

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE
CONCENTRATION TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ
M.Ing.

PAR
Laurence MARCK

ÉTUDE PAR FLUOROSCOPIE BIPLAN
DE LA PRÉCISION D'UN INSTRUMENT MESURANT
LE PHÉNOMÈNE DU *PIVOT SHIFT* DANS LE GENOU

MONTRÉAL, LE 14 AVRIL 2011

©Tous droits réservés, Laurence Marck, 2011

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE

Mme Nicola Hagemeister, directrice de mémoire
Département de Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Jacques A. de Guise, codirecteur
Département de Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Richard Lepage, président du jury
Département de Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Jean-Marc Lina, membre du jury
Département de Génie électrique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 24 MARS 2011

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

En tout premier lieu, je souhaiterais exprimer mes plus sincères remerciements à ma directrice, Nicola Hagemesiter, professeure-chercheure à l'École de technologie supérieure (ÉTS). Merci de m'avoir encouragée dans cette voie et soutenue tout au long du parcours. Ta disponibilité et tes conseils, dans tous les domaines, m'ont été précieux. Merci pour la confiance que tu m'accordes.

Merci à mon co-directeur Jacques de Guise, directeur du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO), pour avoir accepté de m'encadrer sur ce projet. Tes commentaires très constructifs m'ont amené plus loin dans ma réflexion.

Merci à Richard Lepage et à Jean-Marc Lina, professeurs à l'ÉTS et respectivement président et membre du jury lors de ma soutenance, d'avoir pris le temps d'évaluer et de commenter mon travail.

Je voudrais également exprimer toute ma gratitude aux Dr Godbout et Dr Lavoie, chirurgiens-orthopédistes, pour leur disponibilité durant les tests. Merci à Benoit, Dominique, Gerald et Thierry, agents de recherche au LIO, pour leur soutien technique et leur patience. Merci à Brigitte, adjointe administrative, pour ses nombreuses relectures, ses encouragements et sa bonne humeur contagieuse. Enfin, merci à Alex, mon voisin de bureau, pour avoir su détendre l'atmosphère quand il le fallait.

Merci à mon grand chef pour sa présence et son indéfectible soutien malgré la situation. Je dédie ce mémoire à ton courage.

J'adresse une pensée toute particulière à mes parents sans qui je ne serais pas là aujourd'hui. Et pour finir, mes remerciements les plus affectueux vont à ma sœur, qui représente tellement pour moi, et à mes deux hommes, sans qui la vie ne serait pas la même. Je vous aime.

ÉTUDE PAR FLUOROSCOPIE BIPLAN DE LA PRÉCISION D'UN INSTRUMENT MESURANT LE PHÉNOMÈNE DU *PIVOT SHIFT* DANS LE GENOU

Laurence MARCK

RÉSUMÉ

Le phénomène du *Pivot Shift*, ou « ressaut rotatoire », est une instabilité complexe qui peut apparaître dans le genou après une rupture du ligament croisé antérieur. Il est évalué grâce au test du *Pivot Shift*, une manipulation clinique au cours de laquelle le médecin grade le niveau d'instabilité de l'articulation. L'attribution du grade se faisant selon une échelle subjective, le test du *Pivot Shift* souffre d'un manque de fiabilité.

Dans le but d'objectiver l'attribution du grade, quelques groupes de chercheurs ont développé des instruments de mesure du *Pivot Shift*. Parmi eux, Labbé (2010) propose un système d'attaches composé d'une sangle fémorale et d'une sangle tibiale sur lesquelles sont fixés des capteurs électromagnétiques mesurant la cinématique de l'articulation durant la manipulation. Les résultats obtenus montrent que le système est valide. Cependant, pour que son évaluation métrologique soit complète, sa fiabilité et sa précision doivent également être vérifiées.

Le but de cette étude est de proposer une méthode permettant d'évaluer la précision du système d'attaches développé par Labbé. Nous utilisons la fluoroscopie biplan pour observer les mouvements simultanés des os du genou et des deux sangles durant le test du *Pivot Shift* et au cours d'un mouvement lent de faible amplitude. Des techniques de recalage et de calcul matriciel nous permettent ensuite de calculer et de comparer les trajectoires des objets dans l'espace. En évaluant la capacité du système à suivre le déplacement de l'articulation durant le test du *Pivot Shift*, nous pouvons conclure quant à sa précision.

Nos résultats montrent que l'instrument est à même de suivre le déplacement des os durant le mouvement lent et durant le *Pivot Shift*, mais les analyses effectuées manquent de répétabilité. Le fluoroscope biplan utilisé dans le cadre de ce projet n'est pas adapté à la méthode proposée. Aussi, nous recommandons certains ajustements méthodologiques avant de pouvoir s'enquérir de la précision du système d'attaches.

Mots-clés : fluoroscopie biplan, *Pivot Shift*, instrument de mesure, précision, recalage.

ACCURACY OF A DEVICE TO QUANTIFY THE *PIVOT SHIFT* PHENOMENON IN THE KNEE: A BIPLANE FLUOROSCOPIC STUDY

Laurence MARCK

ABSTRACT

The *Pivot Shift* phenomenon is a complex instability that may affect the knee after anterior cruciate ligament rupture. It is elicited by the *Pivot Shift* test, a clinical test used to grade the instability. As it is based on a subjective scale, that test is poorly reliable.

To make the grading more objective, some research groups have developed devices aimed at measure the *Pivot Shift*. Labbé (2010) put forward an attachment system consisting of two electromagnetic sensors mounted on a femoral strap and on a tibial strap, measuring knee kinematics during *Pivot Shift* test. In that study, only validity has been assessed. However, reliability and accuracy of the device have to be investigated to complete the validation.

The objective of this master is therefore to propose a method to assess the accuracy of the attachment system developed by Labbé. We use a biplane fluoroscope to record simultaneous movements of both bones and straps during *Pivot Shift* and during a limited slow motion. Then, we use registration and matrix calculation to compute and compare the 3D trajectories of bones and straps. According to the ability of the device to follow bones movements, we could conclude that it is accurate or not.

Our results show that the attachment system is able to follow bones during the *Pivot Shift* and during a limited slow motion. However, the study lacks of repeatability. Biplane fluoroscope used during tests is not suited to the proposed method. Further methodological developments have to be made to enable the proper evaluation of the accuracy.

Keywords: biplane fluoroscope, *Pivot Shift*, accuracy, registration, measurement device.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE.....	3
1.1 Le genou.....	3
1.1.1 Anatomie.....	3
1.1.1.1 Les structures osseuses	3
1.1.1.2 Les tissus mous	5
1.1.2 Physiologie du genou sain	6
1.1.2.1 Les mouvements de flexion et extension	6
1.1.2.2 Les mouvements de rotation interne et externe du tibia	7
1.2 Le ligament croisé antérieur.....	7
1.2.1 Anatomie.....	8
1.2.2 Rôle mécanique dans l'articulation du genou.....	9
1.2.2.1 Rôle primaire	9
1.2.2.2 Rôles secondaires.....	10
1.2.3 Physiopathologie.....	10
1.2.4 Symptomatologie associée à la rupture du LCA.....	11
1.2.5 Conséquences fonctionnelles et mécaniques de la rupture du LCA	11
1.3 Le <i>Pivot Shift</i>	12
1.3.1 Le phénomène	12
1.3.2 Le test.....	13
1.3.2.1 La manipulation clinique	13
1.3.2.2 Le système de gradation.....	14
1.3.2.3 Points forts et faibles.....	15
1.4 Évaluation métrologique d'un instrument de mesure	17
1.4.1 Fiabilité	17
1.4.2 Validité.....	17
1.4.3 Précision.....	19
1.5 La fluoroscopie.....	20
1.5.1 Historique.....	20
1.5.2 Caractéristiques techniques.....	21
1.5.2.1 Le générateur et le tube à rayons X	22
1.5.2.2 Les filtres	23
1.5.2.3 Le collimateur	23
1.5.2.4 L'amplificateur de brillance.....	23
1.5.2.5 Le coupleur optique	25
1.5.3 Mode de fonctionnement	25
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTERATURE	31
2.1 Modèle de Kubo <i>et al.</i> (2007)	31

2.2	Modèle de Hoshino <i>et al.</i> (2007).....	32
2.3	Modèle de Amis <i>et al.</i> (2008).....	33
2.4	Modèle de Labbé (2010)	34
2.5	Comparatif.....	37
CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE.....		39
3.1	Problématique.....	39
3.2	Objectifs de l'étude	39
3.3	Hypothèses de travail	40
CHAPITRE 4 METHODOLOGIE.....		41
4.1	Collecte des données	41
4.1.1	Billes radio-opaques.....	41
4.1.2	Système de radiographie biplan basse dose EOS TM	41
4.1.3	Fluoroscope biplan.....	43
4.2	Traitement et analyse des données	44
4.2.1	Création des modèles numériques des os et de l'outil	44
4.2.2	Corrections des distorsions	45
4.2.3	Recalage	49
4.3	Analyse cinématique	51
4.3.1	Matrices de positionnement	51
4.3.2	Repères anatomiques	52
4.3.3	Calcul matriciel.....	54
4.4	Sujets pressentis.....	55
CHAPITRE 5 RESULTATS.....		57
5.1	Étude du mouvement lent.....	57
5.1.1	Positions relatives	57
5.1.2	Orientations relatives	63
5.1.3	Récapitulatif.....	70
5.2	Mouvement du <i>Pivot Shift</i>	71
5.2.1	Attache fémorale médiale	71
5.2.1.1	Position relative	71
5.2.1.2	Orientation relative	74
5.2.2	Attache tibiale	77
5.2.2.1	Position relative	78
5.2.2.2	Orientation relative	80
5.2.3	Récapitulatif.....	84
CHAPITRE 6 DISCUSSION		85
6.1	Analyse des résultats	85
6.2	Qualité des images fluoroscopiques.....	86
6.2.1	Champ de vue limité	86
6.2.2	Asynchronisme	88
6.2.3	Flou	90
6.3	Analyse fémorale.....	91

6.4	Lien avec la littérature.....	92
	CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....	95
ANNEXE I	TERMINOLOGIE ANATOMIQUE	97
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	102

LISTE DES TABLEAUX

	Page	
Tableau 2.1	Paramètres cinématiques moyens associés à la translation tibiale durant le <i>Pivot Shift</i> (Labbé, 2010)	36
Tableau 2.2	Caractéristiques principales des instruments de mesure du <i>Pivot Shift</i> présentés dans la littérature	37
Tableau 4.1	Analyses effectuées et nombre de paires d’images associées.....	50
Tableau 5.1	Positions linéaire et angulaire relatives des parties latérale et médiale de l’attache fémorale par rapport au fémur durant le mouvement lent et dispersion associée	70
Tableau 5.2	Positions linéaire et angulaire relatives des attaches fémorale et tibiale pendant le <i>Pivot Shift</i> et dispersion associée.....	84

LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 1.1	Anatomie du genou.....	4
Figure 1.2	Ligaments croisés du genou.....	8
Figure 1.3	Origine et insertion des bandeaux du LCA.....	9
Figure 1.4	Phénomène du <i>Pivot Shift</i> : Subluxation (a.) et réduction du tibia (b.).....	12
Figure 1.5	Test du <i>Pivot Shift</i>	14
Figure 1.6	Examen fluoroscopique (1933).....	21
Figure 1.7	Fluoroscope avec amplificateur de brillance.....	21
Figure 1.8	Chaîne d'éléments interne au fluoroscope.....	22
Figure 1.9	Amplificateur de brillance.....	24
Figure 1.10	Distorsions « en coussinet » (droite) et en « S » (gauche).....	27
Figure 1.11	Effet de trainée (<i>lag</i>) sur une image fluoroscopique : suivi d'une bille radio-opaque.....	28
Figure 1.12	Fluoroscope biplan.....	29
Figure 2.1	Instrument de mesure du <i>Pivot Shift</i>	32
Figure 2.2	Instrument de mesure du <i>Pivot Shift</i>	33
Figure 2.3	Instrument de mesure du <i>Pivot Shift</i>	34
Figure 2.4	Instrument de mesure du <i>Pivot Shift</i>	35
Figure 4.1	Images radiographiques EOS™ (a. et b.) et modèles 3D associés (c.).....	42
Figure 4.2	Position du participant et du chirurgien collaborateur durant la séance de fluoroscopie.....	44
Figure 4.3	Modèles 3D du genou	45
Figure 4.4	Image fluoroscopique de la grille calibrée.....	46

Figure 4.5	Modèle numérique de la grille (en jaune) superposé à l'image fluoroscopique.	47
Figure 4.6	Modèle numérique de la grille (en jaune) superposé à l'image fluoroscopique corrigée.	48
Figure 4.7	Illustration du procédé de recalage.	49
Figure 4.8	Repères anatomiques du fémur (bleu) et du tibia (rouge).	53
Figure 4.9	Repère anatomique des attaches.	53
Figure 5.1	Position relative de l'attache fémorale latérale selon l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.	58
Figure 5.2	Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.	59
Figure 5.3	Position relative de l'attache fémorale latérale selon l'axe proximo-distal (PD) du fémur.	60
Figure 5.4	Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe proximo-distal (PD) du fémur.	61
Figure 5.5	Position relative de l'attache fémorale latérale selon l'axe médiolatéral (ML) du fémur.	62
Figure 5.6	Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe médiolatéral (ML) du fémur.	63
Figure 5.7	Orientation relative de l'attache fémorale latérale autour de l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.	64
Figure 5.8	Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.	65
Figure 5.9	Orientation relative de l'attache fémorale latérale autour de l'axe proximo-distal (PD) du fémur.	66
Figure 5.10	Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe proximo-distal (PD) du fémur.	67
Figure 5.11	Orientation relative de l'attache fémorale latérale autour de l'axe médiolatéral (ML) du fémur.	68
Figure 5.12	Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe médiolatéral (ML) du fémur.	69

Figure 5.13	Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe antéropostérieur (AP) du fémur	72
Figure 5.14	Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe proximo-distal (PD) du fémur.....	73
Figure 5.15	Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe médiolatéral (ML) du fémur.....	74
Figure 5.16	Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.	75
Figure 5.17	Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe proximo-distal (PD) du fémur.....	76
Figure 5.18	Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe médiolatéral (ML) du fémur	77
Figure 5.19	Position relative de l'attache tibiale selon l'axe médiolatéral (ML) du tibia.	78
Figure 5.20	Position relative de l'attache tibiale selon l'axe proximo-distal (PD) du tibia.....	79
Figure 5.21	Position relative de l'attache tibiale selon l'axe antéropostérieur (AP) du tibia.....	80
Figure 5.22	Orientation relative de l'attache tibiale autour de l'axe médiolatéral (ML) du tibia.	81
Figure 5.23	Orientation relative de l'attache tibiale autour de l'axe proximo-distal (PD) du tibia.	82
Figure 5.24	Orientation relative de l'attache tibiale autour de l'axe antéropostérieur (AP) du tibia.....	83
Figure 6.1	Champ de vue du fluoroscope.....	86
Figure 6.2	Déplacements de la tête fémorale et de la métaphyse après une rotation de l'axe médiolatéral.....	88
Figure 6.3	Décalage entre les vues médiolatérale (gauche) et antéropostérieure (droite).....	89
Figure 6.4	Flou dans les images fluoroscopiques.....	91

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

mm	Millimètre (unité de longueur)
°	Degré (unité d'angle)
V	Volt (unité de tension électrique)
eV	Électron volt (unité de mesure d'énergie)
ms	Milliseconde (unité de temps)
mm/s	Millimètres par seconde (unité de vitesse)
mm/s ²	Millimètres par seconde carré (unité d'accélération)

INTRODUCTION

Le phénomène du *Pivot Shift*, ou « ressaut rotatoire », est la terminologie employée pour décrire l'instabilité qui affecte la plupart des genoux à la suite d'une rupture du ligament croisé antérieur (LCA). D'un point de vue clinique, il se traduit par une brusque réduction du plateau tibial latéral depuis une position de subluxation antérieure (Bull et Amis, 1998). Ce symptôme physique peut être reproduit par un médecin dans le cadre de l'examen clinique d'un genou pathologique, et ce grâce au test du *Pivot Shift*. En évaluant l'amplitude et la soudaineté du ressaut, le médecin attribue un grade compris entre 0 (normal) et 3+ (sévère) reflétant le degré d'instabilité de l'articulation (Galway et MacIntosh, 1980).

Le test du *Pivot Shift* vise à reproduire l'instabilité rotatoire à laquelle est soumis le genou après une déchirure du LCA. En ajoutant une dimension dynamique à l'examen clinique, il est considéré comme étant le test le plus représentatif de la « fonctionnalité » de l'articulation (Kocher et al., 2004). Cependant, l'attribution du grade se fait selon une échelle subjective, en fonction de ce que ressent le médecin dans l'articulation. L'adéquation entre le grade attribué et l'état fonctionnel réel de l'articulation connaît de fait une importante variabilité, tant intra- qu'inter-évaluateurs (Noyes et al., 1991).

Pour pallier à la subjectivité de ce test, il existe un réel engouement pour le développement d'instruments capables de mesurer de façon objective le *Pivot Shift* (Amis et al., 2008; Hoshino et al., 2007; Kubo et al., 2007; Labbé, 2010). Le plus récent, proposé par Labbé en 2010, enregistre par le biais de capteurs électromagnétiques attachés à des sangles la cinématique du genou pendant la manipulation clinique. À travers son étude, l'auteur démontre la validité de son système, un des trois critères à être rempli pour compléter l'évaluation métrologique d'un instrument.

Le but de cette étude est de poursuivre l'évaluation métrologique du système d'attaches développé par Labbé en proposant une méthode pour en déterminer la précision. La méthodologie employée est basée sur la fluoroscopie biplan, laquelle nous permet

d'enregistrer de façon simultanée la cinématique de l'instrument et celle des os sous-jacents durant le test du *Pivot Shift* et durant un mouvement lent de faible amplitude. Grâce au recalage 3D-3D et au calcul matriciel, nous calculons et comparons les trajectoires des objets d'intérêt. Cette dernière étape nous permet de statuer quant à la capacité de l'instrument à suivre le déplacement des os, et nous donne donc une idée de sa précision.

Le CHAPITRE 1 présente les éléments essentiels à la compréhension du contexte dans lequel s'inscrit ce projet. Il met en lumière l'anatomie et la physiologie du genou sain et du ligament croisé antérieur, présente le phénomène et le test du *Pivot Shift*, aborde les concepts d'évaluation métrologique et termine par un exposé détaillé de la fluoroscopie. La revue de la littérature, qui fait l'objet du CHAPITRE 2, présente et confronte l'ensemble des instruments de mesure du *Pivot Shift* disponibles à ce jour. La problématique de l'étude, les objectifs et la méthodologie adoptée sont respectivement présentés dans les CHAPITRE 3 et CHAPITRE 4. Enfin, les résultats de notre étude sont rapportés au CHAPITRE 5 puis discutés dans le CHAPITRE 6.

CHAPITRE 1

MISE EN CONTEXTE

Ce premier chapitre pose le cadre théorique du projet. Après une description anatomique et physiologique du genou et du ligament croisé antérieur, les mécanismes de rupture de ce dernier sont abordés. Sont ensuite présentés le phénomène et le test du *Pivot Shift*, de même que l'évaluation métrologique d'un instrument de mesure. Nous concluons cette partie sur un bref historique de l'utilisation de la fluoroscopie dans le domaine médical et sur l'exposé de son fonctionnement. Notons que l'ensemble des termes anatomiques employés dans ce chapitre est défini à l'ANNEXE I.

1.1 Le genou

Articulation pour le moins essentielle à la mobilité et à la stabilité du membre inférieur, le genou naît de l'union des os de la cuisse et de la jambe. Volumineuse et complexe, cette structure articulaire est ceinte d'un ensemble musculotendineux et ligamentaire qui assure la cohésion des surfaces osseuses et contribue à la flexibilité de l'ensemble du membre. Nous nous attacherons dans cette partie à décrire l'anatomie et la physiologie du genou sain.

1.1.1 Anatomie

1.1.1.1 Les structures osseuses

Formé par la jonction du fémur avec la rotule et le tibia, le genou donne lieu à deux articulations distinctes : l'articulation fémoro-patellaire et l'articulation fémoro-tibiale.

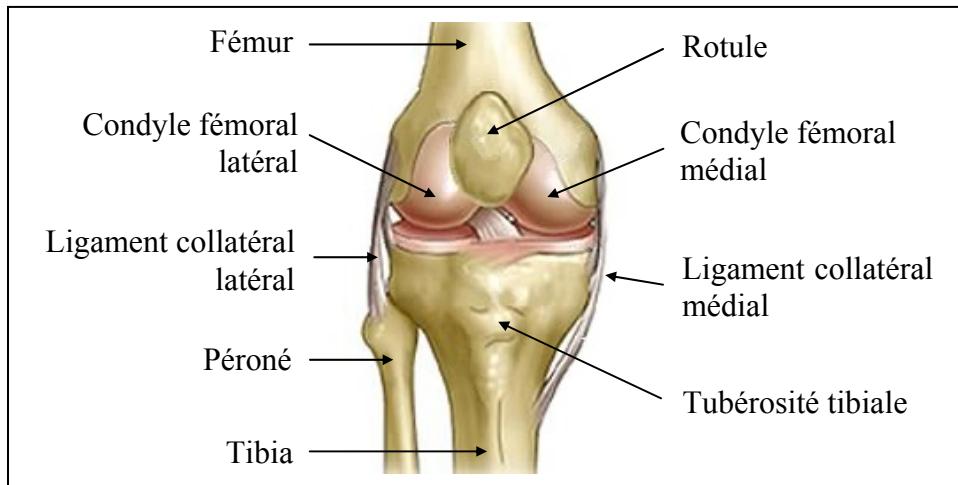


Figure 1.1 Anatomie du genou.
Adaptée de ACL Solution (2001)

La rotule (du latin « rotula » : *petite roue*) est un os plat et sésamoïde situé sur la partie antérieure du genou (cf. Figure 1.1). Sa face postérieure, pourvue de deux facettes concaves séparées par une saillie, est complémentaire à la géométrie de la *trochlée fémorale*, une gorge caractérisant la face antérieure de l'épiphyse distale du fémur et avec laquelle elle s'articule. Confinée dans les fibres du tendon quadricipital, cette ossification joue un rôle important notamment au cours du mouvement. En effet, elle prévient les frottements excessifs du dit tendon sur le fémur tout en diminuant les efforts appliqués sur la tubérosité tibiale (Cruveilhier et Sée, 1871; Moore et Dalley, 2001).

Le tibia est quant à lui le plus imposant des deux os parcourant la jambe. C'est son extrémité proximale, le *plateau tibial*, qui œuvre dans l'articulation du genou (cf. Figure 1.1). D'aspect relativement plat, ce dernier est doté de deux facettes articulaires ovalaires nommées *cavités glénoïdes*. Ces dernières constituent les supports sur lesquels reposent les *condyles fémoraux*, éminences convexes formant l'extrémité distale du fémur (cf. Figure 1.1). L'articulation fémoro-tibiale est caractérisée par sa faible congruence, c'est-à-dire par le manque de complémentarité de ses surfaces articulaires. Il résulte de cette particularité une instabilité naturelle qui rend indispensable la présence d'éléments de contention passifs et actifs (Cruveilhier et Sée, 1871; Moore et Dalley, 2001).

1.1.1.2 Les tissus mous

Les tissus mous constituent la charpente du genou. Outre leurs rôles biologiques individuels, ils s'associent dans un rôle mécanique pour assurer la coaptation articulaire et ainsi favoriser la stabilité de l'articulation et du membre (Friederich, 2004).

Les *ménisques* sont les premiers éléments à intervenir pour lutter contre l'instabilité naturelle de l'articulation fémoro-tibiale. En effet, ces supports cartilagineux arborent une forme semi-lunaire qui épouse les extrémités inférieures des condyles et agit comme une cale. Ainsi maintenu, le fémur est limité dans ses déplacements antéropostérieurs et médio-latéraux sans que le roulement des condyles ne soit entravé. Les ménisques préviennent aussi les dommages causés aux surfaces articulaires en répartissant et en absorbant les efforts de compression transmis par le fémur au tibia (Amis, Bull et McDermott, 2004; Dufour, Pillu et Viel, 2006).

L'action des ménisques est renforcée par la présence d'un manchon fibreux et élastique, la *capsule articulaire*, qui enveloppe les extrémités osseuses et dont l'intérieur est tapissé d'une membrane dite synoviale. Outre son rôle de gainage, cet ensemble possède également la capacité de sécréter une humeur visqueuse, le *liquide synovial*, qui agit comme lubrifiant pour préserver le contact entre les surfaces et limiter l'effet néfaste du frottement (Cruveilhier et Sée, 1871; Dufour, Pillu et Viel, 2006; Marieb et Lachaîne, 2000).

Enfin, la capsule est enveloppée par un ensemble de ligaments et de tendons qui bride le genou et s'oppose aux déplacements articulaires non physiologiques. Les ligaments *collatéraux médial* et *latéral* prennent origine sur les épicondyles fémoraux et s'insèrent respectivement sous le plateau tibial et sur l'apex du péroné (cf. Figure 1.1). Les *ligaments croisés antérieur* et *postérieur* sont quant à eux situés au cœur de l'articulation fémoro-tibiale. Ces quatre ligaments agissent comme des haubans qui retiennent le tibia au fémur. Enfin, le *ligament rotulien* unit la partie inférieure de la rotule à la tubérosité tibiale. Il est doublé du *tendon rotulien*, prolongement du tendon quadriceps. Un ensemble de tendons

complètent le tableau. Ces derniers correspondent aux terminaisons fibreuses qui permettent aux muscles parcourant les différents segments du membre de s'attacher aux os. Comparativement aux ligaments et à la capsule articulaire, dont la contention est qualifiée de « passive », les tendons agissent comme stabilisateurs « actifs » de l'articulation (Dufour, Pillu et Viel, 2006).

1.1.2 Physiologie du genou sain

La conformation des surfaces articulaires du genou autorise une grande liberté de mouvements. Chacun d'entre eux doit pouvoir être réalisé sans compromettre la stabilité du membre inférieur ni celle du reste du corps. Aussi, bien que six degrés de liberté puissent être mis en évidence, seuls deux ont une amplitude suffisamment importante pour être visibles à l'œil nu; ce sont les mouvements de flexion/extension et de rotation interne/externe du tibia. Les autres mouvements – à savoir l'abduction/adduction ainsi que les translations antéro-postérieure, médio-latérale et proximo-distale – sont contrôlés en tout temps par les complexes ligamentaires, tendineux et capsulaires (Chhabra, Elliott et Miller, 2004; Friederich, 2004).

1.1.2.1 Les mouvements de flexion et extension

C'est dans le plan sagittal que le mouvement du genou affiche la plus grande amplitude. En effet, depuis la pleine extension jusqu'à la flexion maximale, le tibia peut parcourir de 120 à 160° selon les personnes. Lorsque le mouvement de flexion est amorcé à partir de la position neutre (extension physiologique), les condyles fémoraux tendent à rouler dans les cavités formées par les ménisques sur le plateau tibial. Après 20° de flexion, le fémur exécute également un mouvement de glissement. Depuis la position fléchie jusqu'à la position étendue, le fémur réalise les mêmes mouvements en sens inverse; la pleine extension étant effective lorsque ce dernier est « verrouillé » (Chhabra, Elliott et Miller, 2004; Dufour, Pillu et Viel, 2006).

1.1.2.2 Les mouvements de rotation interne et externe du tibia

La rotation interne/externe du tibia intervient le long de l'axe longitudinal de ce dernier, c'est-à-dire l'axe qui parcourt sa diaphyse. Ce mouvement est de faible amplitude en raison de la présence des ligaments collatéraux et croisés qui limitent le déplacement angulaire de l'os. En revanche, elle est physiologiquement nécessaire puisqu'elle constitue un jeu articulaire sans lequel l'articulation serait constamment verrouillée et donc davantage soumise aux blessures. Les rotations du tibia autour de son axe interviennent naturellement lorsqu'un mouvement de flexion/extension est amorcé. En effet, durant la flexion, le tibia tend à tourner vers la ligne médiane du corps, c'est-à-dire vers l'intérieur, tandis qu'il pivote sur l'extérieur lors de l'extension (Dufour, Pillu et Viel, 2006).

1.2 Le ligament croisé antérieur

Le ligament croisé antérieur (LCA) forme avec son homologue postérieur le « pivot central du genou » (cf. Figure 1.2) (Dufour, Pillu et Viel, 2006). Les croisés tiennent leur nom de leur agencement spatial au sein de l'articulation fémoro-tibiale tandis les qualificatifs *antérieur* et *postérieur* font référence à la position de leur insertion sur le plateau tibial. Outre leur rôle de hauban retenant le tibia au fémur, les ligaments croisés revêtent chacun une fonction mécanique très précise. C'est par souci de concision que cette partie se limite à la seule présentation du ligament croisé antérieur.

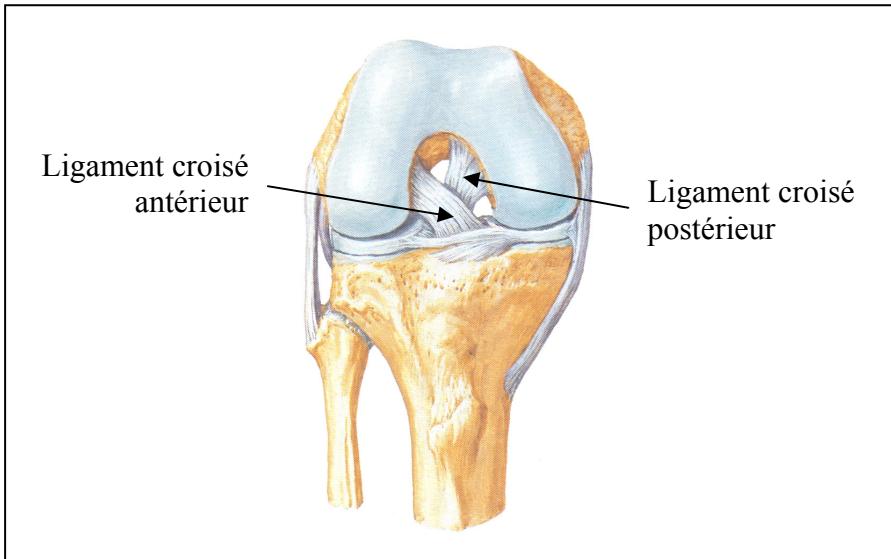


Figure 1.2 Ligaments croisés du genou.
Adaptée de Netter and Dalley (1997)

1.2.1 Anatomie

Le ligament croisé antérieur (LCA) est la structure fibreuse et élastique qui prend origine sur la face médiale du condyle fémoral latéral et qui parcourt l'articulation fémoro-tibiale obliquement pour s'insérer sur la partie antérieure du plateau tibial. On rapporte que sa longueur est comprise entre 31 et 38 mm pour une largeur de 10 à 12 mm (Beasley *et al.*, 2005; Karmani et Ember, 2003). Sa section, irrégulière, augmente depuis le site d'insertion jusqu'au site d'attache, passant ainsi de 34 mm^2 à près de 42 mm^2 (Duthon *et al.*, 2006). La structure dense et régulière du LCA dissimule une multitude de faisceaux de tissu conjonctif qui s'unissent pour former deux bandeaux distincts, les bandeaux antéro-médial et postéro-latéral. Ces derniers prennent respectivement origine sur les parties proximale et distale de l'attache fémorale du ligament tandis qu'ils s'insèrent sur les parties antéro-médiale et postéro-latérale de l'attache tibiale (cf. Figure 1.3) (Beasley *et al.*, 2005; Chhabra *et al.*, 2006; Duthon *et al.*, 2006; Karmani et Ember, 2003). Il est à noter que certains auteurs distinguent un troisième bandeau s'insérant au milieu des deux précédemment cités (Amis et Dawkins, 1991).

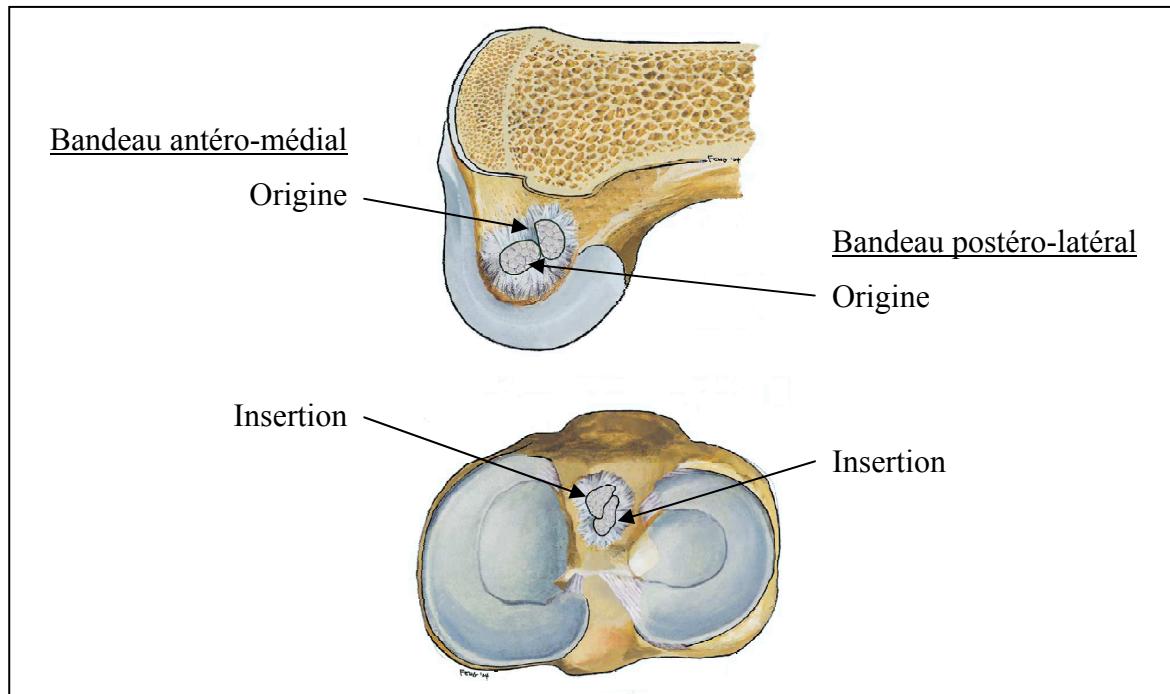


Figure 1.3 Origine et insertion des bandeaux du LCA.
Adaptée de Beasley *et al.* (2005)

1.2.2 Rôle mécanique dans l'articulation du genou

Comme toutes les structures molles du genou, le LCA est plus ou moins sollicité dépendamment du type de mouvement imposé au tibia et au fémur. Il est courant de distinguer un rôle primaire et plusieurs rôles secondaires.

