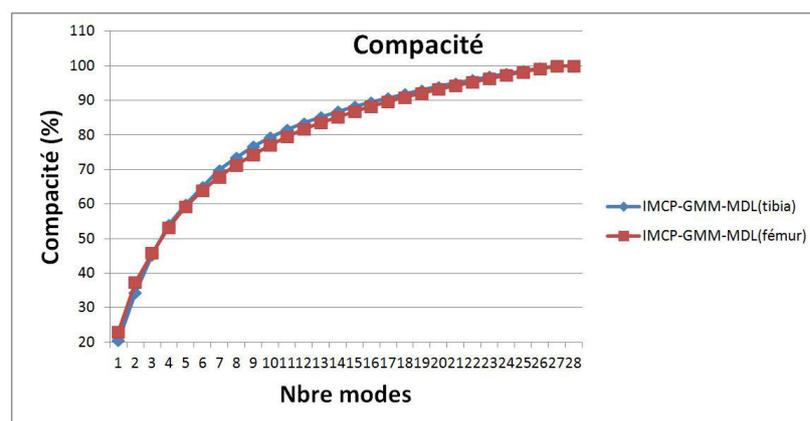


FIGURE 8.32 – Mesure de la compacité sur les 28 tibias et fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL.

8.8.2 Discussion

Les résultats de la distorsion pour les 28 tibias de test avec la méthode IMCP-GMM-MDL sont présentés dans la figure 8.31. L'erreur RMS de distorsion est inférieure à 0,1 mm pour l'ensemble des

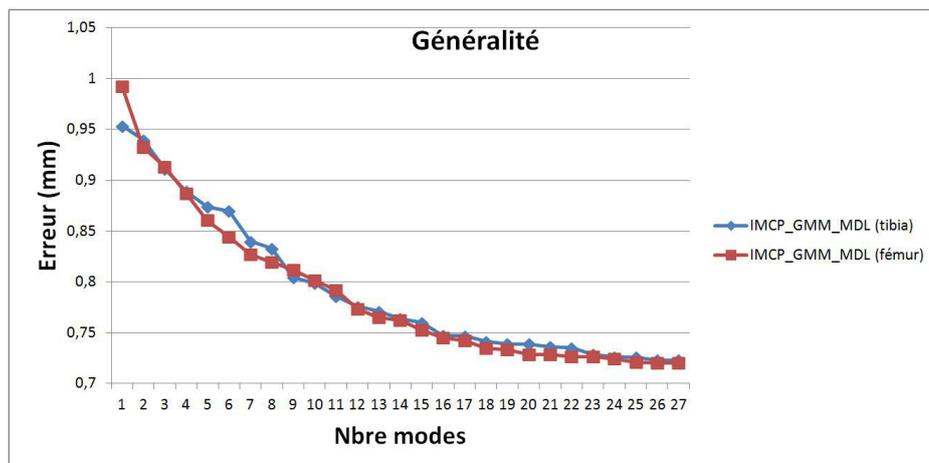


FIGURE 8.33 – Mesure de la généralité sur les 28 tibias et fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL.

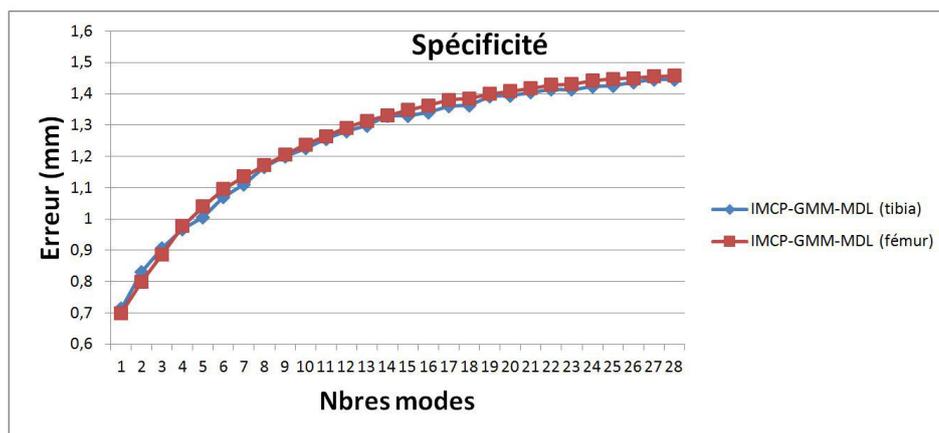


FIGURE 8.34 – Mesure de la spécificité sur les 28 tibias et fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL.

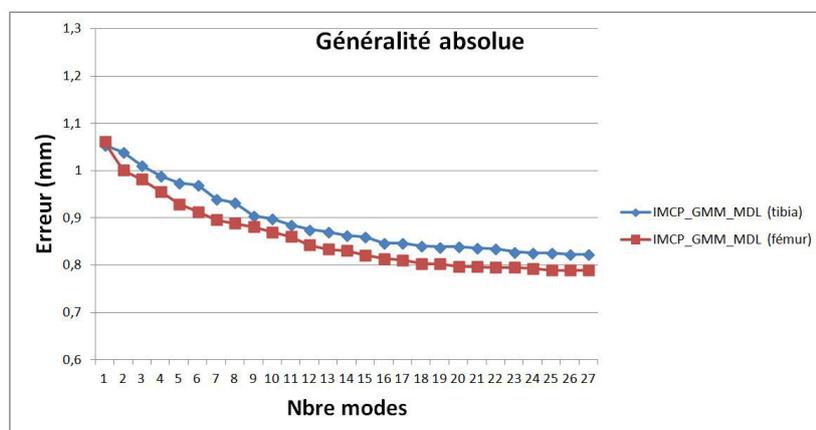


FIGURE 8.35 – Mesure de la généralité absolue sur les 28 tibias et fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL.

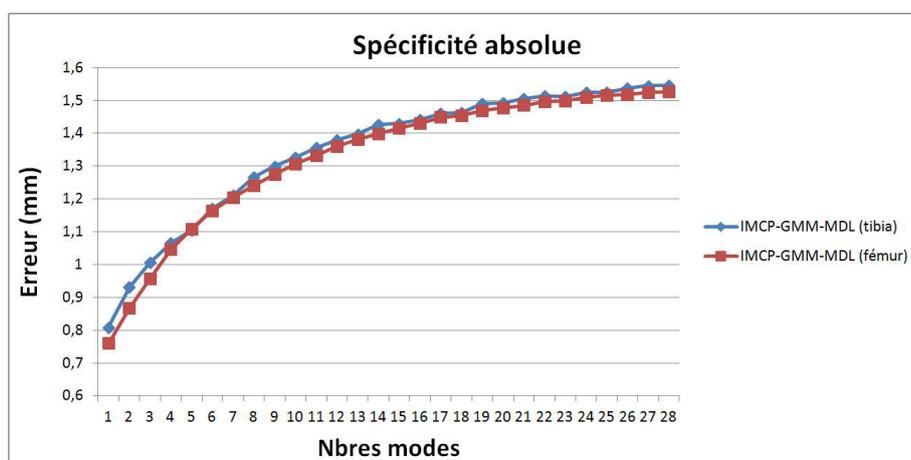


FIGURE 8.36 – Mesure de la spécificité absolue sur les 28 tibias et fémurs de test pour la méthode IMCP-GMM-MDL.

tests. Ces résultats sont très similaires à ceux obtenues pour le fémur. Le maximum de distorsion est pour 90% des résultats inférieur à 1.7 mm, légèrement au-dessus du maximum de distorsion obtenu pour les fémurs qui est de 1.5 mm.

Selon les figures 8.32, 8.33 et 8.34 les résultats de la compacité, généralité et spécificité obtenues pour le tibia sont très similaires à ceux obtenus pour le fémur. Les résultats de la généralité absolue pour le tibia sont légèrement en dessous des résultats de la généralité absolue du fémur. Cependant la différence est en moyenne inférieure à 0.05 mm. Pour la spécificité absolue les résultats pour le tibia et le fémur sont similaires. On peut donc déduire que la méthode proposée IMCP-GMM-MDL permet le calcul des correspondances avec la même performance pour le fémur et le tibia.

8.9 Conclusion

Nous avons étudié, dans ce chapitre, différentes approches de calcul automatique des correspondances pour la construction d'un SSM de fémur et de tibia. Nous avons proposé une nouvelle méthode appelée IMCP-GMM-MDL à partir des travaux de [38]. La méthode proposée nous a permis de lier les performances du CPD avec les avantages du MDL afin de calculer les correspondances de manière optimales et préserver la topologie des formes d'apprentissage initiales en minimisant la distorsion. Cette étude nous a permis de comparer très objectivement la méthode IMCP-GMM-MDL proposée aux deux méthodes issues de la littérature : IMCP-GMM et MDL. Nous avons utilisé les critères de généralité, spécificité et compacité. Nous avons démontré que ces trois mesures peuvent être impactées par la distorsion des formes initiales pour le calcul des correspondances. Nous avons donc proposé deux nouveaux critères permettant de limiter cet impact : la généralité absolue et la spécificité absolue. Les résultats obtenus sont encourageants car la méthode proposée donne de meilleurs résultats. Même si l'amélioration concernant les résultats est légèrement supérieure par rapport à la littérature, notre approche a l'avantage d'être automatique, moins coûteuse en temps de calcul grâce à l'élimination d'une étape de raffinement de la forme virtuelle moyenne. Nous pouvons ainsi calculer les correspondances avec au moins la même qualité qu'avec l'approche MDL mais avec un temps de calcul beaucoup moins important.

Segmentation du genou dans les images IRM

9.1 Introduction

La segmentation du genou sur IRM sera réalisée par l'intermédiaire de modèles de forme actifs ou plus communément « Active Shape Models » ASM [54] qui utilisent un SSM. Cette technique a fait l'objet de plusieurs études dans la littérature, notamment pour la segmentation du genou et, plus précisément, l'extraction de l'os et du cartilage. L'information de la forme issue du SSM, rend bien souvent ces approches plus stables face aux artefacts ou aux perturbations locales de l'image.

Nous allons étudier dans ce chapitre l'impact du SSM sur la segmentation. Nous décrirons également une modification du ASM permettant d'améliorer sensiblement les résultats de la segmentation par rapport à l'approche conventionnelle proposée par Cootes et Taylor [54], et utilisée dans la plupart des études [39, 40, 41, 42, 43, 44].

