



Titre: Développement d'un outil de quantification et visualisation de la
Title: cinématique du genou

Auteur: Félix Dupuy
Author:

Date: 2018

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Dupuy, F. (2018). Développement d'un outil de quantification et visualisation de
Citation: la cinématique du genou [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal].
PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/3177/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/3177/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Sofiane Achiche, & Maxime Raison
Advisors:

Programme: Génie mécanique
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉVELOPPEMENT D'UN OUTIL DE QUANTIFICATION ET VISUALISATION DE LA
CINÉMATIQUE DU GENOU

FÉLIX DUPUY

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE MÉCANIQUE)

JUILLET 2018

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

DÉVELOPPEMENT D'UN OUTIL DE QUANTIFICATION ET VISUALISATION DE LA
CINÉMATIQUE DU GENOU

présenté par : DUPUY Félix

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. VADEAN Aurelian, Doctorat, président

M. ACHICHE Sofiane, Ph. D., membre et directeur de recherche

M. RAISON Maxime, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. LABBÉ David, Ph. D., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier toutes les personnes que j'ai rencontrées au cours de ma maîtrise et qui ont permis la réalisation de ce travail.

Je remercie mes directeurs de recherche, Sofiane Achiche et Maxime Raison, professeurs au Département de Génie Mécanique à l'École Polytechnique de Montréal pour avoir rendu ce travail possible. La passion et l'énergie qui vous animent, sont contagieuses. J'ai pris beaucoup de plaisir à étudier dans le cadre agréable et stimulant que vous avez construit au sein de votre laboratoire.

Je remercie à ce sujet mes collègues du laboratoire CoSim pour la patience et l'entraide que vous avez fait preuve à mon égard. Votre soutien dans le travail et nos nombreuses conversations ont été un cadre très agréable pour ces deux années. J'ai pris beaucoup de plaisir à travailler avec vous.

Je remercie également Frédéric Lavoie, chirurgien orthopédiste au Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CHUM) et toute l'équipe de l'entreprise pour votre aide et votre disponibilité tout au long de cette maîtrise.

Je tiens à remercier tout particulièrement Anaëlle Nedelec, étudiante à la maîtrise en génie biomédical avec qui j'ai travaillé pendant tout ce projet. Ta bonne humeur et ton enthousiasme ont toujours accompagné notre travail. Ta persévérance et ton efficacité ont été un modèle pour moi. Je suis heureux d'avoir fait cette maîtrise à tes côtés.

Enfin, une pensée particulière à ma famille et mes amis pour leur présence et leurs conversations qui me remplissent de bonheur. Merci à Baptiste Gauthier, mon ami avec qui je refais le monde et je prépare celui de demain. Merci à toi, Estelle Grossias, mon amour. C'est un bonheur de partager ma vie et mes rêves avec toi. Merci d'être là près de moi pour inonder mon quotidien de joie et d'amour.

Merci.

RÉSUMÉ

La modélisation cinématique de l'articulation tibio-fémorale a été étudiée depuis plus d'une centaine d'années. Premièrement, elle a pour but d'améliorer la compréhension du fonctionnement de l'articulation et le lien entre le mouvement et les structures anatomiques (p.ex. os, ligaments, ménisques, muscles). Deuxièmement, elle permet de caractériser les pathologies du genou et d'assister des processus médicaux comme la pose des prothèses. Il existe plusieurs processus pour étudier la cinématique tibio-fémorale. Celui utilisé par l'entreprise canadienne, collaborateur de ce projet, se décompose en quatre étapes : 1- L'obtention de la morphologie des os, 2- L'acquisition des données du mouvement en plaçant des capteurs le plus proche possible des os, 3- Le recalage de ces données sur les modèles osseux, 4- La quantification du mouvement grâce à des outils d'analyses. Cette quatrième étape permet d'interpréter les données pour les comparer et mettre en valeur les indicateurs cinématiques de chaque individu.

Parmi les modèles décrivant la cinématique tibio-fémorale, deux modèles sont les plus utilisés dans la littérature: 1. le modèle décomposant l'articulation du genou en 6 degrés de libertés (6 ddl), et 2. le modèle d'axe hélicoïdal (AH) du genou. Même si ces deux modèles décrivent globalement la cinématique du genou, leurs variables de sortie sont différentes et complémentaires. C'est pourquoi, on ne peut les comparer directement, et ils ont chacun leur intérêt. Par exemple, le modèle à 6 ddl permet une interprétation clinique directe des valeurs quantifiées de chaque ddl, contrairement à l'AH. En revanche, le modèle à 6 ddl contient des erreurs dues au choix des repères anatomiques osseux. De plus, chacun de ces deux modèles est influencé par des choix méthodologiques propres, en particulier : le choix des repères anatomiques osseux pour le modèle à 6 ddl, et l'influence de la flexion-extension (FE) par rapport à la rotation interne-externe dans la définition tridimensionnelle de l'AH.

Ainsi, l'objectif de ce mémoire est d'analyser la sensibilité de chacun de ces deux modèles de cinématique tibio-fémorale, en vue de mieux quantifier leurs limites d'utilisation. Pour répondre à cet objectif, trois analyses de sensibilité ont été effectuées :

1. L'impact du choix du repère anatomique sur la décomposition de la cinématique en sortie du modèle à 6 ddl. Les cinq repères principaux de la littérature (redéfinis en annexe 1) et celui de l'entreprise collaboratrice (EC) sont utilisés : EC, Suntay et coll. [1], Wu et coll. [2], Cappozzo et coll. [3] et La Fortune et coll. [4].

2. La comparaison entre la variation d'orientation de l'AH (« classique ») défini par Laub et d'un AH « résiduel » original pour lequel le mouvement de FE est enlevé au mouvement global. La comparaison se fera pour un mouvement combiné de FE et rotation interne-externe.
3. La quantification de la sensibilité du point déporté selon le mouvement de FE et celui de rotation interne-externe est calculée. Son utilisation dans la création d'une cartographie des gestes et d'un outil volumique de visualisation de la cinématique sont analysés.

Ainsi nous obtenons les résultats suivants. 1- Les repères se basant sur des approximations géométriques des zones anatomiques telles que la tête fémorale et les condyles postérieurs ont une variabilité inférieure à ceux qui se basent sur des points anatomiques spécifiques comme les épicondyles. 2- L'orientation du vecteur directeur de l'AH résiduel permet une visualisation de la rotation interne-externe dans un mouvement combiné. 3- Le point déporté a une sensibilité 25 fois plus grande pour un geste de rotation interne-externe que pour un geste de FE. Le premier résultat encourage l'utilisation des repères basés sur des approximations géométriques dans leur définition pour diminuer les erreurs de positionnement. Le deuxième résultat amène une originalité dans l'étude de l'AH, car il permet une observation plus fine des angles de faibles amplitudes. Enfin, le point déporté propose une nouvelle approche dans l'analyse cinématique. C'est un indicateur qui englobe tous les ddl contrairement à la décomposition en six graphiques indépendants. L'observation des interactions inter ddl est alors possible. Sa définition et son analyse en contexte facilitent son interprétation par le corps médical. La poursuite de nos recherches peut s'orienter vers une validation de notre étude avec des données de la cinématique humaine.

ABSTRACT

Knee kinematic modeling has been studied for over a hundred years. It primarily aims to improve understanding of the functioning of the joint and the link between movement and anatomical structures such as bones, ligaments, menisci and muscles. Secondly, it enables us to characterize the pathologies and assist in medical processes such as the prostheses. There are several processes for studying joint kinematics including the method used by the company, who is collaborator in this project. The process can be broken down accordingly: 1- Obtaining the bones morphology, 2- The data acquisition of the movement by placing sensors close to the bones, 3- The registration of this data on the bone models, 4- Quantification of the movement as a result of analysis tools.

The last step makes it possible to interpret the data to compare and highlight the desired kinematic specificities. Although there are different ways of modeling joint kinematics, the decompositions according to the 6 degrees of freedom (dof) and the helical axis (HA) are most present in the literature. These two tools have limits to their use and this is evident in the literature. For example, the decomposition according to 6 dof depends on the errors brought about by the anatomical reference used and the AH does not allow a clinical interpretation of the phenomena observed. The purpose of this thesis is to quantify the limits of the tools in analyzing tibio-femoral kinematic. To meet this objective, three tools are studied in the following steps: first, the impact of the anatomical landmark on the decomposition of the kinematics is compared for five different anatomical frames (Collaborator company [1], Suntay et al. [2], Wu et al. [3], Cappozzo et al. [4] and La Fortune et al [5], defined in Appendix 1). Then, the orientation variation of a residual HA is compared with that of the classical HA for combined movement of flexion-extension (FE) and internal-external rotation. Finally, to quantify the performance of the point deported, its sensitivity according to FE and internal-external rotation is calculated. Its use in the creation of a cartography of gestures and a tool for the visualization of kinematics are analyzed. This leads to the following results: 1- Anatomical frames based on geometric approximations of anatomical areas such as the femoral head and posterior condyles have a lower variability than those based on specific anatomical points such as epicondyles. 2- The orientation of the director vector of the residual HA allows a visualization of the internal-external rotation in a combined movement. 3- The point deported has a sensitivity 25 times greater for an internal-external rotation gesture than for an FE gesture. The first result encourages the use of anatomical frames based on geometric approximations in their definition to reduce positioning errors. In addition, the first axis must be placed as precisely as

possible, because any errors will be reported on the other axes. The second result brings originality to the study of the HA, because it allows a finer observation of the angles of small amplitudes. Finally, the deported point proposes a new approach in the kinematic analysis. It is an indicator that encompasses all dof unlike the decomposition into six independent graphs. The observation of inter dof interactions is then possible. Its definition and analysis in context facilitate its interpretation by the medical profession. The pursuit of our research can move towards a validation of our study with data of human kinematics.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT	VI
TABLE DES MATIÈRES	VIII
LISTE DES TABLEAUX.....	X
LISTE DES FIGURES.....	XI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XIV
LISTE DES ANNEXES.....	XV
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE	3
2.1 Articulation du genou.....	3
2.2 Processus d’acquisition du mouvement	7
2.3 Outils existants pour traiter la cinématique.....	13
2.4 Impact de l’arthrose et de la dégradation des ligaments sur la cinématique	24
CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS.....	27
3.1 Résumé de la problématique	27
3.2 Objectifs	31
CHAPITRE 4 MÉTHODE	33
4.1 Processus d’acquisition des données cinématiques.....	33
4.2 Décomposition selon les 6 ddl	35
4.3 L’axe hélicoïdal (AH)	38
4.4 Création d’un point déporté.....	41
CHAPITRE 5 RÉSULTATS	47

5.1	Sensibilité de la décomposition selon les 6 degrés de liberté	47
5.2	Comparaison de l'axe hélicoïdal classique et résiduel.....	50
5.3	Cartographie des différents gestes.....	52
5.4	Observation des fonctions du volume courbe	54
CHAPITRE 6	DISCUSSION	56
CHAPITRE 7	CONCLUSION	59
BIBLIOGRAPHIE	61
ANNEXES	67

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2-1 : Rotations et translations relatives aux axes anatomiques	17
Tableau 4-1 : Liste des acquisitions et de leurs caractéristiques	35
Tableau 4-2 : Comparaison entre l'AH et l'AH résiduel	41
Tableau 5-1 : Indice de répétabilité de ddl selon la définition des repères anatomiques	47
Tableau 5-2 : Erreurs RMS sur les 6 ddl des différents repères relativement à celui de l'EC	49
Tableau 5-3 : Résultats de la sensibilité pour le geste de FE et de rotation interne-externe	53
Tableau 7-1 : Construction des repères anatomiques	67

LISTE DES FIGURES

Figure 2-1 : Vue sagittale du fémur par imagerie à résonance magnétique (IRM). Les deux cercles de centre EFC et FFC, de diamètre d_1 et d_2 approximent les surfaces distale (B-C) et postérieure (A-B) du fémur distal [6].....	4
Figure 2-2 : Image sagittale du genou adaptation d'une image [9].....	5
Figure 2-3 : Schéma du plateau tibial en vue transverse [10]	5
Figure 2-4 : Terminologie des zones anatomique du fémur (a) et du tibia (b)	5
Figure 2-5 : Définition des axes mécaniques et anatomique du membre inférieur, image provenant de Renaud [11]	6
Figure 2-6 : Utilisation d'image IRM dans différentes positions de FE [6]	8
Figure 2-7 : Schéma (Illustration : C. Azmy) (a), photo du montage expérimental de broches intracorticales (b) [26] et harnais KneeKG [21]	10
Figure 2-8 : Photographie de solides rigides fixés par des broches sur les os [33].....	12
Figure 2-9 : Modèle mécanique du genou à 6 degrés de liberté selon Grood et Suntay [1]	14
Figure 2-10 : Les trois plans anatomiques du corps humain [47]	15
Figure 2-11 : Les 6 degrés de libertés du genou. Les trois rotations, FE, rotation interne-externe, abduction-adduction et les trois translations médio-latérale, antéro-postérieure, proximo-distale	16
Figure 2-12 : Définition des repères anatomiques au sens de Grood et Suntay [1]	17
Figure 2-13 : Étude de la rotation interne-externe selon le temps (a) [41] ou selon l'angle de FE (b) [19]	19
Figure 2-14 : Place de l'AH (rouge) et du vecteur directeur (vert) selon le plan sagittal (a) et frontal (b) [56].....	20
Figure 2-15 : Utilisation de l'AH avec une mise en contexte et son intersection avec un plan sagittal décalé en médial [56]	22