1.2.2.1 Rôle primaire

Ce sont sa position et son orientation au cœur de l'articulation qui confèrent au LCA la responsabilité de prévenir les translations antérieures excessives du tibia. Quasi-parallèles à la direction antéro-postérieure, ses fibres disposent en effet de toute leur longueur pour s'étirer et retenir les mouvements dits « de tiroir ». Cependant, il est montré que leur efficacité varie en fonction de l'angle de flexion imposé au genou. En pleine extension, le LCA absorbe environ 75% de la charge associée à la translation antérieure appliquée. Pour

des angles de flexion de 30° et 90°, cette retenue se situe respectivement entre 82 et 89% et entre 74 et 85%. Enfin, la résistance à la traction du ligament est évaluée à 2200N. Il est à noter que les propriétés mécaniques du LCA diminuent sous l'effet de charges importantes et répétées, mais aussi avec l'âge (Butler, Noyes et Grood, 1980; Chhabra, Elliott et Miller, 2004; Duthon *et al.*, 2006; Lubowitz, Bernardini et Reid, 2008).

1.2.2.2 Rôles secondaires

Le LCA est également responsable de limiter la rotation interne du tibia, *a fortiori* lorsque le genou est proche de la pleine extension. Il agit alors à titre de retenue secondaire majeure. Enfin, il peut être amené à seconder les ligaments croisé postérieur et collatéraux pour prévenir la rotation externe du tibia et les mouvements de varus/valgus excessifs. On parle alors de retenue secondaire mineure (Duthon *et al.*, 2006; Karmani et Ember, 2003).

1.2.3 Physiopathologie

La majorité des ruptures partielles et totales du LCA survient au cours d'activités sportives où pivots, hyper-extensions et/ou changements brusques de direction sont fréquents (Dojcinovic *et al.*, 2005; Karmani et Ember, 2003; Lubowitz, Bernardini et Reid, 2008; Trojani *et al.*, 2004). Les mouvements et combinaisons de mouvements engendrés par ces situations sont particulièrement exigeants envers la structure ligamentaire car ils amènent souvent sa flexibilité et sa résistance au-delà de leurs limites physiologiques.

La translation antérieure excessive du tibia par rapport au fémur est la première cause de rupture du LCA. Elle peut être engendrée par un coup porté au mollet, par une force dirigée antérieurement qui tire le tibia vers l'avant ou encore par une contraction importante du quadriceps si celle-ci est couplée à une rotation interne du tibia ou à une hyper-extension du genou. En effet, la tension exercée par le tendon rotulien sur la tubérosité tibiale impose un déplacement non physiologique du tibia et donc un étirement particulièrement intense du ligament. Si un mouvement ajoute une charge supplémentaire à la structure fibreuse, le

risque de blessure s'accroît considérablement. Enfin, la torsion interne du tibia peut s'avérer dangereuse lorsqu'elle est doublée d'une force en valgus. Une force appliquée en valgus sur le genou tend à faire dévier les extrémités des os – distale pour le fémur et proximale pour le tibia – vers la ligne médiane du corps. Les surfaces articulaires médiales s'écartent et les ligaments sont mis en tension de manière non physiologique (Dojcinovic et al., 2005; Karmani et Ember, 2003; Trojani et al., 2004).

1.2.4 Symptomatologie associée à la rupture du LCA

Au moment de la blessure, un déchirement peut être perçu, voire entendu, à l'intérieur du genou. S'ensuit un gonflement de l'articulation ainsi qu'une impotence fonctionnelle dont l'intensité varie selon la sévérité de la lésion (Bull et Amis, 1998; Dojcinovic et al., 2005; Karmani et Ember, 2003; Lubowitz, Bernardini et Reid, 2008).

1.2.5 Conséquences fonctionnelles et mécaniques de la rupture du LCA

La cinématique du genou est fortement reliée à l'intégrité des structures osseuses, ligamentaires, méniscales et musculo-tendineuses qui le composent. Aussi, l'atteinte physiologique de l'un des ces éléments a pour conséquence une modification plus ou moins importante et problématique du fonctionnement normal de l'articulation (Friederich, 2004). La rupture du LCA, isolée ou connexe à d'autres blessures du genou, entraîne à court terme une laxité antéropostérieure (signe du tiroir antérieur) ainsi qu'une instabilité fonctionnelle dont l'intensité dépend de l'individu ainsi que du type et de la sévérité de la lésion (isolée ou non; partielle ou totale). À plus long terme, si la blessure n'est pas prise en charge ou si elle est traitée inadéquatement, des dommages collatéraux sont causés aux structures méniscales, cartilagineuses et capsulo-ligamentaires (Dojcinovic et al., 2005; Solomon et al., 2001; Trojani et al., 2004).

1.3 Le *Pivot Shift*

Le phénomène du *Pivot Shift*, également appelé « ressaut rotatoire », est un symptôme physique qui caractérise la plupart des genoux suite à une rupture du LCA. Il peut être reproduit dans le cadre d'un examen clinique grâce au test du *Pivot Shift*. Nous détaillons dans cette partie ces deux éléments clé.

1.3.1 Le phénomène

D'un point de vue biomécanique, le phénomène du *Pivot Shift* se traduit par une brusque réduction du plateau tibial latéral depuis une position de subluxation antérieure. En d'autres termes, le *Pivot Shift* caractérise le retour du tibia à sa position physiologique après que celui-ci ait été désaligné (cf. Figure 1.4). Cette instabilité complexe peut survenir durant une activité physique mais aussi au cours d'activités de la vie quotidienne telles que la marche, la montée et/ou la descente d'escaliers. D'un point de vue physique, les personnes atteintes décrivent une sensation peu agréable pendant laquelle ils sentent l'articulation « se dérober », « lâcher » sous l'effet de leur propre poids. Si trop fréquent, cet épisode s'accompagne d'un sentiment d'insécurité qui à terme peut s'avérer particulièrement handicapant (Bull et Amis, 1998; Lubowitz, Bernardini et Reid, 2008).

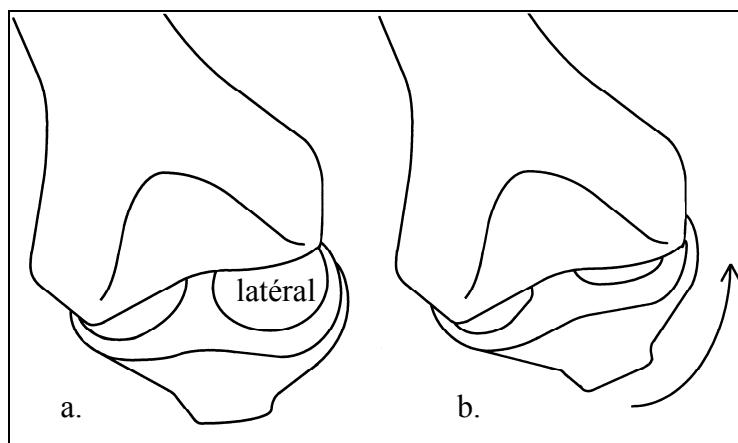


Figure 1.4 Phénomène du *Pivot Shift* :
Subluxation (a.) et réduction du tibia (b.).
Adapté de Bull et Amis (1998)

1.3.2 Le test

Décrit pour la première fois par Galway et MacIntosh en 1980, le test du *Pivot Shift* permet de reproduire le phénomène du même nom, et ce dans le but de juger du niveau d'instabilité de l'articulation. Il s'inscrit dans le cadre des évaluations cliniques pré- et post-opératoire, tant pour juger de l'état des structures articulaires, ligamentaires et musculo-tendineuses après la blessure que pour s'assurer de l'efficacité de la reconstruction chirurgicale.

1.3.2.1 La manipulation clinique

Le test du *Pivot Shift* s'exécute tandis que le patient est en position allongée. Face au membre considéré, le médecin empoigne fermement la partie médiale de la cheville (ou la plante du pied) ainsi que la partie latérale du genou. Le membre est alors maintenu en suspension et en pleine extension (cf. Figure 1.5). Par l'intermédiaire de la main positionnée en partie distale du membre, un moment de torsion interne est appliqué à la jambe. Ce dernier induit une rotation interne du tibia autour de son axe et par là même une subluxation interne de son plateau latéral. La flexion est ensuite progressivement induite tandis que la seconde main applique une force en valgus sur la face latérale externe du genou. Cette combinaison de mouvements tend à modifier l'activité musculaire, tendineuse et ligamentaire, et par conséquent la position des surfaces articulaires. C'est à 30° de flexion que s'opère le ressaut caractérisant la soudaine réduction du plateau tibial : c'est le phénomène du *Pivot Shift* (Bull et Amis, 1998; Galway et MacIntosh, 1980).

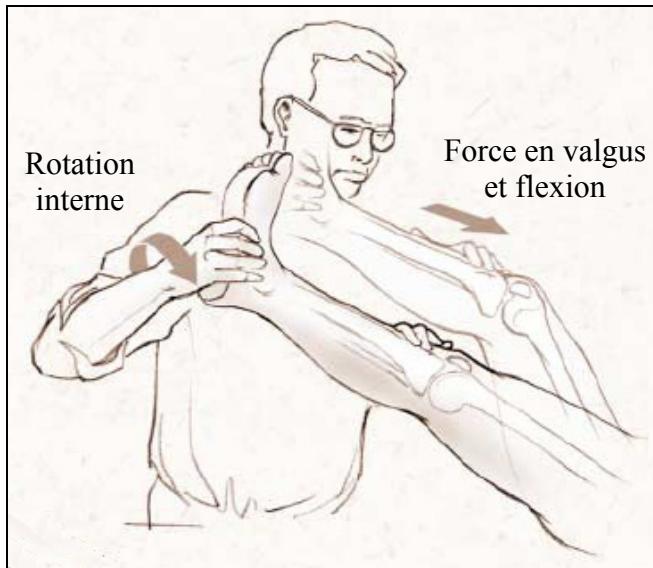


Figure 1.5 Test du *Pivot Shift*.
Adaptée de Solomon *et al.* (2001)

1.3.2.2 Le système de gradation

Selon l'amplitude et la soudaineté du ressaut ressenti par le médecin lors de l'exécution du test du *Pivot Shift*, le degré d'instabilité de l'articulation est traduit selon une échelle graduée entre 0 et 3+.

Le grade 0 est considéré comme normal. Aucun signe de ressaut n'est perceptible dans l'articulation.

Le grade 1+ (« glide ») est jugé presque normal. Le genou présente une légère réduction ressentie comme un « glissement » du plateau tibial. Il est à noter que les personnes présentant une laxité naturelle importante – i.e. des ligaments plus élastiques que la normale – peuvent obtenir un grade 1+ sans pour autant souffrir d'une blessure ligamentaire.

Le grade 2+ (« clunk ») est qualifié d'anormal. Le médecin ressent une réduction d'intensité modérée, le tibia semblant « sauter » depuis sa position de subluxation.

Le grade 3+ (« gross ») est attribué à un genou au comportement sévèrement anormal. Sous l'effet de la manipulation, l'articulation réduit brusquement et le déplacement du tibia est clairement visible (Galway et MacIntosh, 1980; Lubowitz, Bernardini et Reid, 2008).

1.3.2.3 Points forts et faibles

Le test du *Pivot Shift* tient sa force de son caractère dynamique. Contrairement à ses homologues statiques (tests de *Lachman* et du *tiroir antérieur*) – lesquels mesurent uniquement l'amplitude de la laxité antéropostérieure – le test du *Pivot Shift* associe forces et moments pour reproduire les conditions d'instabilité du genou. Ceci en fait le test le plus représentatif de la « fonctionnalité » de l'articulation. C'est ce qu'a conclu Kocher *et al.* de son étude menée en 2004 sur une cohorte de 202 patients. Il a en effet montré que le degré d'instabilité du genou (évalué par des médecins grâce au test) était fortement relié à certains symptômes tels que la douleur ou le boitement, mais aussi à la difficulté à réaliser des activités de faible à moyenne intensité (marche, course, montée d'escaliers, exécution de pivots, sauts...) (Kocher *et al.*, 2004).

Mais le test du *Pivot Shift* connaît aussi certaines limites. La première à trait à la diversité des techniques employées pour produire le ressaut. Il existe en effet plusieurs techniques de référence et chaque médecin est libre de choisir la manipulation qui lui convient le mieux. Avec le temps, il est possible que la technique choisie diffère de la technique originale en raison du fait que l'expérience du médecin s'accroît et que ce dernier est en mesure de s'approprier davantage la gestuelle du test. (Bull et Amis, 1998; Lane, Warren et Pearle, 2008; Solomon *et al.*, 2001). La seconde limite vient du caractère subjectif du test. Le grade proposé est entièrement relié à la manière dont le médecin ressent la cinématique du genou durant la manipulation. Aussi, deux médecins différents peuvent ne pas avoir le même diagnostic pour un même genou. Par ailleurs, nonobstant la technique utilisée, il existe de nombreux facteurs pouvant influencer le déroulement du test. La condition du patient (alerte et détendu, alerte et tendu, anesthésié) ou encore l'âge et le type de blessure (récente, ancienne, isolée ou concomitante) comptent parmi les éléments les plus souvent cités comme cause de grande variabilité dans les résultats (Amis, Bull et Lie, 2005; Bull et Amis, 1998; Lane, Warren et Pearle, 2008; Noyes *et al.*, 1991).

Forts de ces observations, plusieurs auteurs ont souligné la nécessité d'introduire un moyen plus objectif et plus reproductible d'évaluer le *Pivot Shift* (Amis, Bull et Lie, 2005; Amis et al., 2008; Hoshino et al., 2007; Kubo et al., 2007; Labbé, 2010; Noyes et al., 1991). Les solutions proposées sont détaillées dans le CHAPITRE 2.

1.4 Évaluation métrologique d'un instrument de mesure

L'évaluation métrologique, plus connue sous le nom de « validation », consiste à mettre en lumière la qualité des mesures obtenues d'un instrument. Cette discipline, cruciale dans le processus de développement, doit mettre en lumière les concepts de fiabilité, de validité et de précision de la mesure. Nous consacrons ce chapitre à la définition de ces trois termes.

1.4.1 Fiabilité

La fiabilité se définit comme la capacité d'un instrument à donner une mesure identique d'un même phénomène lorsque celui-ci ne change pas dans le temps. Cette notion recouvre plusieurs aspects différents; la stabilité et l'uniformité des résultats ainsi que la cohérence des éléments mesurés (Paolaggi, Coste et Auquier, 2001; Singh, 2007).

La *stabilité* ou *reproductibilité* des résultats est couramment identifiée grâce au test-retest. Cette analyse consiste à mesurer le phénomène étudié à plusieurs reprises en prenant soin de laisser une période de temps plus ou moins longue entre deux évaluations. Le but est de vérifier la capacité de l'instrument à fournir une mesure identique d'un même phénomène stable au cours du temps. L'*uniformité* des résultats est quant à elle mise en évidence grâce à l'analyse inter-évaluateurs. Le principe réside dans la mesure simultanée d'un même phénomène par plusieurs évaluateurs différents. L'objectif de cette analyse est de vérifier que l'ensemble des évaluateurs donne un résultat comparable et donc que le résultat est indépendant de la personne qui utilise l'instrument. Enfin, l'évaluation de la *cohérence des indicateurs* mesurés permet de garantir que le résultat représente exactement le phénomène étudié (Houser, 2008; Singh, 2007).

1.4.2 Validité

Couramment identifiée comme la capacité d'un instrument à mesurer ce qu'il est sensé mesurer, la notion de validité fait référence aux degrés d'efficacité et de pertinence avec

lesquels l'instrument représente le phénomène étudié. Il est courant d'avoir recours à un « gold standard » – instrument reconnu fiable et valide pour la mesure investiguée – pour s'enquérir de la validité d'un instrument (Paolaggi, Coste et Auquier, 2001; Smith et Albaum, 2005).

Il existe deux grands types de validité, à savoir la *validité externe* et la *validité interne*. La première est une évaluation de la capacité de l'instrument à être utilisé dans une situation autre que celle pour laquelle il a été développé (populations différentes, environnement différent, ...) : c'est un concept de généralisation. La validité interne réfère quant à elle à la rigueur avec laquelle les expérimentations sont conduites ainsi qu'à la capacité à envisager des explications alternatives aux phénomènes observés (Singh, 2007). La validité interne englobe les quatre concepts présentés ci-dessous.

La *validité apparente* est mise en évidence par une simple question : « la mesure est-elle pertinente face au concept étudié? ». En d'autres termes, on cherche à savoir si extérieurement parlant (i.e. pour quelqu'un qui ne connaît pas l'instrument et le protocole de mesure), l'instrument utilisé est à même de mesurer ce que l'on cherche à mesurer. Si un instrument mesurant des volumes associe à la quantité mesurée une unité de longueur, la validité apparente n'est pas vérifiée. La *validité de contenu* réfère à l'adéquation des indicateurs avec le sujet étudié. En effet, il existe des indicateurs qui peuvent être plus ou moins précis ou plus ou moins efficaces dans la représentation d'un phénomène ou d'un concept. Aussi, si les indicateurs choisis ne sont pas optimaux, le résultat de la mesure peut ne pas être précis. La *validité de critère* est une évaluation de la performance de l'instrument comparativement à une autre méthode de mesure considérée comme valide. On a alors recours à un « gold standard » dont l'utilisation est reconnue pour le phénomène sous investigation. Enfin, la *validité de construit* permet de vérifier que les mesures obtenues d'un instrument permettent de confirmer une hypothèse en lien avec l'élément mesuré (Houser, 2008; Leplège, 2001; Singh, 2007; Smith et Albaum, 2005).

Bien que très distincts, les concepts de validité et de fiabilité sont étroitement liés. La validité est en effet une condition *sine qua non* au concept de fiabilité; un instrument valide étant forcément fiable. L'inverse, en revanche, ne se vérifie pas dans la mesure où un instrument peut être fiable sans forcément être valide (Houser, 2008; Leplège, 2001; Singh, 2007).

1.4.3 Précision

La mesure d'un phénomène fournit une valeur qui diffère plus ou moins de la réalité. La différence observée entre la valeur obtenue et la valeur réelle constitue l'erreur de mesure imputable à l'instrument. La précision est un concept directement lié à la quantité d'erreurs associée au processus de mesure; elle est d'autant meilleure que les erreurs de mesure sont faibles (Burns et Grove, 2005; Houser, 2008).

Il est courant de distinguer les *erreurs aléatoires* des *erreurs systématiques*. Les erreurs aléatoires, comme leur nom le suggère, sont dues à des variations imprévisibles du système de mesure. Ces erreurs peuvent aussi bien surestimer que sous-estimer la valeur de l'attribut mesuré. Il est donc possible de minimiser ces erreurs en répétant un grand nombre de fois la procédure de mesurage. Les variations observées autour de la moyenne (i.e. l'écart-type) sont un bon indicateur de la quantité d'erreurs aléatoires (Houser, 2008; Morris, 2001b). Les erreurs systématiques ou erreurs de biais sont généralement constantes d'une mesure à une autre et affectent la précision des mesures sans pour autant affecter leur cohérence (Houser, 2008). Elles peuvent émaner de l'instrument lui-même, de l'évaluateur, du sujet ou encore de l'environnement dans lequel l'instrument est utilisé (Morris, 2001a; Smith et Albaum, 2005).

Les erreurs aléatoires émanent souvent d'un manque de fiabilité. Elles constituent des freins à la cohérence et à la crédibilité des mesures (Houser, 2008; Paolaggi, Coste et Auquier, 2001). Les erreurs systématiques, en revanche, sont un indicateur de la validité de l'instrument de mesure. Elles sont d'autant plus importantes que la validité est faible (Houser, 2008).

1.5 La fluoroscopie

La fluoroscopie est un système d'imagerie médicale utilisant les rayons X pour l'observation en temps réel de structures dynamiques internes au corps humain. Nous présentons dans cette partie un bref historique de cette technologie, son fonctionnement ainsi qu'un type de fluoroscope dédié à l'observation en 3D.

1.5.1 Historique

Inspiré par les découvertes de Wilhelm Röntgen (1845-1923) relatives aux rayons X et par la capacité de ces derniers à exciter certains éléments chimiques, ce fut Thomas Alva Edison (1847-1931) qui présenta à l'occasion de la *Electrical Exposition* de 1896 ce que l'on considère aujourd'hui comme l'ancêtre du fluoroscope. Constitué d'un écran fluorescent et d'un tube à rayon X confinés dans une chambre noire, cet appareil pour le moins rudimentaire fit la fierté de l'exposition. Des milliers de visiteurs furent invités à découvrir l'incroyable capacité des rayons à révéler l'anatomie osseuse, notamment en observant le squelette de leur main placée sous le fluoroscope (Sebastian, 2001; The New York Times, 1896).

Forts de cette découverte, les médecins ont rapidement envisagé la portée de cette technologie au sein du milieu médical (cf. Figure 1.6). Malheureusement, les rayons X étaient encore mal connus à cette époque et de nombreuses personnes ont appris à leurs dépends les méfaits d'une utilisation intensive et peu contrôlée. Brûlures sévères, nécroses des tissus, amputations voire décès étaient les manifestations les plus couramment rencontrées après une exposition prolongée au rayonnement ionisant. Aujourd'hui, le fluoroscope est avant tout un outil de diagnostic et d'intervention médicale dont la fabrication et l'utilisation sont soumises à une réglementation très stricte.



Figure 1.6 Examen fluoroscopique (1933).
Tirée de Schueler (2000)

1.5.2 Caractéristiques techniques

Le fluoroscope (du latin « fluo » : *coulér* et du grec « skopein » : *regarder* (Sebastian, 2001)) est composé d'une chaîne d'éléments qui ensemble contribuent à l'observation des structures internes au corps humain (cf. Figure 1.7 et Figure 1.8). Le principe est de générer, en un temps très court, une grande série d'images radiographiques et de les assembler pour en faire une radioscopie, c'est-à-dire une séquence en mouvement.



Figure 1.7 Fluoroscope avec amplificateur de brillance.
Tirée de Siemens (2005)

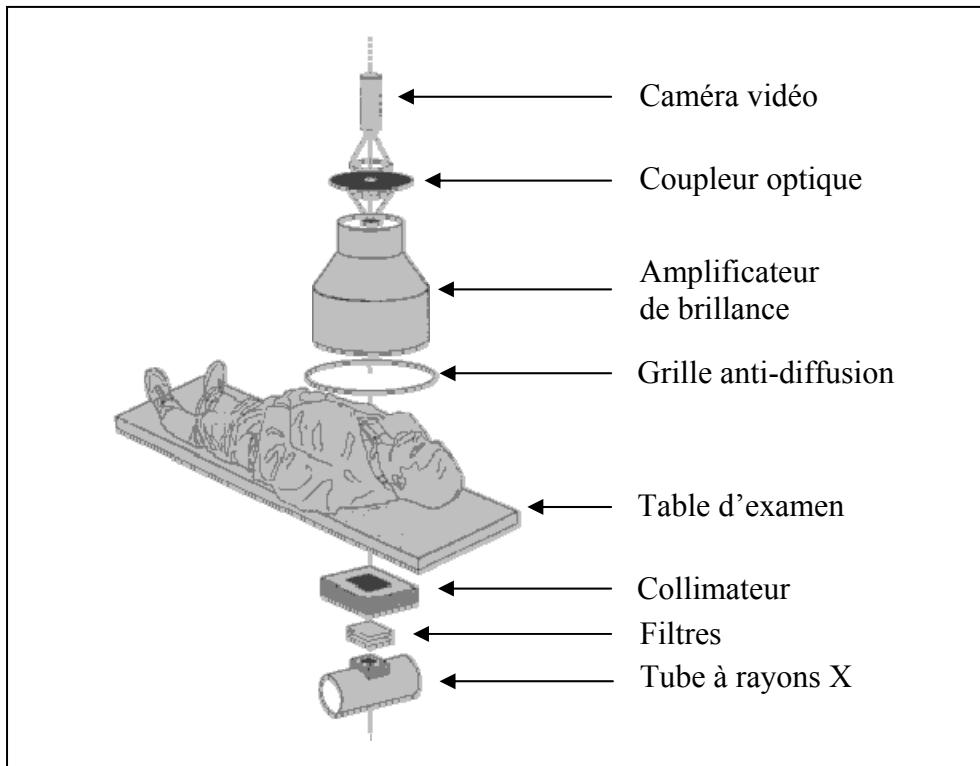


Figure 1.8 Chaîne d'éléments interne au fluoroscope.
Adaptée de Bushberg *et al.* (2002, p. 232)

1.5.2.1 Le générateur et le tube à rayons X

Le premier élément de la chaîne est le générateur à rayons X. Il est conçu pour délivrer une tension d'amplitude relativement élevée (entre 20,000 et 150,000V), laquelle est transformée en un faisceau de rayons X à l'intérieur du tube à rayons X (cf. Figure 1.8). Au sein du tube, les électrons sont produits à partir d'un filament chauffé puis accélérés par la différence de potentiel produite par le générateur vers une anode de tungstène. L'émission des rayons X résulte de l'interaction des électrons accélérés avec la matière, c'est-à-dire avec l'anode. Plus précisément, lorsqu'un électron passe à proximité d'un noyau atomique de tungstène, celui-ci est dévié par la charge positive de l'atome et sa trajectoire est brusquement modifiée. L'électron libère alors son énergie cinétique sous forme de rayonnement électromagnétique, ce sont les rayons X (Bushberg *et al.*, 2002; Schueler, 2000; Seibert, 1997).

1.5.2.2 Les filtres

Ces éléments prennent tout leur sens dans la pratique médicale. En effet, les filtres ont pour fonction de bloquer les rayons de faible énergie. Ces rayons sont inutiles dans le processus de formation de l'image en raison de leur intensité mais leur émission et leur absorption par le corps font qu'ils contribuent à l'augmentation de la dose administrée au patient. Les matériaux les plus couramment employés pour la fabrication des filtres sont l'aluminium et le cuivre, avec une prévalence pour le cuivre dans les systèmes utilisant des doses de rayonnement plus importantes (angiographie et fluoroscopie interventionnelle) (Schueler, 2000).

1.5.2.3 Le collimateur

Le collimateur est constitué d'obturateurs radio-opaques qui définissent tant la taille que la forme du faisceau de rayons X. L'utilisation d'un collimateur permet d'augmenter la partie efficiente du faisceau. Plus précisément, le fait de concentrer les rayons sur la zone d'intérêt tend à limiter le champ d'action du faisceau. Sont par conséquent réduits la dose de rayonnement administrée au patient ainsi que le rayonnement secondaire (rayonnement non utilisé pour l'observation mais dispersé dans l'environnement proche du fluoroscope). Par ailleurs, en concentrant les rayons sur la zone d'intérêt, le collimateur améliore le contraste des images (Bushberg *et al.*, 2002; Schueler, 2000).

1.5.2.4 L'amplificateur de brillance

L'amplificateur de brillance est l'élément clé de la fluoroscopie. Il assure non seulement la transformation des rayons X en lumière visible mais aussi l'amplification du signal. Pour ce faire, il est doté de trois composants majeurs placés dans un cuvelage sous vide : une surface d'entrée, un ensemble d'électrodes et une surface de sortie (cf. Figure 1.9).

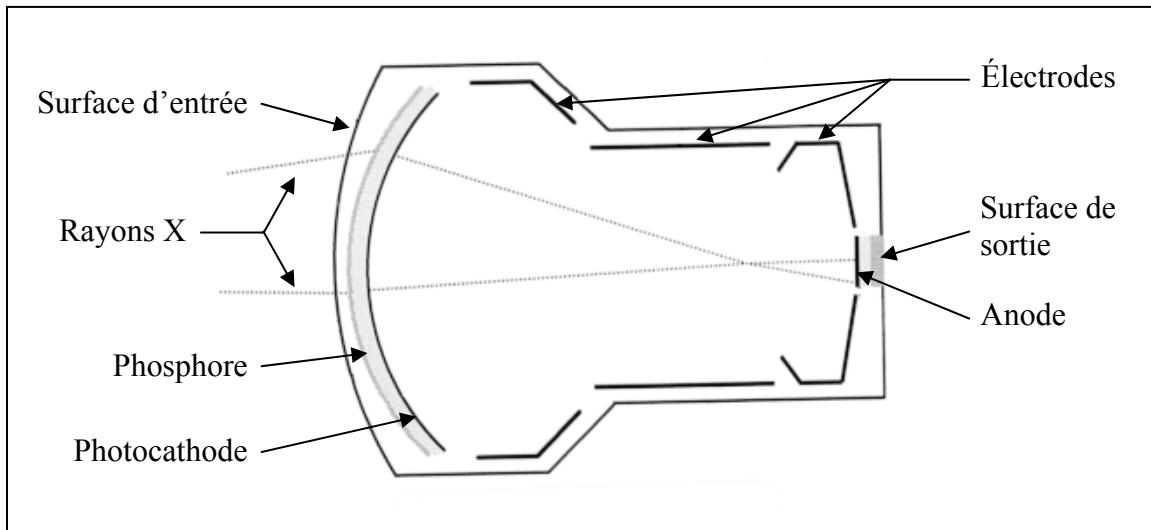


Figure 1.9 Amplificateur de brillance.
Adaptée de Schueler (2000)

L'écran situé à l'entrée de l'amplificateur est recouvert d'une couche de phosphore à l'iodure de césum (CsI) qui absorbe les rayons X et transforme leur énergie en lumière visible. Ce dernier doit être suffisamment épais pour garantir l'absorption de la majorité des rayons X mais aussi suffisamment fin pour ne pas entacher la résolution spatiale de l'image. Les photons de lumière visibles obtenus du phosphore traversent ensuite une photocathode – fine couche d'antimoine et de métaux alcalins – qui assure la conversion de chacun d'eux en plusieurs électrons. On estime qu'un photon X de 60 keV frappant la surface d'entrée de l'amplificateur peut produire jusqu'à 400 électrons.

Ces électrons sont ensuite accélérés par le champ électrique généré à l'intérieur de l'enceinte sous vide. Pour éviter leur dispersion et assurer leur rencontre avec la surface de sortie – de taille inférieure à celle d'entrée – les électrons sont guidés par un ensemble d'électrodes disposés à l'intérieur même de l'enceinte.

La surface de sortie est quant à elle composée d'un sulfure mixte de zinc et de cadmium activé à l'argent (ZnCdS:Ag). Ce composé chimique a la propriété d'émettre un grand nombre de photons de lumière verte lorsqu'il est traversé par des électrons. C'est ici que le

terme d'amplificateur prend tout son sens. En effet, on estime qu'un électron traversant la surface de sortie peut à lui seul émettre plus de 1000 photons. Par ailleurs, la surface de sortie est bien plus petite que la surface d'entrée, de sorte que le nombre de photons par unité de surface est considérablement accru. Il en résulte une augmentation importante de la brillance de l'image formée en sortie.

Il existe plusieurs types d'amplificateurs de brillance, avec des champs de vue de 23, 30, 35 ou 40 cm. Plus le champ de vue est important, plus la surface observable peut être importante. Ainsi, les amplificateurs les plus larges sont typiquement employés pour l'observation de l'abdomen ou du cerveau. Les plus petits sont couramment utilisés pour les examens du cœur, lesquels requièrent un champ de vue plus ajusté (Bushberg et al., 2002; Schueler, 2000; Wang et Blackburn, 2000).

1.5.2.5 Le coupleur optique

Le coupleur optique est placé à la sortie de l'amplificateur de brillance (cf. Figure 1.8). Il effectue le transfert de l'image délivrée par la surface de sortie de l'amplificateur vers un système de vidéo facilitant sa visualisation et son enregistrement. Cet élément contrôle la luminosité des images incidentes et informe le générateur de rayons X, auquel il est directement relié, si des changements doivent être opérés. Si les images sont trop sombres, le générateur doit ajuster la quantité de rayons X à être émise en modifiant le voltage distribué au tube à rayons X. Inversement, si les images sont trop claires, le générateur ajuste les paramètres d'entrée de façon à les assombrir (Bushberg et al., 2002; Van Lysel, 2000).

1.5.3 Mode de fonctionnement

Le fluoroscope peut fonctionner selon plusieurs modes. Le *mode pulsatif* est un mode de fonctionnement selon lequel les rayons X sont générés par des impulsions dont la durée varie entre 3 et 10 ms. Comparativement au *mode continu*, pour lequel les rayons sont émis de manière ininterrompue, le mode pulsatif réduit le temps d'exposition et donc la dose de

rayonnement ionisant à laquelle est soumis le patient. Ce mode présente également l'avantage de réduire le flou qui peut être introduit dans l'image fluoroscopique lors de l'observation d'une structure en mouvement. En effet, plus le temps d'acquisition est réduit, plus les images sont formées rapidement et moins le mouvement de la structure est perceptible (Bushberg et al., 2002; Schueler, 2000).

La fréquence d'acquisition des images fluoroscopiques est un paramètre qui détermine le nombre d'images générées et enregistrées par seconde. Le choix de ce paramètre dépend de l'utilisation qui est faite du fluoroscope. Les fluoroscopes courants sont configurés pour offrir des fréquences allant de 7 à 30 images par seconde. Lors de l'observation d'une structure statique, une fréquence d'acquisition faible suffit. Pour un objet dynamique, il faut tenir compte de la vitesse de ce dernier et augmenter la fréquence en conséquence. Il est à noter que la fréquence d'acquisition est directement corrélée à la dose de rayonnement ionisant émise; plus le nombre d'images produites est élevé, plus la quantité de rayons X produits est importante, ce qui contribue à l'augmentation de la dose d'irradiation. (Bushberg et al., 2002; Schueler, 2000; Seibert, 1997; Tashman, 2008).

Les images observées à travers le fluoroscope sont plus ou moins entachées de distorsions, c'est-à-dire des déformations qui affectent la forme réelle des objets observés. Les distorsions « en coussinet » sont des déformations géométriques non-linéaires qui déforment l'image en périphérie uniquement (cf. Figure 1.10). Cet effet de grossissement est dû au fait que le faisceau de rayons X est projeté sur une surface convexe à l'entrée de l'amplificateur de brillance. Les distorsions en « S » sont quant à elles causées par l'interaction des rayons X avec un champ électromagnétique (cf. Figure 1.10). En l'absence de tout obstacle, les rayons X qui se forment à l'intérieur de l'amplificateur de brillance se déplacent en ligne droite. Mais leur parcours peut être affecté par la présence d'un rayonnement électromagnétique externe lorsque celui-ci est placé à proximité de l'amplificateur. Parmi les sources qui perturbent la course des rayons X se trouve le champ magnétique terrestre. Plus le diamètre de l'amplificateur est important, plus les images sont susceptibles de souffrir de distorsions en « S » (Bushberg et al., 2002; Wang et Blackburn, 2000).