9.2 Les modèles de forme actifs ou Active Shape Models (ASM)

L'ASM pour la segmentation des images se compose de deux étapes :

a) La construction du SSM et son utilisation pour la segmentation :

La construction du SSM a été abordée dans le chapitre 8. Le SSM en tant que tel ne nous permet de segmenter les images car le SSM contient uniquement l'information de la forme étudiée. Pour segmenter une nouvelle image, une approche consiste à extraire les contours sur l'image d'intérêt et liés à l'objet. Ces contours seront alors utilisés pour déformer le SSM et obtenir ainsi la segmentation. Pour ce faire, nous avons besoin d'inclure au SSM l'information liée à l'apparence associée à ces contours. Le modèle qui combine les deux informations, forme et apparence des contours, représente l'ASM.

La méthode de Cootes et Taylor [54] calcule dans un premier temps l'ensemble des vecteurs normaux associés aux points des contours de la forme. Sur chacun de ces points, k autres points sont ensuite échantillonnés suivant leurs vecteurs normaux et positionnés équitablement de part et d'autre de la surface. Ceci résulte en un profil de niveau de gris S_g de longueur $2k + 1$ issu du volume IRM et

associé à chaque point du contour (figure 9.1). Cette opération est réalisée pour toutes les formes de la base d'apprentissage. La dérivée première est ensuite calculée pour chaque profil de niveau de gris de la manière suivante :

$$g(i) = S_g(i + 2) - S_g(i) \text{ avec } i = 1, 2, \dots, 2k \quad (9.1)$$

Afin de limiter l'influence liée aux différences d'intensité des niveaux de gris entre les différentes images de la base d'apprentissage, les vecteurs dérivés des niveaux de gris sont normalisés de la manière suivante :

$$g(i) = \frac{1}{l} g(i) \text{ avec } l = \sum_{i=1}^{2k-1} g(i) \quad (9.2)$$

Un point au sein du SSM a donc plusieurs profils de niveau de gris $g_1, g_2, g_3 \dots g_N$ pour toutes les N formes d'apprentissage. La moyenne \bar{g} et la matrice de covariance M_g peuvent alors être calculées pour l'ensemble de ces profils et pour chaque point. La matrice de covariance sera utilisée par la suite dans l'étape de déformation du SSM selon les images IRM en calculant la fonction de coût $f(g)$ qui représente la distance Mahalanobis entre un nouveau profil g_i et la distribution Gaussienne des profils des images d'apprentissage. Cette fonction de coût est décrite de la manière suivante :

$$f(g_i) = (g_i - \bar{g})^T M_g^{-1} (g_i - \bar{g}) \quad (9.3)$$

Où g_i représente les différents profils associés à chaque point, avec $i < N$

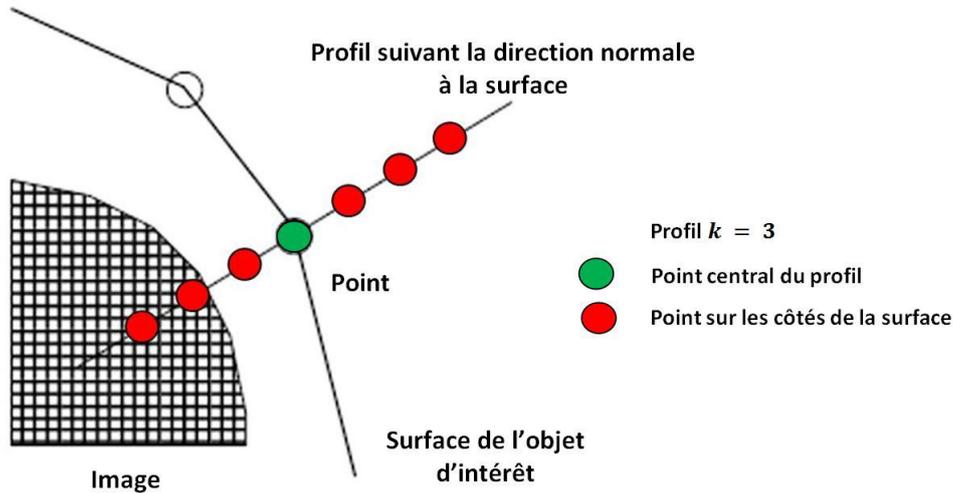


FIGURE 9.1 – Extraction des profils de niveau de gris sur la surface de l'objet d'intérêt.

b) La déformation du modèle de forme actif :

Pour rappel, le SSM est décrit de la manière suivante :

$$S = \bar{S} + M * b \quad (9.4)$$

Nous considérons maintenant une forme externe à la base d'apprentissage, appelée S_{new} , qui appartient à la même famille de formes pouvant être modélisée par le SSM. À partir de l'équation (9.4) nous pouvons trouver l'ensemble des paramètres b afin de synthétiser cette forme S_{new} . Ces paramètres b peuvent être estimés selon l'équation suivante :

$$b = M^T * (S_{new} - \bar{S}) \quad (9.5)$$

La déformation du ASM pour s'ajuster aux contours S_{new} issus de l'image peut ainsi être décrite selon les étapes suivantes :

- i) Initialisation du ASM proche de la structure d'intérêt sur l'image cible.
- ii) Pour chaque point p_i du modèle de forme, il est nécessaire de réaliser les opérations suivantes :
 - Échantillonner un profil de niveau de gris de taille $2k + 1 + 2n_s$ sur la nouvelle image en direction de la normale à la surface. n_s définit le nombre de niveau de gris recherché sur chaque direction de la normal (voir figure 9.2).
 - Chercher le long du profil échantillonné une suite de niveau de gris $g_i = 2k + 1$ qui minimise la distance Mahalanobis selon l'équation (9.3).
 - Déplacer le point p_i vers le centre du profil ayant la distance Mahalanobis minimale.
- iii) Trouver les paramètres b à partir des nouvelles positions des points en utilisant l'équation (9.5), et en contraignant les paramètres trouvés dans un intervalle $\pm 3\sqrt{\lambda_i}$ afin de garantir l'intégrité de la déformation du modèle statistique.
- iv) Recalculer les nouvelles positions des points du SSM avec la nouvelle configuration des paramètres b en utilisant l'équation (9.4).
- v) Revenir à l'étape (ii) jusqu'à que le mouvement des points soit inférieur à un certain seuil ou atteigne un nombre maximum d'itérations.

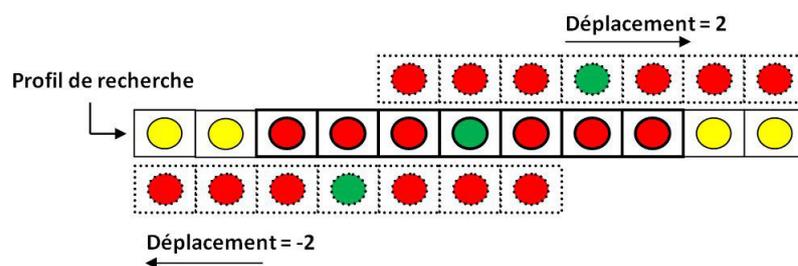


FIGURE 9.2 – Recherche d'un profil de niveau de gris optimal sur une nouvelle image.

9.2.1 Le modèle de forme actif : méthode proposée

Nous avons vu dans la section précédente que l'utilisation du ASM pour la segmentation se décompose de la manière suivante :

- Apprentissage du ASM.
- Déformation du ASM en fonction de la nouvelle image

Durant la procédure de recherche associée à la déformation du ASM, des profils de niveau de gris sont échantillonnés selon la direction du vecteur normal v_i associé à chaque point P_i du ASM. La déformation du ASM est réalisée selon la direction v_i pour chaque point P_i . Ainsi, la déformation pour chaque point P_i est limitée à un plan 2D défini par le point P_i , et un des vecteurs orthogonaux au vecteur v_i (voir figure 9.3).

Nous proposons ici une nouvelle technique de recherche appelée « multi-normal », ou la déformation du SSM ne se limite pas selon v_i uniquement mais sur un ensemble de directions, différentes, appelé $V = \{v_1, v_2, \dots, v_n\}$. Cet ensemble de direction V permettrait ainsi de couvrir de manière optimale l'espace 3D qui entoure le point P_i . La recherche multi-normale permettrait de limiter des déplacements aberrants et d'accroître la précision de la segmentation.

Pour la construction de l'ensemble des vecteurs V nous procédons de la manière suivante :

- i) Le référentiel $Ref_{normal} = Ref(P_i, v_i, v_{i_ortho}, w_i)$ est dans un premier temps calculé avec :
 - P_i , le point pour lequel on cherche les vecteurs directeurs.
 - v_i , le vecteur normal à la surface du ASM au niveau du point P_i .
 - v_{i_ortho} , le vecteur orthogonal au vecteur v_i au niveau du point P_i .
 - w_i , le résultat du produit vectoriel des deux vecteurs v_i et v_{i_ortho} .
- ii) Le vecteur v_i est alors pivoté sur l'axe $X\acute{X}$ et sur l'axe $Y\acute{Y}$ du référentiel Ref_{normal} dans un intervalle de $]-\alpha^\circ, +\alpha^\circ[$.

La figure (9.4) illustre un ensemble de vecteurs directeurs pour le point P_i avec $\alpha = 5^\circ$.

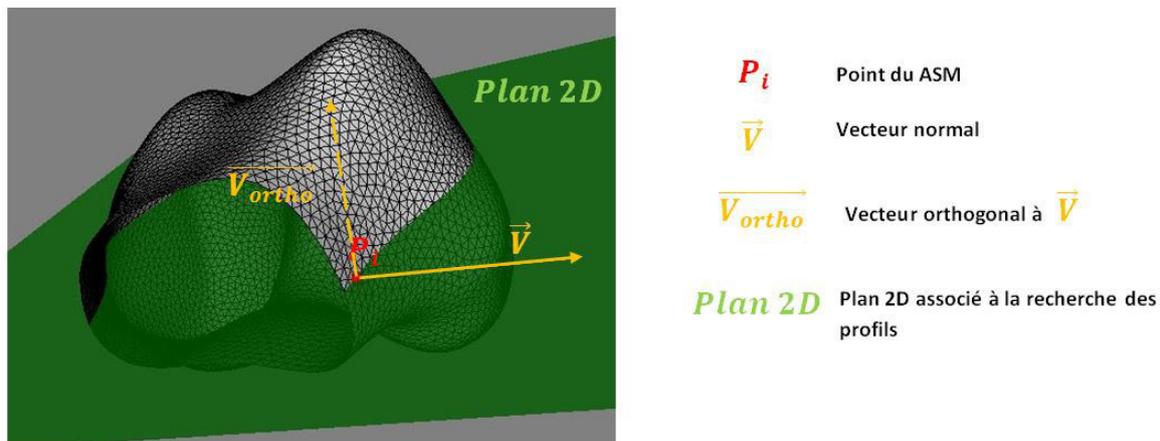


FIGURE 9.3 – Recherche d'un profil de niveau de gris selon un plan 2D.