Figure 2-16 : Projection de l'AH sur les plans anatomiques, frontal (A, B), transverse (C) et sagittal (D), au cours du mouvement [16]	23
Figure 2-17 : Conception des volumes de l'espace de travail de l'épaule [59]	24
Figure 3-1 : Variations des 3 rotations et des 3 translations d'un genou avec prothèse en fonction du cycle de marche [25]	28
Figure 3-2 : Intersection entre l'AH (en blanc) et un plan sagittal décalé en médial (en transparent) [56]	29
Figure 3-3 : Volumes de la zone de travail de l'épaule projetés selon les plans anatomiques [59]	30
Figure 4-1 : Simulateur du genou avec les solides rigides	33
Figure 4-2 : Repères anatomiques du simulateur (a) et des modèles osseux (b) permettant de passer de l'un à l'autre	34
Figure 4-3 : Modèle mécanique du genou avec la séquence des rotations	36
Figure 4-4 : Définition du point déporté (Pd) en deux étapes. La première (a) décale le point de 1000 mm sur l'axe (orange) reliant le centre des surfaces articulaires tibiales (bleu). La deuxième (b) ramène le point proche de l'axe de FE avec le vecteur (noir) reliant le centre des deux repères.....	42
Figure 4-5 : Sens de variation théorique pour les mouvement d'abduction adduction et de rotation interne-externe dans le plan sagittal	44
Figure 4-6 : Le volume courbe se base sur la trajectoire du point déporté (a) puis une forme cylindrique est créée (b) avec laquelle des informations cinématiques sont accessibles (c) .	46
Figure 5-1 : Décomposition d'un mouvement de flexion pure selon les 5 repères anatomiques ..	48
Figure 5-2 : Variation des 3 rotations (flexion-extension, rotation interne-externe, abduction-adduction) en fonction du temps lors de l'acquisition 8	50
Figure 5-3 : Variation des composantes du vecteur directeur de l'AH classique (a) et résiduel (b) au cours du temps lors de l'acquisition 8. La décomposition du vecteur directeur de l'AH est	

relative au repère anatomique du fémur (eX selon l'axe médio-latéral, eY selon l'axe antéro-postérieur, eZ selon l'axe proximo-distal)	50
Figure 5-4 : Variation de l'angle de rotation instantané de l'AH classique (bleu), résiduel (vert) et de la vitesse de rotation interne-externe (marron) en fonction du temps pour l'acquisition 8	51
Figure 5-5 : Variation de la position du point déporté lors de la variation du centre des surfaces articulaires de ± 0.5 mm	52
Figure 5-6 : Trajectoire du point déporté pour un mouvement de FE pure (a) et de rotation interne-externe pure (b)	53
Figure 5-7 : Fenêtre d'information interactive donnant l'angle de flexion et la vitesse de rotation angulaire d'abduction-adduction (rot AA) pour le cylindre de grand diamètre.....	54
Figure 5-8 : Graphiques de l'angle (a) et de la vitesse angulaire (b) d'abduction-adduction en fonction de l'angle de FE. Ils sont obtenus à partir de la décomposition selon les 6 ddl	55

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AH	Axe hélicoïdal
Ddl	Degré de liberté
EC	Entreprise collaboratrice
FE	Flexion-extension
IRM	Imagerie par résonance magnétique
SimGen	Simulateur de genou de l'entreprise collaboratrice

LISTE DES ANNEXES

Annexe A – Description des repères anatomiques.....	67
---	----

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

L'articulation du genou est une des plus complexes du corps humain. Elle est naturellement instable, car les surfaces osseuses du tibia et du fémur sont non congruentes. Un ensemble de ligaments et de cartilages assurent le fonctionnement normal du genou. Trois os interviennent dans cette articulation, le fémur, le tibia et la patella. Le comportement cinématique du genou est souvent étudié à travers le mouvement du tibia par rapport au fémur. En effet, la cinématique de ces deux os, lors d'un geste, permet d'obtenir de nombreuses informations sur l'état des différentes structures anatomiques qui constituent cette articulation. Les études concernent des patients sains pour comprendre le fonctionnement général de l'articulation, mais aussi des patients atteints de pathologies pour comprendre les liens entre les dégradations anatomiques et leur traduction cinématique. L'augmentation du nombre de cas d'arthrose et des poses de prothèses nécessite une compréhension fine de ces problématiques pour répondre à un besoin des praticiens. L'analyse du mouvement ne cesse de s'améliorer avec le perfectionnement des outils d'acquisitions du mouvement dans des domaines divers [5]. Le genou a une de ses mobilités beaucoup plus ample que les autres. En effet, la flexion-extension (FE) du genou a une plage de variation bien plus importante que les autres degrés de liberté (ddl) de cette articulation (environ 120° vs 15°). L'étude des petites variations est donc relativement complexe et nécessite des approches techniques rigoureuses, car elles sont noyées dans le mouvement prépondérant de la FE. Après avoir obtenu des données assez fiables pour détecter ces faibles rotations, il peut être intéressant d'avoir des outils graphiques pour les analyser. En effet, la caractérisation du mouvement offre de nombreuses possibilités dans la détection et le soin des pathologies liées à cette articulation. À ce titre, ces outils devraient être facilement implantables dans le milieu médical pour améliorer le diagnostic et le traitement des patients.

Pour analyser les données obtenues lors des acquisitions, il existe plusieurs approches, mais deux prédominent dans la littérature. La décomposition selon les 6 ddl et l'AH sont deux outils complémentaires et très souvent utilisés pour décrire la cinématique du genou. Cependant, ils sont critiqués pour leurs limites d'utilisation. La décomposition selon les 6 ddl varie selon le repère anatomique utilisé et l'AH est difficilement interprétable cliniquement. Notre objectif est d'identifier quantitativement ces erreurs pour comprendre leur influence sur la compréhension des données cinématiques. Un nouvel outil d'analyse de la cinématique a également été développé. Il

a pour but de répondre aux limites intrinsèques que présentent les deux premiers outils. Pour supporter nos calculs, nous avons effectué des acquisitions avec un simulateur du genou bi axial. Ce simulateur permet de dissocier la FE de la rotation interne-externe. Cela nous offre la possibilité de quantifier les deux ddl indépendamment l'un de l'autre.

Ce mémoire débute par une revue de littérature des différents moyens d'acquisition et d'analyse de la cinématique du genou. Les résultats présents dans la littérature sur l'analyse des patients sains et non sains sont aussi discutés. Cet état de l'art permet de dégager les hypothèses de travail et de définir les objectifs auxquels nos outils devront répondre. Nos recherches se concentrent sur la quantification des limites d'utilisation des trois outils d'analyse de la cinématique tibio-fémorale. Tout d'abord, une analyse quantitative des erreurs dans la décomposition selon les 6ddl est effectuée. Elle est suivie d'une étude comparative de l'AH de Laub et l'AH résiduel sur l'analyse des rotations de faibles amplitudes. Enfin, les contraintes d'utilisation d'un nouvel indicateur, le point déporté, sont quantifiées par la robustesse de son initialisation, sa sensibilité à la rotation interne-externe et la visualisation des phénomènes d'instabilité du genou. Une discussion sur les limites de ces recherches conclut le mémoire.

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

Afin de comprendre le processus d'obtention et d'analyse de la cinématique articulaire du genou, la revue de littérature présente l'articulation du genou puis les différentes étapes d'acquisition de la morphologie et de la cinématique. Enfin, la revue des outils d'analyse du mouvement existants et des liens entre les pathologies et la cinématique permettra de comprendre les enjeux de la recherche dans ce domaine.

2.1 Articulation du genou

L'articulation du genou est composée de 3 os, le fémur, le tibia et la patella. Ces 3 os forment les articulations tibio-fémorale et patello-fémorale. Le fémur s'articule du côté proximal avec l'os coxal par la tête du fémur dont la forme est très proche d'une sphère. Du côté distal, les condyles fémoraux sont en contact avec le plateau tibial par l'intermédiaire des ménisques. Le fémur est aussi en contact avec la patella par la trochlée fémorale qui est en forme de poulie. Cette dernière guide le glissement de la patella lors de la flexion. Enfin, le tibia et la fibula s'articulent au niveau de la cheville par les malléoles (figure 2-4).

Le fémur est l'os le plus volumineux du corps humain et un de ceux qui acceptent la plus grande plage de mobilité. L'extrémité distale du fémur est composée de deux condyles. Le condyle médial est moins large, plus long et plus oblique que le condyle latéral. Cependant, ils ont tous les deux un profil de spirale que l'on peut approximer à deux arcs de cercles (figure 2-1) [6]. Le premier cercle épouse la surface distale du fémur, de sa partie antérieure jusqu'à la limite postérieure de la diaphyse. Le second s'appuie sur le profil des condyles fémoraux postérieur. Ces derniers peuvent aussi être approximés dans leur volume par des sphères dont les centres se confondent avec l'axe medio-latéral [7].

Le tibia, quant à lui, supporte les ménisques sur sa surface proximale appelée plateau tibial. Cette partie évasée du tibia permet de diminuer les contraintes et de faciliter le mouvement. Le plateau tibial comporte une surface articulaire médiale concave dans le sens antéro-postérieur et ovale en transversal et une surface articulaire latérale convexe selon l'axe antéro-postérieur et ronde en transversal. Sur toute sa longueur le tibia est relié à la fibula par la membrane interosseuse. En

distal, le tibia est en contact avec le talus par la surface articulaire tibiale inférieure et la surface articulaire de la malléole médiale [8].

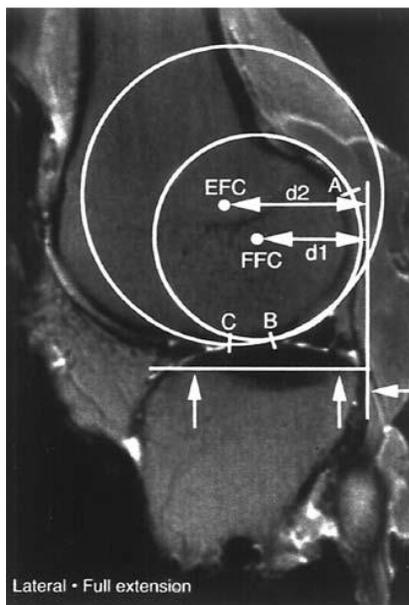


Figure 2-1 : Vue sagittale du fémur par imagerie à résonance magnétique (IRM). Les deux cercles de centre EFC et FFC, de diamètre d_1 et d_2 approximent les surfaces distale (B-C) et postérieure (A-B) du fémur distal [6]

L'articulation patello-fémorale est bien moins étudiée, car le suivi du mouvement de la patella est plus complexe que les deux autres os du fait de sa plus petite taille. La patella est reliée au muscle quadriceps d'un côté et au tibia de l'autre par le tendon patellaire. Cet os protège également le cartilage articulaire des agressions extérieures. La complexité d'acquisition des données cinématiques de la patella est la principale raison pour laquelle notre étude ne se concentrera pas sur cette articulation, mais sur celle qui relie le tibia au fémur : l'articulation tibio-fémorale.

Le genou, au même titre que l'épaule, fait partie des articulations dont la cinématique ne dépend pas seulement des surfaces articulaires, mais aussi des ligaments et des muscles qui l'entourent. Le genou regroupe les deux articulations par l'intermédiaire des ligaments, des ménisques et de la capsule articulaire. C'est une articulation naturellement instable du fait des surfaces osseuses non congruentes. Les ménisques font l'interface entre le tibia et le fémur en épousant les surfaces osseuses. Ils jouent aussi un rôle d'amortisseur en se déformant sous la contrainte pour augmenter les surfaces de contact des deux os et ainsi diminuer la pression locale. Les ligaments assurent,

pour leur part, l'équilibre dynamique du genou. Ils permettent par exemple la stabilité rotatoire en extension complète grâce à la tension de ligament latéraux et des ligaments croisés, [8].