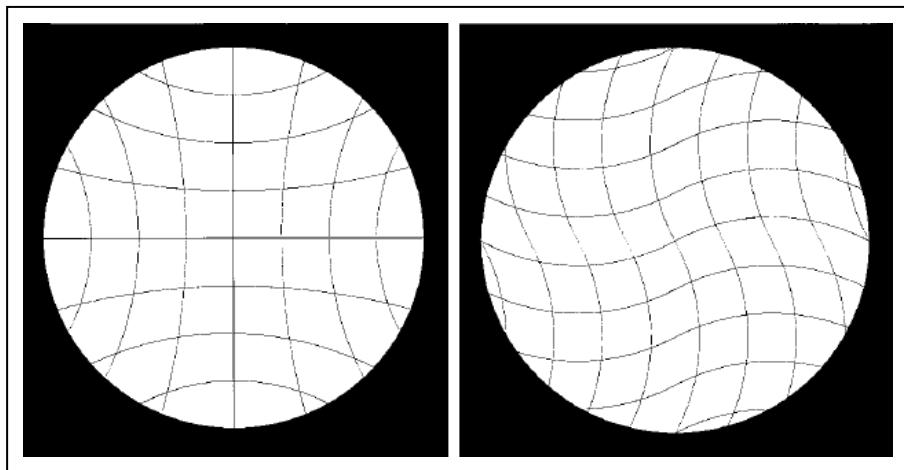


Figure 1.10 Distorsions « en coussinet » (droite) et en « S » (gauche).
Tirée de Wang et Blackburn (2000)

Les quantités de rayons X utilisées pour former les images fluoroscopiques sont bien moins élevées que celles utilisées pour former les images radiographiques conventionnelles. En raison du nombre important d'images acquises durant un examen fluoroscopique, cette précaution vise à limiter la dose de rayonnement ionisant reçue par le patient. Les images fluoroscopiques sont par conséquent davantage bruitées que leurs homologues radiographiques. Une des méthodes couramment utilisée pour réduire le bruit aléatoirement réparti dans les images est d'en moyenner plusieurs pour en former une. L'intensité des pixels de l'image résultante est une moyenne des pixels formant les N images combinées. Cette méthode réduit la variabilité des intensités des pixels et permet donc de « lisser » l'image. On considère que la moyenne de N images fluoroscopiques réduit le bruit par un facteur de la racine carrée de N. Ainsi, plus le nombre d'images combinées est grand, plus le résultat est lisse. Cependant, cette technique n'est efficace que lors de l'observation d'objets statiques ou quasi-statiques. Le moindre mouvement de l'objet est susceptible de créer un effet de *lag*, c'est-à-dire un effet de trainée derrière l'objet qui correspond à l'empreinte de ses positions passées (cf. Figure 1.11) (Bushberg et al., 2002; Pooley, McKinney et Miller, 2001; Van Lysel, 2000).

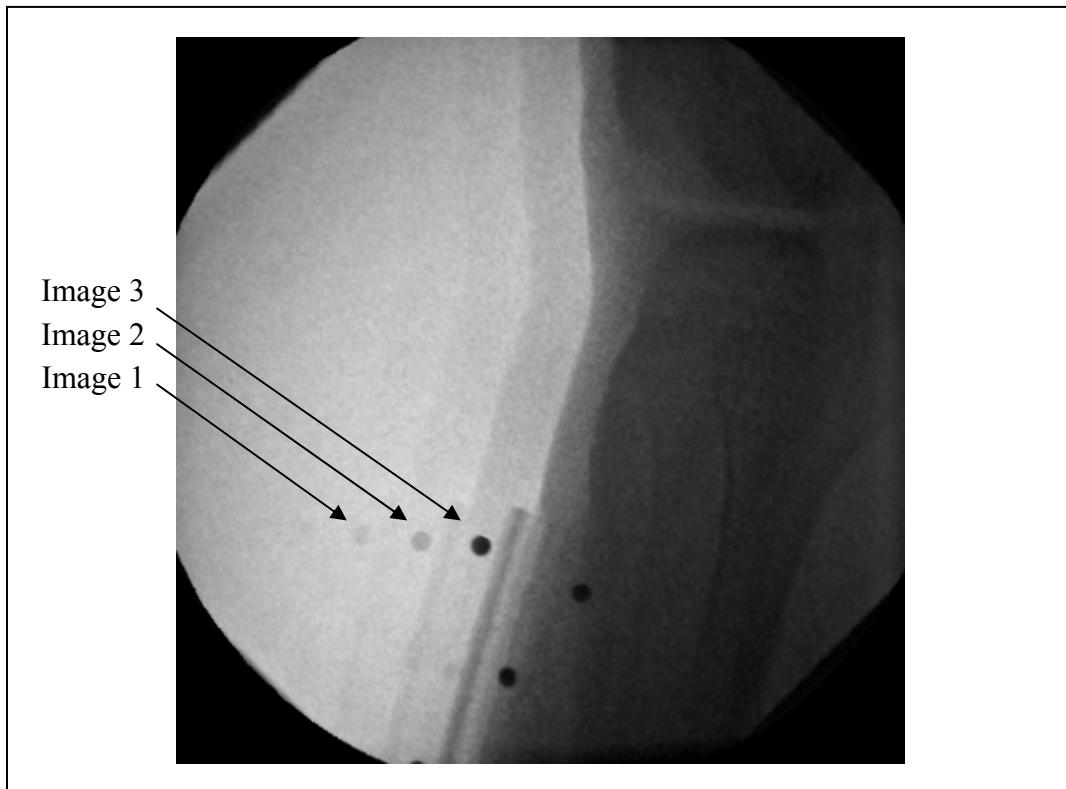


Figure 1.11 Effet de trainée (*lag*) sur une image fluoroscopique : suivi d'une bille radio-opaque.

Il existe plusieurs types de fluoroscope (mono- et biplan) qui s'adaptent à la région observée et à l'utilisation qui en est faite. Le fluoroscope biplan que nous présentons ici est utilisé en neuro-angiographie, discipline visant l'étude des vaisseaux sanguins parcourant le cerveau (cf. Figure 1.12). C'est un système intégrant deux chaînes complètes; soit deux générateurs, deux amplificateurs de brillance, deux tubes à rayons X ainsi que deux systèmes vidéo. La dualité des chaînes présente plusieurs avantages en imagerie médicale. Elle permet entre autres de réduire la quantité d'agent de contraste administré au patient ou encore de faciliter l'observation simultanée des structures en offrant deux plans de vue différents. Cependant, il est important de noter que les deux chaines ne fonctionnent pas de façon synchrone. En effet, les rayons X produits par chacune des chaines sont envoyés par impulsions décalées. De sorte, le rayonnement diffus émis par le faisceau de rayons X issu d'une des deux chaînes

n'interfère pas avec le faisceau de rayons X issu de la seconde chaîne (Bushberg *et al.*, 2002).

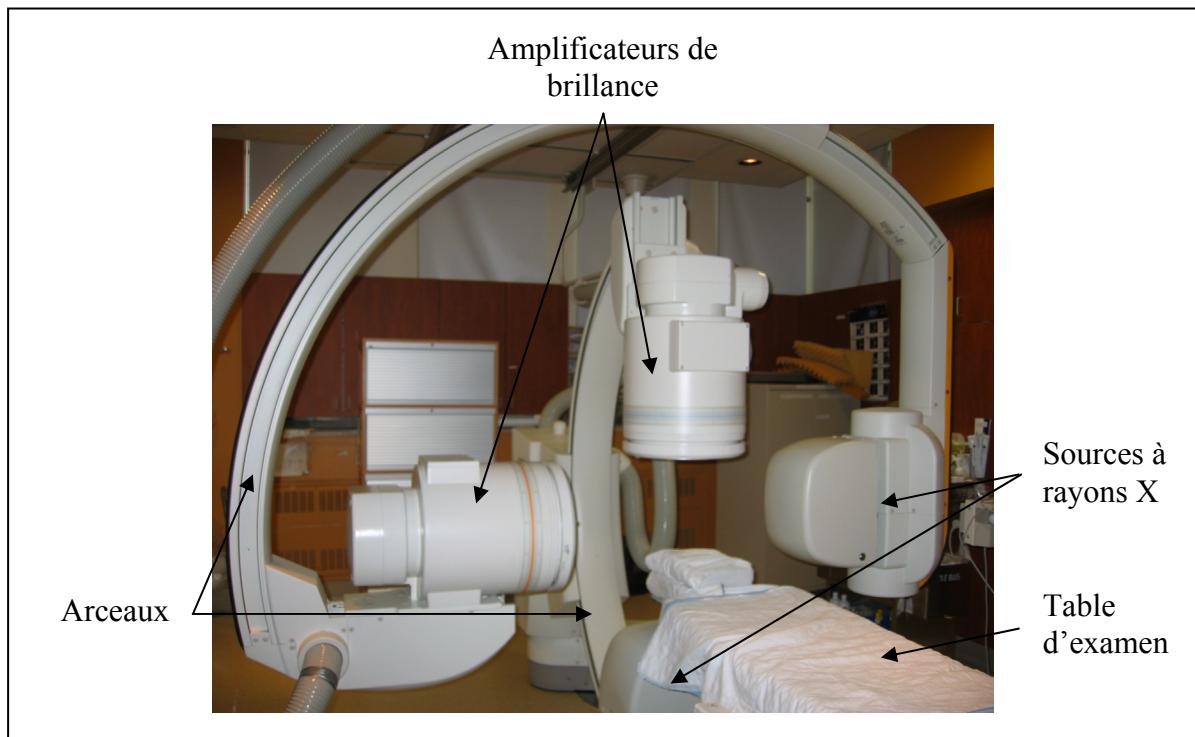


Figure 1.12 Fluoroscope biplan.
Hôpital Notre-Dame du Centre hospitalier de l'université de Montréal (Canada)

La fluoroscopie occupe une place importante dans le domaine de la biomécanique. Elle constitue en effet un outil méthodologique très intéressant lorsque vient le temps d'observer *in vivo* le comportement dynamique des articulations. Elle permet de s'affranchir des artefacts liés au déplacement de la peau qui enveloppe les os, principale limite des analyses biomécaniques effectuées à l'aide de marqueurs cutanés (Sati *et al.*, 1996b). Elle est également peu invasive, comparativement aux études réalisées avec des marqueurs intracorticaux. Dans le cadre du genou, la fluoroscopie monoplan est particulièrement utilisée pour évaluer la cinématique de l'articulation après une arthroplastie. En recalant des modèles osseux numériques 3D issus de clichés CT-scan ou IRM sur les images fluoroscopiques, il est possible de s'enquérir des déplacements de l'articulation dans l'espace durant un

mouvement de flexion, un accroupissement, la montée d'escaliers ou encore durant la marche (Dennis et al., 2005; Leardini et al., 2006; Moro-Oka et al., 2008; Yamazaki et al., 2005; Zihlmann et al., 2006). Cependant, la fluoroscopie est limitée par le fait que les mouvements 3D de l'articulation soient enregistrés en 2D (un seul plan d'acquisition). La précision des analyses est jugée insuffisante dans la direction perpendiculaire au plan d'observation. C'est la raison pour laquelle la fluoroscopie biplan lui est préférée (Anderst et al., 2009; Fregly, Rahman et Banks, 2005; Li, Van de Velde et Bingham, 2008; You et al., 2001). Outre son applicabilité très intéressante, la fluoroscopie a l'avantage d'être une ressource matérielle relativement accessible (Li, Wuerz et DeFrate, 2004).

CHAPITRE 2

REVUE DE LA LITTERATURE

Face à la subjectivité et au manque de répétabilité du test du *Pivot Shift*, plusieurs auteurs ont souligné la nécessité d'introduire un moyen efficace pour objectiver l'évaluation de l'instabilité et diminuer la variabilité de l'examen clinique (Amis, Bull et Lie, 2005; Noyes *et al.*, 1991). En réponse à cette recommandation, quelques groupes de chercheurs ont proposé des appareils de mesure non invasifs, spécifiquement conçus pour être utilisables dans un contexte d'évaluation clinique. Nous proposons dans ce chapitre une revue des différents modèles proposés.

2.1 Modèle de Kubo *et al.* (2007)

En 2007, Kubo *et al.* affirment que « pour une évaluation clinique précise des genoux présentant une rupture du ligament croisé antérieur et des genoux reconstruits chirurgicalement, une évaluation précise du test du *Pivot Shift* est essentielle ». Il propose alors un appareil muni de trois sangles sur lesquelles sont installés des capteurs électromagnétiques. Les sangles sont placées autour de la cuisse, de la jambe et de la cheville et les capteurs mesurent les translations postérieure et latérale du tibia ainsi que la vitesse maximale du mouvement de réduction (cf. Figure 2.1). Les résultats montrent qu'il existe une bonne corrélation entre le grade attribué à l'articulation et les trois paramètres précités. Cependant, il est important de noter que la méthodologie employée réduit considérablement la variabilité naturelle existant entre les patients. En effet, l'auteur tient compte de toutes les mesures effectuées sur un même genou, si bien qu'il obtient 146 enregistrements pour une cohorte de 25 participants uniquement.

Par ailleurs, l'auteur indique qu'une étude préliminaire lui a permis d'évaluer la précision de l'instrument. En comparant les translations obtenues grâce à l'un des capteurs avec celles obtenues grâce à un marqueur intra-cortical, il conclut que l'erreur en translation de son

instrument s'élève à 0,85 mm. Cependant, la méthodologie associée à cette étude de précision n'est pas suffisamment détaillée pour nous permettre de juger de sa pertinence.

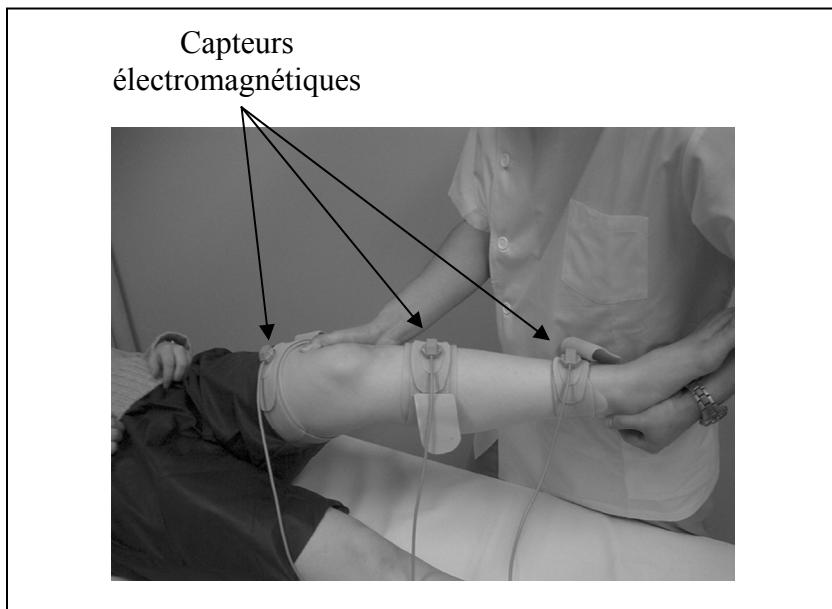


Figure 2.1 Instrument de mesure du *Pivot Shift*.
Tirée de Kubo *et al.* (2007)

2.2 Modèle de Hoshino *et al.* (2007)

En 2007, l'équipe de Hoshino propose un appareil composé de deux bandes velcro s'attachant au dessus et au dessous du genou et munies de capteurs électromagnétiques (cf. Figure 2.2). Cet appareil est utilisé pour mesurer l'amplitude de la translation tibiale ainsi que l'accélération de la réduction subséquente. L'étude menée sur 30 patients anesthésiés établit une corrélation significative entre les grades 0, 1 et 2 et les paramètres cinématiques mesurés. De plus, pour chacun des paramètres étudiés, une différence significative entre les genoux sains et pathologiques est à noter. Cependant, cette étude présente quelques limitations qu'il est important de mentionner. Premièrement, le test est réalisé sur des patients anesthésiés. Les muscles des jambes étant relâchés, le *Pivot Shift* est plus facile à produire que lorsque les patients sont alertes, condition normale lors d'une évaluation clinique (Bull et Amis, 1998). Deuxièmement, seule la translation tibiale est prise en compte. Or le phénomène du

Pivot Shift comprend également une composante rotationnelle qui est ici négligée. Enfin, aucune étude de validité ne semble avoir été menée sur cet appareil.

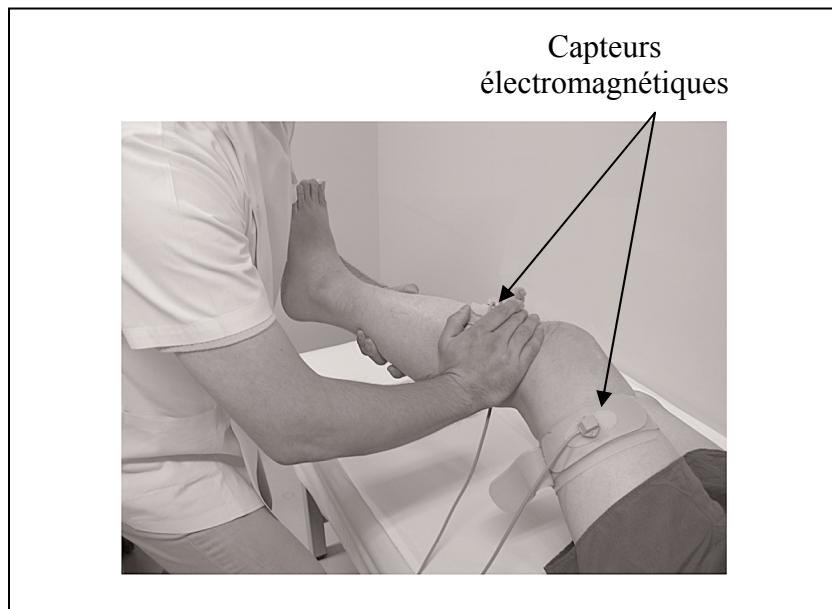


Figure 2.2 Instrument de mesure du *Pivot Shift*.
Tirée de Hoshino et al. (2007)

2.3 Modèle de Amis *et al.* (2008)

En 2008, Amis et son équipe proposent un système muni de clamps qui s'insèrent au niveau des condyles fémoraux. Ces clamps sont attachés à une barre stabilisatrice qui tient en place grâce à une sangle enserrant la cuisse (cf. Figure 2.3). Un capteur électromagnétique est installé sur la barre de façon à enregistrer les mouvements de cette dernière durant le test du *Pivot Shift*. Le but de l'étude est de vérifier la faisabilité d'utiliser ce type de système pour mesurer la cinématique du genou durant des tests de laxité tout en assurant une précision acceptable du point de vue clinique. Les auteurs proposent donc une évaluation de la précision consistant à comparer les déplacements des capteurs positionnés sur l'attache et sur le tibia avec les déplacements de capteurs du même type insérés directement dans les os. Les résultats montrent que pour un mouvement lent, la précision du système atteint 1 mm en translation et 1° en rotation. En revanche, lors du test du *Pivot Shift*, le système ne semble

pas en mesure de suivre le mouvement de l'os. Les auteurs concluent que le design de l'instrument n'est pas adapté en raison de son inertie, et qu'il nécessite de nouveaux développements.

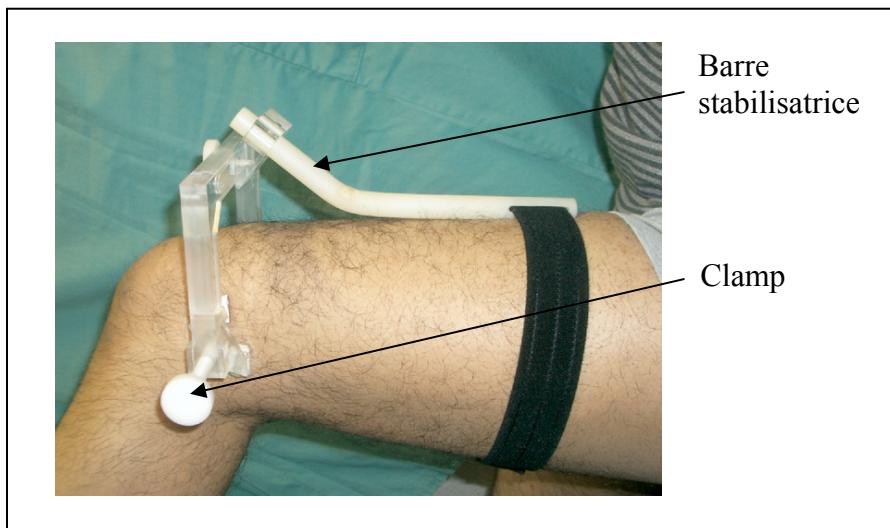


Figure 2.3 Instrument de mesure du *Pivot Shift*.
Tirée de Amis *et al.* (2008)

2.4 Modèle de Labbé (2010)

Plus récemment, Labbé (2010) a développé un système d'attaches qui se matérialise par deux sangles élastiques (cf. Figure 2.4). La sangle fémorale dispose de deux clamps, des dispositifs spécialement conçus pour limiter le déplacement de la peau autour de l'articulation. Le clamp latéral s'insère dans l'interstice situé entre la bande ilio-tibiale et le tendon du biceps femoris tandis que la tubérosité formant le haut du condyle médial sert de support au second clamp. Ces sites d'insertion ont été choisis sur la base d'une étude montrant qu'à ces endroits précis, les artéfacts dus au mouvement de la peau sont moindres (Sati *et al.*, 1996b). La sangle tibiale est dépourvue de clamp, elle épouse la partie proximale de la crête tibiale, c'est-à-dire la face antérieure de la jambe où l'os saillit sous une fine couche de peau. Deux capteurs électromagnétiques Fastrak (Polhemus, Colchester, Vermont) enregistrent la cinématique 3D des deux sangles. Les vitesses et accélérations de ces

dernières sont ensuite calculées par dérivation des données cinématiques de positionnement dans l'espace.

En analysant les données provenant de 107 enregistrements réalisés sur 65 sujets grâce à la collaboration de 9 chirurgiens orthopédistes, Labbé montre que la vitesse et l'accélération de la translation tibiale sont les paramètres les plus significatifs lorsqu'il s'agit de distinguer les enregistrements associés à différents grades. En effet, le Tableau 2.1 montre que les valeurs de ces deux paramètres augmentent de façon significative avec le grade clinique tandis que l'amplitude de la translation tibiale, paramètre couramment utilisé pour quantifier le *Pivot Shift*, n'augmente que très peu. Labbé met alors en place un classificateur qui utilise la vitesse et l'accélération de la translation tibiale pour attribuer un grade objectif aux *Pivot Shift* enregistrés. Les résultats montrent que le classificateur est en adéquation avec le grade attribué par l'orthopédiste – utilisé comme « gold standard » – dans 66% des cas. Dans 95% des cas, le grade attribué par le classificateur diffère de un grade ou moins de celui attribué par l'orthopédiste.

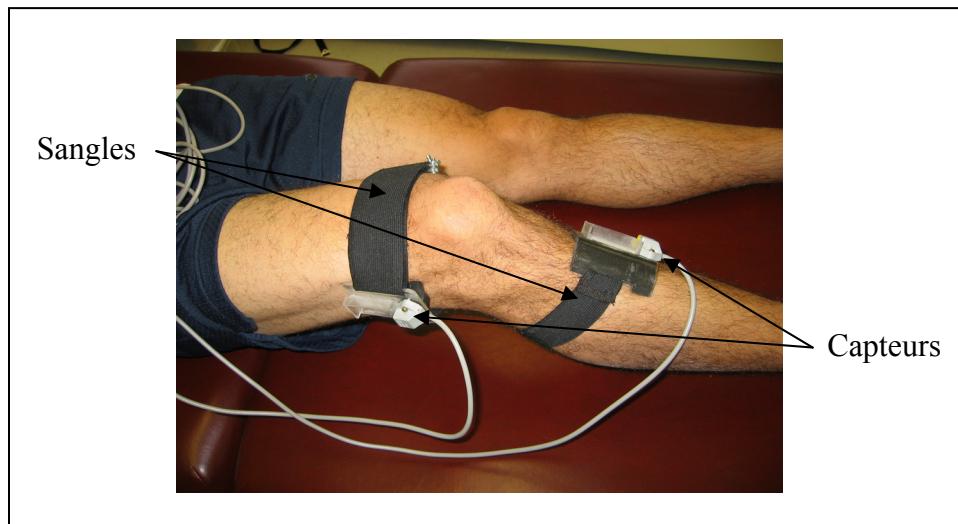


Figure 2.4 Instrument de mesure du *Pivot Shift*.
Tirée de Labbé (2010)

Tableau 2.1 Paramètres cinématiques moyens associés à la translation tibiale durant le *Pivot Shift* (Labbé, 2010)

	Grade clinique			
	0	1	2	3
Accélération moyenne (mm/s²)	0,21	0,25	0,34	0,6
Écart-type	0,12	0,14	0,2	0,33
Vitesse moyenne (mm/s)	42,5	48,4	58,5	90,4
Écart-type	33,2	28,3	38,1	53,9
Amplitude moyenne (mm)	14,4	15,8	15,8	16,9
Écart-type	6,9	6,4	6,9	5,4

2.5 Comparatif

Afin de faciliter la comparaison des différents instruments présentés ci-haut, nous avons regroupé leurs principales caractéristiques dans le tableau récapitulatif suivant.

Tableau 2.2 Caractéristiques principales des instruments de mesure du *Pivot Shift* présentés dans la littérature

	Kubo (2007)	Hoshino (2007)	Amis (2008)	Labbé (2010)
Caractéristiques appareil	3 sangles	2 sangles	2 sangles	2 sangles
Positionnement	- fémur distal - tibia proximal - tibia distal	- fémur distal - tibia proximal	- diaphyse fémorale - tibia proximal	- fémur distal - tibia proximal
Nb de capteurs	3	2	2	2
Positionnement	- fémur ant. - tibia ant. - cheville ant.	- fémur lat. - fémur méd. - tibia ant.	- fémur ant. - tibia ant.	- fémur lat. - tibia ant.
Paramètres mesurés	- TT post. et lat. - Vitesse max de la réduction	- TT ant. - Accélération TT post.	6 DDL	6 DDL - vitesse et accélération du mouvement
Dispositif de réduction du mouvement de la peau	NON	NON	OUI	OUI
Positionnement	NA	NA	Condyles fémoraux	Condyles fémoraux

ant. = antérieur(e); post. = postérieur(e); lat. = latéral(e); méd. = médial(e); TT = translation tibiale; DDL = degré de liberté; NA = non applicable.

CHAPITRE 3

PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE

3.1 Problématique

Le test du *Pivot Shift* est une manipulation clinique visant à recréer les conditions d'instabilité auxquelles peut être soumis un genou après une rupture du ligament croisé antérieur. À l'issue de ce test, le médecin attribue de manière subjective un grade reflétant le degré d'instabilité de l'articulation. Le manque de fiabilité du test du *Pivot Shift* incite aujourd'hui les chercheurs à mettre en place des techniques pour objectiver l'attribution du grade.

Quelques instruments de mesure du *Pivot Shift* peuvent être recensés dans la littérature. Les modèles non-invasifs proposés sont munis de capteurs électromagnétiques positionnés sur des sangles entourant la cuisse, la jambe et parfois la cheville. Dans ces études, les auteurs s'enquièrent de la capacité des instruments à évaluer la cinématique du genou et la faisabilité de corrélérer certains paramètres au grade clinique attribué par un orthopédiste (« gold standard »). Ils établissent ainsi la validité de construit de leur système.

Or, tel que mentionné précédemment, la validation métrologique d'un instrument de mesure n'est complète que lorsque la validité, la fiabilité et la précision sont vérifiées.

3.2 Objectifs de l'étude

Dans la continuité du travail élaboré par Labbé (2010), l'objectif principal de notre projet de maîtrise est de proposer une méthode d'évaluation de la précision de l'instrument de mesure du *Pivot Shift*. Cette méthode devra nous permettre de déterminer si les déplacements linéaires et angulaires enregistrés en surface par les capteurs électromagnétiques reflètent les déplacements linéaires et angulaires des os sous-jacents.

Plus spécifiquement, nous proposons :

1. D'observer simultanément les déplacements des os et des deux composantes de l'instrument (fémorale et tibiale) durant le test du *Pivot Shift*.
2. De calculer les trajectoires des os et des deux composantes.
3. De comparer :
 - a. la trajectoire du fémur et celle de la composante fémorale;
 - b. la trajectoire du tibia et celle de la composante tibiale.

Si le système était parfait, les trajectoires des os et des composantes associées seraient identiques. Dans la pratique, nous nous attendons à ce que ces dernières diffèrent légèrement. Par ailleurs, dans le but d'évaluer le comportement de l'outil dans une situation autre que celle à laquelle il est destiné, notre méthode est également appliquée à un mouvement lent de faible amplitude, soit une rotation interne/externe du tibia.

3.3 Hypothèses de travail

Les hypothèses qui sous-tendent notre projet sont les suivantes :

1. Il est possible d'enregistrer de façon simultanée le déplacement d'un os et de la composante qui lui est associée grâce à la fluoroscopie biplan.
2. Les trajectoires des os et des composantes associées peuvent être calculées grâce au recalage 3D-3D.
3. Le système est à même de suivre l'os avec une précision inférieure à 5 mm en translation et inférieure à 2° en rotation.

Les valeurs choisies dans la troisième hypothèse sont inspirées d'une étude réalisée en 1996 par Sati *et al.* dont le but était d'évaluer, à l'aide de la fluoroscopie monoplan, la précision d'un exosquelette similaire au système proposé par Labbé. L'auteur conclut que son instrument peut suivre les os avec une précision de 2 mm et 1,4° lors de mouvements lents (Sati *et al.*, 1996a). Tenant compte du fait que nous souhaitons observer un mouvement rapide, nous avons jugé nécessaire d'augmenter ces valeurs.

CHAPITRE 4

METHODOLOGIE

Cette section présente les outils méthodologiques mis en place pour répondre aux différents objectifs spécifiques.

4.1 Collecte des données

4.1.1 Billes radio-opaques

Dans le cadre de nos expérimentations sous fluoroscopie, les capteurs Fastrak apposés sur l'instrument de mesure sont inutilisables. Ces derniers détectent le champ magnétique émis par une source stationnaire et le système calcule les postions et orientations des capteurs par rapport à la source. Or, ce champ magnétique, utilisé à l'intérieur du champ de détection des rayons X causerait des distorsions trop importantes dans les images fluoroscopiques et fausserait donc les mesures. C'est la raison pour laquelle ils sont remplacés par des billes radio-opaques. Ces billes, d'un diamètre de 4 mm, sont faites de laiton et sont donc facilement repérables sur les clichés radiographiques et les séquences fluoroscopiques. L'attache tibiale est munie de 5 billes tandis que l'attache fémorale en compte 10 (5 billes pour la partie médiale et 5 pour la partie latérale).

4.1.2 Système de radiographie biplan basse dose EOSTM

Le système EOSTM appartient à la nouvelle génération de système d'imagerie médicale par rayons X. Cet appareil est en effet capable de générer de façon simultanée deux clichés radiographiques orthogonaux des membres observés et ce grâce à une faible dose de rayonnement ionisant. Il est utilisé dans le cadre de ce projet pour radiographier le genou muni de l'outil (cf. Figure 4.1 a. et b.). Les participants sont installés en oblique dans la

cabine EOSTM de façon à éviter d'une part la superposition des billes radio-opaques latérales et médiales apposés sur la composante fémorale de l'instrument et d'autre part la superposition des repères anatomiques osseux.

Une fois obtenus, les clichés radiographiques sont analysés à l'aide de logiciels dédiés à la reconstruction numérique et un modèle 3D du genou et de l'outil est généré avec une précision de 0,98 mm (cf. Figure 4.1 c.) (Cresson et al., 2008). Ce modèle sert de base à l'analyse subséquente.

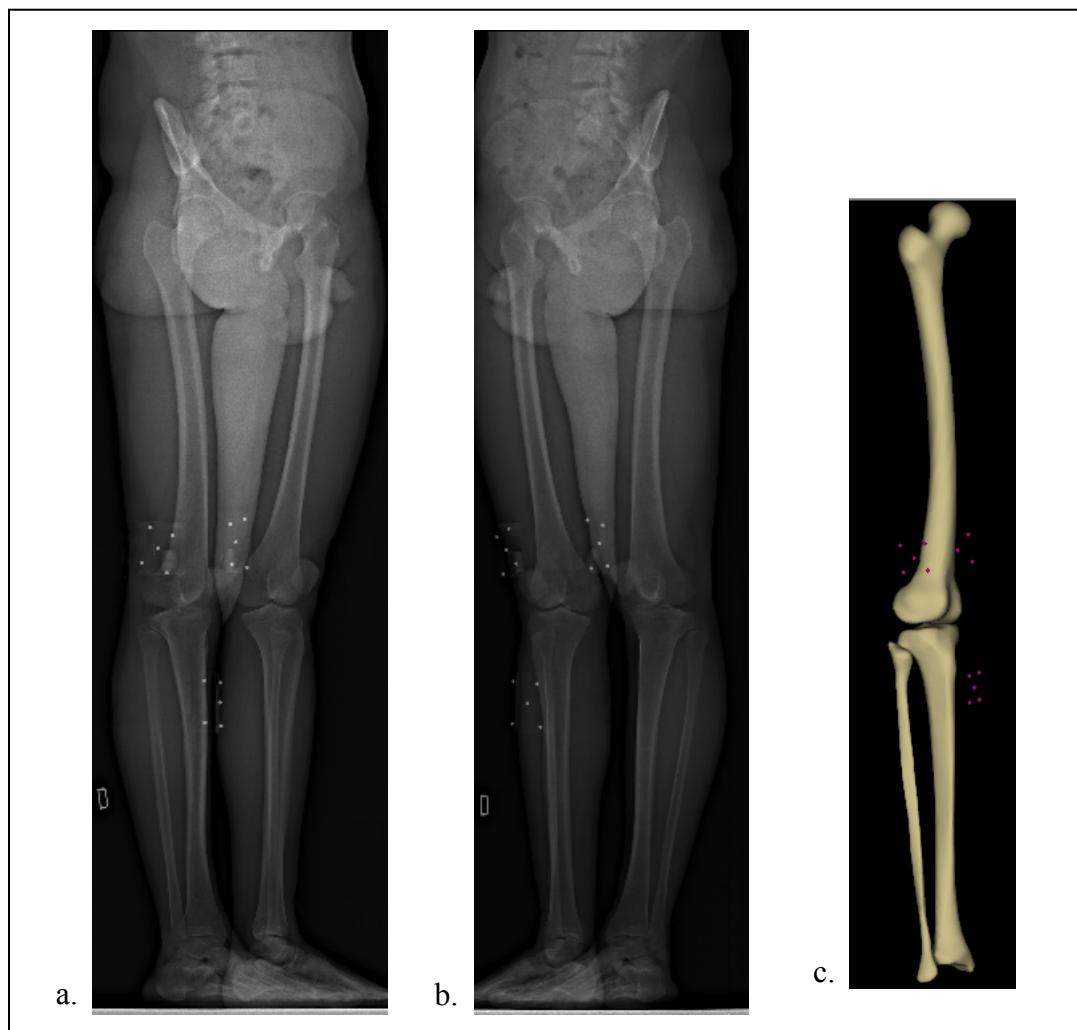


Figure 4.1 Images radiographiques EOSTM (a. et b.) et modèles 3D associés (c.).

4.1.3 Fluoroscope biplan

Le fluoroscope biplan est utilisé pour enregistrer le mouvement simultané des os et de l'instrument durant le test du *Pivot Shift* et durant le mouvement lent. Pour assurer une visualisation adéquate des objets d'intérêt (os et instruments), les arceaux sont positionnés avec une angulation de 20 degrés par rapport à leur position d'origine. Ceci permet, à l'instar des précautions prises dans la cabine EOSTM, d'éviter la superposition des structures osseuses utilisées pour la création des modèles numériques. Aussi, compte-tenu de la vitesse de la translation tibiale pour un *Pivot Shift* de grade 3, soit 90 mm/s, nous avons opté pour une fréquence d'acquisition de 30 images par seconde. Le but est non seulement de limiter l'effet de *lag*, mais aussi de générer suffisamment d'images au moment où le ressaut se produit de manière à faciliter l'analyse subséquente. Rappelons que la fréquence choisie est la plus haute accessible par le fluoroscope.