Comme pour les ASMs classiques, notre méthode est composée des deux étapes : apprentissage et déformation en utilisant plusieurs vecteurs associés à chaque point.

Pour la suite du manuscrit, nous utiliserons l'acronyme MN-ASM « Multi-Normal Active Shape Model » pour se reporter à notre méthode.

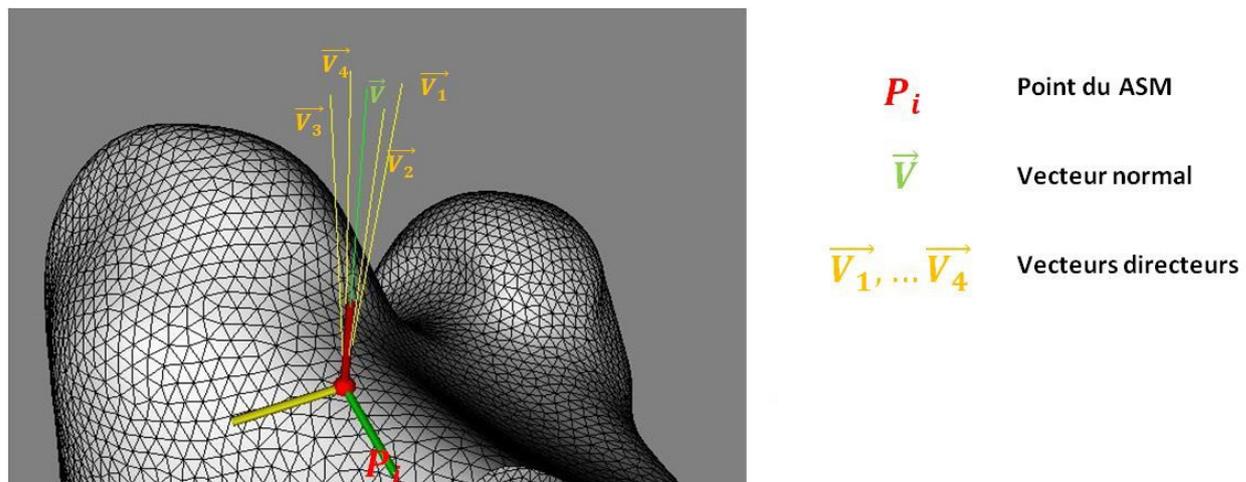


FIGURE 9.4 – Recherche d'un profil de niveau de gris selon l'approche multi-normale.

9.2.2 Impact du SSM sur les performances du ASM

La segmentation du genou dans l'IRM par ASM a largement été étudiée dans la littérature [39, 40, 41, 42, 43, 44]. Dans la plupart de ces études, la construction du ASM est bien souvent dissociée de la segmentation. Dans un premier temps, les techniques utilisées pour la construction du SSM sont évaluées selon les trois critères de calcul des correspondances (généralité, spécificité et compacité). Et dans un deuxième temps, le SSM qui a permis d'obtenir les meilleurs résultats concernant ces critères est utilisé au sein du ASM pour effectuer la segmentation. Nous supposons que les deux problématiques, apprentissage et segmentation, doivent être étudiées conjointement.

Avant de passer à la validation de notre méthode de segmentation, nous proposons donc dans cette section d'évaluer l'impact des différentes méthodes de construction des SSM pour la segmentation des images IRMs en utilisant l'approche classique ASM.

9.2.2.1 Méthode

Nous définissons ici ASM-IMCP-GMM-MDL, ASM-IMCP-GMM et ASM-MDL les trois ASMs associés respectivement au trois SSMs issus des méthodes IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL.

A) Initialisation et critère d'arrêt :

Les ASMs nécessitent une première étape d'initialisation avec pour objectif de positionner correctement l'ASM en fonction de l'image à segmenter. Cette étape d'initialisation doit être robuste afin d'éviter toutes erreurs de segmentation [54]. Nous avons initialisé nos ASMs sur les images cibles en alignant la surface du ASM avec la surface issue de la segmentation manuelle dans les données d'apprentissage. L'alignement est réalisé en utilisant l'algorithme ICP (Itératif Closest Points). Cette technique n'est cependant pas applicable en l'état dans un cas pratique où la segmentation de l'IRM n'est pas disponible. Dans ce cas bien précis nous souhaitons étudier uniquement l'impact du SSM sur la précision du ASM et à ce titre l'initialisation du ASM doit être bien réalisé afin d'écartier tout biais lié à l'initialisation.

B) Méthode de validation

Les données permettant la validation sont un ensemble de 28 IRMs, issus, là aussi, du challenge MICCAI. La validation est réalisée en utilisant la technique leave-one out. Ainsi, pour chaque test, nous calculons un ASM avec 27 IRMs et nous validons sur le 28^{ième}.

L'erreur de segmentation est évaluée en mesurant la distance surface-à-surface (en mesurant la distance d'un point de la surface fixe vers un point de la surface cible) entre la surface du fémur (ou tibia) issue de la segmentation manuelle et la surface du fémur (ou tibia) obtenue par l'ASM. Ici nous avons choisi de réaliser la validation uniquement sur les fémurs. Nous présenterons cependant les résultats de la segmentation des tibias uniquement avec notre approche ASM-MN.

Les résultats sont présentés par des diagrammes en boîte. La médiane est représentée par une barre rouge, l'extrémité inférieure du diagramme correspond au premier décile D1 (10% des résultats), le côté inférieur de la boîte représente le premier quartile Q1 (25% des résultats), le côté supérieur de la boîte représente le troisième quartile Q3 (75% des résultats) et finalement l'extrémité supérieure du diagramme représente le neuvième décile D9 (90% des résultats). Les points en vert correspondent aux maximums et les jaunes correspondent aux minimums.

9.2.2.2 Résultats

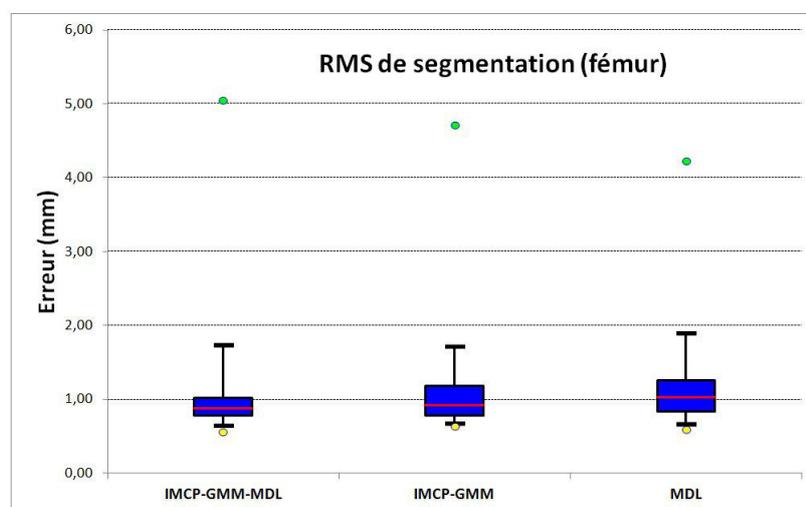


FIGURE 9.5 – Résultats de la segmentation des fémurs avec les méthodes IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL.

La figure 9.5 montre les résultats concernant la segmentation du fémur avec les ASMs issus des méthodes IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL. La méthode IMCP-GMM-MDL donne de meilleurs résultats avec 75% des modèles ayant une erreur inférieure à 1 mm. La méthode IMCP-GMM et MDL donne des résultats similaires avec 75% des modèles ayant une erreur inférieure à 1.18 mm et 1.26 mm respectivement.

Les résultats de la segmentation du tibia pour la méthode IMCP-GMM-MDL sont très similaires aux résultats de la segmentation du fémur avec une légère augmentation de l'erreur (figure 9.6).

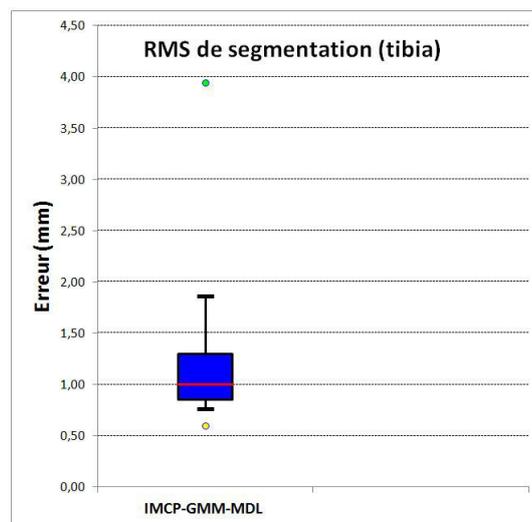


FIGURE 9.6 – Résultats de la segmentation des tibias avec la méthodes IMCP-GMM-MDL.

9.2.2.3 Discussion

Nous avons étudié l'impact des méthodes IMCP-GMM-MDL, IMCP-GMM et MDL sur la segmentation du genou sur IRMs. Notre méthode IMCP-GMM-MDL donne des résultats sensiblement meilleurs par rapport aux méthodes IMCP-GMM et MDL.

L'apprentissage du ASM est effectué selon les contours de la surface d'intérêt. La distorsion des formes originales peut avoir un impact sur l'exactitude des profils utilisés pour l'apprentissage du modèle d'apparence. L'impact de la distorsion est illustré dans la figure 9.7. Si l'ASM est perturbé par la distorsion, la déformation du ASM n'est pas optimale, ce qui affecte le résultat de la segmentation.

La capacité d'un SSM à être utilisée pour la segmentation de nouvelles images est caractérisée par sa capacité à synthétiser des formes n'appartenant pas à sa base d'apprentissage. C'est par définition la mesure du critère de généralité qui permet de définir cette capacité. Étant donné que ce critère, par définition, ne prend pas en compte la distorsion, il n'est par conséquent pas représentatif d'une meilleure segmentation (chapitre 8). Le critère de généralité absolue que nous avons introduit semble donc plus adapté. La méthode IMCP-GMM-MDL a en effet obtenu des résultats sensiblement meilleurs concernant la généralité absolue et la segmentation. Ces résultats nous confirment donc que le critère de généralité absolue semble pertinent pour la validation des SSM dans le contexte des ASMs pour la segmentation des images.

9.2.3 Validation du MN-ASM

Dans cette section, nous allons comparer les performances du ASM classique aux performances de notre approche MN-ASM.