Figure 2-2 : Image sagittale du genou
adaptation d'une image [9]

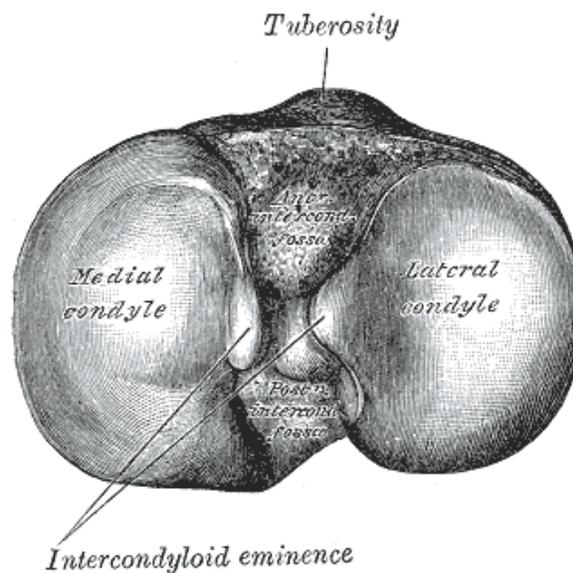


Figure 2-3 : Schéma du plateau tibial en vue
transverse [10]

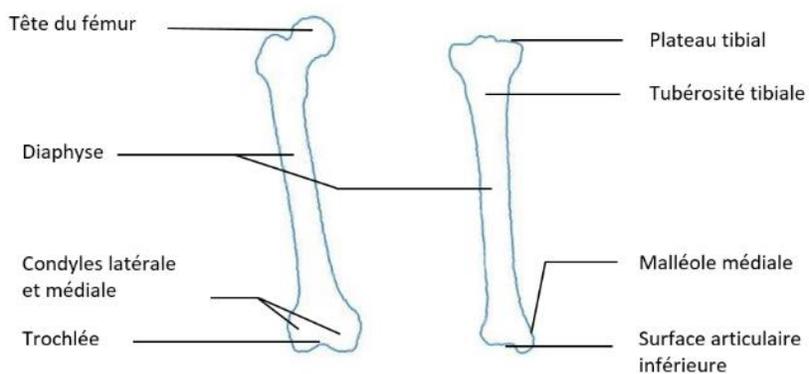


Figure 2-4 : Terminologie des zones anatomique du fémur (a) et du tibia (b)

D'un point de vue externe, l'alignement des membres est un des premiers indicateurs permettant l'analyse de la morphologie du patient. L'axe mécanique du fémur est défini par le segment qui relie la tête du fémur au centre du genou. Celui du tibia est défini par le segment qui relie le centre du genou au milieu de la surface articulaire inférieure du tibia. Les axes anatomiques des deux os sont définis par les axes des cylindres approximant les deux diaphyses. Le décalage entre ces deux axes dans le plan frontal est très faible dans le cas du tibia et plus prononcé pour le fémur (6°). L'alignement du membre inférieur est défini par l'angle entre les axes mécaniques et l'axe vertical du corps. Dans le cas d'un alignement idéal, les axes mécaniques du tibia et du fémur forment un angle de 3° avec l'axe vertical, dans le plan frontal. Les deux axes mécaniques sont alors alignés.

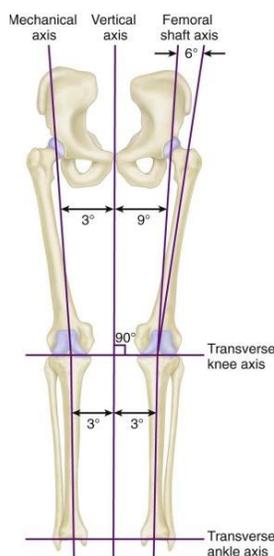


Figure 2-5 : Définition des axes mécaniques et anatomique du membre inférieur, image provenant de Renaud [11]

La compréhension de l'anatomie du patient est importante dans les choix de représentation de l'analyse du mouvement. En effet, l'analyse du mouvement doit se faire dans un contexte anatomique pertinent et faciliter la compréhension des résultats par les praticiens en les reliant aux phénomènes physiologiques.

2.2 Processus d'acquisition du mouvement

2.2.1 Technologies utilisées

Les techniques d'acquisitions présentes dans la littérature se séparent en deux catégories. Les premières ne permettent que de faire des acquisitions statiques lorsque les deuxièmes offrent la possibilité d'enregistrer des mouvements dynamiques. La séparation entre acquisitions statiques ou dynamiques dépend du paramètre qui impose la vitesse d'acquisition. Dans la première catégorie, la technologie limite la vitesse du mouvement du patient. Dans la seconde, c'est le patient qui impose la vitesse et la technologie s'adapte. Cette distinction semble cruciale, car en définissant le mouvement comme un ensemble d'états statiques, les technologies de la première catégorie sont incapables d'observer des phénomènes d'instabilité propres à l'articulation du genou.

Les technologies d'acquisitions statiques utilisent pour la majeure partie des systèmes d'imagerie médicale. Cependant, comme nous l'avons vu précédemment, l'imagerie médicale permet seulement de reproduire la cinématique comme une succession d'états statiques [12]. Les premières recherches sur le sujet utilisent des radiographies dans le plan sagittal [13] et ne donnent accès qu'à une étude plane du mouvement. En utilisant plusieurs sources non coplanaires, des données volumiques ont réussi à être obtenues [14]. Pour améliorer la précision, l'insertion de billes métalliques à l'intérieur des os diminue les erreurs. Cependant, les doses de radiations étant importantes, ces acquisitions sont souvent faites dans le cas de traitements obligatoires [15]. On retrouve également les technologies d'imageries vues précédemment comme l'IRM. Sheehan et coll. ont montré qu'elles permettent d'obtenir une très bonne reproductibilité des données, intra et inter patients, [16]. Il observe également le phénomène de verrouillage terminal du genou (*screw-home*). Cependant, chaque acquisition nécessite quelques secondes. Le patient doit donc maintenir son membre inférieur dans une position donnée pendant ce temps-là [6, 16].

Ces technologies d'étude du mouvement ont l'avantage d'obtenir les données du mouvement et l'anatomie osseuse en un seul examen. En effet, le plus souvent l'obtention de la cinématique en elle-même ne suffit pas. Il faut idéalement la relier à l'anatomie du patient pour permettre une analyse et une compréhension complètes des phénomènes physiologiques mis en jeu.

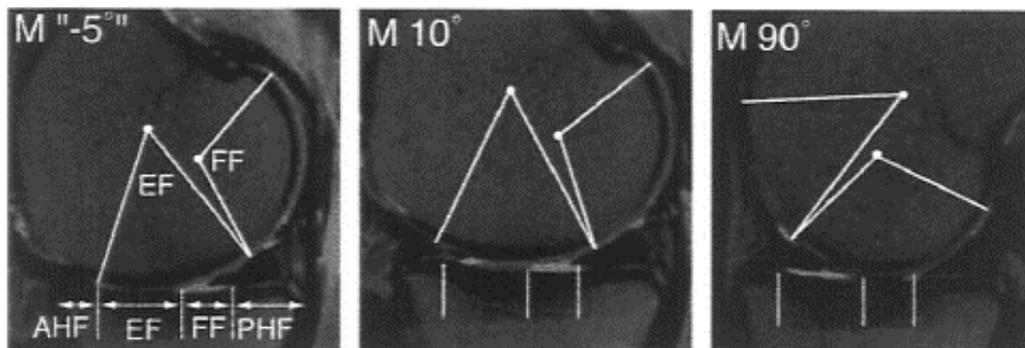


Figure 2-6 : Utilisation d'image IRM dans différentes positions de FE [6]

Les technologies de cette catégorie ne sont pas utilisées dans ce mémoire, car elles ne permettent d'accéder qu'aux positions et pas aux vitesses et accélérations et donc à tous les phénomènes transitoires qui caractérisent les gestes d'instabilités très important au niveau du genou.

Face aux limites de la première catégorie, des processus d'acquisitions dynamiques ont été mis au point [14]. Ils nécessitent parfois d'être mis en relation avec un examen d'imagerie médicale pour obtenir la morphologie.

Les études vidéo sont très présentes dans la littérature. Les premières études se concentrent sur la FE en faisant des acquisitions planes puis en ajoutant d'autres caméras on obtient des données dans l'espace en recoupant les données. Pour faciliter le repérage des membres, les patients portent des capteurs actifs comme des diodes électroluminescentes, [17] ou bien passifs comme des capteurs réfléchissants, [14]. Le problème principal est de faire le lien entre les mouvements des os et le mouvement des capteurs collés sur la peau. De manière générale, ils sont fixés sur les parties les moins charnues et les plus proches de l'os comme les épicondyles du fémur, pour limiter les perturbations. Andriacchi et Toney utilisent de nombreux capteurs pour permettre une redondance et diminuer ces erreurs, [18]. D'autres tentent de fixer des harnais sur chaque membre de manière semi-rigides avec les os en s'appuyant sur les zones proches des os. C'est le cas du harnais KneeKG [11, 19-22]. Les composantes du harnais comportent également des capteurs rigides munis de sphères réfléchissantes. Ces solides rigides sont utilisés avec les systèmes optoélectroniques à infrarouges qui permettent d'obtenir la position et l'orientation des solides rigides à une fréquence importante. Certains systèmes nécessitent une dizaine de caméras et un calibrage pour obtenir des précisions de l'ordre de 0.1mm comme les systèmes Vicon et BTS et des fréquences d'acquisition importante, jusqu'à 500Hz [23-25]. D'autres technologies sont portatives comme la caméra Polaris

Optical Tracking System de NDI, mais procurent des précisions inférieures (0.5mm RMS). Elle permet d'obtenir une fréquence d'acquisition de 60Hz. Ces technologies de caméras infrarouges peuvent aussi s'associer avec l'utilisation de broches intra-corticales directement fixées à l'os pour éliminer les mouvements artefacts entre la peau et les os [12, 26-28]. Cette pratique est très fréquente dans les études in vitro, mais beaucoup moins dans celles in vivo pour des questions éthiques.

Une des limitations des techniques vidéo est qu'il ne doit jamais avoir d'interruption du contact visuel entre la caméra et le capteur. Ceci n'est pas toujours évident lors de l'acquisition des mouvements dynamique dans l'espace. La technologie électromagnétique n'est pas limitée par cette problématique. Elle est employée par Hoshino et coll. pour quantifier les accélérations lors d'un test de ressaut antéro-latéral (*pivot shift*), [29]. Cependant, son utilisation dans le milieu médical est relativement limitée, car l'émetteur doit être à moins d'un mètre du patient. De plus, les signaux électromagnétiques perturbent les autres instruments de mesures.

Enfin, on peut noter deux autres technologies d'acquisition dynamique du mouvement. La première est l'exosquelette à 6 ddl. Aussi bien utilisée sur des cadavres [30] que sur des patients [31] les exosquelettes sont composés de six capteurs montés en série qui enregistrent un ddl chacun. D'une part, le dispositif ne permet pas d'effectuer tous les gestes. D'autre part, son poids et son encombrement perturbent le déplacement du patient et diminuent donc la pertinence des données obtenues. Enfin, la sensibilité des capteurs doit être extrêmement grande ce qui en fait une technologie onéreuse.

La seconde est une technologie d'imagerie médicale, la fluoroscopie [32-34]. Elle est principalement employée pour l'étude des patients avec des prothèses. En effet, les prothèses métalliques permettent d'avoir un très bon contraste avec les zones environnantes et donc d'obtenir une bonne précision sur leur position [35, 36]. Elle ne permet cependant d'accéder qu'à une image plane du mouvement.

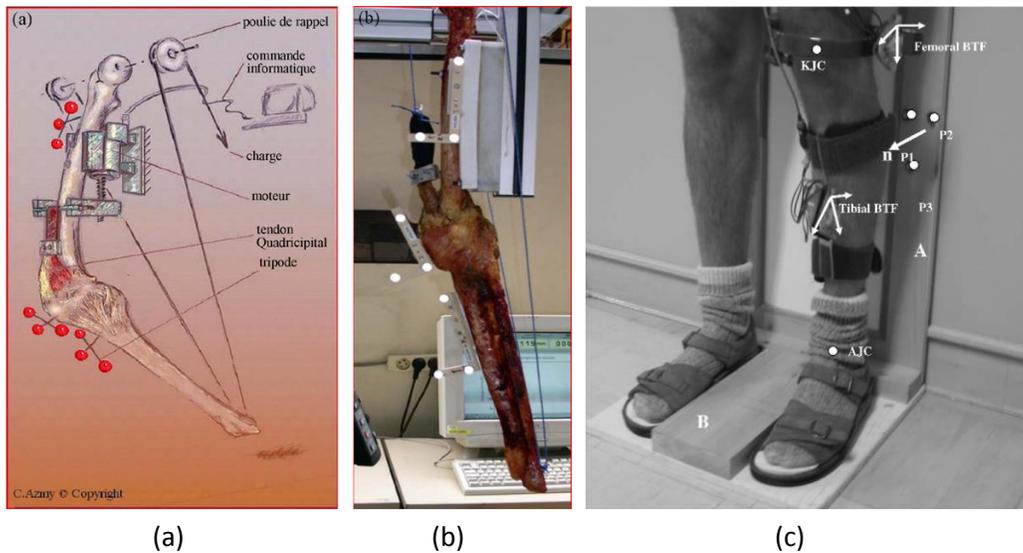


Figure 2-7 : Schéma (Illustration : C. Azmy) (a), photo du montage expérimental de broches intracorticales (b) [26] et harnais KneeKG [21]

Dans toutes ces technologies, la caméra biplanaire de type Spectra de chez NDI couplé avec des broches intracorticales offre une précision satisfaisante sans nécessiter une mise en œuvre complexe. Le choix des broches intracorticales limite les artefacts entre la peau et les os. Enfin, ce choix permet d'étudier tous les patients et n'est pas spécifique à une utilisation particulière comme la fluoroscopie.