Le participant est installé sur la table d'examen en position allongée (cf. Figure 4.2). Bien que le diamètre des amplificateurs de brillance soit le plus grand disponible (30 cm), le champ d'observation demeure trop étroit pour l'observation simultanée des os du fémur et du tibia. De fait, l'enregistrement est scindé en deux étapes successives : le fémur et l'attache fémorale sont enregistrés pendant un test du *Pivot Shift* et pendant un mouvement lent, puis ce sont le tibia et l'attache tibiale qui sont observés durant un test et un mouvement lent. Le participant est donc amené à se déplacer sur la table d'examen de façon à ce que le segment d'intérêt soit visible dans le champ des rayons X. Le chirurgien collaborateur effectue alors autant de *Pivot Shift* ou de rotations internes/externes que la séquence peut en contenir, sa durée étant limitée à 10 secondes. Notons que cette limite est imposée par le fluoroscope qui ne peut acquérir que 300 images par séquence.



Figure 4.2 Position du participant et du chirurgien collaborateur durant la séance de fluoroscopie.

Il est à noter que pendant toute la durée de l'expérimentation, les participants sont munis de tabliers de plomb. Cet équipement de protection assure la protection des organes les plus sensibles contre les effets du rayonnement secondaire.

4.2 Traitement et analyse des données

4.2.1 Crédit des modèles numériques des os et de l'outil

Les radiographies acquises avec le système EOSTM servent de support à la création de modèles numériques 3D personnalisés (cf. Figure 4.3). Un modèle générique de l'os observé (fémur ou tibia) est placé dans l'espace 3D associé aux images radiographiques. Ce modèle dispose d'un certain nombre de poignées numériques grâce auxquelles il est possible de modifier sa forme globale. La déformation du modèle générique nous permet donc de faire correspondre sa silhouette avec ce qui est visible sur les radiographies. En répétant cette opération pour le fémur ainsi que pour l'ensemble tibia-péroné, nous obtenons des modèles personnalisés des os du genou du participant (Cresson et al., 2008).

De la même façon, un modèle générique formé d'un groupe de 5 billes est placé dans l'espace 3D des images radiographiques. Les billes génériques ont un diamètre égal à celui des billes radio-opaques. Ainsi, pour créer le modèle numérique associé à un ensemble de 5 billes, il nous suffit de déplacer une à une les billes dans l'espace jusqu'à ce qu'elles se superposent à celles visibles sur l'image. Contrairement à l'opération précédente, nous n'intervenons pas sur la forme des billes mais uniquement sur leur position dans l'espace.

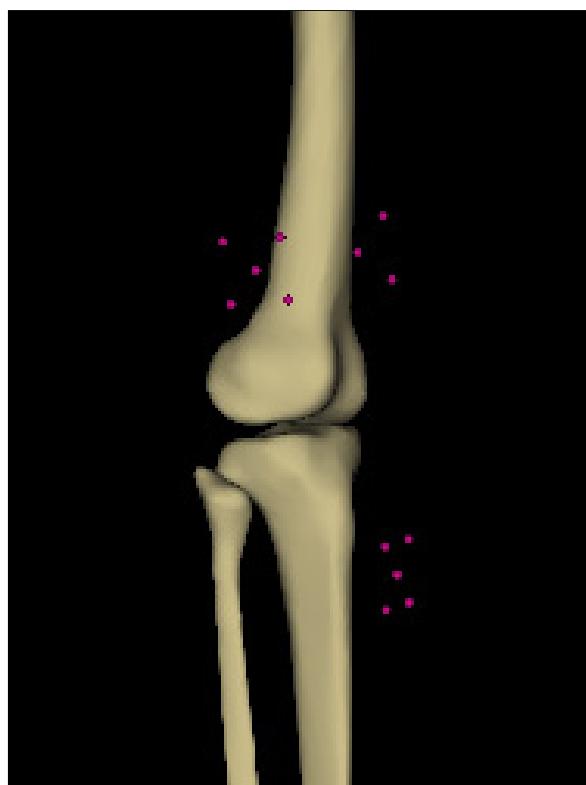


Figure 4.3 Modèles 3D du genou et des billes (en rose).

4.2.2 Corrections des distorsions

Tel qu'introduit au paragraphe 1.5.3, les images issues des séquences fluoroscopiques présentent des distorsions qui doivent être corrigées. Nous utilisons pour ce faire la méthode fournie par Gronenschild (1997), laquelle se base sur l'image d'une grille calibrée vue à

travers le fluoroscope (cf. Figure 4.4). Les distorsions étant quasi-nulles au centre de l'image, nous évaluons l'orientation de la grille ainsi que l'espacement de ses points à l'aide des cinq points les plus proches du centre géométrique de l'image. Ces paramètres nous permettent alors de créer un modèle numérique de la grille, que nous superposons à l'image (cf. Figure 4.5).

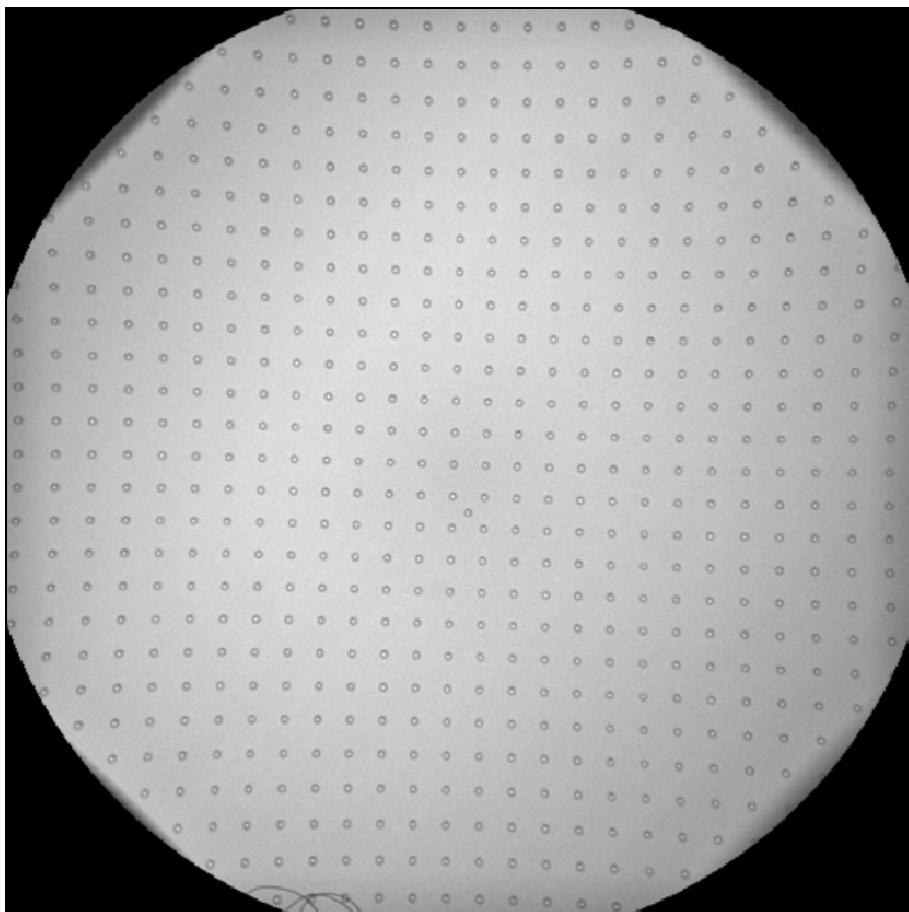


Figure 4.4 Image fluoroscopique de la grille calibrée.

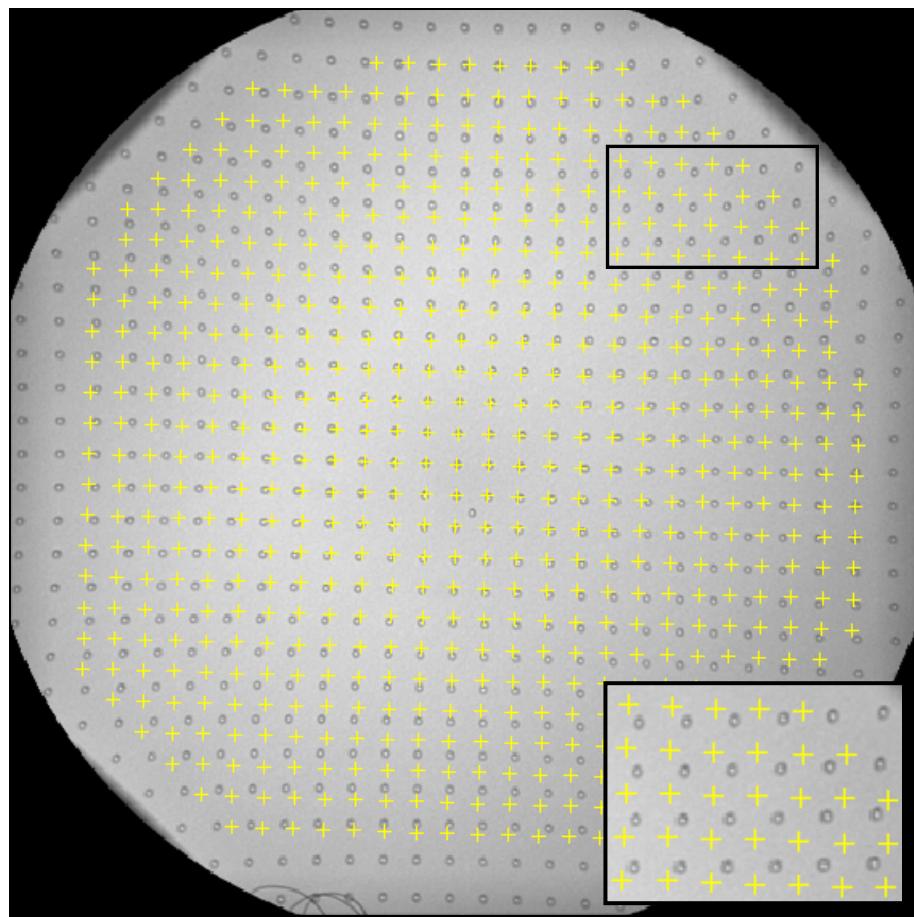


Figure 4.5 Modèle numérique de la grille (en jaune) superposé à l'image fluoroscopique.

Gronenshield propose alors une méthode globale basée sur une modélisation mathématique des distorsions. Partant du principe que les distorsions sont en forme de « S », il propose de les représenter à l'aide d'un système d'équations polynomiales d'ordre N :

$$\begin{cases} u = a_0 + a_1x + a_2y + a_3x^2 + a_4xy + a_5y^2 + a_6x^3 + a_7x^2y + a_8xy^2 + a_9y^3 + \dots \\ v = b_0 + b_1x + b_2y + b_3x^2 + b_4xy + b_5y^2 + b_6x^3 + b_7x^2y + b_8xy^2 + b_9y^3 + \dots \end{cases} \quad (4.1)$$

L'ensemble (u, v) représente les coordonnées des points de la grille idéale (en mm) et (x, y) représente les coordonnées des points de la grille observée à travers le fluoroscope (en pixels). Les paramètres a_n et b_n constituent quant à eux les constantes du système d'équation. Ils sont évalués en utilisant la méthode des moindres carrés qui minimise l'erreur entre les

points de la grille numérique et les points de la grille observées (distordue) (Gronenschild, 1997). Le résultat de cette méthode nous permet donc de supprimer les distorsions des images fluoroscopiques, et ce avec une précision inférieure à 0,6 mm (cf. Figure 4.6). Cette valeur a été obtenue en évaluant la distance séparant les points de la grille corrigée avec ceux de la grille numérique. Nous avons pu constater que l'erreur de positionnement ne dépassait pas un pixel, soit 0,574 mm.

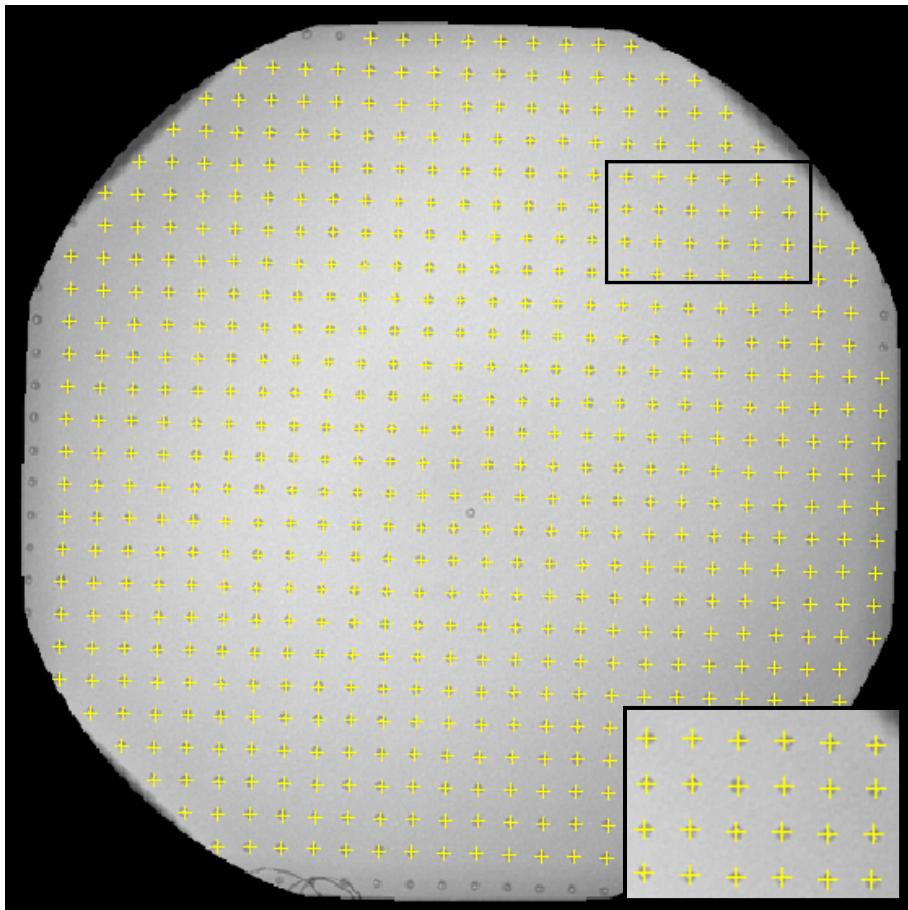


Figure 4.6 Modèle numérique de la grille (en jaune) superposé à l'image fluoroscopique corrigée.

L'ensemble de la procédure de correction est réalisée à l'aide de fonctions codées pour l'occasion en langage Matlab (the MathWorksTM, Natick, Massachusetts).

4.2.3 Recalage

Le recalage est un procédé qui vise à recréer de façon virtuelle les conditions expérimentales mises en place durant l'analyse fluoroscopique. Les modèles numériques 3D des os et de l'instrument sont placés dans un environnement comprenant une paire d'images fluoroscopiques et deux sources de rayons X virtuelles (cf. Figure 4.7). Le positionnement des sources est tiré des informations contenues dans les fichiers *dicom*¹ associés aux images médicales. De fait, dans l'environnement virtuel, la distance qui sépare les sources virtuelles des images fluoroscopiques est proportionnelle à celle qui sépare, dans l'environnement réel, les sources réelles et les détecteurs sur lesquels se forment les images. Des faisceaux de rayons X sont simulés à partir des deux sources. Le but du recalage est alors de trouver les positions et orientations des modèles numériques de façon à ce que leurs contours retro-projectés se superposent aux contours visibles sur les images fluoroscopiques.

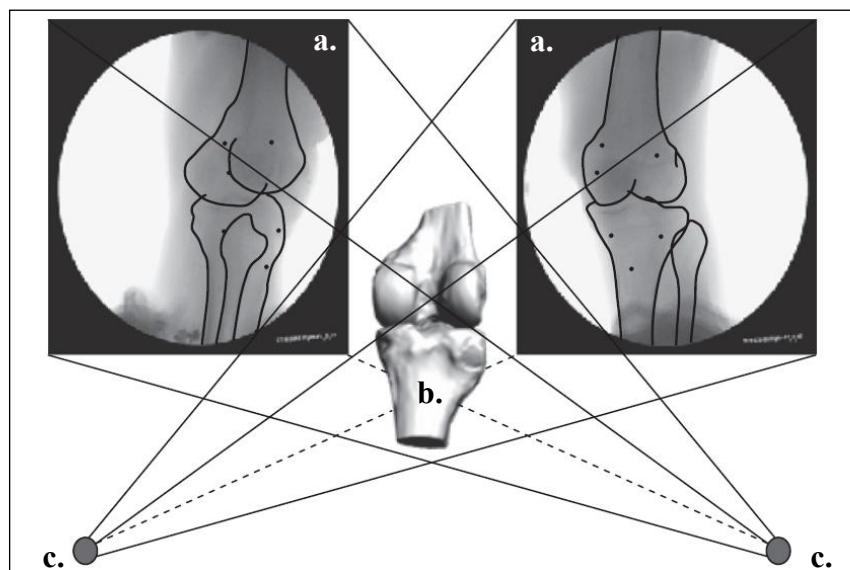


Figure 4.7 Illustration du procédé de recalage.
Paire d'images (a.), modèle numérique (b.), sources virtuelles (c.)
Adaptée de Li, Van de Velde et Bingham (2008)

¹ Le terme *dicom* (Digital Imaging and Communications in Medicine) réfère à un format standard facilitant le stockage, la visualisation et l'échange d'images biomédicales.

Le recalage nous permet d'analyser la cinématique des objets durant le mouvement du *Pivot Shift* et durant le mouvement lent. Il s'effectue sur chacune des paires d'images formant la séquence fluoroscopique d'intérêt. Dans le cas du mouvement du *Pivot Shift*, la séquence est réduite à 16 paires d'images pour le fémur et à 18 pour le tibia. Cette précaution permet de réduire le temps d'analyse en isolant un seul et unique ressaut. De la même façon, 21 paires d'images sont sélectionnées pour décrire le mouvement lent.

Il est à noter que pour des raisons techniques, certaines données n'ont pu être extraites des analyses. Pour le mouvement du *Pivot Shift*, la partie latérale de l'attache fémorale sortant du champ d'observation du fluoroscope durant la quasi-totalité de la séquence, il nous a été impossible d'évaluer sa cinématique. Il en est de même pour l'attache tibiale durant le mouvement lent. Le tableau récapitulatif suivant indique les analyses effectuées ainsi que le nombre de paires d'images associées.

Tableau 4.1 Analyses effectuées et nombre de paires d'images associées

		<i>Pivot Shift</i>	Mouvement lent
Attache fémorale	Médiale	16 paires	21 paires
	Latérale	<i>Non analysée</i>	21 paires
Attache tibiale		18 paires	<i>Non analysée</i>

L'ensemble du recalage s'effectue grâce au logiciel IdefX (Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie et École de technologie supérieure, Montréal – Canada; Laboratoire de biomécanique et École nationale supérieure des arts et métiers, Paris – France). Afin de juger de la répétabilité de cette étape, toutes les analyses ont été répétées cinq fois. Plus précisément, pour chacune des quatre analyses effectuées, le positionnement linéaire et angulaire des objets dans l'environnement virtuel a été effectué à 5 reprises, en prenant soin de fermer complètement le logiciel IdefX entre chaque analyse. Cette précaution vise à effacer toute trace de l'analyse précédente.

4.3 Analyse cinématique

4.3.1 Matrices de positionnement

En sortie, le logiciel IdefX fournit N matrices de dimension 4x4; N étant le nombre d'images contenues dans la séquence étudiée. La forme de ces matrices est la suivante :

$$M_{\text{objet}} = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 & u_1 \\ a_4 & a_5 & a_6 & u_2 \\ a_7 & a_8 & a_9 & u_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}_{R_g} \quad (4.2)$$

La sous-matrice $A = a_{i(i=1;9)}$ représente la position angulaire du repère associé à l'objet dans le repère global R_g . Plus précisément, la position du repère peut être obtenue grâce à trois rotations successives autour des trois axes X , Y et Z du repère global, en considérant ces derniers fixes dans l'espace. Ces rotations se font dans un ordre préétabli et peuvent être exprimées tel que suit :

$$R_{(X,x_1)} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_1 & -\sin \alpha_1 \\ 0 & \sin \alpha_1 & \cos \alpha_1 \end{pmatrix}_{R_g} \quad (4.3)$$

$$R_{(Y,x_2)} = \begin{pmatrix} \cos \alpha_2 & 0 & \sin \alpha_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \alpha_2 & 0 & \cos \alpha_2 \end{pmatrix}_{R_g} \quad (4.4)$$

$$R_{(Z,x_3)} = \begin{pmatrix} \cos \alpha_3 & -\sin \alpha_3 & 0 \\ \sin \alpha_3 & \cos \alpha_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}_{R_g} \quad (4.5)$$

La sous-matrice A est alors obtenue en combinant les trois matrices précédentes :

$$A = R_{(Z,\alpha_3)} \cdot R_{(Y,\alpha_2)} \cdot R_{(X,\alpha_1)} \quad (4.6)$$

$A =$

$$\begin{pmatrix} \cos \alpha_2 \cos \alpha_3 & \sin \alpha_1 \sin \alpha_2 \cos \alpha_3 - \cos \alpha_1 \sin \alpha_3 & \cos \alpha_1 \sin \alpha_2 \cos \alpha_3 + \sin \alpha_1 \sin \alpha_3 \\ \cos \alpha_2 \sin \alpha_3 & \sin \alpha_1 \sin \alpha_2 \sin \alpha_3 + \cos \alpha_1 \cos \alpha_3 & \cos \alpha_1 \sin \alpha_2 \sin \alpha_3 - \sin \alpha_1 \cos \alpha_3 \\ -\sin \alpha_2 & \sin \alpha_1 \cos \alpha_2 & \cos \alpha_1 \cos \alpha_2 \end{pmatrix}_{R_g} \quad (4.7)$$

Connaissant l'expression des différents éléments a_i ($i=1,9$) de cette matrice, il est possible de déduire les différents angles α_1 , α_2 et α_3 , et donc de connaître l'orientation exacte de l'objet d'intérêt dans le repère global.

La sous-matrice U représente quant à elle la position de l'origine du repère associé à l'objet le long des différents axes du repère global R_g ; u_1 étant la position le long de l'axe X , u_2 et u_3 les positions le long des axes Y et Z respectivement.

4.3.2 Repères anatomiques

Les repères anatomiques associés aux différents objets sont attribués de façon automatique lors de la création des modèles numériques 3D. Ils sont illustrés en suivant (cf. Figure 4.8 et Figure 4.9).

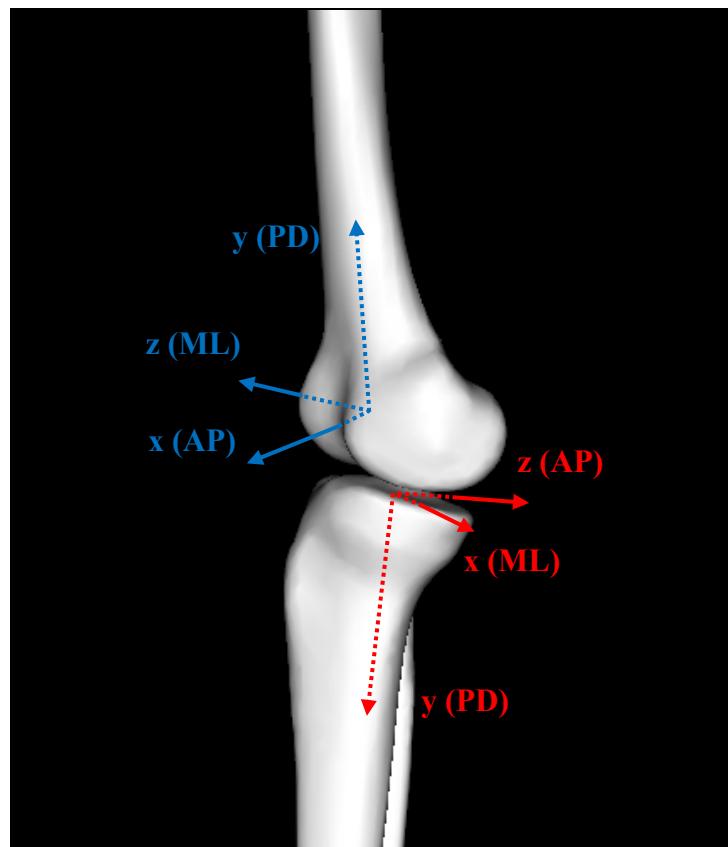


Figure 4.8 Repères anatomiques du fémur (bleu) et du tibia (rouge).

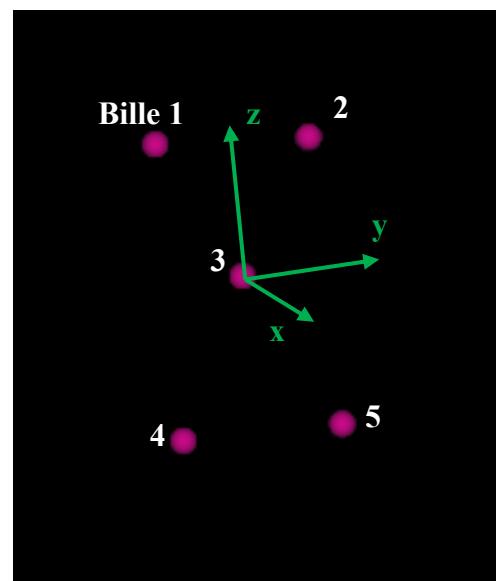


Figure 4.9 Repère anatomique des attaches.

Le repère anatomique du fémur prend origine au centre des condyles. L'axe x parcourt la direction antéropostérieure, l'axe y parcourt la direction proximo-distale tandis que l'axe z parcourt la direction médio-latérale. Le repère anatomique du tibia est formé d'un axe x qui parcourt la direction médio-latérale, d'un axe y qui parcourt la direction proximo-distale et enfin d'un axe z qui parcourt la direction antéropostérieure. L'origine est quant à elle située au centre du plateau tibial. Pour les attaches, les repères sont tous définis de la même façon : la bille centrale (bille 3) sert de support à l'origine, l'axe x est perpendiculaire au plan formé par les cinq billes coplanaires, l'axe y correspond à la direction définie par les billes 4 et 5 tandis que l'axe z correspond à la direction définie par les billes 4 et 1.

4.3.3 Calcul matriciel

Pour faciliter la comparaison des déplacements dans l'espace, nous exprimons le mouvement relatif de l'instrument dans le repère anatomique de l'os à l'aide du calcul matriciel. La formule employée est la suivante :

$$M_{mouv_relatif}^n = (M_{os}^n)^{-1} \cdot M_{attache}^n \quad (4.3)$$

Nous obtenons alors N matrices de type :

$$M_{mouv_relatif}^n = \begin{pmatrix} b_1 & b_2 & b_3 & v_1 \\ b_4 & b_5 & b_6 & v_2 \\ b_7 & b_8 & b_9 & v_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}_{R_{os}} \quad (4.4)$$

représentant le positionnement linéaire et angulaire du repère associé à l'attache exprimé dans le repère anatomique de l'os R_{os} .

Il est à noter que l'analyse cinématique est entièrement réalisée grâce à un ensemble de fonctions codées par nos soins en langage Matlab.

4.4 Sujets pressentis

Cinq sujets devaient être conviés à l'étude. Parmi eux, deux devaient ne présenter aucun antécédent de blessure au genou tandis que les trois autres devaient souffrir d'une rupture du ligament croisé antérieur (LCA) de grade 3. En raison de la mauvaise qualité des images, et plus particulièrement du fait que les objets n'étaient pas suffisamment visibles dans les séquences, les données d'un seul sujet ont pu être analysées. Le sujet en question est un homme de 34 ans présentant une rupture du LCA de grade 3 confirmée par un orthopédiste. Le projet a reçu l'approbation des comités d'éthique de CHUM – Hôpital Notre-Dame et de l'École de technologie supérieure, et les sujets ont donné leur consentement écrit.

CHAPITRE 5

RESULTATS

5.1 Étude du mouvement lent

L'étude du mouvement lent nous permet de connaitre la précision de l'outil lors d'un mouvement articulaire de faible amplitude effectué à vitesse réduite. Le mouvement étudié est une rotation interne-externe du tibia. La séquence retenue comporte 21 images et nous permet d'analyser les mouvements relatifs de l'attache fémorale par rapport au fémur. Les mouvements relatifs de l'attache tibiale par rapport au tibia n'ont pu être analysés en raison de la mauvaise qualité de la séquence fluoroscopique.

5.1.1 Positions relatives

La Figure 5.1 présente la position relative de la partie latérale de l'attache fémorale par rapport au fémur selon l'axe antéropostérieur. Les points formant les courbes correspondent aux positions successives de l'attache exprimées dans le repère du fémur. Pour faciliter la lecture des courbes, nous avons pris comme valeur de référence la position initiale de l'attache dans l'analyse #1. Elle est soustraite à toutes les autres positions de façon à ce que les courbes soient centrées autour de l'axe des abscisses. Les courbes présentées sont relativement stables autour de la position de référence. La position relative moyenne se situe à -0,4 mm; l'écart-type étant de 1,1 mm. La comparaison image par image des positions relatives nous indique que l'écart entre les valeurs extrêmes varie de 1,7 mm à 3,5 mm (moyenne : 2,7 mm; écart-type : 0,5 mm). Cette donnée rend compte de la variabilité introduite lors du positionnement linéaire et angulaire de l'attache fémorale latérale durant le recalage.

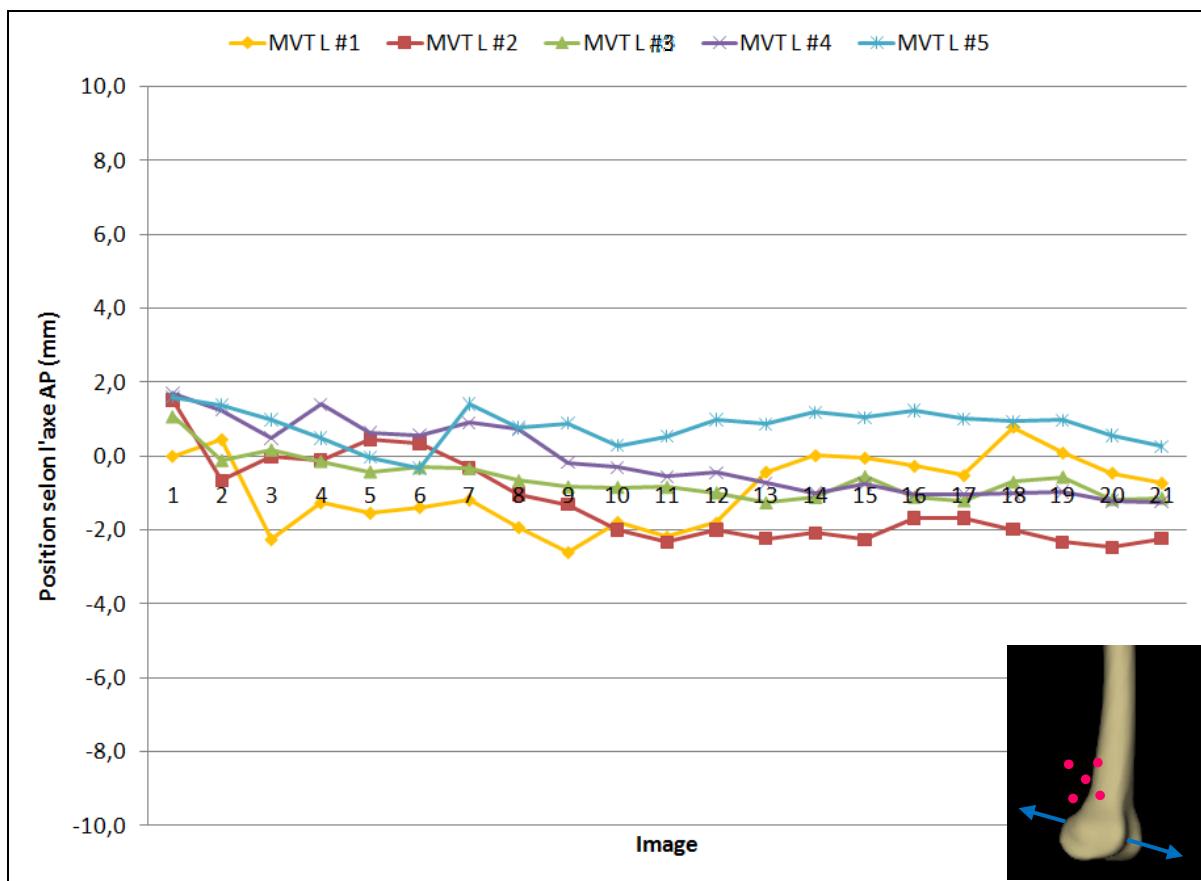


Figure 5.1 Position relative de l'attache fémorale latérale selon l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.

La Figure 5.2 présente la position relative de l'attache fémorale médiale par rapport au fémur, et ce toujours selon l'axe antéropostérieur. On s'aperçoit que les courbes sont moins stables que précédemment puisqu'elles tendent à s'éloigner de l'axe des abscisses sur la fin du mouvement. La position relative moyenne de l'attache médiale par rapport au fémur se situe à 1,1 mm (écart-type : 1,7 mm). La variabilité de positionnement de l'attache est légèrement plus importante que précédemment puisque les valeurs sont comprises entre 0,8 et 5,2 mm (moyenne : 3,6 mm; écart-type : 0,9 mm).