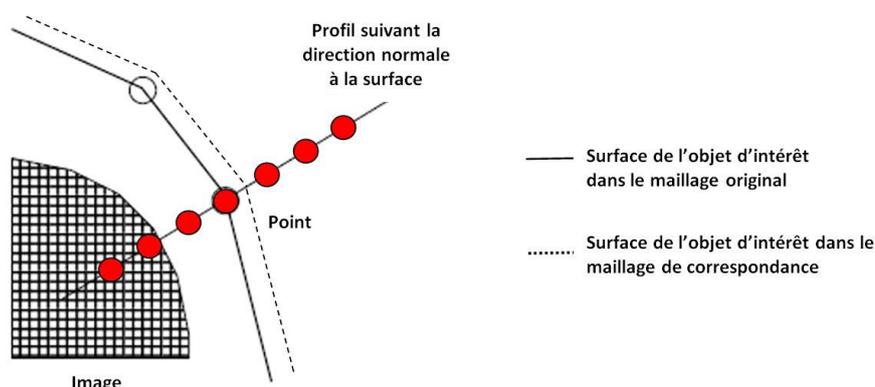


FIGURE 9.7 – Illustration de l'impact de la distorsion sur l'apprentissage du modèle d'apparence.

9.2.3.1 Méthode

Les données utilisées pour l'apprentissage du ASM et du MN-ASM sont les 60 IRMs d'apprentissage du challenge MICCAI. La segmentation est évaluée sur les 40 IRMs de tests.

A) Prétraitement :

Tout les IRMs (apprentissage + validation) ont subi une étape de prétraitement avec :

- Une correction des inhomogénéités présentes dans les images IRM par l'intermédiaire de l'approche "N4 bias field" [84].
- Un filtrage du bruit par l'intermédiaire d'un filtre médian afin d'améliorer la détection de contours.

B) Initialisation :

Le but du développement d'un algorithme de segmentation de l'IRM est de permettre la segmentation automatique du genou pour la planification des interventions chirurgicales. Afin de rendre la procédure de segmentation 100% automatique, l'étape d'initialisation, c'est-à-dire, le positionnement initial du SSM par rapport à l'image, doit aussi être automatique. Dans la littérature, l'initialisation du ASM sur l'image cible a souvent été réalisée par un recalage affine d'un atlas sur l'image cible [41, 42], basé sur l'information mutuelle [85]. La surface de l'atlas est ensuite propagée sur l'image cible. L'ASM est alors aligné selon cette surface de l'atlas (voir figure 9.8, initialisation).

C) Segmentation :

La segmentation est réalisée en utilisant une approche basée sur la multi-résolution.

Nous appliquons séparément le ASM classique et le ASM multi-normal (MN-ASM) pour la segmentation du fémur et du tibia. Le nombre de vecteurs directeurs utilisés pour le MN-ASM est de 37, avec :

- 1 vecteur normal à la surface.
- 18 vecteurs directeurs correspondant à la rotation de $\alpha = -45^\circ$ à $\alpha = 45^\circ$ sur $X\hat{X}$ du référentiel Ref_{normal} (voir section 9.2.1).

- 18 vecteurs directeurs correspondants à la rotation de $\alpha = -45^\circ$ à $\alpha = 45^\circ$ sur $Y\acute{Y}$ du référentiel Ref_{normal}

La méthode de segmentation est schématisée dans la figure 9.8. Pour la validation des résultats de la segmentation nous calculons la distance surface-surface entre la segmentation manuelle de l'expert et la segmentation issue des deux méthodes ASM et MN-ASM.

9.2.3.2 Résultats

Les résultats de la segmentation pour les fémurs et les tibias sont présentés dans la figure 9.9. On remarque que :

- Pour les fémurs : 75% des erreurs sont inférieures à 1.3 mm et 90% des erreurs sont inférieures à 1.6 mm pour la méthode MN-ASM avec une moyenne (\pm SD) de 1.2 ± 0.4 mm. Pour la méthode ASM, 75% des erreurs sont supérieures à 0.9 mm avec une moyenne \pm SD de 1.4 ± 0.8 mm. Le maximum respectif pour les approches MN-ASM et ASM est de 2.6 mm et de 5.2 mm.
- Pour les tibias : 90% des erreurs sont inférieures à 1.5 mm pour la méthode MN-ASM avec une moyenne 1.3 ± 0.6 mm. La méthode ASM donne 75% des erreurs entre 1.2 mm et 2.8 mm avec une moyenne de 1.9 ± 1.5 mm. Le maximum respectif pour les méthodes MN-ASM et ASM est très similaire avec 5.1 et 8.5 mm respectivement.

9.2.3.3 Discussion

Nous avons comparé les performances de notre méthode MN-ASM avec la méthode ASM classique pour la segmentation du genou sur IRMs. D'après la figure 9.9 la méthode proposée MN-ASM a donné de meilleurs résultats par rapport à la méthode ASM. La recherche multi-normale a donc permis de mieux exploiter l'information 3D disponible dans les IRMs réduisant ainsi l'erreur. Cette performance n'est cependant pas sans coût car le temps de calcul pour le MN-ASM est linéaire au nombre de vecteurs directeurs utilisés dans l'algorithme. Le temps de calcul passe de moins de 2 minutes pour l'ASM classique à plus de 36 minutes pour notre approche MN-ASM avec un nombre de vecteurs normal de 17 (testé sur une machine équipé d'un processeur i-5 et 4Go de RAM).

On remarque que pour les deux méthodes ASM et MN-ASM respectivement un maximum supérieur à 2.61 mm et 4.94 mm pour le fémur et 4.65 et 7.55 pour le tibia a été observé. Ces valeurs sont associées à un échec de l'initialisation. Ces résultats sont néanmoins très encourageants puisque la méthode proposée est entièrement automatique. Des améliorations restent possibles pour perfectionner la stratégie de segmentation et réduire ainsi l'erreur de segmentation ou le taux d'échec.

En dépit des travaux menés permettant d'améliorer les ASMs [47], la véritable limite des ASMs est de ne pas prendre en compte toutes les informations liées à l'apparence dans les images. Notre méthode MN-ASM vient d'ailleurs appuyer ceci étant donné que nous avons prouvé que la performance du ASM peut accroître en exploitant au mieux l'espace 3D présent dans les IRMs. D'après la littérature [47, 85],

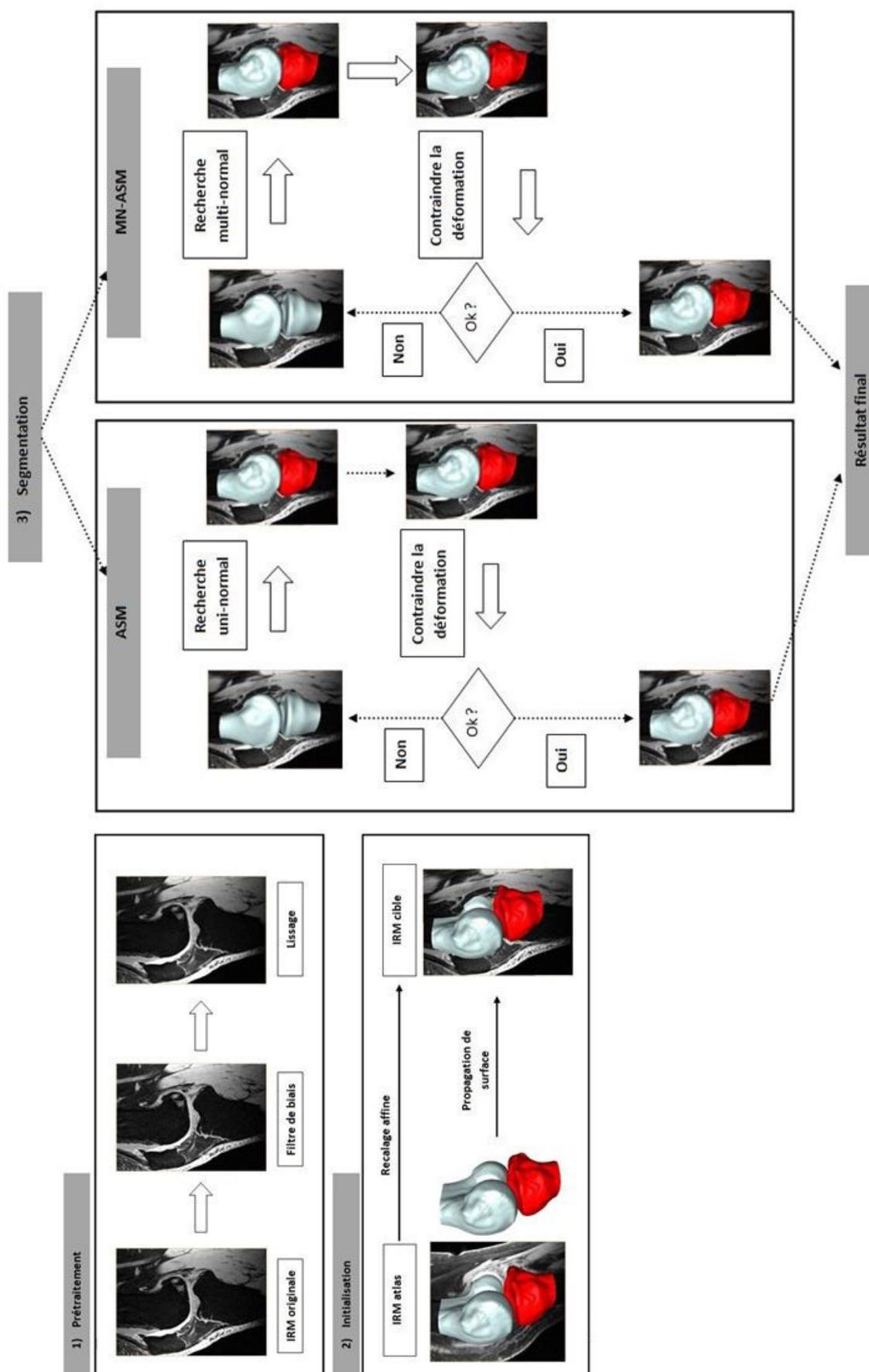


FIGURE 9.8 – Illustration de la méthode de segmentation de l'IRM du genou.

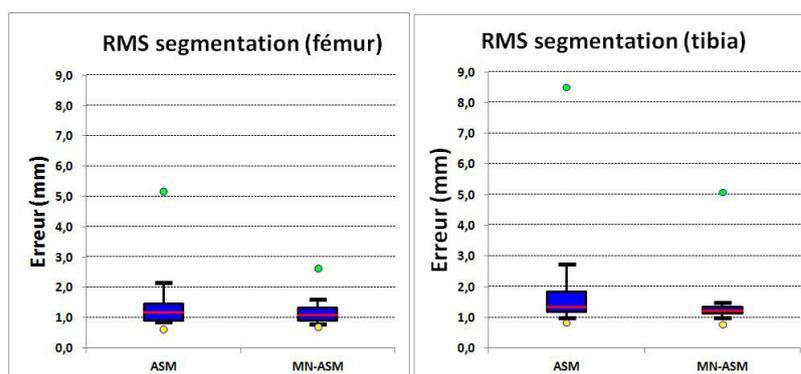


FIGURE 9.9 – Résultats de la segmentation du fémur (à gauche) et du tibia (à droite) avec les méthodes ASM et MN-ASM.

une approche de segmentation basée sur les SSMs et qui permet d’exploiter au mieux l’apparence de l’objet d’intérêt est l’approche Active Appearance Model (AAM) introduit également par Cootes [85].