2.2.2 Acquisition patients vivants vs cadavres

Dans la littérature, de nombreuses études utilisent des genoux cadavériques. Les membres sont placés sur des bancs d'essais pour standardiser les gestes effectués [12, 14, 26, 37]. De plus, les efforts appliqués par chaque muscle peuvent être quantifiés individuellement [38, 39]. Les problématiques éthiques entre les études in vivo et in vitro sont bien différentes. La pose de broches intracorticales pour fixer les marqueurs est plus facile dans le second cas [26, 37]. Avec des membres cadavériques, il est également possible de faire un recalage des modèles osseux par palpation avec un pointeur directement sur les os. L'analyse in vitro amène la possibilité de quantifier les erreurs entre différentes techniques de recalage et de reconstruction 3D [6]. La limite de ces études est la reproductibilité du geste « naturel » de l'articulation. En effet, il est très difficile de reproduire en laboratoire les asymétries du travail des muscles. Lors des expériences in vivo,

les muscles ne travaillent pas de la même façon en flexion et en extension et cela crée une asymétrie au niveau de la cinématique entre flexion et extension [26]. Enfin, les liaisons reliant l'extrémité proximale du fémur et distale du tibia avec le banc d'essai contraignent les mobilités des os de manière différente que les liaisons anatomiques.

De l'autre côté, les études in vivo vont essayer d'acquérir les données cinématiques lors d'exercices divers allant de la marche à la pratique de sport [40]. La difficulté est donc de comparer des gestes très peu standardisés et donc difficilement comparables entre les patients. Lavoie et coll. ont par ailleurs montré l'importance d'avoir des gestes standardisés [19, 20]. Enfin, bien que quelques études in vivo travaillent avec des broches intra corticales [28, 32] et sont considérés comme les normes de référence, la plupart des études écartent cette pratique pour des raisons éthiques [40].

2.2.3 Erreurs d'acquisition

Quelle que soit la technique d'acquisition du mouvement que l'on choisit, celle-ci comportera des erreurs inhérentes au processus utilisé. Deux sources d'erreurs limitantes dans l'obtention de données de mouvement dynamique du genou sont développées ici. La première est le placement des capteurs sur le patient et la deuxième est le type de geste étudié.

L'analyse de la cinématique du genou se fait par l'obtention des positions des os de l'articulation au cours du temps. De manière générale, les os du corps humain sont difficilement accessibles sans procédure invasive. De plus, lorsque le corps se déplace, la peau a un mouvement relatif par rapport aux os. Dans le cas l'articulation tibio-fémorale, ces deux remarques prennent encore plus de sens. En effet, le fémur et le tibia sont entourés de nombreux muscles et ils ont des amplitudes de mouvements très grandes. Les dispositifs de repérages des os doivent donc concilier une certaine rigidité pour ne pas suivre le déplacement de la peau par rapport aux os et un encombrement faible pour ne pas perturber le geste naturel du patient. Au vu de ces contraintes, plusieurs techniques se sont développées.

Les harnais comme le KneeKG se fixent par pression sur les structures osseuses proches de la peau [21]. Bien qu'il diminue les problématiques liées au glissement de la peau, il ne permet toujours pas d'observer des similarités importantes entre les données de différents patients [20]. Son utilisation reste cependant très accessible, car la pose et la fixation du dispositif sont rapides et non

invasives. L'option des broches intra-corticales permet de se fixer directement sur l'os. Ce choix élimine une grande partie des erreurs lors de l'étude de certains gestes comme la marche [28]. Cependant lorsque les gestes nécessitent de plus grandes amplitudes de FE leur utilisation se complique. En effet, les broches intra corticales sont parfois très fines (1 millimètre de diamètre) et donc relativement souples. Lors de gestes, comme les squats, les mouvements de la peau sont importants au niveau des épicondyles. Le placement des broches doit donc en tenir compte pour ne pas abimer les tissus, mais aussi pour garantir une liaison rigide entre le capteur et l'os [32].

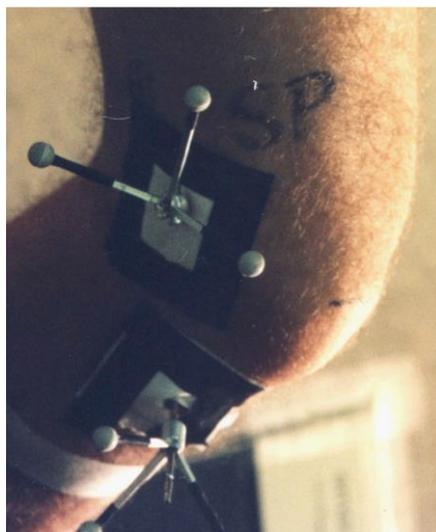


Figure 2-8 : Photographie de solides rigides fixés par des broches sur les os [33]

Un des objectifs des études de la cinématique articulaire est d'obtenir une reproductibilité intra et inter patients. Ces critères permettent de donner une fiabilité aux données obtenues, mais aussi une base de comparaison entre les patients sains et ceux atteints de pathologies. Cependant, bien que les études montrent des similarités entre les patients sains, les chercheurs notent des différences importantes qui limitent leurs conclusions.

Beaucoup d'articles s'orientent vers la cinématique de la marche [11, 21, 41-44], car c'est le geste le plus naturel que partagent les patients entre eux. L'étude de la marche met en lumière plusieurs phases qui peuvent être influencées par des pathologies ou des opérations comme la pose de prothèses du genou [44]. Lors d'un pas, la phase d'attaque du talon et la flexion du genou qui lui suit permettent d'amortir le choc. Ce sont des phénomènes dynamiques très importants pour la marche. Ils traduisent aussi la fluidité du mouvement, ils sont donc de très bons indicateurs

qualitatifs. Cependant, l'étude de la marche pose de nombreux problèmes pratiques comme l'instrumentation, car tout le membre inférieur est en mouvement. L'autre difficulté est le contrôle de la position des structures anatomiques entourant le genou à savoir le bassin, la cheville et le pied, mais aussi les efforts dans l'articulation. En effet, pour pouvoir étudier un paramètre de la marche il faut s'assurer que les autres soient identiques ou contrôlés. Sans ces mesures, les différences observées entre chaque expérience ne pourront pas être attribuées au seul paramètre étudié. Finalement, plusieurs études montrent qu'il est extrêmement difficile d'observer une cinématique commune entre les patients lors de la marche même avec un dispositif intra cortical [32].

D'autres articles se concentrent sur le geste du squat [19, 20, 45]. Celui-ci offre une facilité dans l'instrumentalisation du patient ainsi que dans le contrôle de la position des différentes structures anatomiques et des efforts articulaires. Lavoie et coll. ont démontré que ces paramètres avaient un rôle important dans la reproductibilité des résultats obtenus [20]. Cependant, ils sont très rarement pris en considération.

La cinématique du genou est dépendante des efforts, du geste, de l'anatomie et de l'histoire du patient. En effet, les blessures ou les douleurs peuvent influencer le mouvement du genou malgré une réparation des surfaces osseuses [44]. Les similarités inter patients sont donc très difficiles à observer. La cinématique articulaire peut néanmoins être étudiée relativement à la personne et permettre de quantifier une évolution dans le temps pour le patient en question.

2.3 Outils existants pour traiter la cinématique

Dans ce mémoire, la cinématique est comprise comme l'étude du mouvement des os indépendamment des forces qui l'exercent. Cette étude comprend la position, la vitesse et l'accélération de ces solides par rapport à un repère de référence. Les os sont considérés comme des solides indéformables. À ce titre, la cinématique est la même en tout point de l'os.

2.3.1 Modèles mécaniques du genou

Pour analyser le mouvement de l'articulation tibio-fémorale, il faut définir un modèle mécanique du genou. L'articulation peut être simplifiée en considérant seulement le mouvement du tibia par

rapport au fémur. Ainsi, étudier le mouvement du genou revient à modéliser le mouvement de deux corps rigides [14]. Comme nous l'avons vu précédemment, les technologies d'acquisition de la morphologie et de la cinématique sont les paramètres qui vont guider le choix du modèle mécanique. En effet, selon que les données expérimentales donnent accès à l'enregistrement d'un mouvement plan ou tridimensionnel, le choix du modèle mécanique sera plus ou moins restreint. De plus, les erreurs d'acquisitions vont aussi rentrer en considération. En effet, si le montage expérimental comporte des erreurs du même ordre de grandeur que les phénomènes que l'on souhaite observer, cela pose des problèmes. L'évolution des modèles articulaires dans la littérature suit donc l'évolution des procédés techniques utilisés pour l'acquisition.

Les premières études se sont concentrées sur une analyse plane de la FE. Depuis ce modèle à 1 ddl, de nombreux autres ont été utilisés. Bull et Amis recensent le modèle de rotule à doigt (2 ddl : FE et interne-externe) [46], le modèle sphérique (3 ddl) jusqu'au modèle le plus complet avec les 6ddl. Tous ces modèles ont comme point commun de s'appuyer sur les repères anatomiques. En effet, chaque ddl est relatif à un axe anatomique. Plus le modèle est complet plus il permet de visualiser des phénomènes complexes. Par exemple, le passage de 1 à 2 ddl permet d'observer le phénomène de rotation tibiale externe en fin d'extension, ce qui serait impossible à modéliser avec un seul ddl. De même la prise en considération des translations permet d'observer le phénomène de *roll back* ainsi que l'effet tiroir du genou lors d'une lésion des ligaments croisés [29].

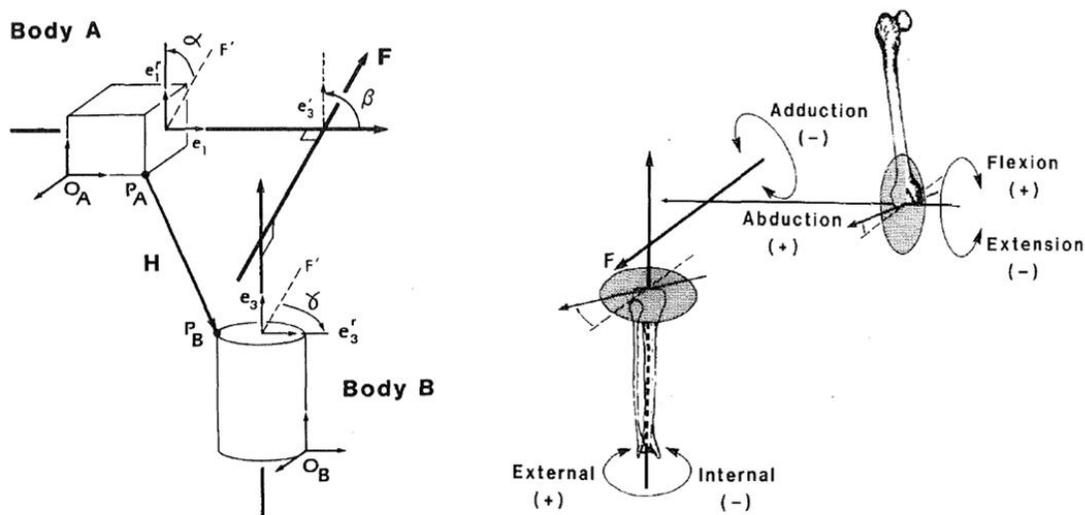


Figure 2-9 : Modèle mécanique du genou à 6 degrés de liberté selon Grood et Suntay [1]

Certaines approches consistent à retrouver les axes de rotation du modèle à partir de la cinématique. C'est le cas de Churchill et coll. [39], ils partent du postulat que le mouvement peut être décrit par un modèle à 2 pivots non parallèles. Grâce à la cinématique, ils déterminent les axes de rotations qu'ils comparent ensuite à l'axe transépicondylien. Dans cette étude, ils estiment l'incertitude de leurs mesures à 3,4 millimètres en translation et 2,9 degrés en rotation. Ces incertitudes offrent une marge de manœuvre pour réduire le mouvement tridimensionnel à deux rotations.

Enfin, l'utilisation des procédés d'acquisition optoélectronique permet actuellement d'obtenir des incertitudes inférieures à 1mm en translation et 1 degré en rotation. La plupart des études utilisant ces procédés optent pour des modèles mécaniques à 6 ddl, d'autant plus que les recherches actuelles s'orientent sur les phénomènes de petites amplitudes.

2.3.2 Repères anatomiques et analyse selon les 6ddl

Dans le milieu médical, les analyses sont très souvent relatives aux plans anatomiques. Les trois plans anatomiques, sagittal, frontal (ou coronal) et transverse (ou axial) sont définis par rapport à la position de référence de l'être humain comme le décrit la figure 2-10.

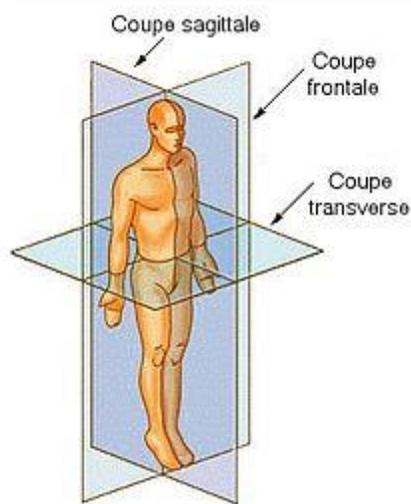


Figure 2-10 : Les trois plans anatomiques du corps humain [47]

Lorsque l'analyse est localisée sur une entité osseuse, on définit alors des repères anatomiques. Ces derniers sont définis à partir des points anatomiques spécifiques et construisent une norme pour décrire les phénomènes observés. Dans le cas de l'articulation tibio-fémorale, il existe plusieurs définitions des repères anatomiques [48]. Cette diversité nuit à la compréhension et à la comparaison entre les différentes études [49]. En effet, bien que l'ISB (International Society Biomechanic) ait demandé une normalisation des repères anatomiques à Wu et coll. [1], c'est la convention de Grood et Suntay [1] (figure 2-12) qui reste la plus utilisée aussi bien dans le milieu médical que celui de la recherche. La diversité des conventions s'explique par l'impact des repères anatomiques sur les études. En effet, dans l'étude de la cinématique tibio-fémorale, la division du mouvement selon les 6 ddl est souvent utilisée. Le placement des axes anatomiques doit donc permettre un découpage rigoureux des 6 ddl, (figure 2-11).