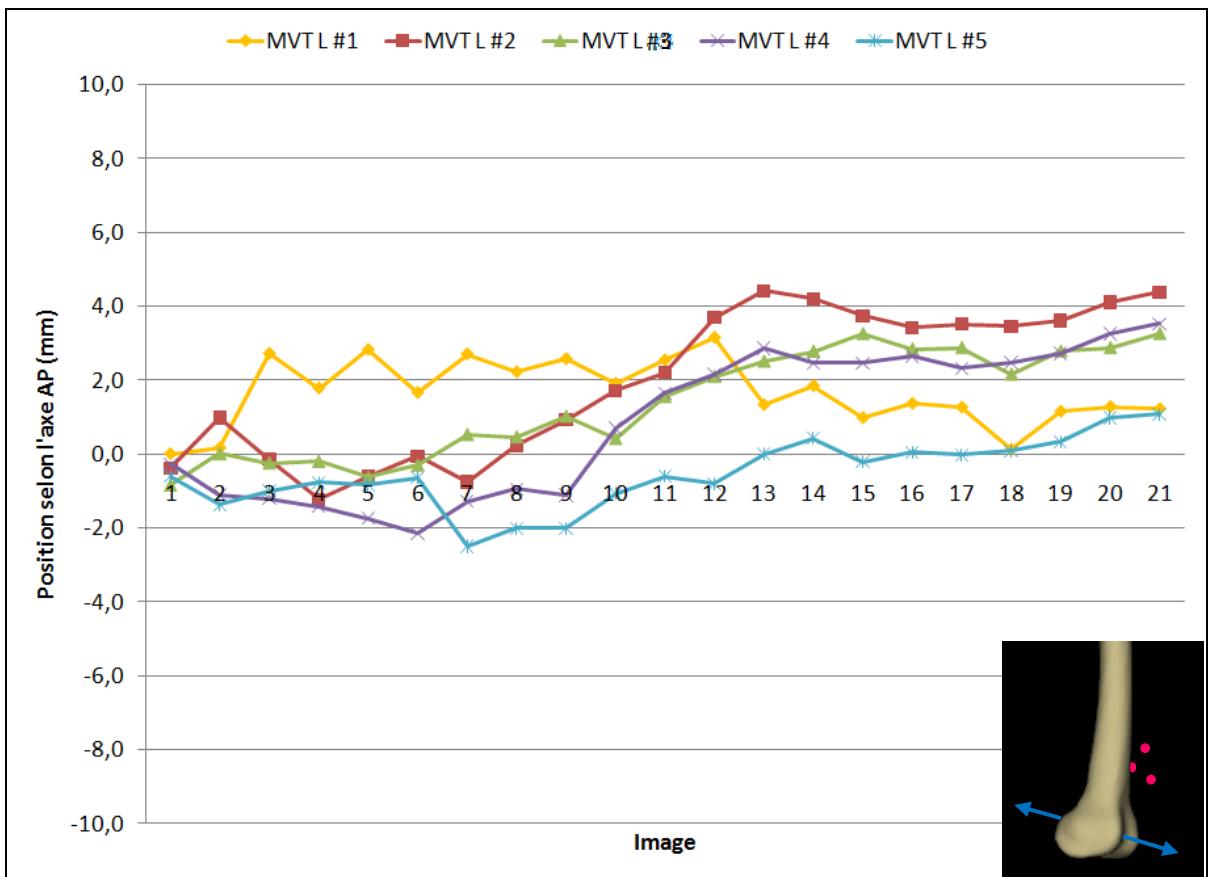


Figure 5.2 Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.

Les Figure 5.3 et Figure 5.4 présentent respectivement les positions relatives des attaches latérale et médiale par rapport au fémur selon l'axe antéropostérieur. Dans les deux cas, les courbes sont relativement stables et proches de l'axe des abscisses. La position relative moyenne de l'attache latérale par rapport au fémur est de -1,5 mm (écart-type : 0,6 mm) tandis qu'elle est de -0,7 mm (écart-type : 0,8 mm) pour l'attache médiale. Les valeurs sont également moins dispersées que selon l'axe médiolatéral puisqu'elles sont contenues dans des enveloppes d'épaisseur moyenne 1,4 mm et 1,6 mm respectivement (intervalles : [0,7 mm ; 2,4 mm] et [0,7 mm ; 2,8 mm]; écart-types : 0,5 mm pour les deux séries).

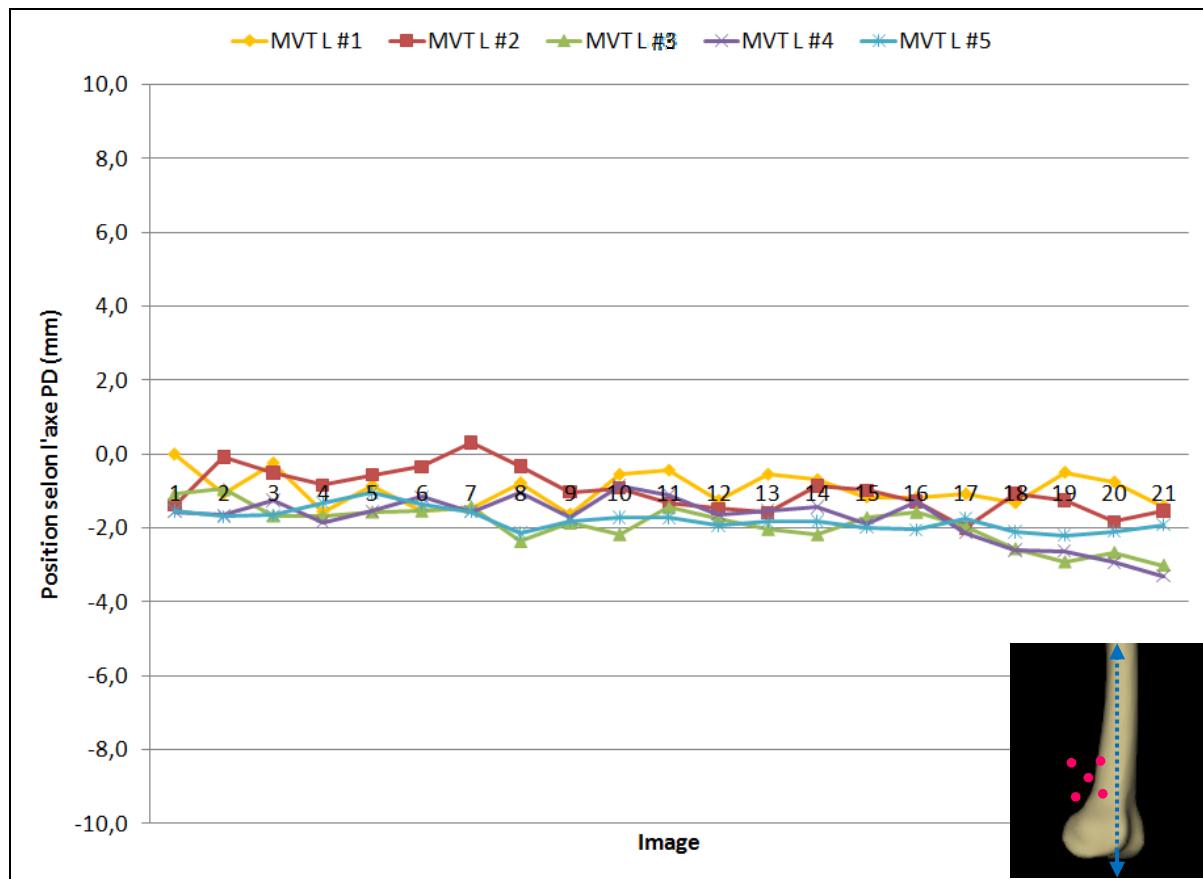


Figure 5.3 Position relative de l'attache fémorale latérale selon l'axe proximo-distal (PD) du fémur.

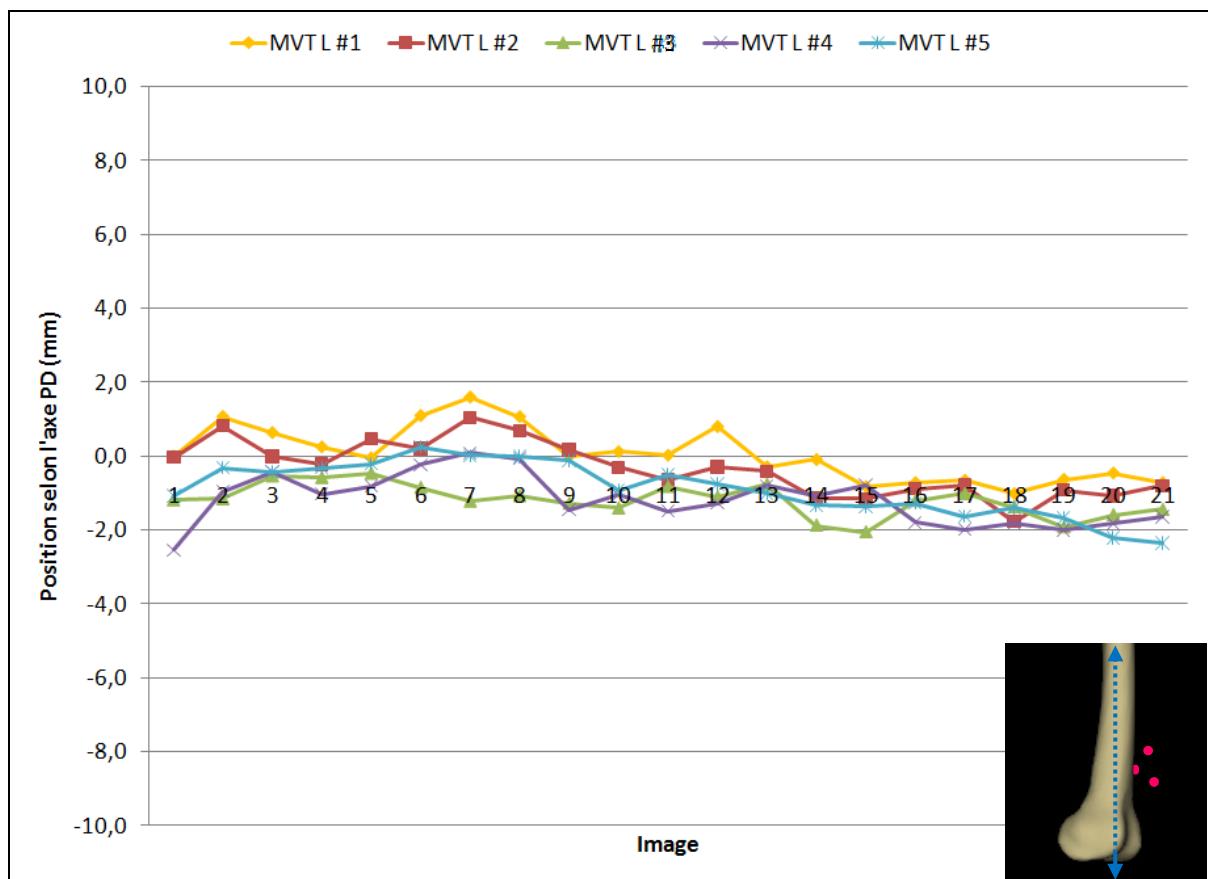


Figure 5.4 Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe proximo-distal (PD) du fémur.

Selon l'axe médiolatéral (cf. Figure 5.5 et Figure 5.6), les parties latérale et médiale de l'attache fémorale affichent des positions moyennes -0,1 mm et 0,6 mm respectivement (écart-types : 1,2 mm et 0,3 mm). La tendance montre une légère oscillation des courbes pour l'attache latérale, avec une dispersion des valeurs de position de 2 mm en moyenne (écart-type : 0,5 mm). Dans le cas de l'attache médiale, les courbes sont particulièrement stables et les valeurs sont très peu dispersées (moyenne : 0,5 mm; écart-type : 0,2 mm).

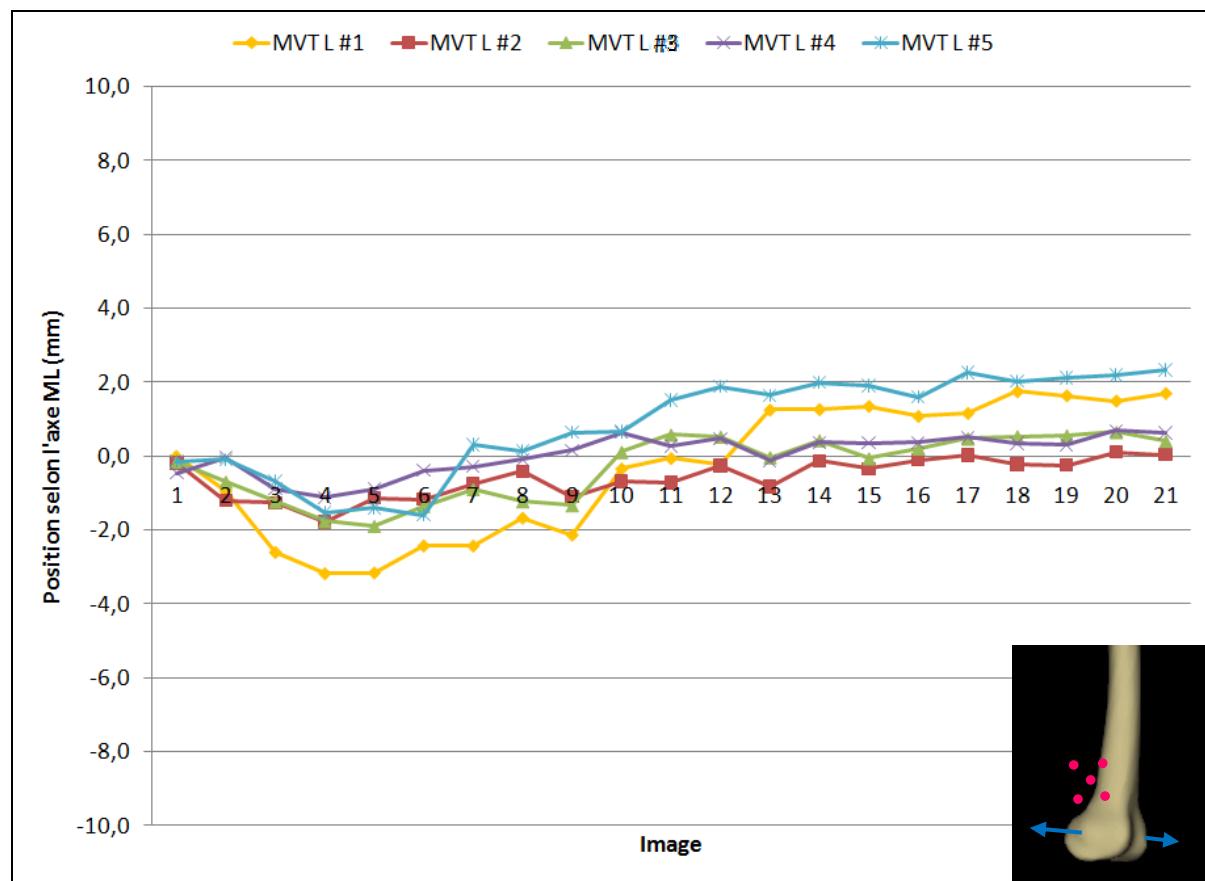


Figure 5.5 Position relative de l'attache fémorale latérale
selon l'axe médio-latéral (ML) du fémur.

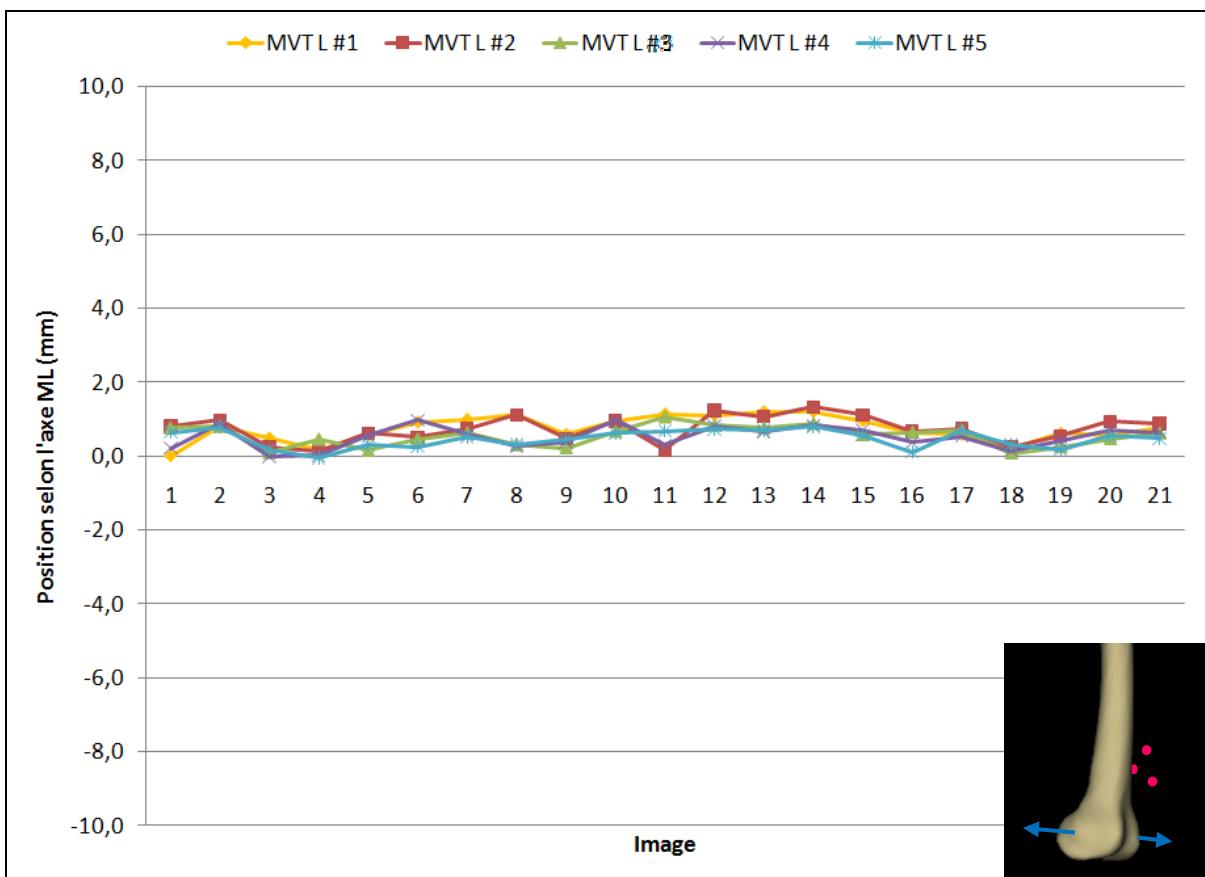


Figure 5.6 Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe médio-latéral (ML) du fémur.

5.1.2 Orientations relatives

La Figure 5.7 présente l'orientation relative de la partie latérale de l'attache autour de l'axe d'abduction-adduction du genou. Les courbes apparaissent dispersées et les valeurs d'angles tendent à s'accroître au cours du mouvement. L'orientation moyenne se situe à $3,5^\circ$ (écart-type : $3,2^\circ$) tandis que la valeur de la dispersion s'élève à $4,6^\circ$ (intervalle : $[2,2^\circ ; 8,4^\circ]$; écart-type : $1,7^\circ$).

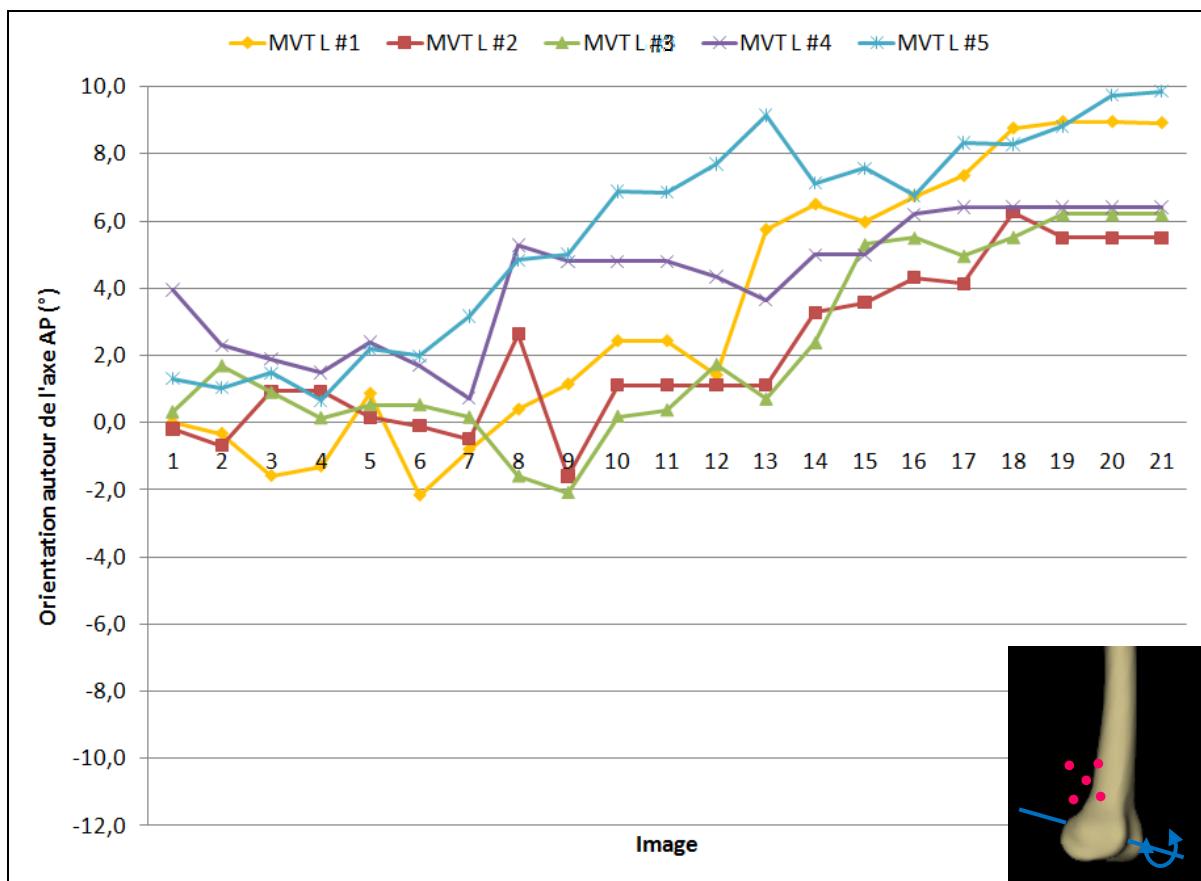


Figure 5.7 Orientation relative de l'attache fémorale latérale autour de l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.

Dans le cas de la partie médiale de l'attache, les courbes sont particulièrement dispersées (cf. Figure 5.8). Les valeurs d'orientation relative de l'attache diffèrent de $15,9^\circ$ pour l'image 14. En moyenne, la dispersion atteint $11,3^\circ$ (écart-type : 2°). L'orientation relative moyenne est de $0,5^\circ$ avec un écart-type de $4,3^\circ$. Elle n'est cependant pas très significative étant donné la dispersion des courbes.

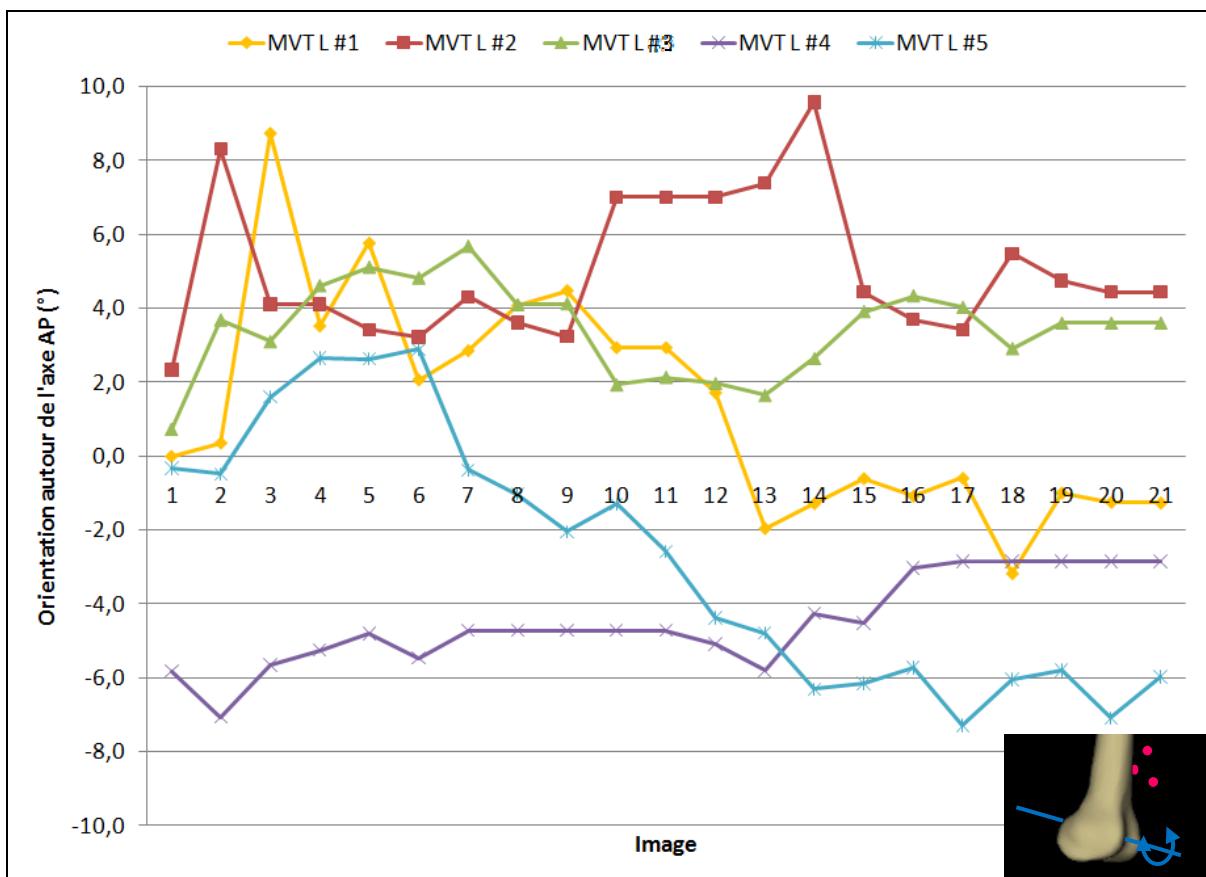


Figure 5.8 Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.

Les Figure 5.9 et Figure 5.10 montrent les résultats obtenus autour de l'axe de rotation interne-externe du fémur. Les courbes présentent des tendances très similaires : elles sont relativement stables mais se situent au dessus de l'axe des abscisses. Les orientations relatives moyennes sont de 3° et $2,2^\circ$ respectivement (écart-types : 1° et $1,1^\circ$). La dispersion des valeurs est similaire pour les deux ensembles de courbes. Elle s'élève en moyenne à $2,5^\circ$ en latéral et à $2,7^\circ$ en médial (intervalles : $[1,2^\circ ; 3,1^\circ]$ et $[1,6^\circ ; 4,1^\circ]$; écart-types : $0,5^\circ$ et $0,6^\circ$.

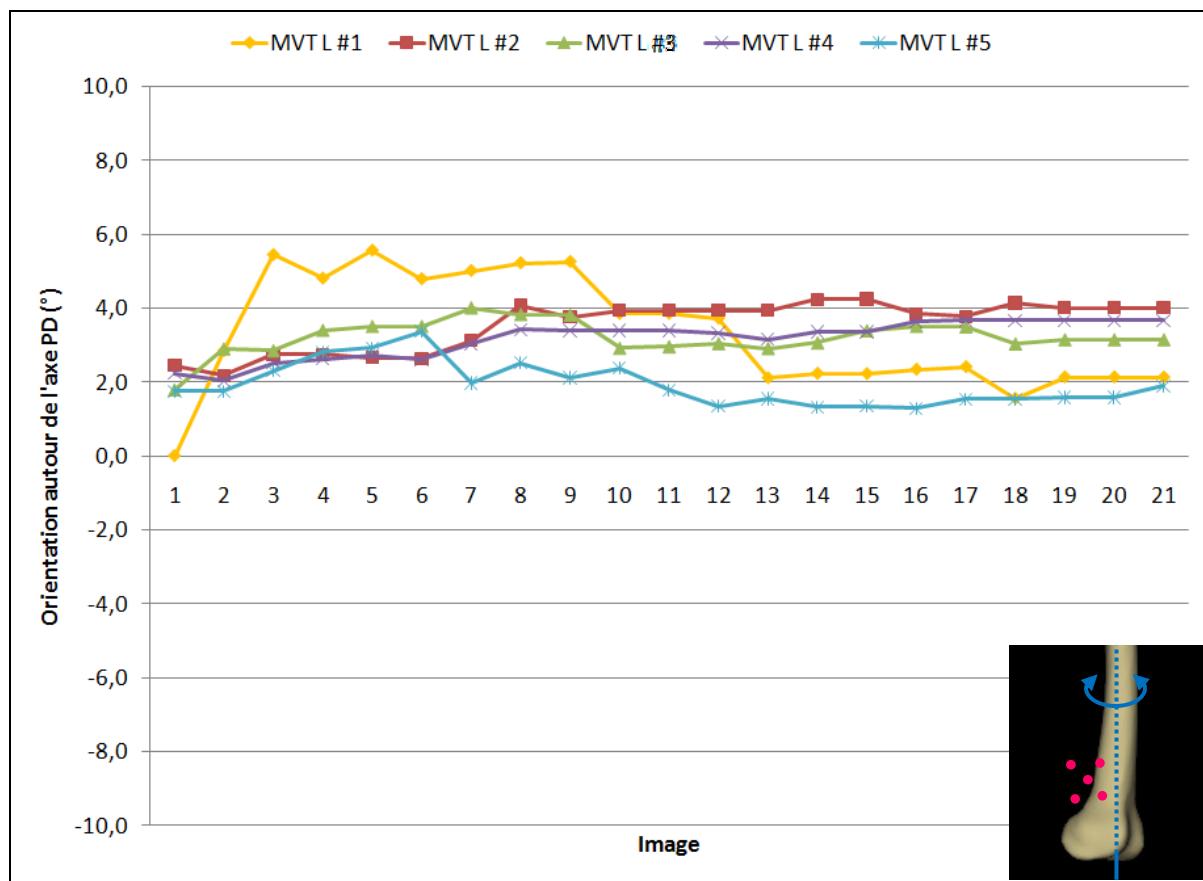


Figure 5.9 Orientation relative de l'attache fémorale latérale autour de l'axe proximo-distal (PD) du fémur.

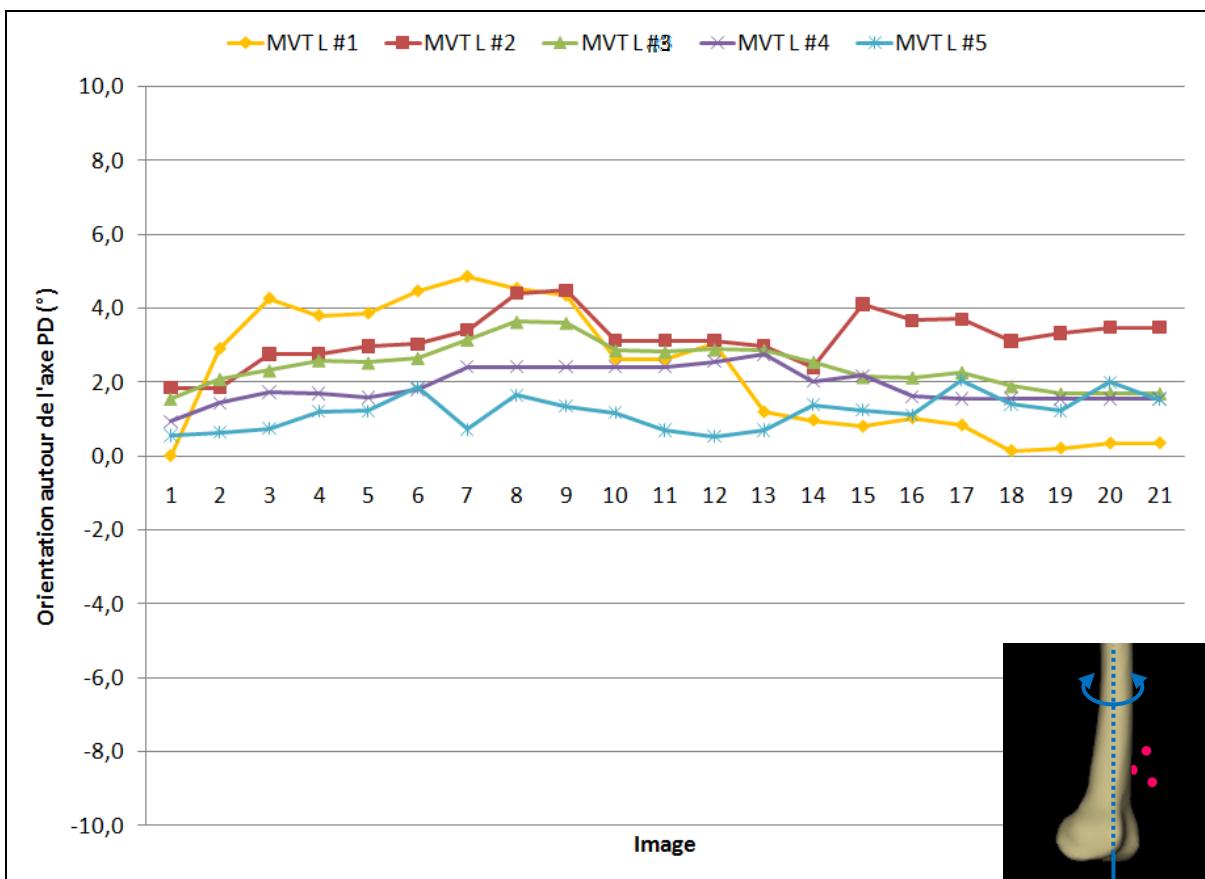


Figure 5.10 Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe proximo-distal (PD) du fémur.

Les courbes d'orientation relative de l'attache fémorale par rapport au fémur autour de l'axe de flexion-extension du genou sont présentées en suivant. La Figure 5.11 relative à la partie latérale de l'attache, montre une tendance générale des courbes à décroître au cours du mouvement. La dispersion des valeurs image par image s'élève à 4,4° (intervalle : [2,5° ; 8°]; écart-type : 1,6°). L'orientation moyenne est évaluée à -2,7° (écart-type : 3,7°). Du côté médial (cf. Figure 5.12), la dispersion des valeurs est très importante puisqu'elle atteint 11,7° en moyenne (intervalle [8,7° ; 16,6°]; écart-type : 2°). L'orientation relative moyenne est quant à elle de 1,1° (écart-type : 4,4°).