9.3 Conclusion

Nous avons abordé les problématiques liées à l’apprentissage des ASMs et leur utilisation pour la segmentation du genou dans les IRMs. Ces modèles sont la combinaison d’un SSM et d’un modèle d’apparence. Les études dans les littératures ont souvent abordées ces deux problématiques de façon séparée. Nous avons identifié et étudié deux approches issues de la littérature pour la construction du SSM : le «MDL» et le «IMCP-GMM». L’étude de ces deux approches nous a permis d’introduire une nouvelle méthode appelée «IMCP-GMM-MDL». Nous avons comparé la méthode proposée selon les trois critères : généralité, spécificité et compacité. A l’issue de cette comparaison nous avons démontré que ces trois critères ne suffisent pas pour évaluer correctement un SSM puisqu’ils peuvent être biaisés par la distorsion sur les formes d’apprentissages. Nous avons donc proposé deux autres critères plus robustes à la distorsion : la «généralité absolue » et la « spécificité absolue». Nous avons ensuite démontré dans notre étude que l’«apprentissage du SSM» et l’«utilisation du SSM pour la segmentation» sont deux problématiques qui doivent être étudiées conjointement afin d’améliorer les performances de segmentation. Finalement nous avons proposé un nouvel algorithme pour la segmentation de l’IRM appelé «MN-ASM » entièrement automatique qui permet de mieux exploiter l’information tridimensionnelle disponible dans les IRMs pour améliorer les résultats de la segmentation.

L'arthrose touche aujourd'hui environ 10 millions de personnes en France, soit 17% de la population [86]. Cette maladie est un véritable problème de santé publique car son évolution au sein de la population tend à suivre celle de la démographie. Selon une étude de 2014 [87], le coût global de l'arthrose en France était estimé à 3.4 milliards d'euros, dont 2 milliards à la charge de l'Assurance maladie, alors qu'il était évalué à 1.8 milliards d'euros en 2003. Si l'arthrose touchait environ 4% de la population en 1900 en France, elle représentait près de 12,4% en 1988, et on estime une prévalence de l'ordre de 22% à l'horizon 2030. L'augmentation du nombre de patients atteints d'arthrose a entraîné un nombre de plus en plus important de prothèses implantées chaque année. Selon l'ANSM [88], 80 819 PTG ont été posées en France en 2013, soit environ 30% de plus qu'en 2008. Cette chirurgie prothétique est devenue de plus en plus sûre avec des résultats post-opératoires très corrects, grâce aux progrès technologiques et notamment à l'introduction de la chirurgie assistée par ordinateur. Malgré ces résultats, certaines prothèses posées présentent des complications post-opératoires et nécessitent une reprise. D'après l'ANSM, le taux de révision était de 6.7% en 2013, soit presque 6 000 implants. Ce nombre d'implant repris augmente chaque année de par l'augmentation du nombre de PTG. Retarder la mise en place d'une PTG peut donc retarder voir même éviter une reprise. Les ostéotomies supérieures du tibia est une technique conservatrice permettant de limiter l'évolution de l'arthrose et donc de retarder la mise en place d'une PTG. Cette technique peut donner des résultats très satisfaisants sur de nombreuses années [33, 34]. Toutefois cette chirurgie est souvent délaissée car complexe de par son niveau d'exigence de précision.

Tous ces chiffres montrent très clairement le besoin de continuer à développer des solutions innovantes permettant d'améliorer le service médical rendu pour le traitement de l'arthrose du genou, en évitant tous surcoûts additionnels. Notre travail de thèse s'est concentré sur la recherche d'algorithmes dans ce contexte afin d'assister le chirurgien dans la phase de planning pour la mise en place d'une PTG ou directement lors de l'intervention pour la réalisation d'une ostéotomie supérieure du tibia.

Aujourd'hui plusieurs solutions existent permettant d'assister le chirurgien pour la réalisation d'ostéotomie supérieure du tibia. Les systèmes de navigation permettent la détection des centres articulaires (hanche, genou et cheville) nécessaires au calcul de l'angle HKA utilisé pour le réaligement du membre inférieur. L'erreur de calcul de ce paramètre doit être inférieure à $\pm 3^\circ$ afin de garantir le succès de l'intervention. Cette précision peut être assurée par un ensemble d'algorithmes de détection de centres articulaires, notamment pour le centre hanche. Dans la littérature, il existe plusieurs méthodes de détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur, ces méthodes sont séparées

en deux approches : l'approche anatomique qui consiste à trouver le centre hanche comme étant le centre de la tête fémorale. Ce point est souvent considéré comme le « gold standard » dans divers papiers [4, 29]. La seconde approche est dite fonctionnelle et est basée sur la cinématique du membre inférieur afin de trouver le centre hanche fonctionnel. Selon notre étude bibliographique, les méthodes fonctionnelles se distinguent en deux familles : les méthodes basées sur le l'ajustement d'une sphère et celles basées sur « les techniques de transformation du centre ».

Nous avons identifié un besoin clair de validation et de comparaison des différentes approches fonctionnelles et anatomiques utilisées en GMCAO pour la détection du centre hanche. En effet, la plupart des études dans la littérature sont basées uniquement sur des simulations ou sur des bancs de tests mécaniques. Pour certaines études, la validation a été réalisée sur données in-vitro mais celles-ci ne prennent pas en compte tous les paramètres pouvant influencer le comportement des méthodes étudiées. Nous avons identifié deux études in-vitro sur le centre hanche fonctionnel. Toutefois, la première étude est limitée par l'utilisation des pièces anatomiques fixées sur une table de test et donc loin d'une situation clinique réelle. La deuxième étude considère uniquement la méthode basée sur l'ajustement d'une sphère.

Nous avons identifié quatre méthodes, les plus utilisées, dans la littérature pour la détection du centre hanche en GMCAO. Nous avons donc dans un premier temps étudié ces méthodes par simulation mathématiques en prenant en compte un nombre important de paramètres pouvant influencer la détection du centre hanche en situation clinique. Notre étude par simulation nous a permis de tester les limites des différentes méthodes utilisées en GMCAO et d'implémenter des filtres afin d'augmenter leurs robustesses.

Nous avons ensuite étudié ces méthodes sur données in-vitro. Cette expérience avait pour but de reproduire un environnement proche du contexte clinique afin d'étudier la robustesse et la précision des différentes méthodes fonctionnelles par rapport à la méthode anatomique. L'impact sur l'angle HKA a également été évalué.

Nous avons commencé l'étude in-vitro par une évaluation de la robustesse de la méthode anatomique. Cette méthode est en effet considérée comme notre « Gold-Standard ». Nous avons implémenté des filtres pour rendre cette méthode plus robuste et reproductible avec une variation inférieure à 1 mm. L'angle HKA anatomique calculé est par conséquent très robuste et reproductible. Notre étude sur cadavre a permis de montrer que les méthodes d'ajustement de sphère ne sont pas adaptées pour une utilisation clinique puisqu'elles sont trop influencées par les bruits et notamment le bruit de la cavité cotyloïdienne, très difficile à filtrer. De plus, l'impact de ces méthodes sur l'angle HKA est au-delà de la limite tolérée puisque supérieure à $\pm 3^\circ$. Les méthodes de « techniques de transformation du centre », accompagnées de filtres, sont robustes pour une utilisation clinique et en particulier la méthode du pivot. L'erreur associée à cette méthode provoque une erreur sur le HKA inférieure à 2.5° et en moyenne de $0.9 \pm 0.8^\circ$.

Excepté le caractère invasif des corps-rigides, la chirurgie naviguée de l'ostéotomie a apporté beaucoup d'avantages en offrant des outils d'assistance au geste chirurgical, afin de réaliser la chirurgie avec une grande précision. Pour rendre la navigation de l'ostéotomie tibiale moins invasive, nous avons travaillé sur le développement et la validation d'une nouvelle technique d'acquisition du centre hanche en utilisant seulement un corps-rigide tibial, fixé dans l'incision réalisée pour l'ostéotomie. La procédure d'acquisition de ce centre hanche fonctionnel a été validée sur cadavres. Les résultats obtenus sont très encourageants puisque l'impact sur le HKA ne dépasse pas 0.7° en utilisant l'algorithme du pivot et en extension complète de la jambe. Toutefois, nous avons reporté une limite concernant cette méthode

face aux acquisitions avec une flexion de la jambe. L'erreur est en effet plus importante lorsque la flexion de la jambe varie au cours de l'acquisition. Nous recommandons donc, suite à notre étude, de verrouiller la jambe en extension complète afin de limiter l'erreur.

Notre étude a donc permis une comparaison complète des techniques les plus courantes utilisées pour la détection du centre hanche en chirurgie assistée par ordinateur, passant de la simulation mathématiques à la validation en condition quasi réelle. Nous avons de plus proposé une nouvelle méthode de détection du centre hanche, mini-invasive, dans le cadre des ostéotomies supérieures du tibia.

L'ostéotomie supérieure du tibia est une technique conservatrice qui permet de retarder l'évolution de l'arthrose. La chirurgie prothétique du genou reste un moyen, par la suite, efficace pour restaurer l'articulation et permettre au patient de reprendre une mobilité normale. Cette chirurgie reste néanmoins une intervention délicate qui nécessite une phase de planification rigoureuse afin de garantir un succès optimal. L'IRM peut être une modalité intéressante pour la planification de la pose d'une PTG puisqu'elle permet d'apprécier les structures osseuses mais également d'autres informations telles que les ligaments ou le cartilage osseux. Cependant, étant donné la très grande variabilité des images IRMs, la segmentation automatique du genou est une tâche très difficile. Nous avons abordé, dans ce contexte, les problématiques d'apprentissage des modèles de forme actifs et leurs utilisations pour la segmentation du genou dans les IRMs. Ces modèles combinent un modèle statistique de forme et un modèle d'apparence. Dans la littérature, ces deux sujets sont souvent abordés de manière séparée. Nous avons identifié et étudié deux méthodes issues de la littérature permettant la construction de SSMS : les approches «MDL» et « IMCP-GMM». L'étude de ces deux méthodes nous a permis d'introduire une nouvelle approche appelée «IMCP-GMM-MDL», plus optimisée, puisqu'elle utilise les avantages des deux approches précédentes. Nous avons ensuite validé l'approche proposée selon les trois critères : généralité, spécificité et compacité. Nous avons également étudié l'impact sur l'erreur de segmentation. Les résultats obtenus ont démontré que notre méthode est plus robuste et permet une segmentation plus fidèle des IRMs. A l'issue de cette validation nous avons également démontré que les trois critères (généralité, spécificité et compacité), utilisées dans la littérature pour la validation des SSMS, peuvent être biaisées par la distorsion des formes d'apprentissage au moment de la mise en correspondance. Nous avons donc proposé deux nouveaux critères plus robustes à cette distorsion : la «généralité absolue » et la « spécificité absolue». Nous avons également utilisé ces deux critères pour valider notre méthode IMCP-GMM-MDL.