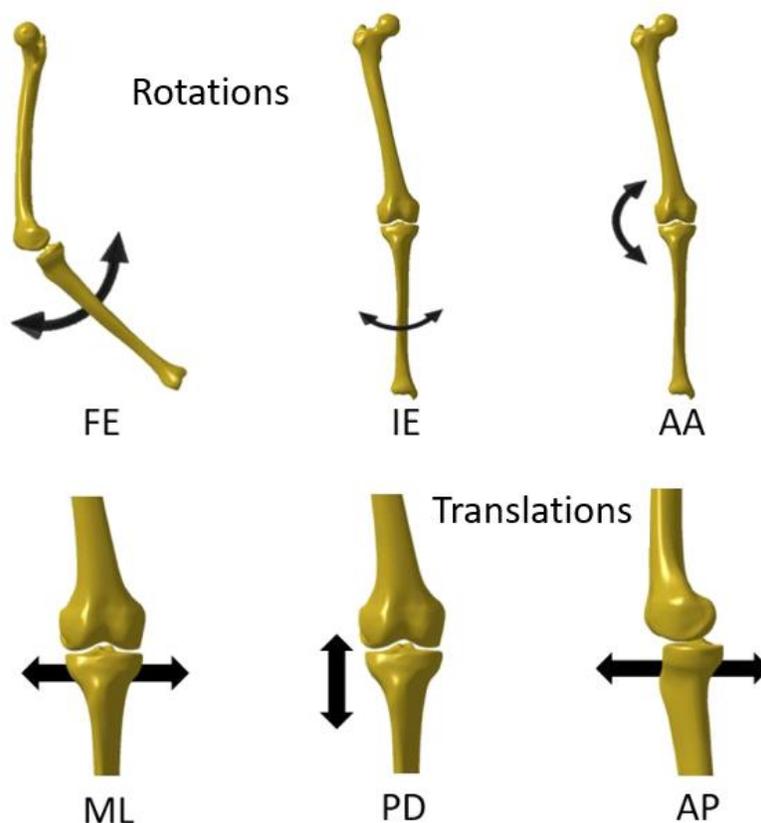


Figure 2-11 : Les 6 degrés de libertés du genou. Les trois rotations, FE, rotation interne-externe, abduction-adduction et les trois translations médio-latérale, antéro-postérieure, proximo-distale

Tableau 2-1 : Rotations et translations relatives aux axes anatomiques

Axe	Medio-latéral	Antéro-postérieur	Proximo-distal
Rotation	Flexion-extension	Abduction-adduction	Interne-externe
Translation	Translation latérale	Translation antérieure	Compression normale

Selon la convention utilisée, la position des points anatomiques est soumise à une variabilité plus ou moins grande. En effet, certains points comme les épicondyles sont obtenus à partir de palpations ou de positionnements assistés par ordinateur [3]. Siston et coll. ont montré la très grande variabilité du positionnement des repères anatomiques entre les différents chirurgiens. Les erreurs de positionnement pouvant aller jusqu'à 20 millimètres [50]. D'autres points sont obtenus par approximation géométrique comme le centre de la tête du fémur qui est le centre de la sphère approximant la tête fémorale. Dans ces cas-là, la variabilité de la position est donc plus faible. Enfin, l'impact de l'erreur de position d'un point sur la description du repère est relatif à sa distance par rapport au centre du repère.

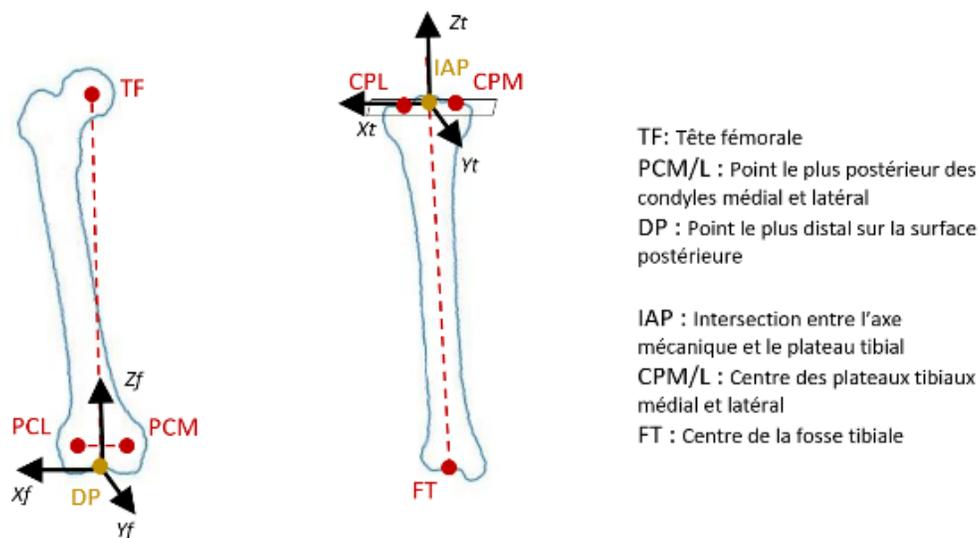


Figure 2-12 : Définition des repères anatomiques au sens de Grood et Suntay [1]

Lorsque l'analyse de la cinématique se base sur sa décomposition selon les repères anatomiques, la comparaison entre les données est fortement dépendante des erreurs induites par ces repères [49]. Que l'erreur provienne d'une différence de convention ou de la position des points anatomiques, elle peut se visualiser comme un décalage entre les deux repères finaux. Ce phénomène de diaphonie (*cross talk*) est bien connu, il est défini comme un glissement des axes par rapport à leur emplacement initial [29]. En effet, si la localisation des axes de notre repère comporte une erreur, la description cinématique de la rotation autour de cet axe sera erronée, car une partie de cette rotation sera projetée sur les autres axes. Plus l'écart entre l'axe observé et sa position supposée est important, plus les erreurs associées sont importantes.

Pour pallier cette problématique, certains auteurs ont mis au point des processus de réaligement des axes en se basant sur les contraintes biomécaniques. L'axe le plus sensible est l'axe de FE car c'est la rotation la plus importante [7]. Si l'axe est mal placé, il y aura une importante diaphonie. Plusieurs études [19-21, 51] tentent de réaligner cet axe pour améliorer la description de la cinématique finale. Ils utilisent l'orientation de l'axe l'AH lors d'un geste de « squat ». En effet, l'AH reste inchangé lors d'une flexion entre 45 et 90 degrés et peut s'apparenter à l'axe transépicondylien. Cependant, cette technique utilise le comportement cinématique pour obtenir les repères anatomiques qui ont justement pour objectif d'analyser la cinématique de l'articulation. Cette interdépendance limite l'utilisation de ce raisonnement.

L'application directe de repères anatomiques dans l'analyse de la cinématique tibio-fémorale est la décomposition selon les 6 ddl. Quelle que soit la définition des repères utilisés, de nombreux articles intègrent cet outil pour analyser le mouvement du genou [4, 19, 20, 26, 41, 49, 52].

L'outil de décomposition des 6 ddl peut se présenter en fonction du temps ou bien des 5 ddl en fonction de la FE (figure 2.13) [19, 20, 22]. Pour un geste donné, les ddl sont couplés, l'observation des mobilités en fonction de l'angle de FE permet de mettre en lumière certaines interactions avec la FE. Dans les deux cas, l'utilisation des pratiques du corps médical, à savoir la décomposition selon les plans anatomiques, facilite la compréhension des phénomènes étudiés. Cependant, nous avons décrit précédemment qu'ils sont la source de grandes variabilités, autant sur leur définition intrinsèque que sur le placement des points anatomiques.

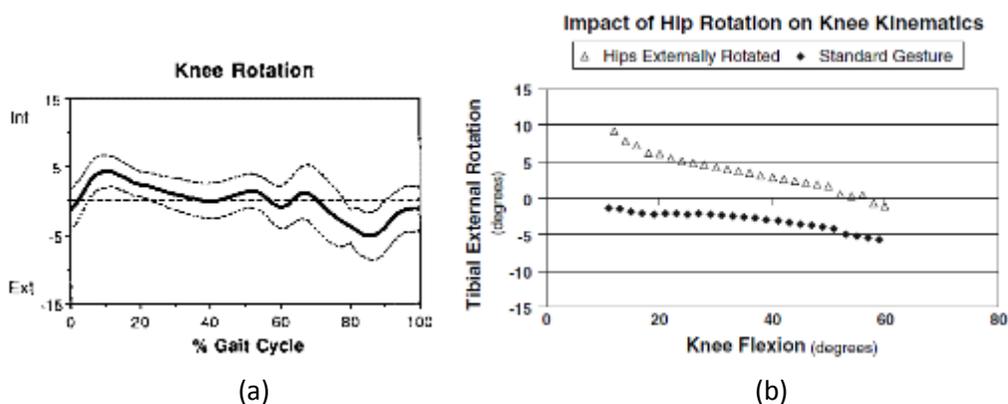


Figure 2-13 : Étude de la rotation interne-externe selon le temps (a) [41] ou selon l'angle de FE (b) [19]

2.3.3 L'axe hélicoïdal (AH)

Après la décomposition selon les 6ddl, l'outil que l'on retrouve fréquemment dans les études d'analyse de la cinématique articulaire est l'AH. Celui-ci est complètement différent et n'est pas relatif aux repères anatomiques.

L'AH est un outil cinématique en trois dimensions qui représente le mouvement entre deux solides par un axe, une rotation et une translation autour de cet axe (figure 2.14). L'axe est calculé pour chaque intervalle de temps. D'après le théorème de Chasles, la translation et la rotation sont commutatives et peuvent caractériser le mouvement d'un corps rigide à eux seuls. Ainsi, le déplacement d'un solide entre deux positions peut se représenter par un axe autour duquel le solide a tourné et translaté pour passer d'une position à l'autre. Cet objet représente l'axe instantané du mouvement tridimensionnel. L'AH est donc étudié par la variation au cours du temps de son orientation tridimensionnelle, de l'angle et de la translation [32, 53, 54]. Ses variations sont parfois analysées en fonction de l'angle de FE, principalement lorsque des images morphologiques sont étudiées [16, 38]. Les manières d'obtenir l'AH sont nombreuses. En effet, les premiers algorithmes calculaient l'AH sans tenir compte des erreurs d'acquisition. Les plus récents travaillent pour minimiser ces erreurs par différentes approches [55]. L'étude comparative de Mecheri et coll. décrit l'algorithme de Laub comme le meilleur de la catégorie de ceux qui ne prennent pas en considération les erreurs d'acquisition [55].

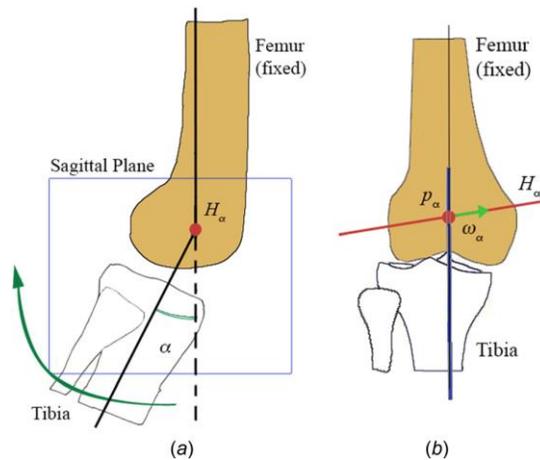


Figure 2-14 : Place de l'AH (rouge) et du vecteur directeur (vert) selon le plan sagittal (a) et frontal (b) [56]

L'utilisation de l'AH apporte de nombreuses perceptives dans l'étude de la cinématique. Tout d'abord, il permet de réduire la complexité du mouvement tridimensionnel de deux solides à un seul axe et deux composantes. Ces trois paramètres sont influencés par tous les ddl. On obtient donc un outil qui représente les interactions entre tous les ddl. Ainsi, Sheehan et coll. observent le phénomène du *screw home* à partir de l'orientation de l'AH [16]. Il remarque que cet axe procure une bonne vision des rotations tibio-fémorales. La visualisation du lien entre la rotation interne-externe et FE est aussi faite par [38]. Ce dernier observe, en plus, une translation antéro-postérieure après 70 degrés de flexion et interprète les translations le long de l'axe comme des translations médio-latérales. L'AH est aussi utilisé pour déterminer le centre instantané de rotation pour un angle de flexion donné, [54]. Ce même processus est utilisé lors d'études sur les vertèbres de la colonne [53]. D'autre part, pour obtenir l'AH, les repères anatomiques ne sont pas nécessaires. En effet, quels que soient les repères utilisés pour identifier les solides, l'AH se comportera de la même manière à condition que les repères des solides restent les mêmes au cours de l'acquisition. Nous avons vu précédemment toutes les complications que pouvait apporter l'utilisation des repères anatomiques, aussi bien au niveau des erreurs de diaphonie que de la confusion engendrée par la diversité de leurs définitions. De plus, leur utilisation est parfois impossible comme après la pose d'une prothèse, car certains points anatomiques primordiaux ont disparu. L'AH est donc souvent préconisé pour les études de comparaisons de la cinématique pré et post opératoire.