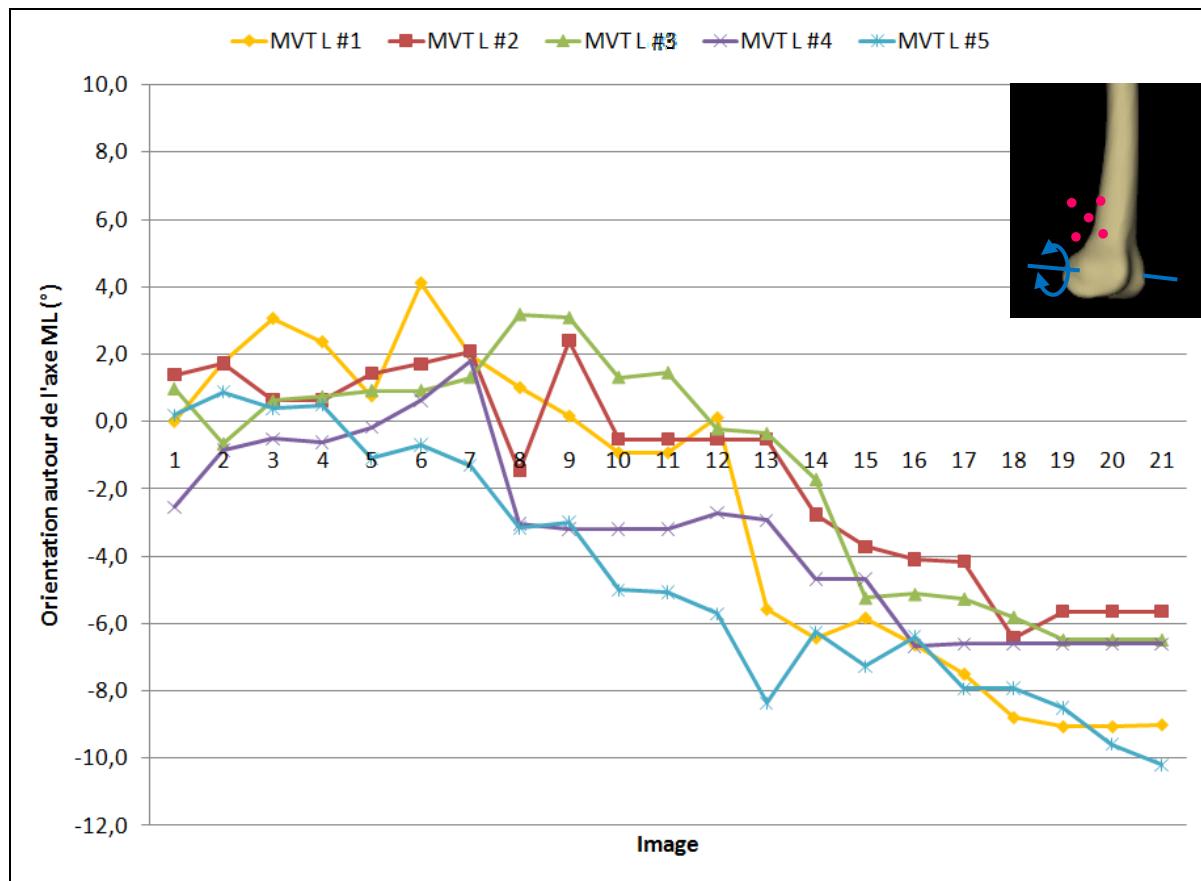


Figure 5.11 Orientation relative de l'attache fémorale latérale autour de l'axe médio-latéral (ML) du fémur.

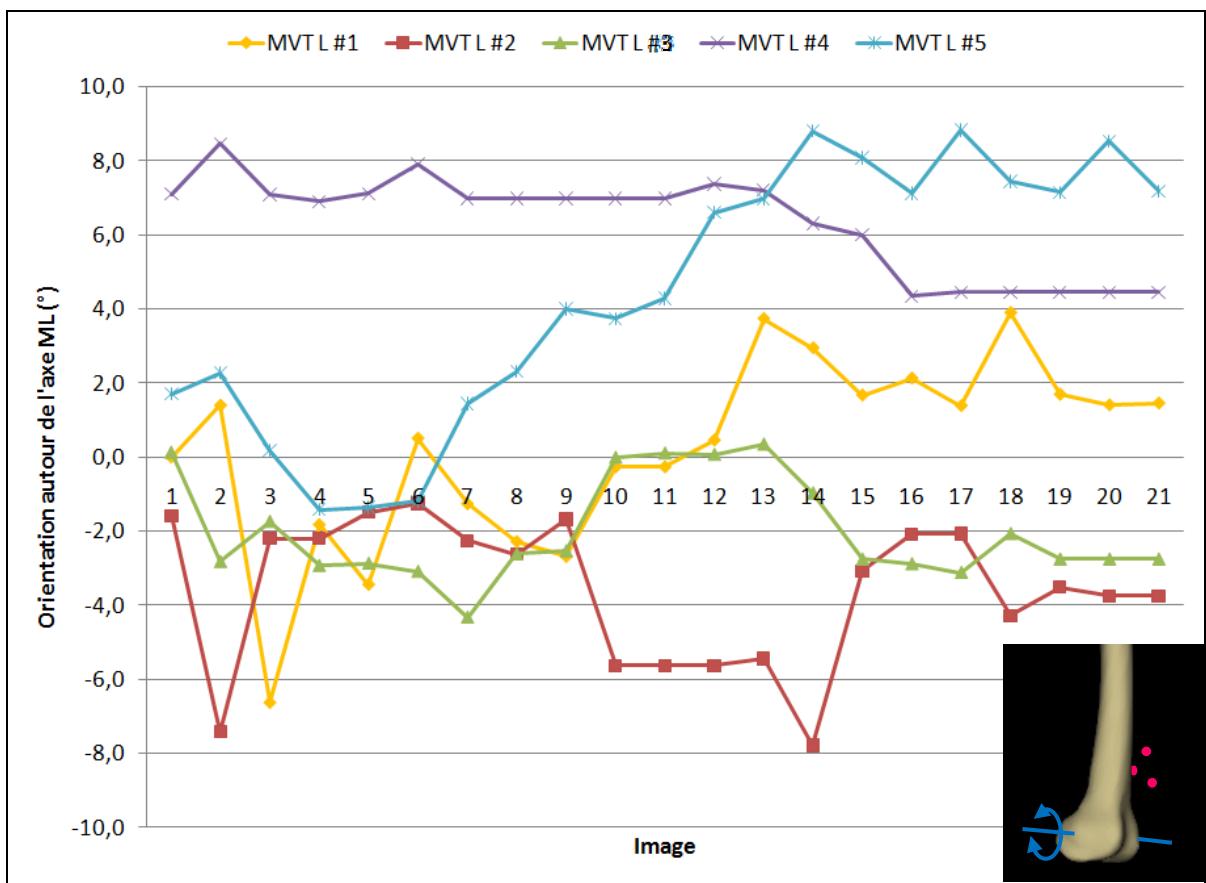


Figure 5.12 Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe médiolatéral (ML) du fémur.

5.1.3 Récapitulatif

Le tableau suivant présente un condensé des valeurs énoncées plus haut.

Tableau 5.1 Positions linéaire et angulaire relatives des parties latérale et médiale de l'attache fémorale par rapport au fémur durant le mouvement lent et dispersion associée

		Position (mm)			Orientation (°)		
		AP	PD	ML	AP	PD	ML
Partie latérale de l'attache fémorale	Valeur moyenne	-0,4	-1,5	-0,1	3,5	3	-2,7
	Écart-type	1,1	0,6	1,2	3,2	1	3,7
	Dispersion moyenne	2,7	1,4	2	4,6	2,5	4,4
	Écart-type	0,5	0,5	0,5	1,7	0,5	1,6
Partie médiale de l'attache fémorale	Valeur moyenne	1,1	-0,7	0,6	0,5	2,2	1,1
	Écart-type	1,7	0,8	0,3	4,3	1,1	4,4
	Dispersion moyenne	3,6	1,6	0,5	11,3	2,7	11,7
	Écart-type	0,9	0,5	0,2	2	0,6	2

AP = antéropostérieur; PD = proximo-distal; ML = médio-latéral.

D'une manière générale, l'instrument semble plus à même de suivre le déplacement linéaire de l'os puisque les valeurs de position moyenne sont plus proches de zéro que les valeurs d'orientation moyenne. De même, les courbes associées au positionnement linéaire sont moins dispersées que les courbes associées à l'orientation. Deux analyses retiennent particulièrement l'attention en raison de leur importante dispersion, ce sont les analyses d'orientation moyenne de la partie médiale de l'attache autour des axes antéropostérieur et médio-latéral.

5.2 Mouvement du *Pivot Shift*

L'étude de précision nous permet de connaitre l'erreur de position et d'orientation du système d'attaches durant le test du *Pivot Shift*. En d'autres termes, les valeurs obtenues dans cette étude nous indiquent si l'instrument est à même de suivre le mouvement de l'os durant la manipulation clinique.

Cette étude se scinde en deux parties. Nous présentons tout d'abord les résultats associés à l'analyse du mouvement de la partie médiale de l'attache fémorale par rapport au fémur puis les résultats associés à l'analyse du mouvement de l'attache tibiale par rapport au tibia. Comme précédemment, les données ont été ramenées autour de l'axe des abscisses.

5.2.1 Attache fémorale médiale

5.2.1.1 Position relative

La Figure 5.13 présente les courbes associées à l'analyse de la position relative de l'attache fémorale selon l'axe antéropostérieur du fémur. Les cinq courbes, relativement dispersées, oscillent autour de l'axe des abscisses. La position moyenne est estimée à -1,5 mm (écart-type : 2,9 mm) tandis que la dispersion des valeurs de position pour une même image varie de 2,2 mm à 8,9 mm (moyenne : 5,5 mm; écart-type : 1,6 mm).

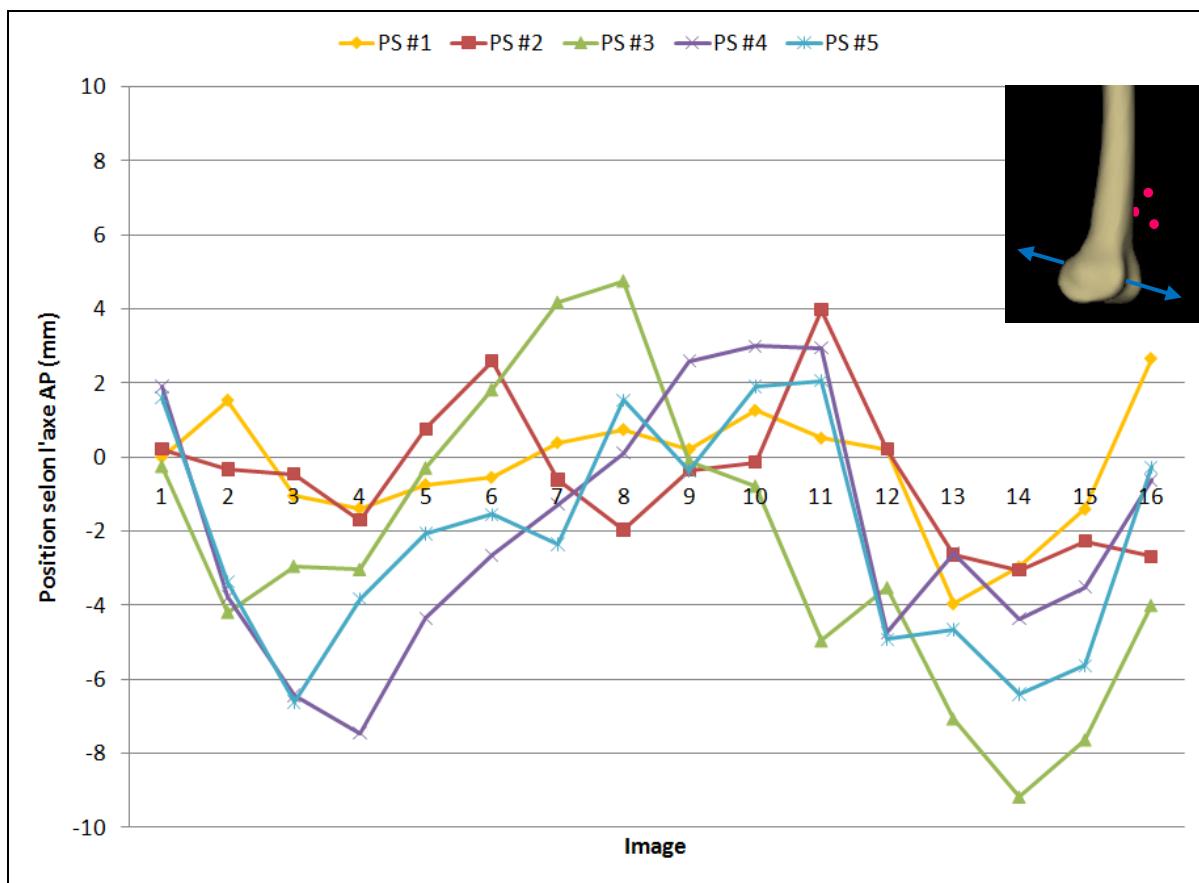


Figure 5.13 Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.

La position relative de l'attache fémorale selon l'axe proximo-distal du fémur est présentée en suivant (cf. Figure 5.14). Les courbes suivent la même tendance, elles s'éloignent de l'axe des abscisses sur la fin du mouvement. La position relative moyenne est de 0,7 mm (écart-type : 1,5 mm). Les valeurs image par image sont quant à elles dispersées sur 1,9 mm en moyenne (intervalle : [0,9 mm ; 2,7 mm]; écart-type : 0,6 mm).

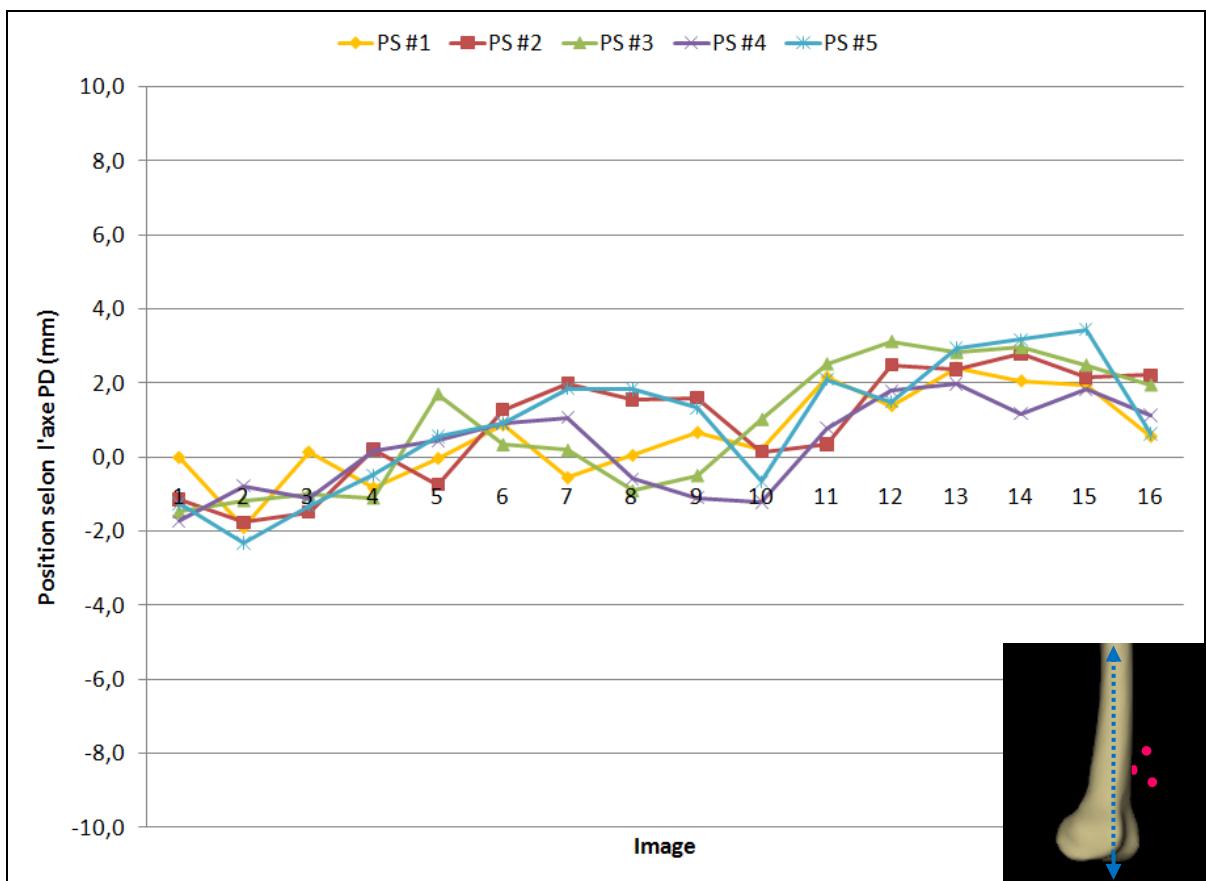


Figure 5.14 Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe proximo-distal (PD) du fémur.

La figure suivante présente la position relative de l'attache fémorale selon l'axe médio-latéral du fémur (cf. Figure 5.15). D'une façon générale, les valeurs semblent davantage proches de l'axe des abscisses mais également moins dispersées que pour les analyses précédentes. D'un point de vue quantitatif, la position relative moyenne se situe à 1 mm (écart-type : 0,8 mm) tandis que la dispersion moyenne s'élève à 1,2 mm en moyenne (intervalle [0,6 mm; 2,1 mm]; écart-type : 0,4 mm).

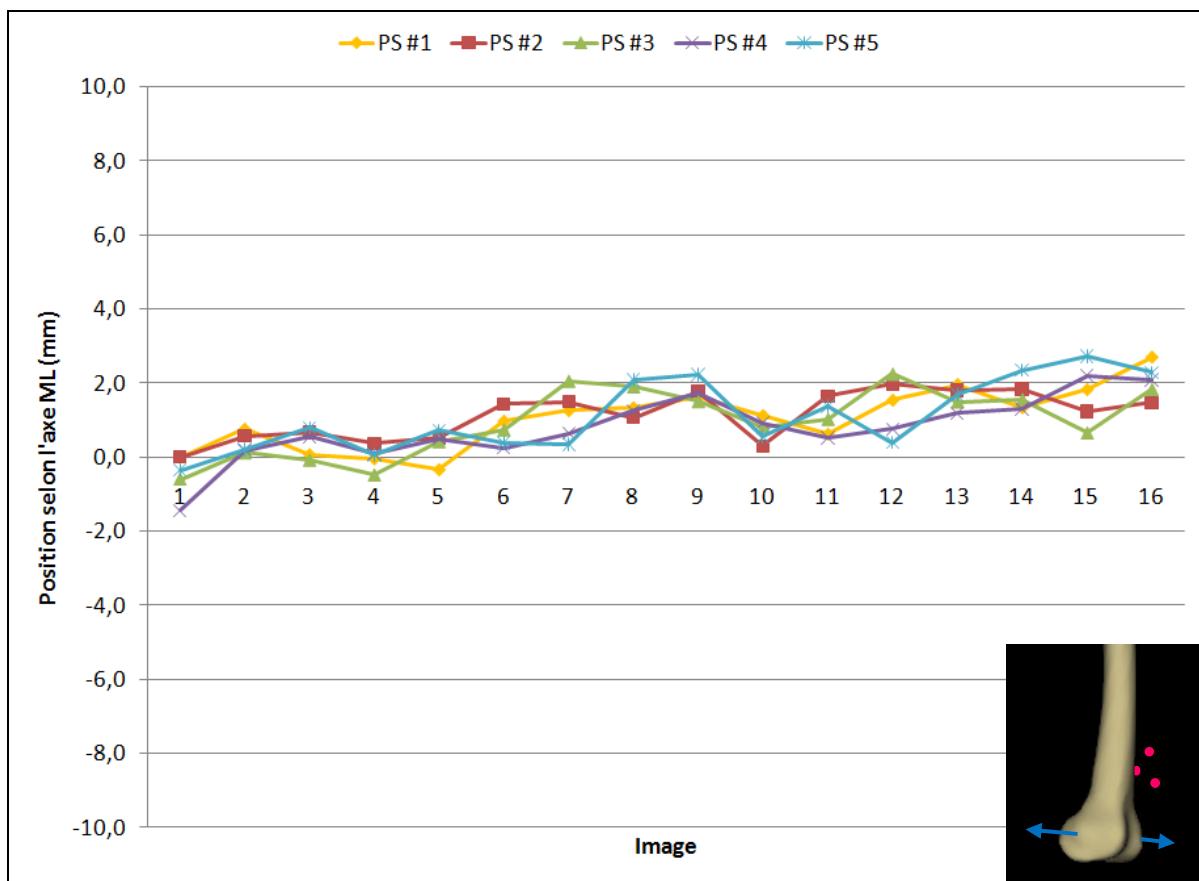


Figure 5.15 Position relative de l'attache fémorale médiale selon l'axe médio-latéral (ML) du fémur.

5.2.1.2 Orientation relative

L'orientation relative de l'attache fémorale autour de chacun des trois axes du repère associé au fémur fait l'objet des trois graphiques présentés en suivant. La Figure 5.16 montre les courbes associées à l'orientation de l'attache autour de l'axe d'abduction-adduction du fémur. On remarque la forte dispersion des valeurs de même que la tendance des courbes à osciller autour de l'axe des abscisses. L'analyse de la dispersion image par image révèle que les valeurs peuvent différer de $2,5^\circ$ à 11° (moyenne : $7,6^\circ$; écart-type de $2,8^\circ$). L'orientation relative moyenne est de $-0,9^\circ$ (écart-type : $3,9^\circ$).

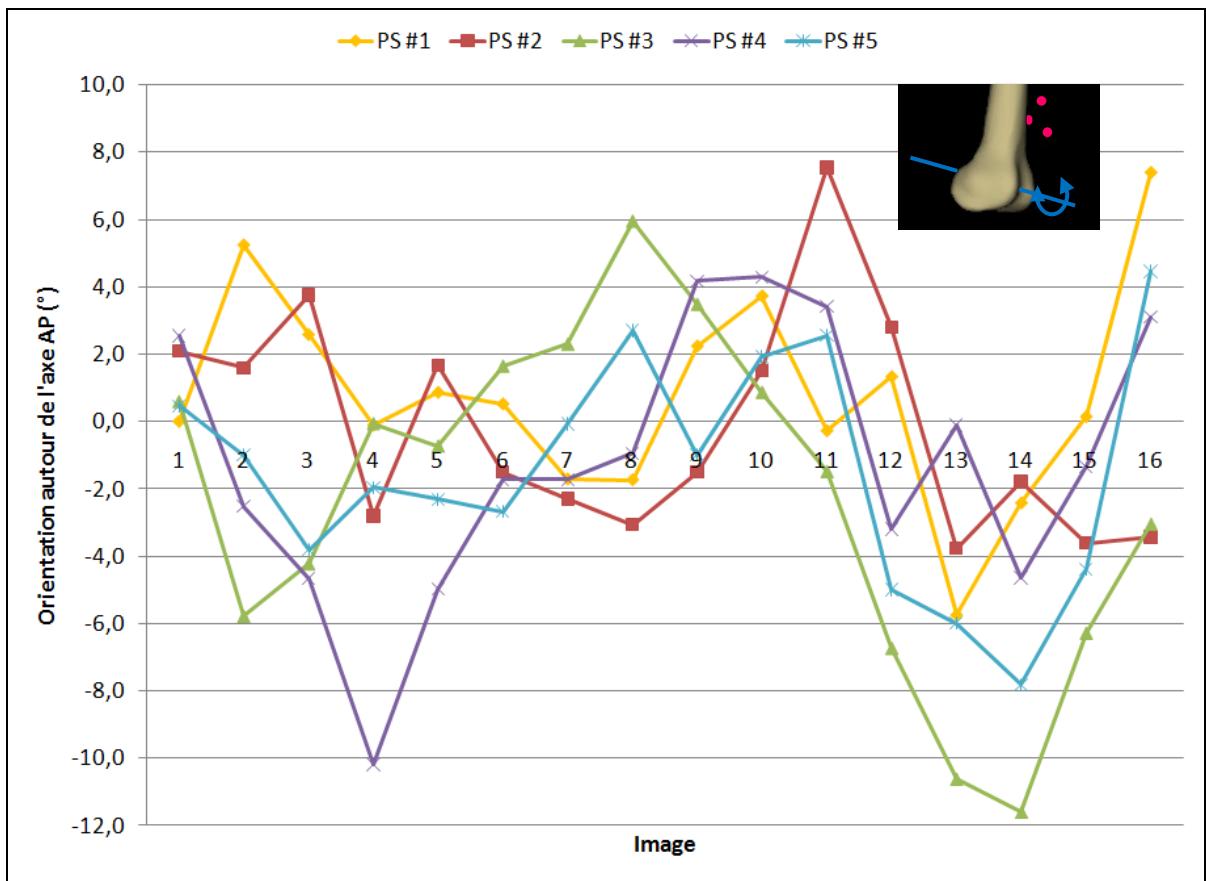


Figure 5.16 Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe antéropostérieur (AP) du fémur.

Dans le cas de l'orientation relative de l'attache autour de l'axe de rotation interne-externe, les courbes présentent la même tendance mais la dispersion des valeurs est moindre (cf. Figure 5.17). L'orientation moyenne s'établit à $0,1^\circ$ avec un écart-type de $2,3^\circ$. La dispersion des valeurs est comprise entre $1,1^\circ$ et $5,5^\circ$ (moyenne à $3,9^\circ$; écart-type : $1,4^\circ$).

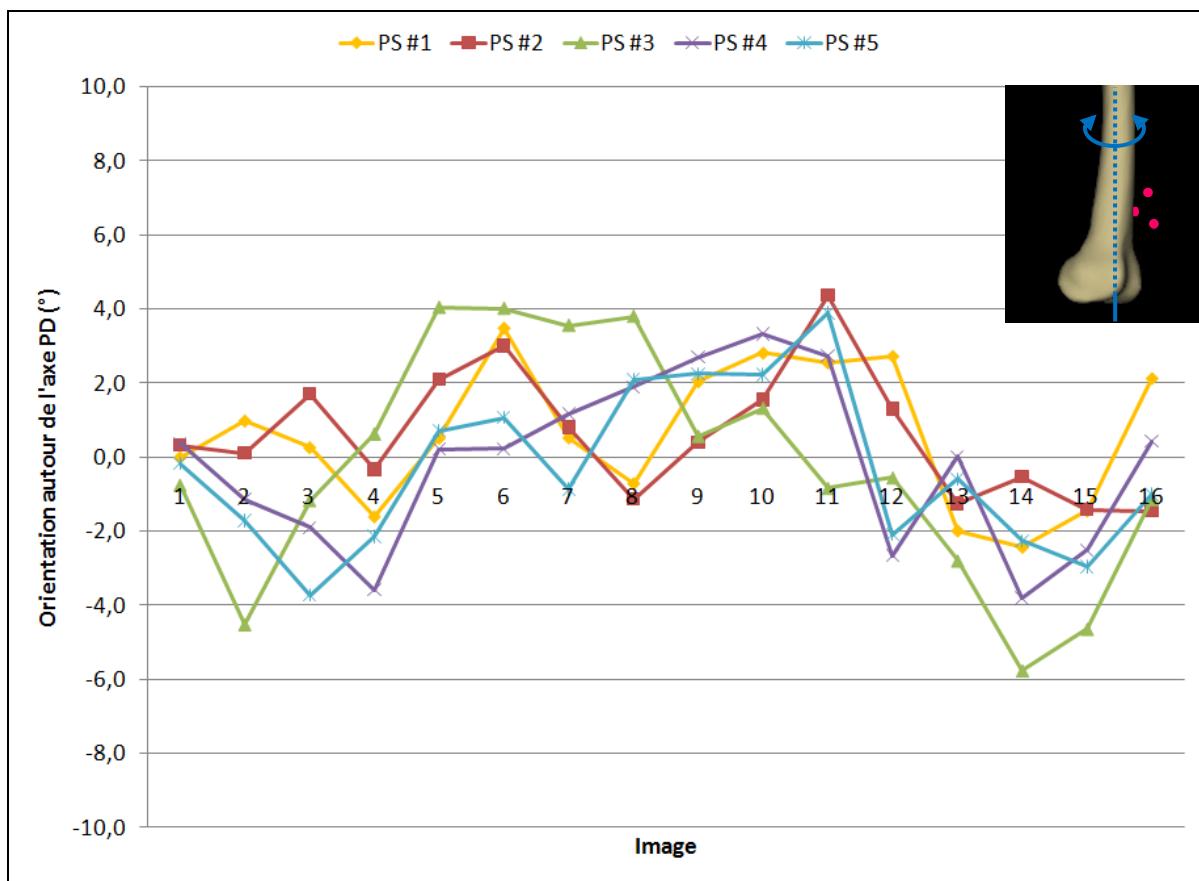


Figure 5.17 Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe proximo-distal (PD) du fémur.

Les courbes associées à l'orientation relative de l'attache autour de l'axe de flexion-extension sont très similaires à celle observées dans le cas de l'orientation relative autour de l'axe d'abduction-adduction (cf. Figure 5.18). En effet, on observe la même tendance à l'oscillation ainsi que la même dispersion importante. Pour l'image 2, les valeurs diffèrent de près de 13° (intervalle de dispersion : $[3,7^\circ ; 12,6^\circ]$; moyenne $7,7^\circ$; écart-type : $2,9^\circ$). L'orientation relative moyenne s'établie à $-0,6^\circ$ et est associée à un écart-type de $4,7^\circ$.

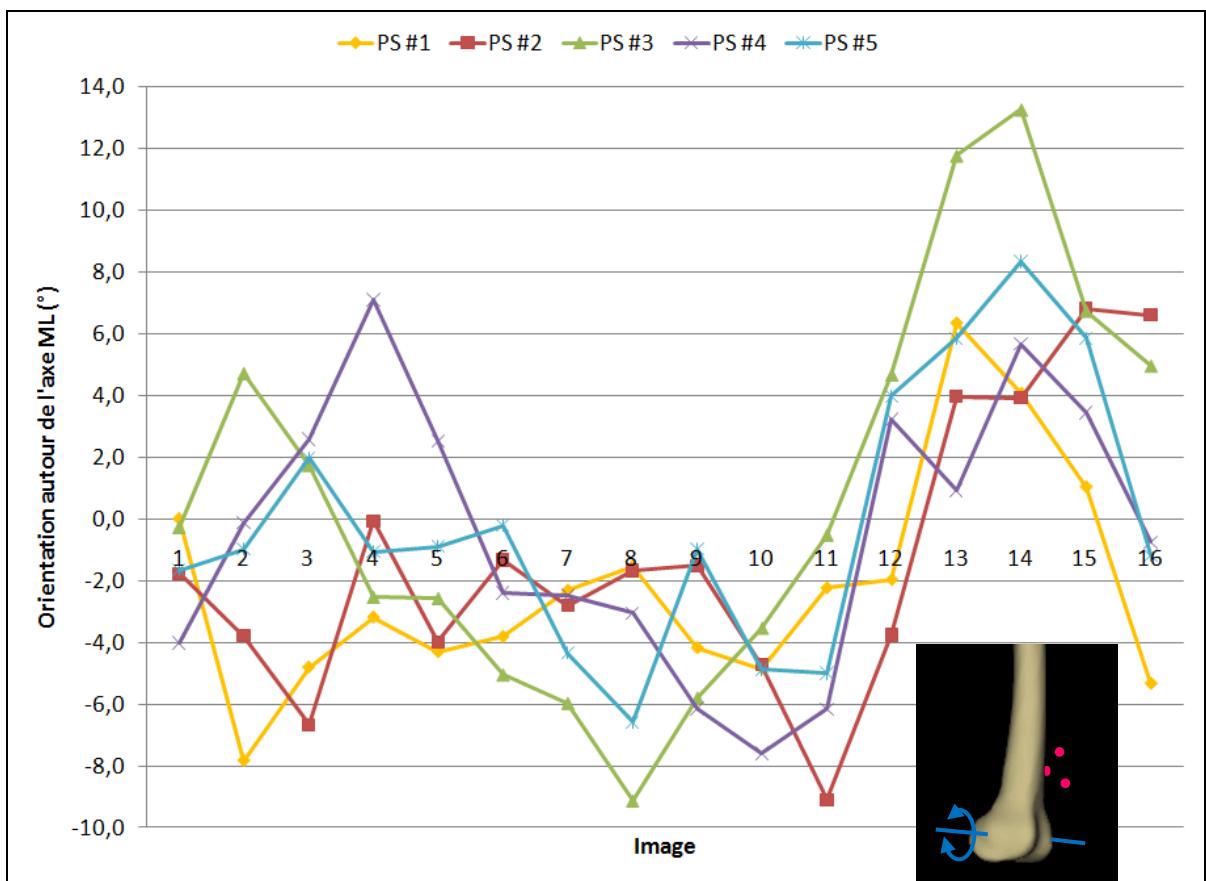


Figure 5.18 Orientation relative de l'attache fémorale médiale autour de l'axe médio-latéral (ML) du fémur.

5.2.2 Attache tibiale

De la même façon que précédemment, nous avons étudié les positions et orientations relatives de l'attache tibiale par rapport au tibia. Rappelons à cette occasion que l'attache tibiale est placée antérieurement au tibia, au dessus de la crête tibiale. Les résultats sont présentés en suivant.

5.2.2.1 Position relative

Les Figure 5.19 et Figure 5.20 présentent la position relative de l'attache tibiale selon les axes médio-latéral (ML) et proximo-distal (PD) du tibia. Dans les deux cas, les courbes sont peu dispersées et relativement proche de l'axe des abscisses. La position moyenne est de 0,8 mm (écart-type : 0,8 mm) selon de l'axe ML et de 0,7 mm (écart-type : 0,8 mm) selon l'axe PD. La dispersion des valeurs s'établit en moyenne à 1,2 mm et 1,4 mm avec des écarts-types de 0,5 mm et 0,7 mm respectivement (intervalles : [0,6 mm ; 2,2 mm] et [0,5 mm ; 2,6 mm]).

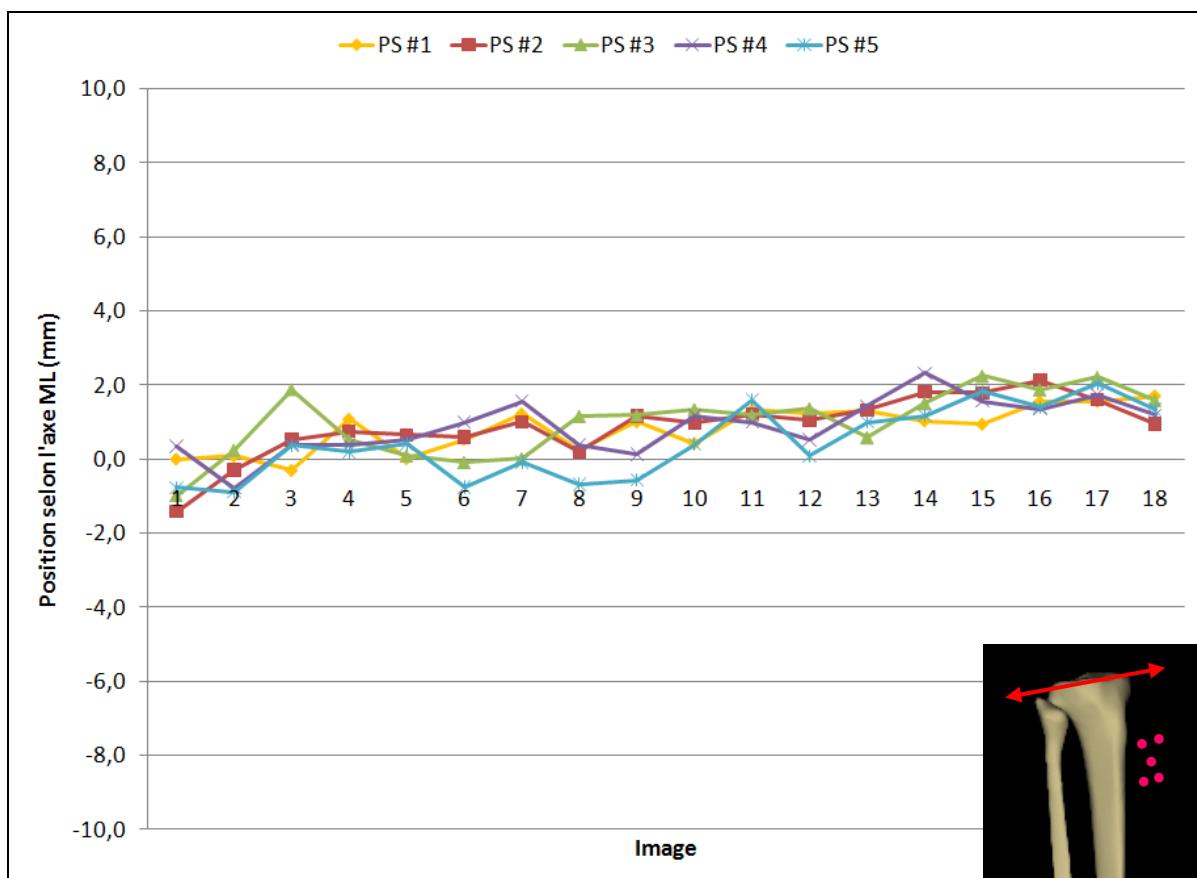


Figure 5.19 Position relative de l'attache tibiale selon l'axe médio-latéral (ML) du tibia.