Finalement nous avons proposé une approche originale totalement automatique pour la segmentation de l'IRM appelée «MN-ASM » et basée sur la recherche multi-normal, qui permet de mieux exploiter l'information 3D disponible dans l'IRM afin d'améliorer les résultats de la segmentation.

Nous pouvons cependant citer les points d'amélioration suivants pouvant faire l'objet de perspectives :

- - Sur la partie détection du centre hanche :
 - La méthode que nous avons proposée est basée sur l'utilisation d'un corps-rigide tibial. L'erreur associée à cette méthode peut être influencée par les mouvements de flexion de la jambe au cours de l'acquisition. Ces mouvements doivent être ainsi filtrés afin de ne conserver que les acquisitions en extension complète de la jambe. Il serait bon de développer une nouvelle approche de détection du centre hanche fonctionnel capable de détecter le centre de rotation d'un corps « non-rigide » par rapport à un pivot.

- Des validations supplémentaires nécessitent d'être réalisées sur un nombre de spécimens plus important pour confirmer les résultats et garantir l'efficacité de la méthode.
- Sur la partie segmentation du genou dans les volumes IRM :
 - La méthode proposée permet seulement de segmenter les structures osseuses : fémur et tibia. L'extension de cette approche pour la segmentation d'autres structures et notamment le cartilage osseux, permettrait d'avoir un outil plus complet pour la quantification de l'arthrose du genou.
 - L'ASM développé dans notre travail est basé sur 60 IRMs. L'extension de cette base de données d'apprentissage permettrait très certainement d'accroître la capacité du SSM à segmenter de nouveaux IRMs de manière plus efficace.
 - La méthode de segmentation proposée a été testée sur 40 IRMs de la base d'apprentissage fournis par le challenge MICCAI 2010. La validation de l'approche de segmentation sur un nombre plus important d'IRMs permettrait d'identifier des failles potentielles de l'algorithme de segmentation, puis de les corriger afin de garantir une robustesse suffisante pour une utilisation clinique, notamment pour l'amélioration de la stratégie d'initialisation du ASM sur l'image cible. A ce titre des approches basées sur des techniques de machine learning serait une bonne perspective [89].
 - Enfin, il serait également intéressant de pouvoir comparer notre approche MN-ASM avec la méthode "Active Appearance Model" [90], certes, sur la précision mais également sur le temps de calcul.

Liste des Publications

Articles

- Z. DIB and G. Dardenne and N. Poirier and C. Hamitouche and C. Lefevre and E. Stindel “Hip center localization in computer assisted orthopedic surgery : an in-silico and in-vitro study,” in *Clinical Orthopaedics and Related Research*” (submitted).
- Z. DIB and G. Dardenne and N. Poirier and P.Y. Huet and C. Lefevre and E. Stindel “Detection of the hip center in computer-assisted surgery : An in vitro assessment study,” in *Innovation and Research in Biomedical Engineering*”, 34(4-5) :319-321, 2013.
- Z. DIB and G. Dardenne and N. Poirier and P.Y. Huet and C. Lefevre and E. Stindel “An optimized least-moving-point algorithm to detect the hip center in computer assisted orthopedic surgery,” in *Innovation and Research in Biomedical Engineering(submitted)*”.

Conférences Internationales

- G. Dardenne and Z. DIB and C. Hamitouche and C. Lefevre and E. Stindel “An optimized least-moving-point algorithm to detect the hip center in computer assisted orthopedic surgery,” in *International Society For Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*”, Barcelona, Spain, 2017.
- G. Dardenne and Z. DIB and C. Hamitouche and C. Lefevre and E. Stindel “An optimized least-moving-point algorithm to detect the hip center,” in *International Society For Computer Assisted Orthopaedic surgery (CAOS)*”, submitted, 2017.
- Z. DIB and T. Mutsvangwa and G. Dardenne and C. Hamitouche and V. Burdin and E. Stindel “Comparison of two statistical shape models for the femur segmentation in MRI by using active shape models,” in *International Society For Computer Assisted Orthopaedic surgery (CAOS)*”, submitted, 2017.
- Z. DIB and G. Dardenne and C. Hamitouche and C. Lefevre and E. Stindel “Hip center localization in computer assisted orthopaedic surgery : an in-vitro study,” in *International Society For Computer Assisted Orthopaedic surgery (CAOS)*”, submitted, 2017.
- Z. DIB and G. Dardenne and N. Poirier and P.Y. Huet and C. Lefevre and E. Stindel “In vitro comparison of two methods of detection of the functional hip center vs. anatomical hip center in computer assisted surgery,” in *International Society For Computer Assisted Orthopaedic surgery (CAOS)*”, Orlando, USA, 2013.
- Z. DIB and G. Dardenne and N. Poirier and P.Y. Huet and C. Lefevre and E. Stindel “In vitro evaluation of functional hip center method detection using only tibial tracker for computer

assisted tibial osteotomy surgery,” in *International Society For Computer Assisted Orthopaedic surgery (CAOS)*”, Milan, Italy, 2014.

Conférences nationales

- Z. DIB and G. Dardenne and N. Poirier and P.Y. Huet and C. Lefevre and E. Stindel “Detection of the hip center in computer-assisted surgery : An in-vitro assessment,” in *RITS*”, Bordeaux, France, 2013.
- Z. DIB and G. Dardenne and N. Poirier and P.Y. Huet and C. Lefevre and E. Stindel “Functional hip center detection using only a tibial tracker for computer assisted tibial osteotomy : in vitro evaluation,” in *SURGETICA*”, Chambéry, France, 2014.

Bibliographie

- [1] Dominique B. L'arthrose de la clinique au traitement. 2011.
- [2] Reygrobelle C and Le Pen C. Coart france rapport 2003 sur les nouvelles données socio-économiques de l'arthrose en france. *Congrès International Recherche et Thérapeutiques dans l'Arthrose : la voie des inhibiteurs de l'interleukine*, 33 :4–6, 2004.
- [3] Cavanagh P.R Wu G. Isb recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal Of Biomechanics*, 28 :1257–1261, 1995.
- [4] Stindel E et al. Detection of the center of hip joint in computer-assisted surgery : An evaluation study of the surgetics algorithm. *Computer Aided Surgery*, 10(3) :133–139, 2005.
- [5] Kapandji A.I. Anatomie fonctionnelle. 2009.
- [6] Kapandji A.I. Qu'est-ce que la biomécanique. 2011.
- [7] Lopomo.N, Sun.L, Zaffagnini.S, Giordano.G, and Safran.M.R. Evaluation of formal methods in hip joint assessment : An in vitro analysis. *Clinical Biomechanics*, 25 :206–212, 2010.
- [8] Bonnel F., Mansat CH., and Jaeger JH. Organisation architectural et biomécanique de l'articulation fémoro-tibiale. 1987.
- [9] Cazalis P. Diagnostic et traitement d'un genou douloureux. pages 1–16, 1994.
- [10] Duparc J and Massare C. Mesures radiologiques des déviations angulaires du genou sur le plan frontal. 10 :635–665, 1987.
- [11] Glimet, T. Massé JP, and Ryckewaert A. Etude radiologique des genoux indolores de 50 femmes de plus de 65 ans. *Revue du Rhumatisme*, 46(11) :589–592, 1979.
- [12] Lerat J.L and Moyen B. Le genou recurvatum. *Journées lyonnaises de chirurgies du gnou et de traumatologie du sport*, pages 137–141, 1989.
- [13] Lerat J.L and Moyen B. Genou recurvatum. *Encyclopédie Médico-chirurgicale, Traité d'appareil locomoteur*, 5, 1990.
- [14] Herisson C, Codine P, and Brun V. L'arthrose du genou. *Collection de pathologies locomotrice et de médecine orthopédique*, 2004.
- [15] Sahan S and Hiniduma Udugama Gamage et al. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal Of Biomechanics*, 35 :87–93, 2002.
- [16] Ehrig R.M et al. A survey of formal methods for determining the center of rotation of ball joints. *Journal Of Biomechanics*, 39(15) :2798–2809, 2006.
- [17] Martin A, Sukoop C, and Von A. S. Computer-assisted total knee arthroplasty. first experiences with a t based and ct free navigation system. *Computer Assisted Orthopedic Surgery*, pages 101–104, 2004.

- [18] Ilisar I and Joskowicz L et al. Navigated total knee replacement – a omprehensive clinical state of art study. *Computer Assisted Orthopedic Surgery*, pages 229–231, 2006.
- [19] James B, Stiehl, Werner H, Konermann, Rolf G, Haaker, and DiGioia A.M. Navigation and mis in orthopedic surgery. *Navigated High Tibial Osteotomy with Victor Vision System*, pages 501–505, 2006.
- [20] Siston R.A et al. Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. *Journal Of Biomechanics*, 39 :125–130, 2006.
- [21] Kjartan Halvorsen. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *Journal Of Biomechanics*, 36 :999–1008, 2003.
- [22] David E. Least squares fitting. *Geometric Tools, LLC (www.geometrictools.com)*, pages 6–7, 2009.
- [23] Stephen J Piazza et al. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *Journal Of Biomechanics*, 37 :349–356, 2004.
- [24] Delonge P et al. optimization of deschamp’s method and error cancellation in reflectometry. *In : Proceedings of the IMEKO symposium on Microwave Measurement*, 1976.
- [25] Kasa I. A circle fitting procedure and its error analysis. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 25 :8–14, 1976.
- [26] Pratt V.R. Direct least-squares fitting of algebraic surfaces. *Computer Graphics*, 21 :145–152, 1987.
- [27] Halvorsen et al. A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *Journal Of Biomechanics*, 32 :1221–1227, 1999.
- [28] Cappozzo A et al. Gait analysis methodology. *Human movement science*, 3 :27–50, 1984.
- [29] Nicola Lopomo et al. Evaluation of femoral methods in hip joint center assessment : An in vitro analysis. *Clinical Biomechanics*, 25 :206–212, 2010.
- [30] Wang Q et al. Semantic context forests for learning-based knee cartilage segmentation in 3d mr images. *MICCAI (http://www.ski10.org)*, 2010.
- [31] Stephen J. Piazza et al. Accuracy of the functional method of hip joint center location : effects of limited motion and varied implementation. *Journal Of Biomechanics*, 34 :967–973, 2001.
- [32] Picard F, Leitner F, Gregori A, and Martin P. A cadaveric study to assess the accuracy of computer-assisted surgery in locating the hip center during total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty*, 22(4) :590–595, 2007.
- [33] Insall J.N. High tibial osteotomy for varus gonarthrosis (a long term follow-up study). *The Journal Of Bone and Joint Surgery*, 66-A(7) :1040–1047, 1984.
- [34] Valette C. Résultats des ostéotomies tibiales dans la gonarthrose avec genu valgum. *Ann Orthop*, 20 :164–166, 1988.
- [35] Philipe M and Jocelyne T. Chirurgie orthopédique assistée par ordinateur. *Aspects Pratique et Techniques : Chirurgies du genou*, pages 13–27, 2008.
- [36] Berman A.T, Bosacco S.J, and Kirshner S. Factors influencing long-term results in high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res*, 272 :192–8, 1991.
- [37] Mohamed M, Sergii P, and Jean C. Scapula statistical shape model construction based on watershed segmentation and elastic registration. *Biomedical Imaging*, page 101–104, 2013.