L'AH comporte cependant plusieurs limites d'utilisation. En voulant s'affranchir des erreurs liées aux repères anatomiques, il devient difficilement exploitable en pratique. En effet, ses variations sont difficilement corrélables avec une analyse classique selon les plans anatomiques [38]. Il est réduit à un outil d'acquisition des données cinématiques, mais les résultats doivent être replacés dans les plans anatomiques pour être utilisés par les praticiens. C'est la solution qu'ont choisies Sheehan et coll. en décrivant les variations du vecteur directeur de l'AH selon ses projections dans le repère anatomique [16]. Malgré cela, la visualisation de l'AH n'est pas très intuitive. En effet, tous les paramètres sont couplés et varient en même temps. L'article de Millán-Vaquero et coll. propose une visualisation en trois dimensions incluant les os, l'AH et le centre de rotation en fonction du temps. Il ajoute à cela une vue en deux dimensions avec une analyse des données pour la translation antéro-postérieure des centres de rotation [57]. Cette approche permet de localiser l'axe fonctionnel de FE par rapport aux os.

Ainsi, malgré les limitations d'une utilisation directe de l'AH en pratique, cet outil reste intéressant car il est extrêmement sensible aux faibles variations et comporte peu d'erreurs intrinsèques. Son utilisation en complément d'autres outils est donc pertinente. En effet, son interprétation directe par les praticiens est difficile, mais en étant couplé avec d'autres outils comme une visualisation en contexte, il peut se révéler pertinent. L'objectif du travail de Millán-Vaquero et coll. intègre l'analyse du mouvement avec l'AH dans une étude multi-échelles mettant en relation des analyses de plusieurs domaines [56]. Ils prennent l'exemple de l'arthrose en analysant la dégradation du cartilage qui démarre avec un changement de taille des cellules et qui entraîne des variations dans le mouvement des os.

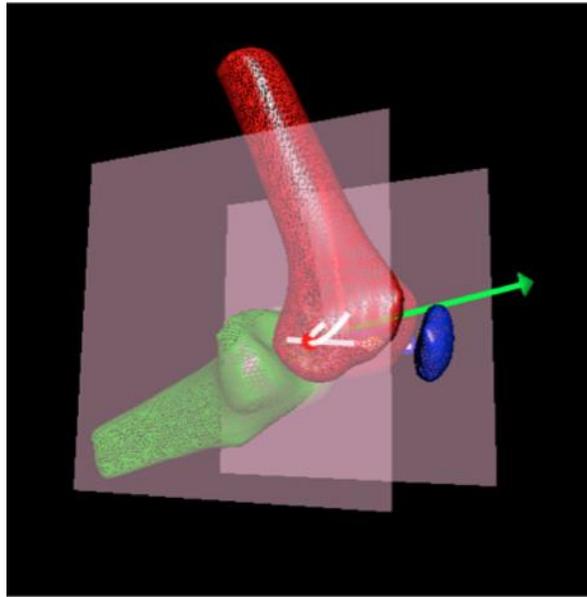


Figure 2-15 : Utilisation de l'AH avec une mise en contexte et son intersection avec un plan sagittal décalé en médial [56]

2.3.4 Autres pratiques de visualisation

En plus des deux outils que nous venons de présenter, la littérature comporte des approches originales qui permettent de mettre en valeur les données du mouvement. Tout d'abord, les représentations planaires sont assez courantes. D'une part, à l'époque des premiers articles sur le sujet, les visualisateurs tridimensionnels n'existaient pas. D'autre part, les articles plus récents sont conçus pour être publiés en format papier. Ils utilisent donc fréquemment des approches planaires. Ainsi le choix des plans anatomiques est très souvent retenu. On observe alors des projections ou bien des intersections entre le plan et l'outil. L'utilisation d'images médicales sur lesquels des portions de cercles sont superposés permet d'obtenir les centres des condyles postérieurs et distaux, dans le plan sagittal [58]. L'observation des axes formés par les centres des condyles médiaux et latéraux est aussi présente dans le plan transverse [6, 58]. L'AH est aussi décomposé selon les plans anatomiques dans certaines études [16] (figure 2.14). L'intersection entre l'AH et un plan parallèle au plan sagittal est aussi possible pour représenter la trajectoire de cet axe au cours du temps [56, 57].

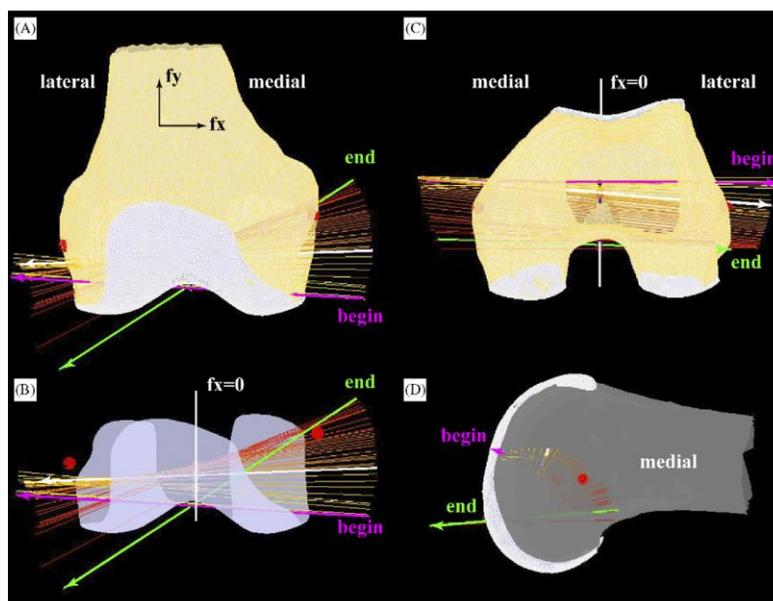


Figure 2-16 : Projection de l'AH sur les plans anatomiques, frontal (A, B), transverse (C) et sagittal (D), au cours du mouvement [16]

Enfin, on peut utiliser des objets volumiques. Cela permet d'exprimer le mouvement de manière plus globale. L'utilisation de la navigation 3D est de plus en plus courante. Elle offre des possibilités nouvelles dans les outils de représentation anatomique. Il faut cependant se rattacher à la pratique et aux conventions des praticiens de la médecine pour que l'outil final reste accessible et pertinent dans un contexte de soin. Millán-Vaquero et coll. proposent un outil de visualisation interactif qui permet de rejouer le mouvement et de voir l'évolution de l'AH dans une scène tridimensionnelle [56]. D'autre part, la création de volume représentant l'espace de travail de l'épaule (figure 2.15) a permis de détecter et de quantifier les insuffisances articulaires chez les patients [59]. Ce volume peut ensuite être projeté dans les plans anatomiques pour étudier sa similarité avec des volumes standardisés. Ces outils peuvent être utilisés pour améliorer les séances de réadaptations en ayant une meilleure vision des limites articulaires.

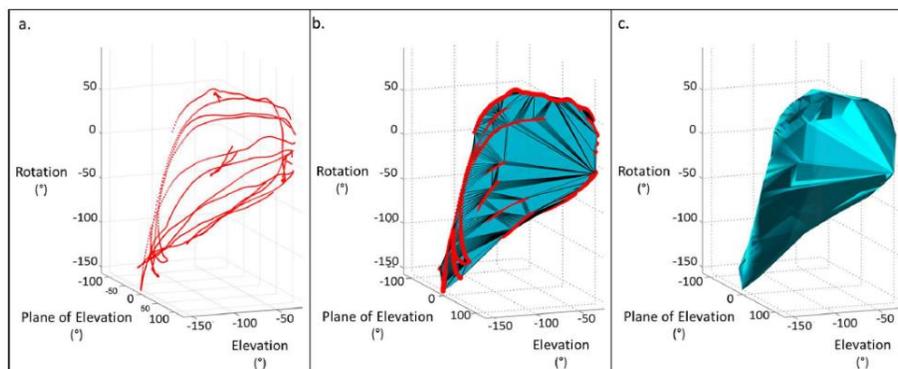


Fig. 2 Example of hull construction for the first series of movements (*elevations*). (a) Poses during evolution of the movement defined by 3D angles. (b) and (c) Tetrahedra and nonconvex hull that encompasses all the poses, respectively.

Figure 2-17 : Conception des volumes de l'espace de travail de l'épaule [59]

Des études plus spécifiques sur les techniques de visualisation des données médicales en trois dimensions commencent à apparaître [60]. Le développement d'outils de visualisation tridimensionnelle, l'avènement de la réalité augmentée et des retours haptiques pénètrent le milieu médical et ouvrent de nouvelles perspectives. La technologie nous permet d'exposer beaucoup de données en les contextualisant pour faciliter la transmission et l'analyse du personnel médical. Le travail des textures, des couleurs, de la transparence, des liens 2D-3D, de la superposition des os, des muscles, des vaisseaux, des tendons et la visualisation interactive sont autant de paramètres à prendre en considération pour optimiser l'utilisation de ces outils. Bien que cette approche tridimensionnelle aille à l'encontre des pratiques habituelles de décomposition du mouvement, elle permet de mettre à jour de nouvelles relations entre les composantes cinématiques.

2.4 Impact de l'arthrose et de la dégradation des ligaments sur la cinématique

Dans la première partie sur l'anatomie du genou, nous avons vu que les ligaments et les muscles ont un rôle important sur la cinématique tibio-fémorale. Ainsi, la quantification du mouvement peut apporter des informations pertinentes sur ces structures anatomiques. De nombreuses études travaillent sur le lien entre la cinématique de l'articulation et les pathologies qui l'affectent [11, 29, 43, 44, 61-63]. L'analyse du mouvement articulaire chez des patients atteints de pathologies

poursuit deux objectifs principaux. Le premier est de comprendre le lien entre la dégradation de la structure anatomique et le changement de comportement cinématique relativement à un patient sain. Le deuxième est d'avoir un indicateur pour suivre l'évolution d'une pathologie dans le temps ou bien d'évaluer les différences avant et après opération.

Dans la première catégorie se trouvent les travaux qui comparent des patients sains et ceux atteints d'une pathologie. L'objectif est d'observer des marqueurs biomécaniques qui traduisent cette pathologie. Les études sur les patients ayant des blessures au ligament croisés antérieur rentrent dans cette catégorie [29, 61]. Des tests comme celui du *pivot shift* permettent de détecter des lésions. Le test du pivot shift est décrit comme la sublucation vers l'avant du plateau tibial latéral sur le condyle fémoral en extension et la réduction spontanée soudaine lors de la flexion. Ce test est actuellement effectué pour évaluer l'état des ligaments croisés mais de manière qualitative. Cependant, en quantifiant ces tests il est possible d'obtenir des informations bien plus précises et surtout répétables d'un praticien à un autre. Hoshino et coll. ont montré une augmentation de la translation antéropostérieure de 7.7 à 15.6 mm et une accélération de la translation postérieure de -797 à -2001 mm/s² entre les patients sains et ceux ayant une rupture du ligament croisé antérieur [29]. Les études comparant les patients avec et sans arthrose rentrent aussi dans cette catégorie. Na et coll. [64] observent des différences cinématiques et dynamiques très faibles entre les deux groupes de patients lors de la marche si bien que certains patients atteints d'arthrose ont des données cinématiques similaires à des patients sains. Ils supposent donc que ces personnes doivent utiliser des techniques de marche alternatives et qu'il faudrait d'autres tests pour détecter l'arthrose chez ces personnes. Ainsi, la cinématique peut détecter des pathologies de l'articulation tibio-fémorale [41]. Ce domaine d'étude est encore peu exploré. Certaines pratiques peuvent se reposer sur des tests bien connus comme le *pivot-shift*. D'autres doivent tâtonner et tester des approches moins conventionnelles. Il faut aussi prendre en considération que des douleurs dans le membre inférieur peuvent être la source de modèles de déplacements alternatifs.