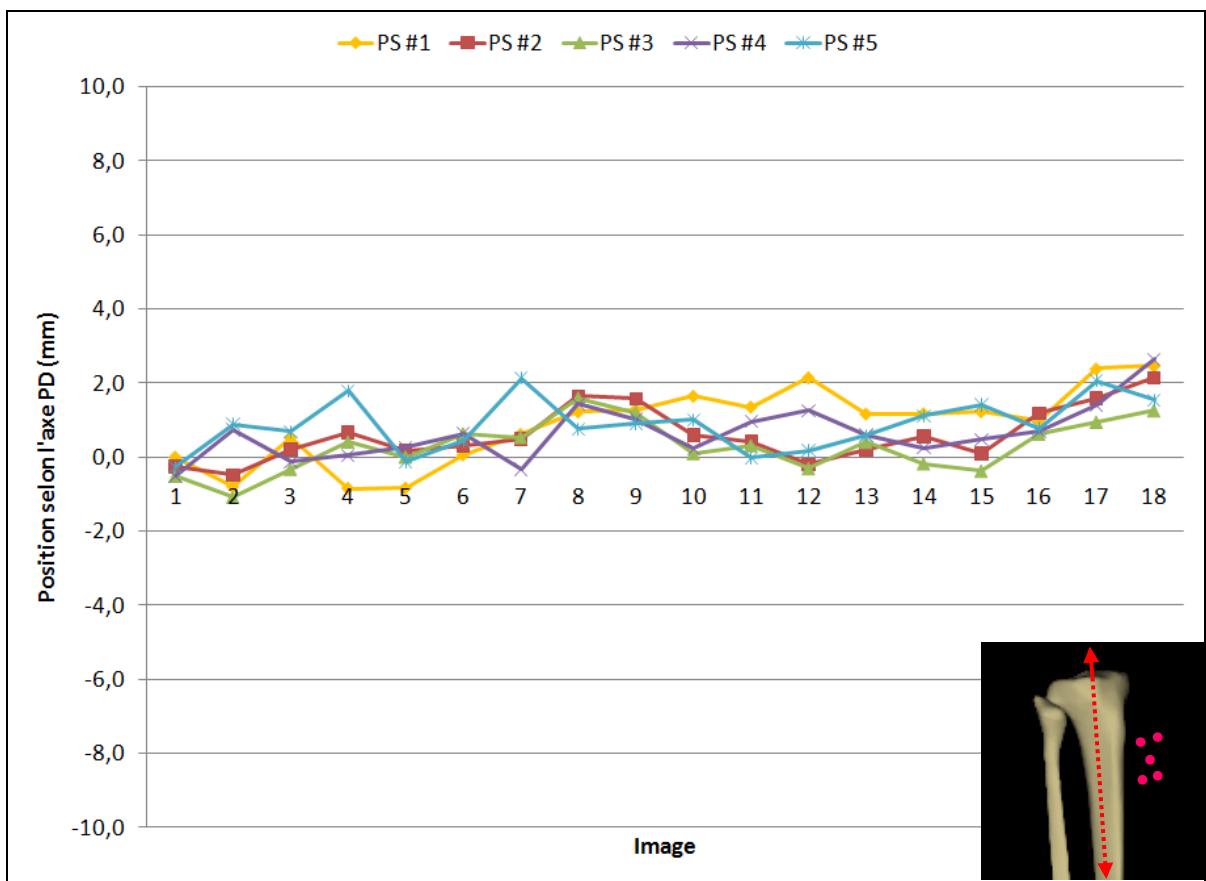


Figure 5.20 Position relative de l'attache tibiale selon l'axe proximo-distal (PD) du tibia.

C'est selon l'axe antéropostérieur du tibia que les résultats sont les meilleurs (cf. Figure 5.21). En effet, on s'aperçoit que les courbes associées aux cinq analyses sont très proches les unes des autres et également proches de l'axe des abscisses. D'un point de vue quantitatif, on obtient une position relative moyenne de -0,3 mm (écart-type : 0,3 mm) ainsi qu'une dispersion moyenne de 0,2 mm (intervalle : [0,2 mm ; 0,9 mm]; écart-type : 0,5 mm).

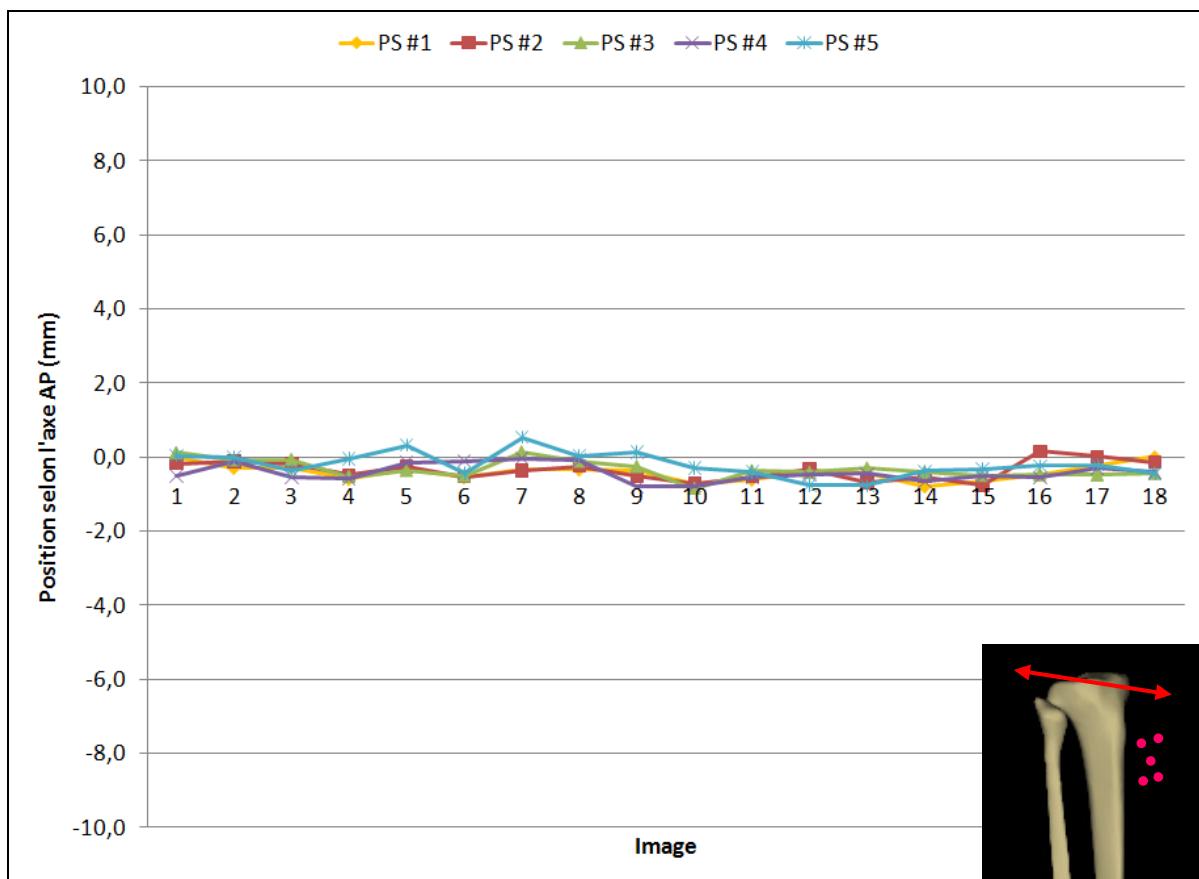


Figure 5.21 Position relative de l'attache tibiale selon l'axe antéropostérieur (AP) du tibia.

5.2.2.2 Orientation relative

La Figure 5.22 nous montre l'orientation relative de l'attache tibiale autour de l'axe de flexion-extension du tibial. On remarque que les courbes s'éloignent de l'axe des abscisses tandis que la séquence progresse. Par ailleurs, les valeurs sont plus ou moins diffuses d'une analyse à une autre; la courbe #5 dénotant particulièrement des autres. L'orientation moyenne de l'attache tibiale autour de cet axe s'établit à $6,6^\circ$ (écart-type : $3,3^\circ$). La dispersion est moyenne est de $5,9^\circ$ avec un écart-type de $2,9^\circ$ (intervalle : [2,5 ; 13]).

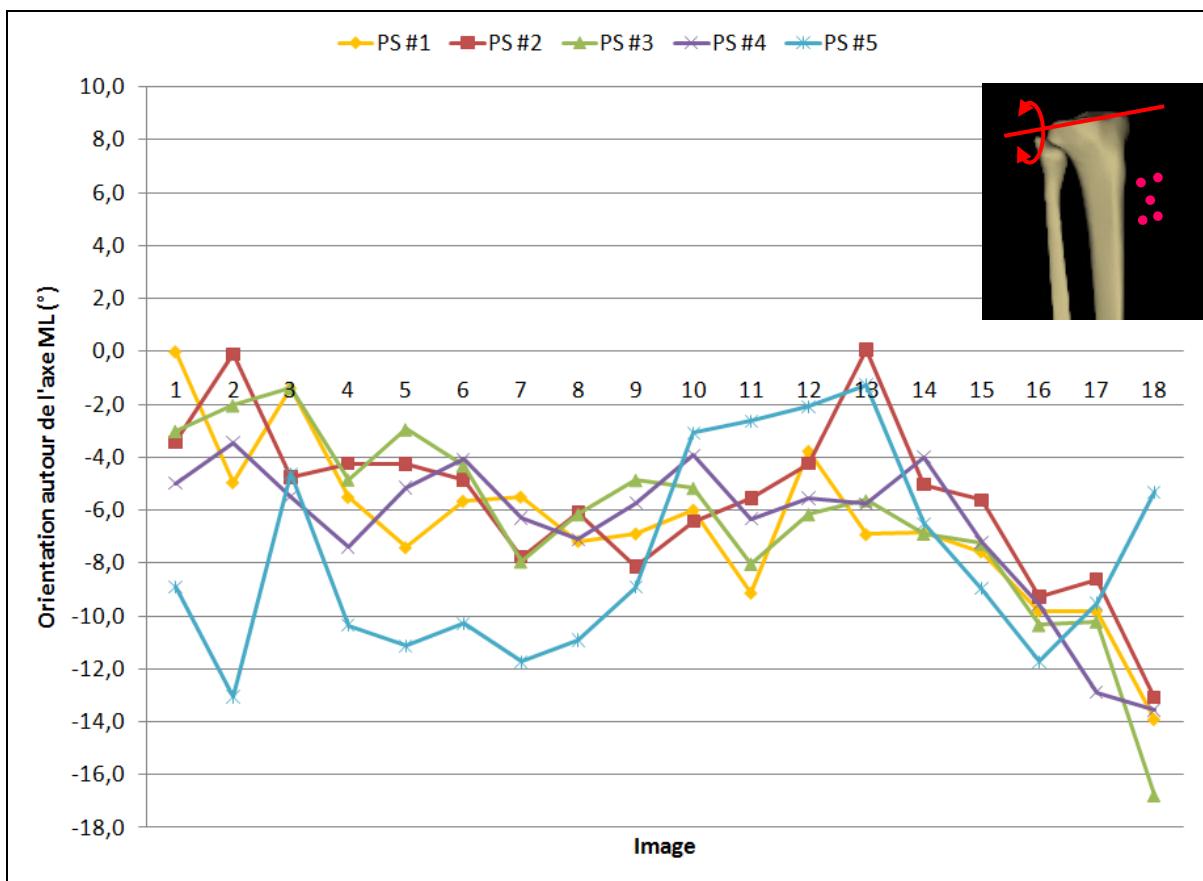


Figure 5.22 Orientation relative de l'attache tibiale
autour de l'axe médio-latéral (ML) du tibia.

Autour de l'axe de rotation interne-externe du tibia (cf. Figure 5.23), la dispersion des valeurs est bien moindre puisqu'elle est de $1,7^\circ$ (intervalle : [0,4 ; 2,8]; écart-type : $0,7^\circ$). L'orientation moyenne est de $0,4^\circ$ et est associée à un écart-type : $0,9^\circ$.

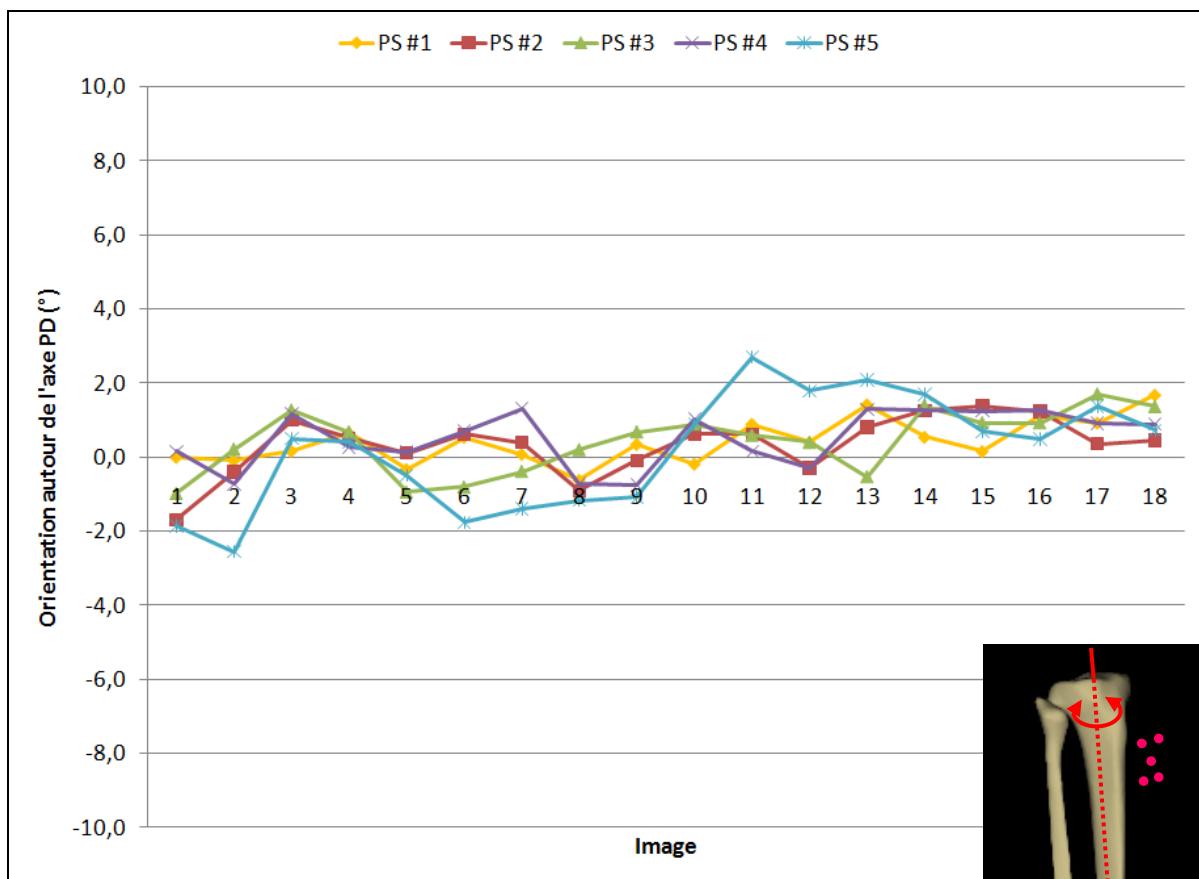


Figure 5.23 Orientation relative de l'attache tibiale autour de l'axe proximo-distal (PD) du tibia.

Enfin, la Figure 5.24, qui présente l'orientation relative selon l'axe d'abduction-adduction du tibia, montre une tendance similaire à celle présentée autour de l'axe de flexion-extension (cf. Figure 5.22). En effet, on s'aperçoit que la courbe #5 ne suit pas la même tendance. De plus, les courbes s'éloignent de la valeur nulle tandis que l'on avance dans la séquence. D'un point de vue quantitatif, on observe une dispersion des valeurs de $5,4^\circ$ en moyenne associée à un écart-type de $2,4^\circ$ (intervalle : $[2,8^\circ ; 11^\circ]$). L'orientation relative moyenne se situe quant à elle à $5,2^\circ$ (écart-type : $2,8^\circ$).

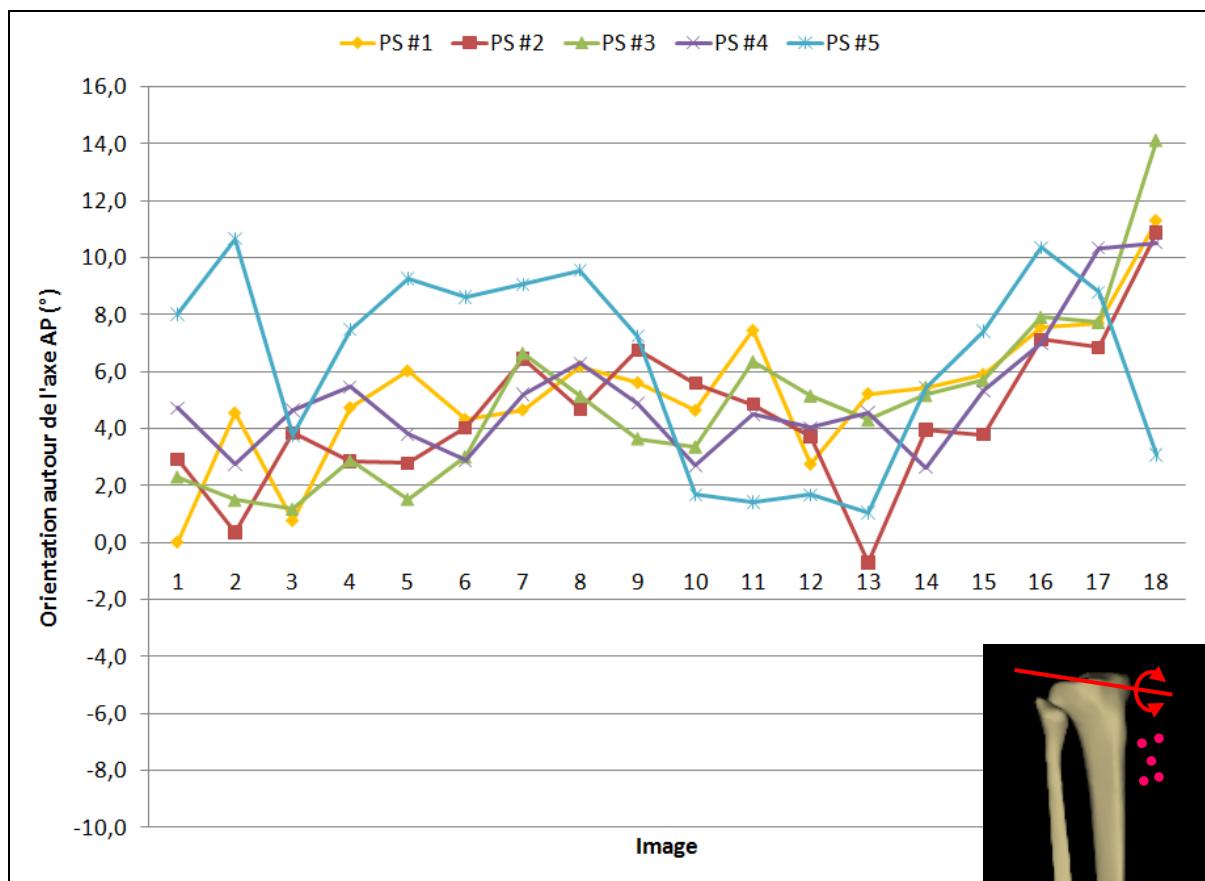


Figure 5.24 Orientation relative de l'attache tibiale autour de l'axe antéropostérieur (AP) du tibia.

5.2.3 Récapitulatif

Le tableau suivant regroupe l'ensemble des valeurs présentées dans les paragraphes précédents.

Tableau 5.2 Positions linéaire et angulaire relatives des attaches fémorale et tibiale pendant le *Pivot Shift* et dispersion associée

		Position (mm)			Orientation (°)		
		AP	PD	ML	AP	PD	ML
Partie médiale de l'attache fémorale	Valeur moyenne	-1,5	0,7	1	-0,9	0,1	-0,6
	Écart-type	2,9	1,5	0,8	3,9	2,3	4,7
	Dispersion moyenne	5,5	1,9	1,2	7,6	3,9	7,7
	Écart-type	1,6	0,6	0,4	2,8	1,4	2,9
Attache tibiale	Valeur moyenne	0,8	0,7	-0,3	-6,6	0,4	5,2
	Écart-type	0,8	0,8	0,3	3,3	0,9	2,8
	Dispersion moyenne	1,2	1,4	0,2	5,9	1,7	5,4
	Écart-type	0,5	0,7	0,5	2,9	0,7	2,4

AP = antéropostérieur; PD = proximo-distal; ML = médio-latéral.

A l'instar des résultats associés au mouvement lent, les courbes d'orientation relative sont davantage dispersées que les courbes de position relative, et ce pour chacune des deux attaches (fémorale et tibiale). Par ailleurs, l'attache tibiale semble plus à même de suivre le mouvement du tibia dans ses déplacements linéaires, comparativement à l'attache fémorale médiale.

CHAPITRE 6

DISCUSSION

Le but de cette étude est de proposer une méthode d'évaluation de la précision d'un système d'attaches mesurant le phénomène du *Pivot Shift* dans le genou. En d'autres termes, nous cherchons à savoir si, au cours du test du *Pivot Shift* et au cours d'un mouvement lent de faible amplitude, l'instrument est à même de suivre le déplacement des os. Ce chapitre nous permet de confronter nos résultats, nos choix méthodologiques et la littérature.

6.1 Analyse des résultats

Les courbes et tableaux présentées au CHAPITRE 5 révèlent les positions et orientations relatives des attaches par rapport aux os durant un mouvement lent de faible amplitude et durant le mouvement du *Pivot Shift*. À première vue, les résultats obtenus dans cette étude – exception faite des orientations relatives de l'attache tibiale autour des axes antéropostérieur et médio-latéral – vérifient l'hypothèse annoncée au départ voulant que la précision de l'instrument soit inférieure à 2° en rotation et à 5 mm en translation. Cependant, le manque de répétabilité des analyses nous amène à nous questionner quant à la validité de ces résultats.

Plusieurs éléments peuvent expliquer le fait que les résultats diffèrent de ce que nous attendions. Pour cela, il nous faut analyser certains de nos choix méthodologiques, comme l'utilisation du fluoroscope biplan. En effet, bien que cette technique soit des plus appropriée pour observer *in vivo* la cinématique des os en mouvement, une connaissance approfondie de ses capacités est garante d'une bonne utilisation (Tashman, 2008). Nous avons pu constater au cours de notre étude que le fluoroscope utilisé présente certaines limitations qui sont énoncées ci-dessous.

6.2 Qualité des images fluoroscopiques

6.2.1 Champ de vue limité

Le recalage est une technique qui permet de connaître la position linéaire et angulaire d'un modèle numérique dans un environnement virtuel simulant des conditions expérimentales. Dans notre cas, le principe est de faire correspondre les contours rétro-projetés des modèles numériques avec les contours osseux visibles dans les images fluoroscopiques. Pour assurer un positionnement optimal, il est important de pouvoir se fier à plusieurs points anatomiques visibles. Dans le cas du fémur, les condyles, la tête fémorale et la diaphyse sont les éléments les plus caractéristiques. Or, tel que le montre la Figure 6.1, le champ de vue du fluoroscope ne permet pas de visualiser la totalité de la structure osseuse.

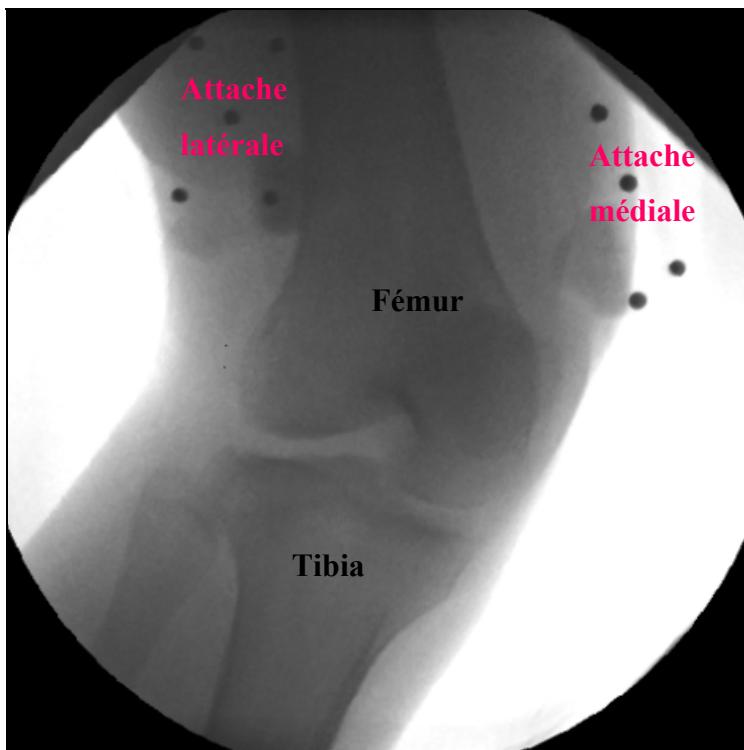


Figure 6.1 Champ de vue du fluoroscope.

L'absence de la tête fémorale et de la quasi-totalité de la diaphyse peut engendrer d'importantes erreurs dans le positionnement angulaire de l'os. En effet, lors du recalage, nous nous basons uniquement sur la géométrie des condyles et sur l'ensemble épiphysé-métaphysique qui constitue la partie distale de l'os. La longueur du fémur étant estimée à 45 cm en moyenne (Fontaine et Vannineuse, 2005), la moindre erreur dans le positionnement angulaire autour des axes antéropostérieur et médio-latéral du repère anatomique du fémur peut avoir des répercussions importantes dans le positionnement de la tête fémorale, et ce en raison de l'effet « bras de levier » (cf. Figure 6.2). Une rotation de 1° effectuée autour de l'un de ces axes peut induire un déplacement linéaire de la tête fémorale de près de 7 mm. Dans le cas du tibia, ce sont les contours du plateau et la partie proximale de l'os qui sont utilisés. Les informations manquantes sont les malléoles et, à l'instar du fémur, la diaphyse. Aussi, la longueur du tibia étant évaluée à 35 cm en moyenne (Fontaine et Vannineuse, 2005), le positionnement des malléoles peut être affecté de la même façon que celui de la tête fémorale.

Le champ de vue restreint constitue donc la première limite à l'utilisation du système de fluoroscopie dans cette étude. Nous ne disposons d'aucun moyen pour contrôler que le positionnement des os dans l'environnement de recalage est adéquat.

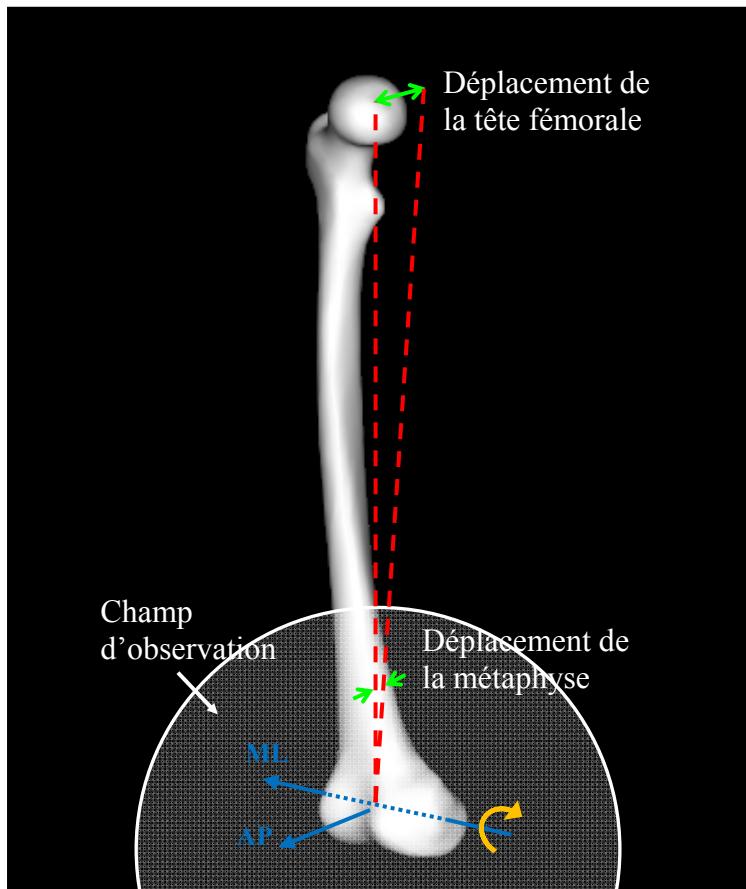


Figure 6.2 Déplacements de la tête fémorale et de la métaphyse après une rotation de l'axe médio-latéral.

6.2.2 Asynchronisme

Tel que mentionné précédemment, le fluoroscope biplan intègre deux chaînes d'acquisition complètes. Les analyses successives du mouvement du *Pivot Shift* et du mouvement lent nous ont amené à constater que ces chaînes fonctionnent de façon indépendante l'une de l'autre, impliquant un décalage temporel lors de la formation des images d'une même paire. Or, la non stéréo-correspondance des images fluoroscopiques constitue un problème majeur pour la procédure de recalage car elle implique un décalage spatial des objets entre les vues médio-latérale et antéropostérieure. La Figure 6.3, qui présente une paire d'images issue de la séquence du *Pivot Shift*, illustre ce décalage : lorsque l'outil est correctement positionné sur la vue de droite (vue médio-latérale), il est décalé de près de 4 mm sur la vue de gauche (vue

antéro-postérieur). Bien que nous ayons choisi de ne pas le représenter, il en va de même pour l'os.

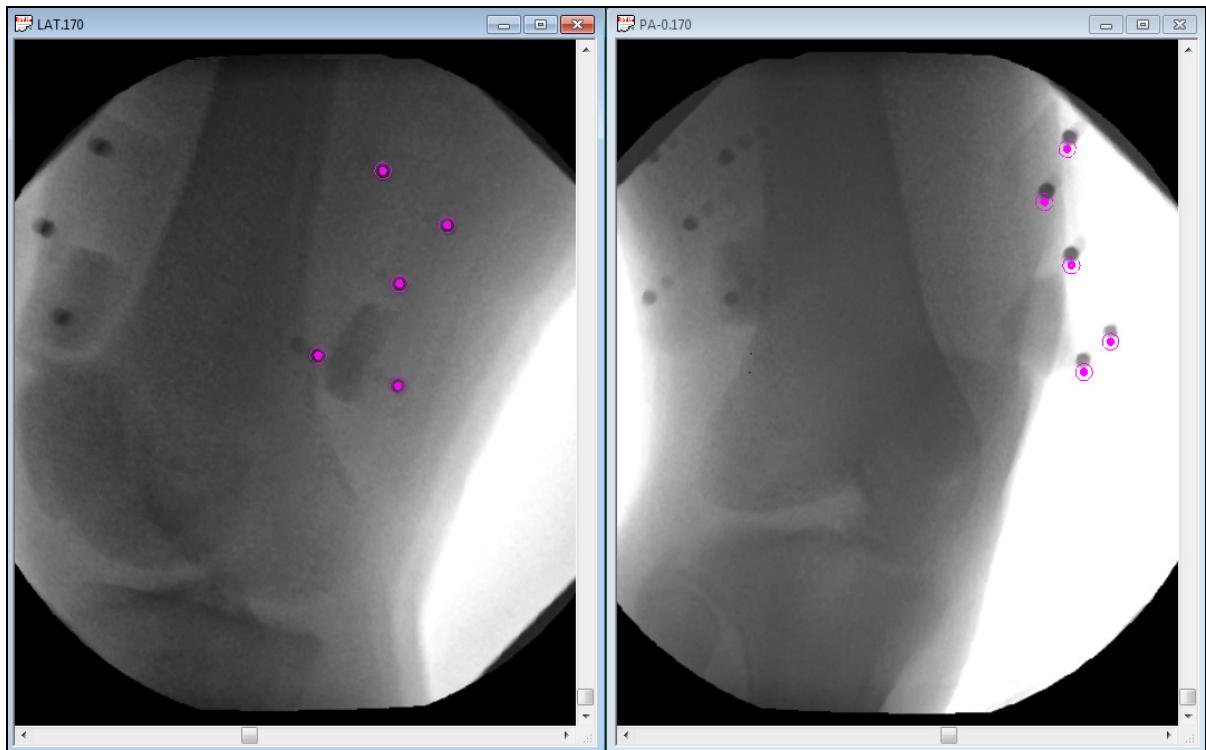


Figure 6.3 Décalage entre les vues médio-latérale (gauche) et antéropostérieure (droite).

Il est à noter que le décalage n'est pas constant. Il est particulièrement important sur la paire d'images présentée mais peut être moindre voire quasi-inexistant, comme c'est le cas dans les images associées au mouvement lent. En d'autres termes, plus le mouvement observé est rapide, plus le décalage spatial entre les vues est susceptible d'être important.

Dans son contexte original, c'est-à-dire pour la neuroangiographie, les seuls mouvements observés à travers le fluoroscope biplan sont ceux d'un cathéter que l'on introduit dans une artère. C'est un mouvement très lent qui est observé en temps réel sur les écrans de télévision installés dans la salle d'examen. L'asynchronisme des deux chaînes est alors imperceptible puisque les médecins ne regardent qu'un seul écran à la fois. Dans le cadre de notre étude, et

plus particulièrement de l'observation du mouvement rapide, le fluoroscope biplan sort de son cadre d'utilisation conventionnel. C'est la raison pour laquelle il n'est pas adapté.

Il est important de préciser que dans notre procédure de recalage, lorsqu'un décalage était présent entre deux images, nous选项 pour une position moyenne des objets de façon à minimiser l'erreur. Dans le cas des images présentées à la Figure 6.3, nous avons déplacé l'attache fémorale ainsi que le modèle du fémur d'environ 2 mm vers le haut afin d'obtenir un positionnement moyen. Là encore, des erreurs sont introduites sans que l'on puisse réellement les quantifier.