- [38] Mutsvangwa T, Burdin V, and Roux C. An automated statistical shape model developmental pipeline : Application to the human scapula and humerus. *Biomedical Engineering*, page 1098–1107, 2014.
- [39] Fripp J et al. Automatic generation of 3d statistical shape models of the knee bones. *Digital Image Computing*, pages 15–21, 2005.
- [40] Davies R H et al. Building 3-d statistical shape models by direct optimization. *Imaging Science and Biomedical Engineering (ISBE)*, pages 961–981, 2010.
- [41] Fripp J et al. 3d statistique shape modeles to embded spatial relationship information. *Computer Vision and Medical Image Applications*, pages 51–60, 2005.
- [42] Fripp J et al. Automatic segmentation of the knee bones using 3d active shape model. *Pattern Recognition*, pages 167–170, 2006.
- [43] Zhu Z et al. Construction of 3d human distal femoral surface models using a 3d statistical déformable model. *J Biomech*, 44(13) :2362–2368, 2011.
- [44] Todd L et al. Statistical shape modeling describes variation in tibia and femur surface geometry. *J Biomech*, 18;43(9) :1780–1786, 2010.
- [45] Kelemen A et al. Elastic model-based segmentation of 3-d neuroradiological data sets. *EEE Trans. Med. Imaging*, 18(10) :828–839, 1999.
- [46] Myronenko A and Song X. Point set registration : coherent point drift. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactionson*, 32(12) :2262–2275, 2010.
- [47] Heimann T et al. Statistical shape models for 3d medical image segmentation : A review. *Medical Image Analysis*, 13 :543=563, 2009.
- [48] Subsol G, Thirion J-P, and Ayache N. A scheme for automatically building three-dimensional morphometric anatomical atlases : application to a skull atlas. *Med Image Anal*, 2(1) :37–60, 1998.
- [49] Schmid J et al. Mri bone segmentation using deformable models and shape priors. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 11 :119–126, 2008.
- [50] Matthias A et al. Automated segmentation of the knee using local deformation model fitting. *MICCAI (http://www.ski10.org)*, 2010.
- [51] Heimann T, Morrison B.J, Styner M.A, Niethammer M, and Warfield S.K. Segmentation of knee images : A grand challenge. In : *Proc. MICCAI Workshop on Medical Image Analysis for the Clinic*, pages 207–214, 2010.
- [52] Yin Y et al. Hierarchical decision framework with a priori shape models for knee joint cartilage segmentation. *MICCAI (http://www.ski10.org)*, 2010.
- [53] Seim H et al. Model-based auto-segmentation of knee bones and cartilage in mri data. *MICCAI (http://www.ski10.org)*, 2010.
- [54] T.F Cootes, Taylor C.J, Cooper D.H, and Graham J. Active shape models – their training and application. *Comput. Vis. Image Und*, 61 :38–59, 1995.
- [55] Rueckert D, Frangi AF, and Schnabel JA. Automatic construction of 3-d statistical deformation models of the brain using nonrigid registration. *Med Imaging*, 22(8) :1014–1025, 2003.
- [56] Davies R H et al. 3d statistical shape models using direct optimisation of description length. *Computer vision*, 2352 :3–20, 2002.
- [57] Tobias H et al. 3d active shape models using gradient descent optimization of description length. *Information Processing in Medical Imaging*, 3565 :566–577, 2005.

- [58] Matthias B et al. An articulated statistical shape model of the human knee. *Image Processing for Medicine*, pages 59–63, 2011.
- [59] Davies R H et al. Learning shape : Optimal models for analysing natural variability. *PhD Thesis - University of Manchester*, pages 37–40, 2010.
- [60] Baka N et al. Evaluation of automated statistical shape model based knee kinematics from biplane fluoroscopy. *J Biomech*, 47(1) :122–129, 2013.
- [61] S P Lloyd. Least squares quantization in pcm. *IEEE Transactions on Information Theory*, 28(2) :129–137, 1982.
- [62] Kendall D.G. A survey of the statistical theory of shape. *Stat. Sci*, 4(2) :87–120, 1989.
- [63] Neumann A and Lorenz C. Statistical shape model based segmentation of medical images. *Comput Med Imag Graph*, 22(2) :133–143, 1998.
- [64] Li B. Reinhardt J.M. generation of 3-d shape models and their application to tomographic image segmentation. *In : Proc. SPIE Medical Imaging*, 4322, 2001.
- [65] Goodall C. Procrustes methods in the statistical analysis of shape. *Stat*, 53(2) :285–339, 1991.
- [66] Gower J.C. Generalized procrustes analysis. *Psychometrika*, 40 :33–51, 1975.
- [67] Besl P.J. McKay N.D. A method for registration of 3-d shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, 14(2) :239–256, 1992.
- [68] Fleute M and Lavallée S. Incorporating a statistically based shape model into a system for computer-assisted anterior cruciate ligament surgery. *Med Image Anal*, 3 :209–22, 1999.
- [69] Zhao Z and Teoh E.K. A novel framework for automated 3d pdm construction using deformable models. *In : Proc. SPIE Medical Imaging*, 5747, 2005.
- [70] Shang Y and Dossel O. Statistical 3d shape-model guided segmentation of cardiac images. *In : Proc. Computers in Cardiology*, 2004.
- [71] Fleute M, Lavallée S, and Desbat L. Integrated approach for matching statistical shape models with intra-operative 2d and 3d data. *In : Proc. MICCAI*, 2489, 2002.
- [72] Heitz G and Rohlfing T ans Maurer C R. Statistical shape model generation using nonrigid deformation of a template mesh proc. *Medical Imaging : Image Processing*, 2005.
- [73] Lamecker H, Lange T, and Seebab M. A statistical shape model for the liver. *Proc. MICCAI, LNCS*, 2489, 2002.
- [74] Thompson P.M, Schwartz C, and Toga A.W. High-resolution random mesh algorithms for creating a probabilistic 3d surface atlas of the human brain. *Neuroimage*, 3(1) :19–34, 1996.
- [75] Praun E, Sweldens W, and Schröder P. Consistent mesh parameterizations. *In : Proc. SIGGRAPH*, 2001.
- [76] Meier D and Fisher E. Parameter space warping : shape-based correspondence between morphologically different objects. *IEEE Trans Med Imaging*, 21(1) :31–47, 2002.
- [77] Heimann T et al. 3d active shape models using gradient descent optimization of description length. *Information Processing in Medical Imaging*, 3565 :566–577, 2005.
- [78] Thodberg H.H. Minimum description length shape and appearance models. *In :Proc. IPMI*, page 51–62, 2003.
- [79] Schwartz C. Contribution to the development of a common representation space for morphofunctional analysis of the upper limb : Application to the glenohumeral joint. *PhD thesis, Télécom Bretagne*, 2009.

- [80] Koch M. Towards deformable shape modeling of the left atrium using non-rigid coherent point drift registration. *Bildverarbeitung fur die Medizin*, 2013.
- [81] Cresson T. Recalage rigide simultané multi-objets. contribution à l'analyse morpho-fonctionnelle robuste des systèmes ostéo-articulaires. *Doctorat de sciences, Université de Rennes*, 2005.
- [82] Sander O and Runge D. Fast surface reconstruction using a probe sphere. *ZIB Report*, pages 01–50, 2000.
- [83] Michael K, Matthew B, and Hugues H. Poisson surface reconstruction. *Symposium on Geometry Processing*, pages 61–70, 2006.
- [84] Tustison NJ et al. N4itk : improved n3 bias correction. *IEEE Trans Med Imaging*, 29(6) :1310–1320, 2010.
- [85] Holia M.S et al. Mutual information based image registration for mri and ct scan brain images. *Audio, Language and Image Processing (ICALIP)*, pages 78–83, 2012.
- [86] Le Pen C and Reygobellet C et al. Les conséquences socioéconomiques de l'arthrose en france. *Etude COART France. Revue du Rhumatisme*, 72(12) :1326–1330, 2005.
- [87] Bertin P, Rannou F, Grange L, Dachicourt J.-N, Bruel P, and Emery C. Annual cost of patients with osteoarthritis of the hip and knee in france. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 22(14) :356–364, 2014.
- [88] http://ansm.sante.fr/var/ansm_site/storage/original/application/3798f4f2a1e239b28ddf80c8b675ee86.pdf.
- [89] Chu C, Chen C, Liu L, and Zheng G. Facts : Fully automatic ct segmentation of a hip joint. *Biomedical Engineering Society*, 43(5) :1247–1259, 2014.
- [90] Graham Vincen, Chris Wolstenholme, Ian Scott, and Mike Bowes. Fully automatic segmentation of the knee joint using active appearance models. *SKI2010*, 2011.
- [91] Coventry M.B. Proximal tibial varus osteotomy for osteoarthritis of the lateral compartment of the knee. *J. Bone and Joint Surg*, 69(1) :32–38, 1987.
- [92] Hernigou P, Jaafar A and Hamdadou A. Modification de la longueur du membre inférieur après ostéotomie du genou. *Rev Chir Orthop*, 88 :68–73, 2002.
- [93] Djian P, Belliner G, Ayral X, and Bonvarlet J.P. Place de l'arthroscopie dans le traitement de la gonarthrose. *Springer-Verlag France*, pages 104–17, 2003.
- [94] Marmor L. Unicompartmental arthroplasty of the knee with a minimum ten-year-follow-up period. *Clin Orthop*, pages 171–177, 1988.
- [95] Cartier P and Deschamps G. Principes techniques de l'arthroplastie unicompartmentale in cartier p, epinette j, deschamps g, hernigou p, ed : Prothèses unicompartmentale de genou. *Prothèses unicompartmentale de genou. Paris*, pages 145–151.
- [96] Insall JN and Aglietti P. A five to seven-year-follow-up of unicondylar arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, pages 1329–1337, 1980.
- [97] Laskin RS. Unicompartmental tibiofemoral resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, pages 182–185, 1978.
- [98] Newman JH, Ackroyd CE, and Shah NA. Unicompartmental or total knee replacement ? five-year results of prospective, randomized trial of 102 osteoarthritic knees with unicompartmental arthritis. *J Bone Joint Surg*, pages 862–865, 1998.
- [99] Natasha E. P et al. Computer-assisted navigation in high tibial osteotomy : A systematic review of the literature. *The Open Orthopedics Journal*, 6 :305–312, 2012.