La deuxième catégorie se focalise sur une pathologie ou une opération particulière et va déterminer les variantes cinématiques internes à ce domaine. Des travaux permettent de relier les différents états de dégénérescence cartilagineuse de l'arthrose à des marqueurs biomécaniques. Gonçalves et coll. montrent une différence de comportement lors de l'exercice de montée d'une marche entre des patients atteints de différents stades d'arthroses [65]. Les résultats qu'ils obtiennent peuvent permettre d'améliorer les diagnostics et la rééducation en préconisant certains exercices en

fonction de l'état du patient. Une autre application de ces études comparatives est le domaine des prothèses du genou. La pose de prothèse totale du genou est une opération de plus en plus courante principalement chez les populations âgées qui souffrent d'arthrose. Cependant un certain nombre de patients ne sont pas satisfaits de leur opération. L'étude de la cinématique des patients ayant subi cette opération a permis de montrer une correction du mouvement dans le plan frontal, mais pas dans les deux autres plans [43, 44, 63]. La rotation externe n'est pas récupérée et ce quel que soit l'ajustement de la prothèse [62]. Il est donc évident que les prothèses actuelles n'arrivent pas à reproduire les mécanismes physiologiques des patients sains. L'amélioration de la forme des prothèses et de leur placement lors de l'opération est une des améliorations que permettent les recherches dans ce domaine. Plusieurs études ont mis en évidence des contractures résiduelles dans les muscles après l'opération [43, 44]. En effet, les opérations de prothèses totales du genou sont souvent faites après l'apparition de douleurs intenses et de difficultés dans le déplacement du patient. L'opération en tant que telle permet de rétablir jusqu'à un certain point l'anatomie articulaire, mais pas les autres facteurs qui influencent la cinématique. L'étude du mouvement post opératoire apporte donc des améliorations dans le traitement et la rééducation des patients pour avoir un traitement complet.

La quantification de la cinématique articulaire permet donc d'améliorer l'analyse des pathologies affectant le genou. En comparant la cinématique des patients sains et non sains, il est théoriquement possible de détecter les maladies et leur stade d'avancement. Ainsi, l'analyse du mouvement devient un indicateur dans le diagnostic mais aussi dans le suivi du patient. Son application à la pose des prothèses apporte de nombreuses informations aussi bien sur l'amélioration des prothèses en tant que telles que sur le suivi et la rééducation post opératoire. L'étude du mouvement articulaire apparaît donc de plus en plus nécessaire dans les processus de soins en milieu hospitalier. Dans ce mémoire, les outils développés ont pour objectif d'être utilisés dans ce domaine. L'étude des pathologies les plus présentes chez les patients, à savoir l'arthrose, la pose de prothèse et la dégradation des ligaments, permet de guider nos recherches dans ce sens.

Que ce soit la décomposition selon les 6ddl, l'AH ou bien des objets 3D, le choix de la représentation de la cinématique est déterminant. En effet, selon les caractéristiques du mouvement que l'on veut mettre en avant, l'outil sélectionné ne sera pas le même. Il est donc inutile de vouloir hiérarchiser les outils dans une approche globale. Chacun propose des particularités qu'il faut utiliser à bon escient selon l'utilisation que l'on veut avoir.

CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS

3.1 Résumé de la problématique

Les mouvements des articulations du coude et de la hanche sont déterminés presque complètement par la géométrie des surfaces osseuses mises en jeu. Dans le cas de l'épaule et du genou, les muscles et les ligaments ont aussi une influence importante sur la cinématique. L'étude du mouvement de ces articulations peut donc nous renseigner sur l'état des structures qui l'influencent. Ainsi, le mouvement de l'articulation du genou fait l'objet de nombreuses recherches pour comprendre son fonctionnement [14]. Plus récemment, certaines études se concentrent sur le lien entre les pathologies et la cinématique de cette articulation [61]. Une des problématiques principales dans l'utilisation des modèles cinématiques du genou est de quantifier leur sensibilité pour déterminer leurs limites d'utilisation.

L'étude de la cinématique tibio-fémorale s'est intéressée, dans un premier temps, au phénomène prédominant, à savoir la FE. Avec l'amélioration des technologies d'acquisitions du mouvement, les mobilités de faibles amplitudes sont devenues accessibles. Les études actuelles s'intéressent donc à l'ensemble des mobilités du genou. Bien que les outils présents pour analyser et comprendre la cinématique semblent nombreux dans la littérature, ils se résument souvent à la décomposition selon les 6 ddl ou à l'AH. Ces deux approches présentent l'une et l'autre des enjeux différents qui limitent leur utilisation. Les modifier est nécessaire pour permettre l'observation des phénomènes de faibles amplitudes mais elle n'est pas suffisante. Le développement de nouvelles approches comme des indicateurs volumiques sont des solutions à explorer comme l'ont fait Haering et coll. [59] avec l'espace de travail de l'épaule.

L'outil le plus fréquemment utilisé pour analyser le mouvement est la décomposition selon un modèle mécanique à 6 ddl [26, 41, 52, 66]. Comme il a été mentionné dans la revue de littérature, quelle que soit la définition du repère anatomique adoptée, la division du mouvement selon un repère se heurte au phénomène de diaphonie (cross talk). Ainsi, une faible erreur dans le positionnement du repère a une grande influence sur la séparation des données cinématiques [51]. Ce phénomène est d'autant plus néfaste que l'angle de FE a une amplitude importante face aux angles interne-externe et abduction-adduction. Les données des angles interne-externe et

abduction-adduction sont alors noyées dans celles de l'angle FE. Pour représenter la fiabilité de la décomposition, certains graphiques affichent une zone d'incertitude comme sur la figure 3-1.

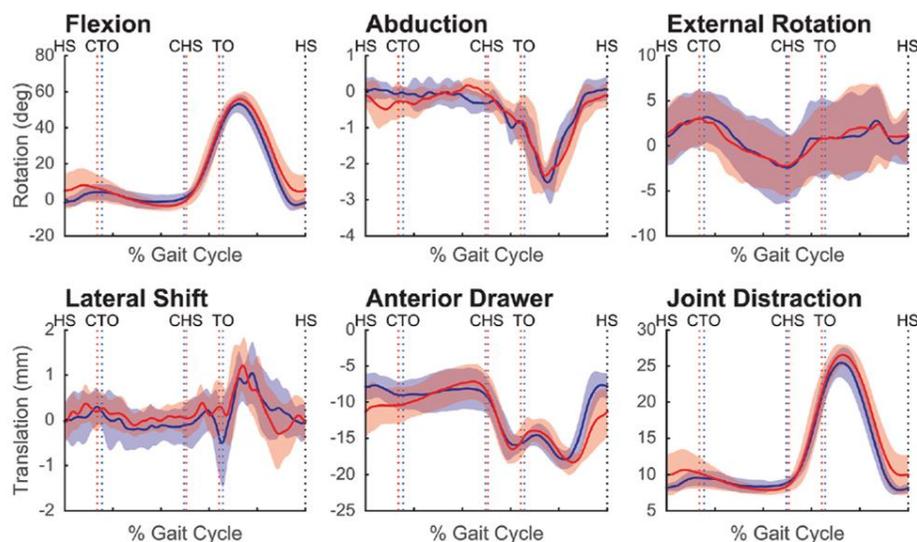


Figure 3-1 : Variations des 3 rotations et des 3 translations d'un genou avec prothèse en fonction du cycle de marche [25]

Pour pallier ces difficultés, le travail présenté par Marin et coll. [51] utilise la cinématique du genou pour déterminer l'axe optimal de FE. Le repère choisi est donc dépendant de la cinématique du patient et plus seulement de la morphologie. De leur côté, Yin et Chen ont montré que l'axe reliant le centre des deux condyles postérieurs est la meilleure approximation de l'axe (FE) [7].

L'autre outil souvent choisi pour analyser la cinématique du genou est l'AH. Il permet de réduire le mouvement 3D de deux solides à un axe de rotation simple et une translation le long de cet axe pour chaque intervalle de temps étudié. Cependant, le lien entre ses variations et les phénomènes physiologiques qui les provoquent sont difficilement interprétables cliniquement, car les manipulations mathématiques pour l'obtenir sont complexes. Pour améliorer son utilisation dans le milieu médical, Millan Vaquero et coll. [56, 57] ont fait une interface 3D avec les os et l'AH qui s'animent lors du mouvement. Une approche similaire sera utilisée dans ce mémoire. Ils étudient aussi l'intersection entre l'AH et un plan sagittal décalé en médial. Ainsi, l'étude du mouvement

se fait avec une courbe plane ce qui est plus aisé. L'AH « classique » représente dans ce mémoire l'AH au sens de Laub [56].

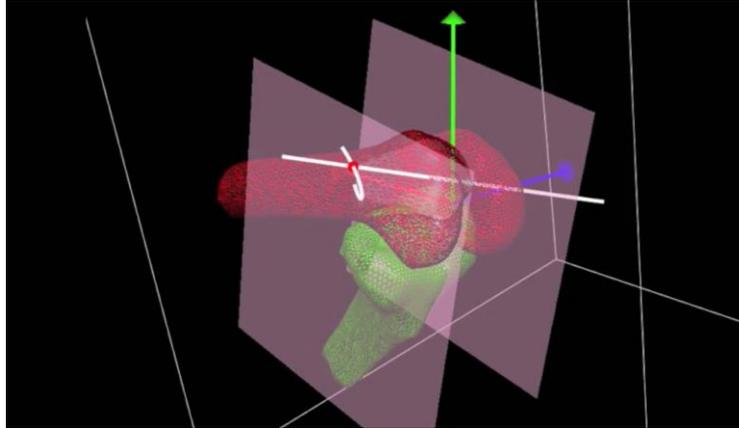


Figure 3-2 : Intersection entre l'AH (en blanc) et un plan sagittal décalé en médial (en transparent) [56]

La décomposition selon un modèle à 6 ddl et l'AH ont permis de développer des modèles anatomiques qui représente bien la FE. Ils ont notamment permis de valider les prothèses totales du genou selon la FE [44, 63]. Cependant, les interactions entre les différents ddl ainsi que les phénomènes de faibles amplitudes sont difficilement quantifiés du fait des limites présentées précédemment. Repenser la modélisation du mouvement avec des outils globaux et volumiques est une voie de recherche intéressante pour dépasser les contraintes actuelles. Nos deux premiers sous objectifs traiteront cette problématique.

Les autres sous objectifs sont de proposer un nouvel outil de visualisation et d'analyse de la cinématique en 3 dimensions. Cet outil doit répondre aux problématiques d'utilisation des modèles précédents. Comme nous l'avons exposé dans la revue de littérature, la complexité de l'analyse de la cinématique 3D repose principalement sur la capacité des personnes à appréhender et décrire une courbe dans l'espace. En revanche, certains auteurs utilisent des représentations volumiques de l'espace de travail d'une articulation pour quantifier les mouvements [67]. Bien que nous ayons des difficultés à appréhender des outils tridimensionnels, il nous est relativement facile d'observer leurs formes globales (cubique, ronde, pointue) ainsi que leurs orientations principales. L'autre

habilité que nous avons se situe dans la comparaison entre deux volumes. Imaginons un volume standard, il est relativement aisé de savoir si un second volume est à l'intérieur, à l'extérieur ou à l'intersection. Ces informations ont été utilisées dans l'étude de Haering et coll. pour créer un outil d'analyse de la zone de travail de l'épaule [59].

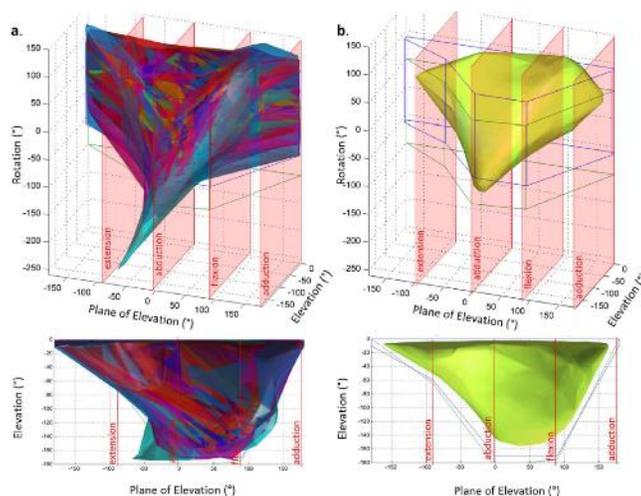


Figure 3-3 : Volumes de la zone de travail de l'épaule projetés selon les plans anatomiques [59]

D'autre part, certains diagnostics médicaux utilisent les réactions dynamiques de l'articulation pour estimer l'état des ligaments. Les analyses actuelles sont qualitatives et dépendent de la sensibilité du praticien. Hoshino et coll. ont déjà montré l'intérêt que peut apporter une approche quantitative de ces diagnostics [29]. Ils ont utilisé un dispositif d'acquisition des paramètres cinématiques pour détecter l'instabilité articulaire lors d'un test de *pivot shift*.

La quantification et l'analyse du mouvement du genou sont relativement bien connues par le corps médical. Les phénomènes d'instabilité, les limitations angulaires liées aux pathologies ou tout simplement les différentes phases de la marche sont observées et documentées qualitativement dans la littérature. Cependant, lorsque ces phénomènes veulent être quantifiés, les outils de modélisation du mouvement ne permettent pas d'obtenir les résultats escomptés. Pour comprendre ces critiques, l'étude de l'influence du choix des repères anatomiques sur les erreurs d'analyses de la cinématique est étudiée en premier lieu. Ensuite, l'influence de la FE sur l'orientation de l'AH classique et l'AH résiduel est quantifié. L'AH résiduel est un nouveau modèle d'AH qui modélise

le mouvement auquel la FE est soustraite. Enfin, ce mémoire propose un nouveau concept pour décrire la cinématique du genou en utilisant un point déporté. La robustesse de la phase d'initialisation est évaluée. Sa variabilité selon le mouvement effectué est quantifiée et son utilisation dans l'obtention d'une cartographie du geste et d'un volume courbe est présentée pour valider la pertinence clinique de ce modèle.