6.2.3 Flou

Une autre source d'imprécision dans le positionnement et l'orientation des modèles osseux est le flou existant dans la plupart des images associées au mouvement du *Pivot Shift*. Le fluoroscope utilisé dans le cadre de ce projet est paramétré de sorte que quatre images sont nécessaires pour en former une. Combiné à la rapidité du mouvement, ceci engendre un effet de trainée (*lag*) (cf. 1.5.3). La conséquence directe est que les contours osseux sont très mal définis, compliquant ainsi la procédure de recalage (cf. Figure 6.4).

Les images associées au mouvement lent ne présentent pas d'effet de trainée (*lag*) et les contours osseux sont relativement bien définis. La raison est que, dans ce cas précis où la structure observée bouge lentement, la combinaison de quatre images est efficace pour réduire le bruit.

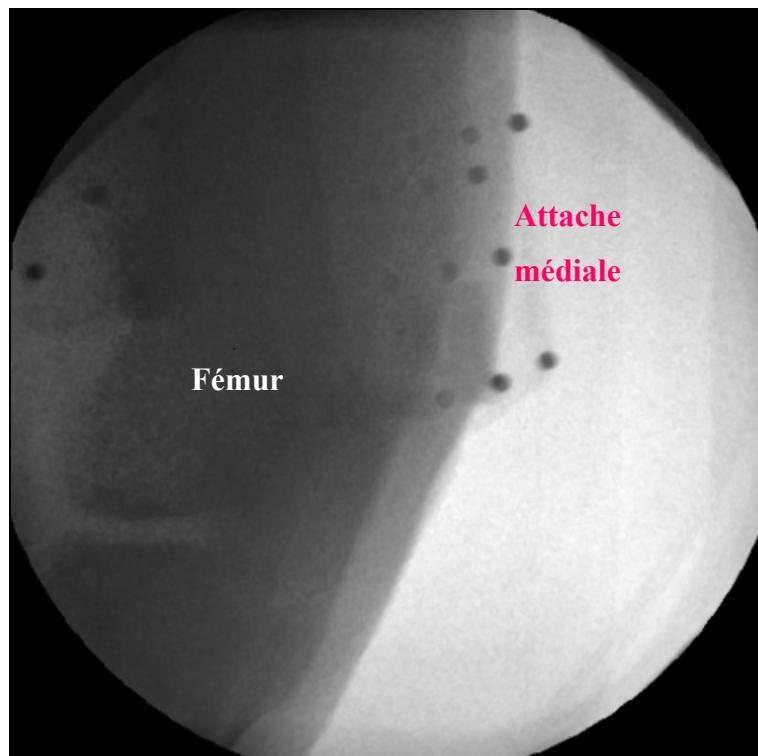


Figure 6.4 Flou dans les images fluoroscopiques.

6.3 Analyse fémorale

Lors de l'étude de la précision de l'instrument, seule la partie médiale de la composante fémorale a été prise en considération. Les résultats ne reflètent donc pas ce que peut mesurer le capteur électromagnétique associé à la composante fémorale; ce dernier étant positionné latéralement. Comme le montre les résultats du mouvement lent, les deux attaches ont un comportement différent. Ceci tient au fait que les mouvements de la peau entourant le fémur distal sont plus importants du côté latéral que du côté médial (Sati et al., 1996a). Ainsi, les seuls résultats associés au comportement de l'attache médiale durant le *Pivot Shift* ne nous permettent pas de conclure quant à la précision de l'outil.

6.4 Lien avec la littérature

Dans la littérature scientifique, un certain nombre d'études utilisent la fluoroscopie mono- ou biplan pour évaluer la cinématique du genou dans différentes conditions. Dans la plupart des cas, l'objectif est d'évaluer le comportement de prothèses implantées dans l'articulation (Fantozzi et al., 2003; Yamazaki et al., 2005; Zihlmann et al., 2006). Comme dans notre analyse, un modèle numérique de la prothèse (composante fémorale et composante tibiale) est créé à partir de d'images issues d'un examen tomodensitométrique (CT-scan) ou de résonnance magnétique (IRM), puis recalé sur les images fluoroscopiques. Or, de par leur taille, les deux composantes sont entièrement visibles dans le champ du fluoroscope, ce qui diminue grandement les risques de mauvais positionnement. De plus, la densité du matériau constituant la prothèse est bien plus élevée que celle de l'os. Les contours de la prothèse sont donc plus facilement repérables que ceux de l'os, même si les images fluoroscopiques sont floues.

La fluoroscopie est également utilisée pour définir la cinématique des articulations. Dans ce type d'étude, on s'affranchit du champ de vue limité en utilisant des billes de tantalum, le « gold standard » de l'évaluation biomécanique, implantées dans les parties visibles du ou des os observés (Anderst et al., 2009). Un modèle numérique des billes peut alors être créé puis recalé sur les images fluoroscopiques. Le positionnement du fémur et du tibia ne repose alors plus sur la géométrie des contours osseux mais uniquement sur celle des groupes de billes.

Comme le suggère Tashman (2008) dans son commentaire à l'endroit de l'étude de Li (2008), il est important que les paramètres soient ajustés en fonction de la vitesse du mouvement observé. Ainsi, la fréquence, le temps d'acquisition des images et la quantité de rayons X, définie par l'énergie délivrée par le générateur, peuvent grandement améliorer la qualité des images s'ils sont bien choisis. Dans notre cas, nous avons opté pour la fréquence la plus élevée admissible par le fluoroscope. Néanmoins, le temps d'exposition et la quantité de rayons X sont choisis de façon automatique par le générateur à rayons X en fonction des

informations que lui transmet le coupleur optique. De plus, le fluoroscope utilisé dans notre étude étant une ressource matérielle empruntée au centre hospitalier, nous n'avons que très peu de marge de manœuvre quant à la modification des paramètres. Le fluoroscope doit toujours demeurer prêt à l'usage si un cas d'urgence venait à se présenter.

A ce jour, l'étude fluoroscopique la plus avancée est celle d'Anderst *et al.* (2009). Ils proposent un système formé de deux fluoroscopes monoplans couplés pour former un biplan. Le but de l'étude est d'évaluer la capacité du système à enregistrer le mouvement de l'articulation du genou durant la course sur tapis roulant (vitesse : 2,5 m/s). Pour assurer la précision de l'analyse, des paramètres peu communs sont utilisés. En effet, les deux fluoroscopes monoplans sont capables de générer une fréquence d'acquisition de 250 images par seconde avec un temps d'acquisition de 0,5 ms. Les genoux étudiés sont également munis de billes de tantalum. L'auteur s'affranchit donc des problèmes de flou et de champ de vue restreint. Aussi, bien qu'aucune indication ne soit donnée à ce sujet, nous pensons que le système est conçu de façon à ce que les images sont acquises de façon synchrone.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Le but de cette étude était de proposer une méthode permettant d'évaluer la précision d'un système d'attaches visant à mesurer le phénomène du *Pivot Shift* dans l'articulation du genou. Nous avons utilisé la fluoroscopie biplan pour enregistrer le mouvement simultané des os et de l'instrument durant le mouvement du *Pivot Shift* et durant un mouvement lent de faible amplitude. Des techniques de recalage 3D-3D et de calcul matriciel nous ont ensuite permis de calculer et de comparer les trajectoires des objets d'intérêt.

Les résultats montrent que, durant le test du *Pivot Shift* et durant le mouvement lent de faible amplitude, l'instrument est à même de suivre le déplacement tridimensionnel des os, exception faite des rotations autour des axes médio-latéral et antéropostérieur. Cependant, les analyses réalisées affichent une variabilité relativement importante, tant pour le mouvement lent que pour le mouvement rapide du *Pivot Shift*.

Grâce à l'analyse conjointe d'un mouvement lent et d'un mouvement rapide, nous avons pu mettre en évidence un certain nombre de limites quant à l'utilisation du fluoroscope biplan dans le cadre d'une analyse biomécanique. Le champ de vue restreint, le flou dû au mouvement de la structure ainsi que l'asynchronisme des chaînes d'acquisition comptent parmi les plus importantes.

Notre étude constitue donc une première étape vers une méthode adéquate permettant d'évaluer la précision de l'instrument de mesure du *Pivot Shift*. Pour cela, des ajustements méthodologiques sont à prévoir. Aussi, nous pensons utile de formuler les quelques recommandations suivantes :

1. Vérifier le synchronisme des chaînes du fluoroscope biplan afin de garantir l'acquisition d'images stéréo-correspondantes.
2. Envisager l'utilisation de billes de tantalum insérées directement dans les os afin de s'affranchir des problèmes de champ de vue limité.

3. Utiliser les images fluoroscopiques brutes afin d'éviter la combinaison d'images et donc l'effet de *lag* dû au mouvement des structures.
4. Mettre en place un moyen efficient pour contrôler la qualité des séquences fluoroscopiques lors des séances d'expérimentations afin de s'assurer que tous les objets sont visibles sur l'ensemble des images.
5. Augmenter le nombre de sujets.

ANNEXE I

TERMINOLOGIE ANATOMIQUE

I.1 Plans anatomiques

Le *plan sagittal* est le plan qui sépare le corps humain en une partie droite et une partie gauche. Le *plan frontal* sépare quant à lui le corps humain en une partie antérieure et une partie postérieure. Les plans sagittal et frontal sont perpendiculaires. Leur intersection donne naissance à la *ligne médiane* du corps (cf. Figure-A I-1). Enfin, le plan qui sépare le haut et le bas du corps est le *plan transversal*.

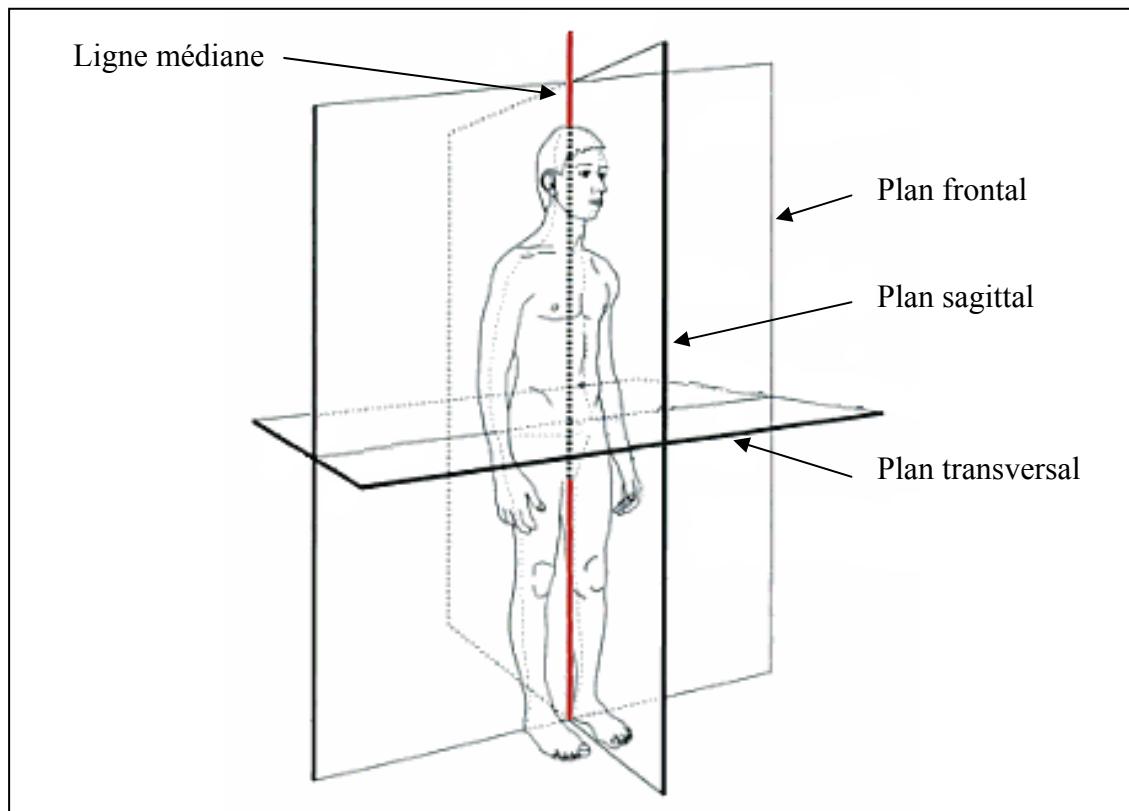


Figure-A I-1 Plans anatomiques.
Adaptée de (Klein et Sommerfeld, 2007)

I.2 Directions anatomiques

La Figure-A I-2 suivante présente les différentes directions anatomiques en prenant comme modèle la jambe droite. L'*extrémité proximale* du tibia est dirigée vers le haut du corps contrairement à l'*extrémité distale* qui est dirigée vers le sol. La *face antérieure* est dirigée vers l'avant tandis que la *face postérieure* est dirigée vers l'arrière. Enfin, les *faces médiale* et *latérale* sont respectivement dirigées vers la ligne médiane du corps et vers l'extérieur du corps.

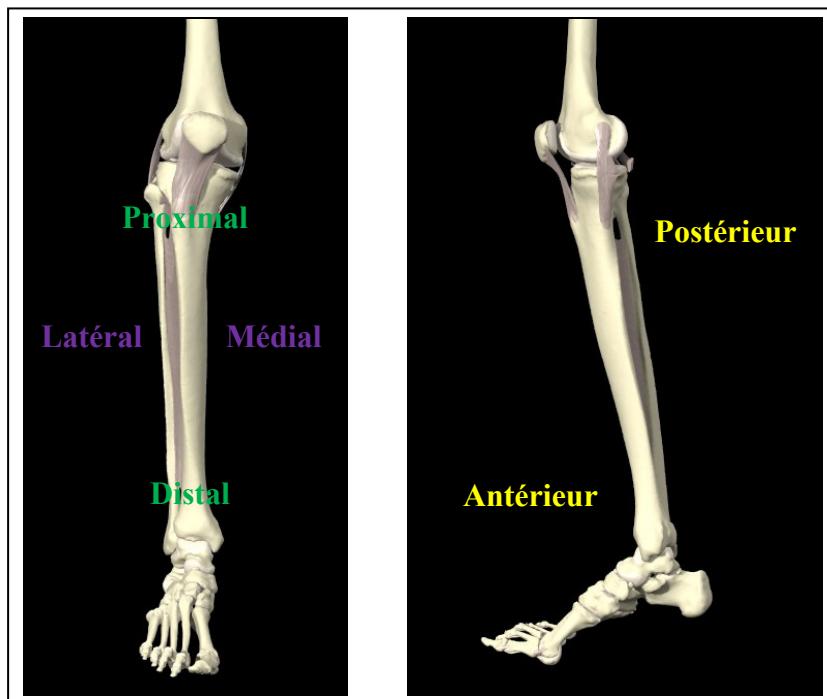


Figure-A I-2 Directions anatomiques (jambe droite).
Adaptée de *Interactive functional anatomy* (2003)

I.3 Mouvements anatomiques

Les Figure-A I-3 et Figure-A I-4 illustrent les différents mouvements anatomiques. Les *translations* correspondent à des déplacements linéaires. La *flexion* et l'*extension* correspondent aux mouvements pendant lesquels le segment considéré se rapproche où s'éloigne du segment adjacent. L'*abduction* est un mouvement pendant lequel le segment considéré s'éloigne de la ligne médiane du corps. L'*adduction* est le mouvement inverse pendant lequel le segment considéré se rapproche de la ligne médiane du corps. La *rotation interne* correspond à un mouvement rotatoire de l'os autour de son axe longitudinal, et ce en direction de la ligne médiane du corps. La *rotation externe* est le mouvement inverse, c'est une rotation autour de l'axe longitudinal dirigée vers l'extérieur du corps.

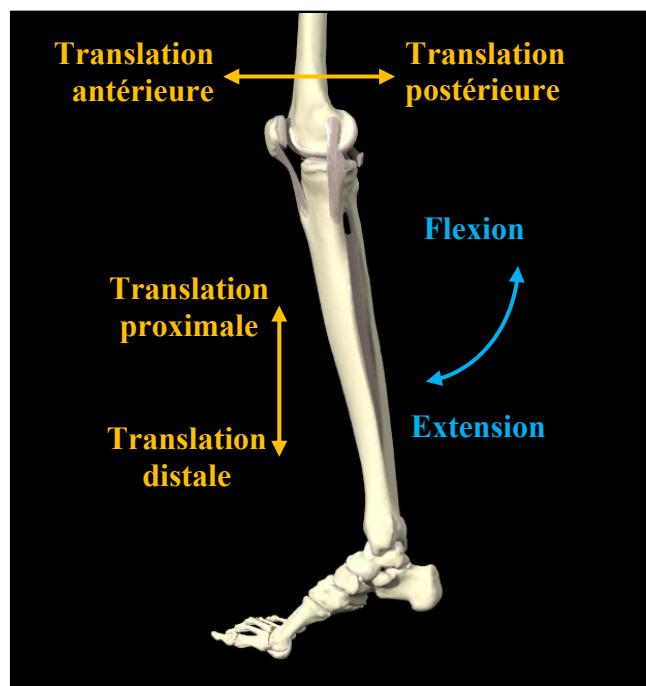


Figure-A I-3 Mouvements anatomiques
dans le plan sagittal.
Adaptée de *Interactive functional anatomy* (2003)

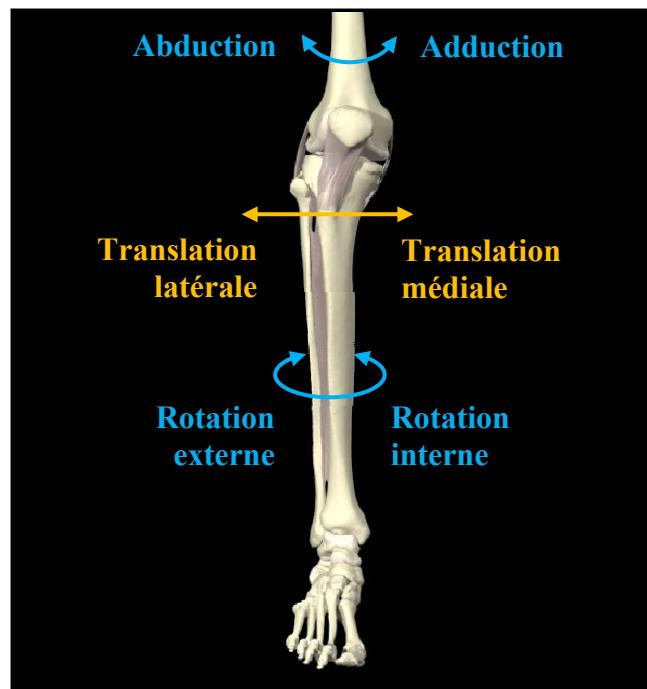


Figure-A I-4 Mouvements anatomiques
dans le plan frontal.
Adaptée de *Interactive functional anatomy* (2003)

I.4 Segments anatomiques

Les os longs se décomposent en trois segments distincts (cf. Figure-A I-5). L'*épiphyse* constitue l'extrémité de l'os tandis que la *diaphyse*, ou corps osseux, constitue la partie médiane de l'os. Entre ces deux segments se trouve la *métaphyse*, une région intermédiaire dont la composition assure la croissance de l'os chez les enfants.

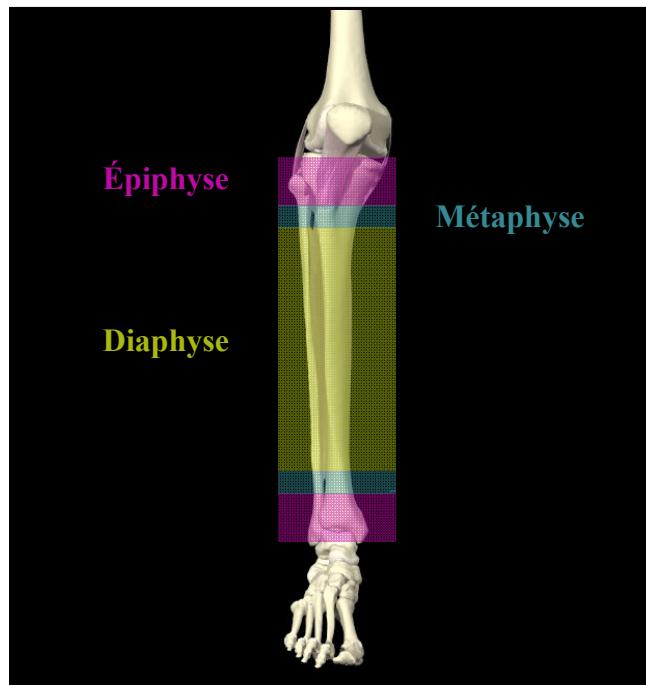


Figure-A I-5 Segments anatomiques.
Adaptée de *Interactive functional anatomy* (2003)

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Amis, A. A., A.M.J. Bull et I.D. McDermott. 2004. « Caractéristiques biomécaniques de ligaments et des ménisques du genou ». In *Pathologie ligamentaire du genou*, sous la dir. de Landreau, P., P. Christel et P. Djian. p. 45-60. Paris; Berlin: Springer.
- Amis, A. A., et G. P. Dawkins. 1991. « Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 73-B, n° 2 (March 1, 1991), p. 260-267.
- Amis, Andrew A., Anthony M. J. Bull et Denny T. T. Lie. 2005. « Biomechanics of rotational instability and anatomic anterior cruciate ligament reconstruction ». *Operative Techniques in Orthopaedics*, vol. 15, n° 1, p. 29-35.
- Amis, Andrew A., Pierluigi Cuomo, Reddi Boddu Siva Rama, Francesco Giron, Anthony M. J. Bull, Rhidian Thomas et Paolo Aglietti. 2008. « Measurement of Knee Laxity and Pivot-Shift Kinematics With Magnetic Sensors ». *Operative Techniques in Orthopaedics*, vol. 18, n° 3, p. 196-203.
- Anderst, William, Roger Zuel, Jennifer Bishop, Erinn Demps et Scott Tashman. 2009. « Validation of three-dimensional model-based tibio-femoral tracking during running ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 31, n° 1, p. 10-16.
- Beasley, Leslie S., Daniel E. Weiland, Armando F. Vidal, Anikar Chhabra, Andrea S. Herzka, Matthew T. Feng et Robin V. West. 2005. « Anterior cruciate ligament reconstruction: A literature review of the anatomy, biomechanics, surgical considerations, and clinical outcomes ». *Operative Techniques in Orthopaedics*, vol. 15, n° 1, p. 5-19.
- Bull, Anthony M. J., et Andrew A. Amis. 1998. « The pivot-shift phenomenon: a clinical and biomechanical perspective ». *The Knee*, vol. 5, n° 3, p. 141-158.
- Burns, Nancy, et Susan K. Grove. 2005. « The concepts of measurement ». In *The practice of nursing research : conduct, critique, and utilization*, sous la dir. de Burns, Nancy, et Susan K. Grove. p. 368-386. St. Louis, Mo.: Elsevier/Saunders.
- Bushberg, Jerrold T., J. Anthony Seibert, Edwin M. Jr Leidholdt et John M. Boone. 2002. « Fluoroscopy ». In *The essential physics of medical imaging*. p. 231-254. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Butler, D. L., F. R. Noyes et E. S. Grood. 1980. « Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 62, n° 2 (March 1, 1980), p. 259-270.

- Chhabra, A., C.C. Elliott et M. Miller. 2004. « Anatomy and Biomechanics of the knee ». In *The multiple ligament injured knee, a practical guide to management*. p. 1-18. New York: Springer.
- Chhabra, A., J. S. Starman, M. Ferretti, A. F. Vidal, T. Zantop et F. H. Fu. 2006. « Anatomic, radiographic, biomechanical, and kinematic evaluation of the anterior cruciate ligament and its two functional bundles ». *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 88A, (Dec), p. 2-10.
- Cresson, T., B. Godbout, D. Branchaud, R. Chav, P. Gravel et J. A. De Guise. 2008. « Surface reconstruction from planar x-ray images using moving least squares ». In *30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'08, August 20, 2008 - August 25, 2008*. p. 3967-3970. Coll. « Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'08 - "Personalized Healthcare through Technology" ». Vancouver, BC, Canada: Inst. of Elec. and Elec. Eng. Computer Society.
- Cruveilhier, Jean, et Marc Sée. 1871. *Ostéologie, arthrologie, myologie*, 1, Cinquième édition. Coll. « Traité d'anatomie descriptive ». Paris: Asselin, 851 p.
- Dennis, D. A., M. R. Mahfouz, R. D. Komistek et W. Hoff. 2005. « In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 2 (Feb), p. 241-253.
- Dojcinovic, S., E. Servien, T. Aït Si Selmi, C. Bussière et P. Neyret. 2005. « Instabilités du genou ». *EMC - Rhumatologie-Orthopédie*, vol. 2, n° 4, p. 411-442.
- Dufour, Michel, Michel Pillu et Eric Viel. 2006. *Biomécanique fonctionnelle*, Première édition. Issy-les-Moulineaux: Masson, 568 p.
- Duthon, V. B., C. Barea, S. Abrassart, J. H. Fasel, D. Fritschy et J. Menetrey. 2006. « Anatomy of the anterior cruciate ligament ». *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, vol. 14, n° 3 (Mar), p. 204-213.
- Fantozzi, Silvia, Maria Grazia Benedetti, Alberto Leardini, Scott Arthur Banks, Angelo Cappello, Doretta Assirelli et Fabio Catani. 2003. « Fluoroscopic and gait analysis of the functional performance in stair ascent of two total knee replacement designs ». *Gait & Posture*, vol. 17, n° 3, p. 225-234.
- Fontaine, Christian, et Alain Vannineuse. 2005. *Fractures du genou*. Paris; Berlin; Heidelberg: Springer, 451 p.

- Fregly, B. J., H. A. Rahman et S. A. Banks. 2005. « Theoretical accuracy of model-based shape matching for measuring natural knee kinematics with single-plane fluoroscopy ». *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, vol. 127, n° 4 (Aug), p. 692-699.
- Friederich, N.F. 2004. « Anatomie fonctionnelle du pivot central du genou ». In *Pathologie ligamentaire du genou*, sous la dir. de Landreau, P., P. Christel et P. Djian. p. 1-44. Paris; Berlin: Springer.
- Galway, H. R., et D. L. MacIntosh. 1980. « The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 147 (Mar-Apr), p. 45-50.
- Gollogly, Sohrab, John T. Smith et Hugh S. West. 2001. « Anatomy of the knee ». In *ACL Solutions. com*. En ligne.
- Gronenschild, E. 1997. « The accuracy and reproducibility of a global method to correct for geometric image distortion in the x-ray imaging chain ». *Medical Physics*, vol. 24, n° 12 (Dec), p. 1875-1888.
- Hillman, Susan K. 2003. *Interactive functional anatomy*. Logiciel. London (UK): Primal Pictures.
- Hoshino, Y., R. Kuroda, K. Nagamune, M. Yagi, K. Mizuno, M. Yarnaguchi, H. Muratsu, S. Ybshiya et M. Kurosaka. 2007. « In vivo measurement of the pivot-shift test in the anterior Cruciate ligament-deficient knee using an electromagnetic device ». *American Journal of Sports Medicine*, vol. 35, n° 7 (Jul), p. 1098-1104.
- Houser, Janet. 2008. « Measurement strategies ». In *Nursing research : reading, using, and creating evidence*. p. 241-. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers.
- Karmani, S., et T. Ember. 2003. « The anterior cruciate ligament - I ». *Current Orthopaedics*, vol. 17, n° 5 (Oct), p. 369-377.
- Klein, Paul, et Peter Sommerfeld. 2007. « Description d'un mouvement tridimensionnel ». In *Biomécanique des membres inférieurs : bases et concept, bassin, membres inférieurs*. p. 37. Issy-les-Moulineaux (Hauts-de-Seine): Elsevier.
- Kocher, M. S., J. R. Steadman, K. K. Briggs, W. I. Sterett et R. J. Hawkins. 2004. « Relationships between objective assessment of ligament stability and subjective assessment of symptoms and function after anterior cruciate ligament reconstruction ». *American Journal of Sports Medicine*, vol. 32, n° 3 (Apr-May), p. 629-634.

- Kubo, S., H. Muratsu, S. Yoshiya, K. Mizuno et M. Kurosaka. 2007. « Reliability and usefulness of a new in vivo measurement system of the pivot shift ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 454 (Jan), p. 54-58.
- Labbé, David. 2010. « Development and prevalidation of a measurement tool for the pivot shift phenomenon of the knee ». Montréal, École de technologie supérieure, 168 p.
- Lane, Clayton G., Russell Warren et Andrew D. Pearle. 2008. « The Pivot Shift ». *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 16, n° 12 (December 1, 2008), p. 679-688.
- Leardini, A., C. Belvedere, L. Astolfi, S. Fantozzi, M. Viceconti, F. Taddei, A. Ensini, M. G. Benedetti et F. Catani. 2006. « A new software tool for 3D motion analyses of the musculo-skeletal system ». *Clinical Biomechanics*, vol. 21, n° 8, p. 870-879.
- Leplège, Alain. 2001. « Définitions et principes généraux ». In *Le questionnaire MOS SF-36: manuel de l'utilisateur et guide d'interprétation des scores*. p. 46-51. Paris: ESTEM.
- Li, G. A., T. H. Wuerz et L. E. DeFrate. 2004. « Feasibility of using orthogonal fluoroscopic images to measure in vivo joint kinematics ». *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, vol. 126, n° 2 (Apr), p. 314-318.
- Li, Guoan, Samuel K. Van de Velde et Jeffrey T. Bingham. 2008. « Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion ». *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 7, p. 1616-1622.
- Lubowitz, J. H., B. J. Bernardini et J. B. Reid. 2008. « Current concepts review - Comprehensive physical examination for instability of the knee ». *American Journal of Sports Medicine*, vol. 36, n° 3, p. 577-594.
- Marieb, Elaine Nicpon, et René Lachaîne. 2000. *Biologie humaine : anatomie et physiologie*. Bruxelles: De Boeck Université.
- Moore, Keith L., et Arthur F. Dalley. 2001. *Anatomie médicale : aspects fondamentaux et applications cliniques*, Première édition. Paris: De Boeck, 1177 p.
- Moro-Oka, T. A., S. Hamai, H. Miura, T. Shimoto, H. Higaki, B. J. Fregly, Y. Iwamoto et S. A. Banks. 2008. « Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 26, n° 4 (Apr), p. 428-434.
- Morris, Alan S. 2001a. « Errors during the measurement process ». In *Measurement and instrumentation principles* (2001). p. 32-33. Oxford [England]; Boston: Butterworth-Heinemann.
- Morris, Alan S. 2001b. « Random errors ». In *Measurement and instrumentation principles*

(2001), sous la dir. de Morris, Alan S. p. 42-43. Oxford [England]; Boston: Butterworth-Heinemann.

Netter, Frank H., et Arthur F. Dalley. 1997. *Atlas of human anatomy*, 2nd. Teterboro, N.J.: ICON Learning Systems, 525 p. of plates, [3], 48 p. p.

Noyes, F. R., E. S. Grood, J. F. Cummings et R. R. Wroble. 1991. « An analysis of the pivot shift phenomenon - The knee motions and subluxations induced by different examiners ». *American Journal of Sports Medicine*, vol. 19, n° 2 (Mar-Apr), p. 148-155.

Paolaggi, J. B., Joël Coste et Louis Auquier. 2001. « Métrologie médicale. Validation des instruments de mesure et des tests utilisés en médecine ». In *Le raisonnement médical, de la science à la pratique clinique*. p. 49; 60. Paris: ESTEM.

Pooley, R. A., J. M. McKinney et D. A. Miller. 2001. « The AAPM/RSNA physics tutorial for residents - Digital fluoroscopy ». *Radiographics*, vol. 21, n° 2 (Mar-Apr), p. 521-534.

Sati, M., J. A. de Guise, S. Larouche et G. Drouin. 1996a. « Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis ». *The Knee*, vol. 3, n° 4, p. 179-190.

Sati, M., J. A. de Guise, S. Larouche et G. Drouin. 1996b. « Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee ». *The Knee*, vol. 3, n° 3, p. 121-138.

Schueler, B. A. 2000. « The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: general overview of fluoroscopic imaging ». *RadioGraphics*, vol. 20, n° 4 (Jul-Aug), p. 1115-26.

Sebastian, Anton. 2001. « Fluoroscope ». In *A dictionary of the history of science*. p. 140. New York: Parthenon Pub. Group.

Seibert, J. A. 1997. « The AAPM/RSNA physics tutorial for residents - X-ray generators ». *RadioGraphics*, vol. 17, p. 1533-1557.

Singh, Kultar. 2007. « Reliability and validity ». In *Quantitative social research methods*. p. 76-79. Los Angeles: Sage Publications.

Smith, Scott M., et Gerald S. Albaum. 2005. « Validity and reliability of measurement ». In *Fundamentals of marketing research*. p. 360. Thousand Oaks: Sage Publications.

Solomon, D. H., D. L. Simel, D. W. Bates, J. N. Katz et J. L. Schaffer. 2001. « Does this patient have a torn meniscus or ligament of the knee? Value of the physical examination ». *Jama-Journal of the American Medical Association*, vol. 286, n° 13 (Oct), p. 1610-1620.

- Tashman, S. 2008. « Comments on "validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion" ». *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 15 (Nov), p. 3290-3291.
- The New York Times. 1896. « Fluoroscope a success ». *The New York Times* (New York).
- Trojani, C., M. Rémy, P. Neyret et P. Boileau. 2004. « Histoire naturelle du genou après rupture du ligament croisé antérieur chez l'adulte ». In *Ligaments croisés du genou*, sous la dir. de Neyret, P. p. 8-16. Coll. « Cahiers d'enseignement de la SOFCOT », 86. Paris: Elsevier Masson.
- Van Lysel, M. S. 2000. « The AAPM/RSNA physics tutorial for residents - Fluoroscopy: Optical coupling and the video system ». *Radiographics*, vol. 20, n° 6, p. 1769-1786.
- Wang, Jihong, et Timothy J. Blackburn. 2000. « The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents : X-ray Image Intensifiers for Fluoroscopy ». *Radiographics*, vol. 20, n° 5 (September 1, 2000), p. 1471-1477.
- Yamazaki, Takaharu, Tetsu Watanabe, Yoshikazu Nakajima, Kazuomi Sugamoto, Tetsuya Tomita, Daisuke Maeda, Wataru Sahara, Hideki Yoshikawa et Shinichi Tamura. 2005. « Visualization of femorotibial contact in total knee arthroplasty using X-ray fluoroscopy ». *European Journal of Radiology*, vol. 53, n° 1, p. 84-89.
- You, B. M., P. Siy, W. Anderst et S. Tashman. 2001. « In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: Application to knee kinematics ». *Ieee Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, n° 6 (Jun), p. 514-525.
- Zihlmann, M. S., H. Gerber, A. Stacoff, K. Burckhardt, G. Szekely et E. Stussi. 2006. « Three-dimensional kinematics and kinetics of total knee arthroplasty during level walking using single plane video-fluoroscopy and force plates: A pilot study ». *Gait & Posture*, vol. 24, n° 4 (Dec), p. 475-481.