-
- [100] Kumar J. Johannes et al. Bone morphing with statistical shape models for enhanced visualization. *Medical Imaging*, 5367 :122–130, 2004.
- [101] Floater M.S and Hormann K. Surface parameterization : a tutorial and survey. *Advances in Multiresolution for Geometric Modelling. Mathematics and Visualization. Springer, Berlin, Heidelberg*, page 157–186, 2005.
- [102] Gotsman C, Gu X, and Sheffer A. Fundamentals of spherical parameterization for 3d meshes. *ACM Trans Graph*, 22 :358–363, 2003.
- [103] Jacq J.J, Cresson T, Burdin V, and Roux C. Performing accurate joint kinematics from 3d in vivo image sequences trough consensus-driven simultaneous registration. *IEEE Trans On Biomedical Engineering*, 55(5), 2008.

A.1 Iterative Mean Closest Point (IMCP)

L'algorithme IMCP a été introduit initialement par [103] puis il a été adapté et optimisé lors du suivi de l'omoplate en analyse du mouvement par [79]. L'IMCP repose sur une variante robuste de l'algorithme de recalage classique ICP (Itérative Closest Point) appelée ICPr (Robust Itérative Closest Point) [81], combiné à (1) un processus de calcul de moyenne appelé **consensus médian** et (2) un processus de fusion de nuages de points. La description détaillée de cet algorithme est proposée dans la thèse [79].

La difficulté du recalage multi-objets réside dans le choix de l'objet de référence auquel toutes les structures étudiées seront recalées. L'approche proposée par IMCP permet le recalage simultané multi-objets (groupewise), il s'agit de réaliser le recalage d'un corps mobile vers un corps de référence qui ne sera plus choisi arbitrairement parmi l'ensemble d'entrée mais qui sera un nuage intermédiaire construit au fil des itérations par consensus médian (ici appelé nuage médian). Ce nuage médian a pour vocation de servir de nuage de référence et devra être représentatif de l'information portée par toutes les structures acquises. Plus de détails sur le procédé de construction du nuage médian par consensus médian sont présentés dans [79]. Nous introduisons une brève description du corps de l'algorithme IMCP et de la construction du nuage médian.

L'optimisation du recalage multi-objets d'un ensemble de forme $A = \{S_1, S_2, \dots, S_N\}$ par IMCP se divise majoritairement en deux boucles (A) et (B) :

A) Une boucle locale

Cette boucle permet le recalage d'une instance S_i simultanément à l'ensemble des instances restantes de A défini comme S_j^N , tel que $S_j \in A$ et $j \neq i$. Durant cette boucle locale, l'instance S_i de l'ensemble A est considérée comme forme mobile et les instances de l'ensemble S_j^N sont considérées comme fixes. Le recalage simultané de l'instance mobile S_i à l'ensemble S_j^N est possible grâce à la création d'un nuage virtuel dit « nuage médian ». Ce processus est décrit de la manière suivante :

- L'instance mobile S_i est recalée aux instances de l'ensemble S_j^N une à une en utilisant l'algorithme ICPr, ce recalage produit à chaque fois une table d'appariements APP_i^j qui permet le recalage de l'instance mobile S_i à l'instance fixe S_j et un vecteur W_i^j contenant les poids associés à chaque point de l'instance S_i , ces poids définissent la fiabilité de chaque point de S_i à participer dans le calcul de la matrice de recalage.
- Le **consensus médian** est un processus de calcul de moyenne très robuste pour l'ensemble des instances de S_j^N , cette fusion utilise les poids W_i^j et les tables d'appariements APP_i^j pour

construire le nuage médian $Nuage_Médian_i$. Chaque point $V_{i,k}$ ayant pour indice $k[1...n]$ appartenant au nuage $Nuage_Médian_i$ est calculé de la manière suivante :

$$V_{i,k} = N^{-1} * P_{i,k} + (N - 1)N^{-1}r_i \quad (\text{A.1})$$

Où N est le nombre de formes alignées.

Sachant que, r_i est le barycentre pondéré de l'ensemble des points appartenant aux instances fixes S_j et appariés aux points $P_{i,k}$ de l'instance mobile S_i . On calcule r_i comme suit :

$$r_i = \sum_1^j (w_{i,k}^j P_{i,k}^j / \sum w_i^j) \quad (\text{A.2})$$

Dans (A.2), les poids $w_{i,k}^j$ sont calculés à partir des poids issues de l'ICPr en appliquant un processus de sélection par estimateur de Tukey qui permet de prendre en compte seulement les points pour lesquels au moins 50% des appariement ont une affinité de $w_{i,k}^j > 0.5$. Plus de détails sur le calcul des poids $w_{i,k}^j$ sont donnés dans [79].

Ce nuage $Nuage_Médian_i$ contient l'information présente dans toutes les instances fixes de l'ensemble S_j^N et va donc servir de référence pour recalculer l'instance mobile S_i simultanément à l'ensemble S_j^N .

Cette boucle locale est appliquée à tout l'ensemble A en spécifiant à chaque fois une des instances de A comme mobile et le reste des instances comme fixes. À la fin de cette boucle locale, il y aura un nombre N de nuages médians, un $Nuage_Médian_i$ relatif au recalcul de chaque instance S_i de l'ensemble S_j^N .

B) Une boucle globale

Considérant l'ensemble $Nconcensus^{iter} = \{Nuage_Médian_i^{iter}, \dots, Nuage_Médian_N^{iter}\}$ l'ensemble des nuages médians issus de la boucle locale de l'IMCP à l'itération $iter$. Et considérant l'ensemble $Nconcensus^{iter-1} = \{Nuage_Médian_i^{iter-1}, \dots, Nuage_Médian_N^{iter-1}\}$ l'ensemble des nuages médians issu de la boucle locale de l'IMCP à l'itération $iter - 1$.

La boucle globale consiste à calculer le critère de convergence de l'algorithme IMCP. À la fin de chaque boucle locale, on calcule la déviation du $Nuage_Médian_i^{iter}$ par rapport au nuage $Nuage_Médian_i^{iter-1}$. Si la déviation est inférieure à un seuil donné, cela veut dire que tous les nuages médians convergent vers le même nuage de points, l'algorithme est donc stoppé. Sinon, une autre boucle locale est lancée.

Chirurgie Orthopédique Assistée par ordinateur : application au traitement de l'arthrose du genou

L'arthrose est un véritable problème de santé publique. Plus de dix millions de personnes sont atteintes en France et 35 millions aux États-Unis. L'arthrose du genou représente 35% du nombre total d'arthrose avec plus de 1,3 million de patients en Europe. Il existe de nos jours plusieurs solutions permettant de traiter l'arthrose du genou, suivant le caractère dégénératif de la maladie, allant du traitement chirurgical conservateur, tel que l'ostéotomie supérieure du tibia, jusqu'au traitement chirurgical prothétique, tel que l'arthroplastie totale du genou. Le succès à long terme de ces interventions repose (1) sur le contrôle de l'alignement du membre inférieur au cours de l'intervention, réalisé par l'intermédiaire de l'angle HKA entre les centres hanche, genou et cheville, et (2) sur une planification chirurgicale permettant de préparer l'intervention, et notamment, définir la position optimale des coupes osseuses pour la mise en place d'une prothèse à partir de modèles 3D de l'os du patient issus d'images tomodensitométriques (TDM) ou IRM. Nous nous sommes intéressés, dans un premier temps, à l'étude et l'évaluation, dans un contexte clinique, de la précision et la robustesse des techniques utilisées en chirurgie assistée par ordinateur pour la localisation du centre hanche, nécessaire au calcul de l'angle HKA. Nous avons ainsi proposé une nouvelle méthode, mini-invasive, et particulièrement adaptée pour l'ostéotomie supérieure du tibia. Nous nous sommes ensuite intéressés aux méthodes de segmentation permettant d'extraire la surface osseuse du genou à partir d'IRM pour la phase de planification. Nous avons également proposé une nouvelle approche, automatique, qui se base sur des modèles actifs de forme ou Active Shape Model (ASM). Compte tenu des résultats très encourageants, l'intégration de nos contributions en routine clinique pourrait, potentiellement, améliorer le service médical rendu pour le traitement de l'arthrose du genou.

Mots clés : GMCAO, localisation du centre hanche, segmentation du genou sur IRM.

Computer-Assisted Orthopedic Surgery : application to the knee osteoarthritis treatment

Osteoarthritis is a real public health problem. More than ten million people are affected by osteoarthritis in France and 35 million in the United States. Knee Osteoarthritis represents 35% of the total number of osteoarthritis with more than 1.3 million patients in Europe. Today, there are several solutions to treat knee osteoarthritis depending on the degenerative nature of the disease : from conservative surgical treatment, such as High tibia Osteotomy (HTO), to prosthetic surgical treatment, such as Total Knee arthroplasty (TKA). The long-term success of these interventions is (1) the control of the lower limb alignment, during the intervention, which can be obtained by measuring the HKA angle between the hip, the knee and the ankle centers, and (2) the surgical planning allowing the preparation of the intervention, and for instance, the definition of the optimal cuts for the placement of a knee prosthesis based on the 3D model of the patient bone obtained from computerized tomography (CT) or MRI. We were interested, first, in the study and evaluation, in a clinical context, of the accuracy and precision of the methods used in computer-assisted orthopedic surgery for the localization of the hip center. We have thus proposed a new minimally invasive method especially adapted to HTO. We were interested, then, to the segmentation methods allowing the extraction of the knee bony surface from MRI for the surgical planning. We have also proposed a new automatic approach based on active shape models (ASM). Given the very encouraging results, the integration of our contributions in the clinical routine could, potentially, improve the medical benefits for the treatment of knee osteoarthritis.

Keywords : CAOS, hip center localization, knee segmentation in MRI.