3.2 Objectifs

3.2.1 Objectif primaire

Ce mémoire a pour objectif de quantifier des limites d'utilisation des outils d'analyse de la cinématique tibio-fémorale.

3.2.2 Objectifs secondaires

Objectif secondaire 1 : Analyser la répétabilité des repères anatomiques selon la définition de l'EC, de Suntay et coll. [1], de Wu et coll. [2], de Cappozzo et coll. [3] et de La Fortune et coll. [4], ainsi que la définition cinématique qu'ils induisent.

Objectif secondaire 2 : Quantifier les variations de l'AH résiduel pour un geste combiné (FE et rotation interne-externe) comparativement à l'AH classique.

Objectif secondaire 3 : Quantifier la sensibilité du point déporté par rapport aux variations de l'axe médio-latéral du fémur.

Objectif secondaire 4 : Quantifier la sensibilité du point déporté selon le geste effectué (FE ou rotation interne-externe).

Objectif secondaire 5 : Construire un objet volumique regroupant toutes les informations sur la cinématique.

3.2.3 Hypothèses

Hypothèses 1 :

Certains repères anatomiques sont plus robustes que d'autres pour analyser la cinématique.

Hypothèses 2 :

L'AH résiduel permet d'observer les rotations de faibles amplitudes, plus finement que l'AH classique.

Hypothèses 3 :

La sensibilité du point déporté vis-à-vis de l'axe reliant les centres des surfaces articulaires tibiales ne perturbe pas l'analyse des rotations de faibles amplitudes.

Hypothèses 4 :

L'interprétation de la cartographie du point déporté permet une compréhension des phénomènes physiques mis en jeu.

Hypothèses 5 :

La création d'un volume courbe, interactif, facilite la compréhension et l'accès aux données cinématiques.

CHAPITRE 4 MÉTHODE

4.1 Processus d'acquisition des données cinématiques

4.1.1 Simulateur du genou : SimGen

Un simulateur de genou (SimGen) est utilisé pour acquérir les données cinématiques et visualiser le fonctionnement des outils en temps réel. Le SimGen est composé de deux solides représentant respectivement le tibia et le fémur. Ils sont articulés par deux liaisons pivots orthogonales qui simulent la FE et la rotation interne-externe. Le fait d'avoir les deux mouvements dissociés nous permet de fixer l'un et d'étudier l'autre. Il est alors possible d'observer une FE pure, une rotation interne-externe pure ou une combinaison des deux. Chaque solide est repéré dans l'espace par des marqueurs rétro-réfléchissants. Ces marqueurs permettent au système optoélectronique « Polaris Optical Tracking System » de NDI de repérer la position et l'orientation des solides dans l'espace à une fréquence de 60 Hz. Cette technologie est également utilisée dans de nombreux articles [26, 27, 52].

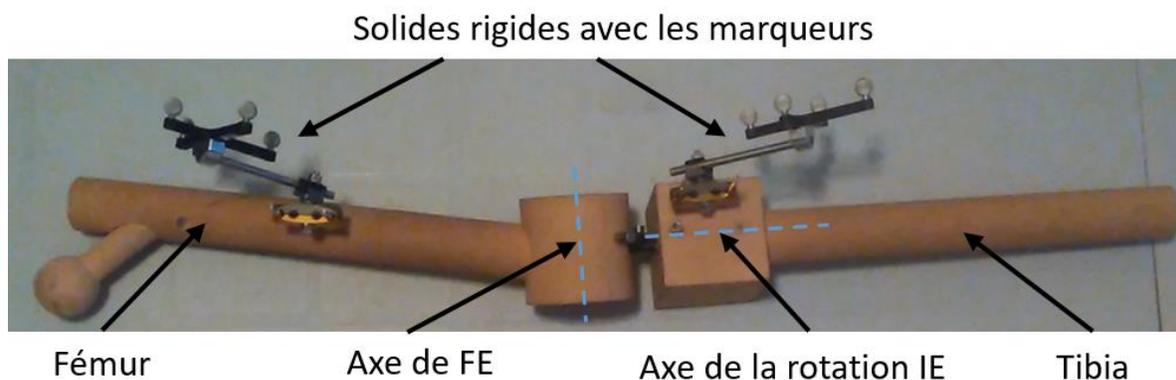


Figure 4-1 : Simulateur du genou avec les solides rigides

Le logiciel de l'EC permet d'obtenir des fichiers textes contenant le maillage de chaque solide, leur repère respectif et les matrices de transformation entre le repère de la caméra et celui du solide pour chaque instant du mouvement. Ce fichier est ensuite importé par chacun de nos algorithmes sous Matlab pour extraire les données utiles.

Pour faciliter la compréhension des étapes suivantes nous avons remplacé, dans les images, les solides du simulateur par des modèles 3D de tibia et de fémur. Pour cela nous avons recalé les modèles osseux sur les repères du simulateur en utilisant les repères anatomiques utilisés par l'EC.

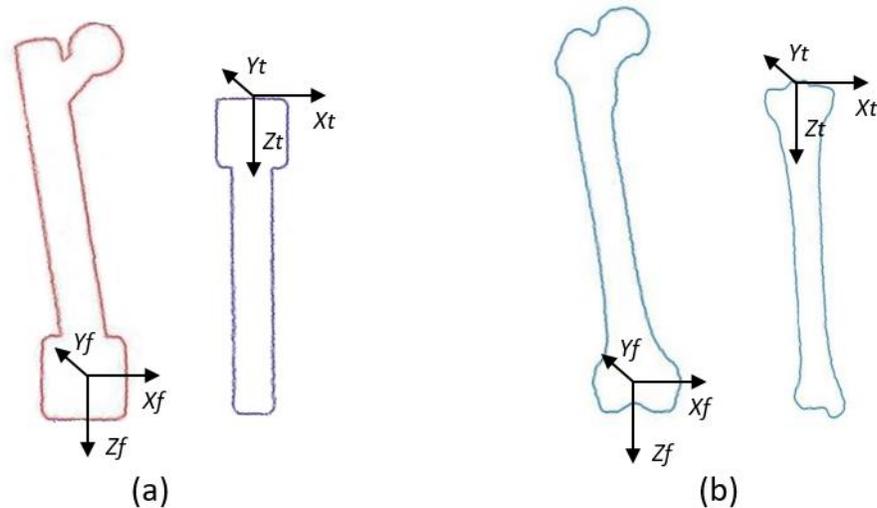


Figure 4-2 : Repères anatomiques du simulateur (a) et des modèles osseux (b) permettant de passer de l'un à l'autre

4.1.2 Mouvements étudiés

Plusieurs mouvements ont été acquis pour permettre de voir l'influence de différents gestes sur les outils développés. Comme il a été précisé précédemment, un des intérêts majeurs du SimGen est de découpler les mouvements de FE et de rotation interne-externe. Bien que le simulateur ne puisse pas reproduire des mouvements naturels d'un genou, il est très utile pour calibrer les outils et déterminer la sensibilité de chacun relativement aux degrés de mobilité que sont la FE et la rotation interne-externe. D'autre part, nous simulons des accélérations pour reproduire ce que pourrait donner un test du *pivot-shift* à travers les outils développés.

Tableau 4-1 : Liste des acquisitions et de leurs caractéristiques

N°	Vitesse d'acquisition	Variation rotation interne-externe	Variation rotation FE
1	Constante	Fixe à 0°	[10 ; 120]
2	Constante	Fixe à 10°	[10 ; 120]
3	Constante	Fixe à 20°	[10 ; 120]
4	Constante	Fixe à 45°	[10 ; 120]
5	Constante	[-45 ; 45]	Fixe à 0°
6	Constante	[-45 ; 45]	Fixe à 45°
7	Constante	[-45 ; 45]	Fixe à 90°
8	Constante	[-45 ; 45]	[10 ; 120]
9	Constante + accélération	Fixe à 0°	[10 ; 120]
10	Constante + accélération	[-45 ; 45]	Fixe à 0°

Les plages d'acquisition des mouvements de FE et de rotation interne-externe ont été définies par les amplitudes admissibles par le simulateur. D'autre part, lors des acquisitions, les capteurs passifs des solides rigides doivent toujours être visibles par la caméra. L'amplitude de rotation interne-externe simulée est bien plus grande que celle d'un être humain. Cela permet de valider nos outils avec des marges de sécurité.

4.2 Décomposition selon les 6 ddl

Les données des acquisitions se présentent dans un fichier texte à partir duquel nous pouvons récupérer les coordonnées des solides et des repères anatomiques dans le repère de la caméra, à

l'instant initial ainsi que toutes les matrices de transformation au cours du mouvement. Pour obtenir les 6 ddl nous avons suivi la méthode suivante :

Grâce aux matrices de transformations qui traduisent le déplacement de chaque corps rigide entre deux positions, nous obtenons les matrices de passage entre les repères anatomiques et le repère de la caméra pour chaque position du mouvement. À partir de ces matrices de passage entre les repères anatomiques et le repère de la caméra, on peut déterminer la matrice de passage entre le tibia et le fémur (équation 2). Cette dernière est composée d'une matrice de rotation et d'un vecteur translation. La matrice de rotation est formée avec les angles d'Euler :

$$T_{t2f} = T_{w2f} * T_{w2t}^{-1} \quad (1)$$

$$T_{t2f} = \begin{bmatrix} R_{t2f} & u \\ & v \\ & w \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Où, } R_{t2f} = \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{bmatrix} \quad (2)$$

Pour déterminer les angles d'Euler à partir de la matrice de rotation, nous utilisons la cinématique inverse sur le modèle mécanique présenté dans la figure (4-2) :

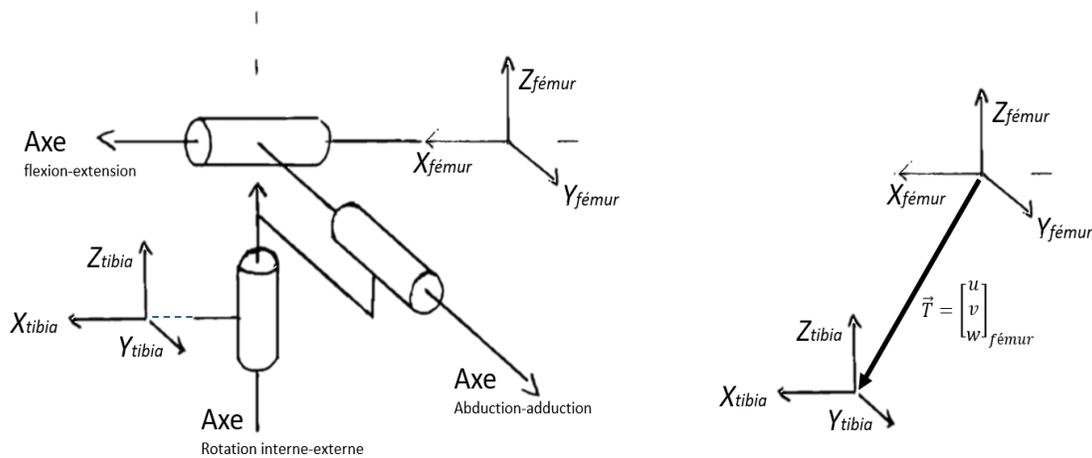


Figure 4-3 : Modèle mécanique du genou avec la séquence des rotations

$$R_{t2f} = R_{ie} * R_{aa} * R_{fe} \quad (3)$$

$$R_{t2f} = \begin{bmatrix} C_{Rie} * C_{Raa} & C_{Rz} * S_{Raa} * S_{Rfe} - S_{Rie} * C_{Rfe} & S_{Rie} * S_{Raa} * C_{Rfe} + S_{Rie} * S_{Rfe} \\ S_{Rie} * C_{Raa} & S_{Rz} * S_{Raa} * S_{Rfe} + C_{Rie} * C_{Rfe} & S_{Rie} * S_{Raa} * S_{Rfe} - C_{Rie} * S_{Rfe} \\ -S_{Raa} & C_{Raa} * S_{Rfe} & C_{Raa} * C_{Rfe} \end{bmatrix} \quad (4)$$

Les équations suivantes permettent de retrouver les angles d'Euler :

$$R_{ie} = \text{atan2}(d, a) \quad R_{aa} = \text{atan2}(-g, \cos(R_{ie}) * a + \sin(R_{ie}) * d) \quad (5,6)$$

$$R_{fe} = \text{atan2}(\sin(R_{ie}) * c - \cos(R_{ie}) * h, -\sin(R_{ie}) * b + \cos(R_{ie}) * e) \quad (7)$$

Où, atan2 est la fonction mathématique qui prend deux arguments réels x et y, non nuls, en entrée et calcul l'Arc tangente de (y/x). Cet angle est positif dans le sens trigonométrique (y > 0) et négatif dans le sens horaire (y < 0).

Ce modèle permet d'obtenir les translations selon le repère anatomique du fémur et les rotations selon trois axes (axe de la FE, axe de la rotation interne-externe, et l'axe de l'abduction-adduction).

Le choix des repères a un impact très important dans la décomposition de la cinématique. Cependant, il est intéressant de noter qu'il existe plusieurs repères anatomiques dans la littérature et qu'aucun ne fait l'unanimité. Le lien avec la cinématique du simulateur est effectué par l'intermédiaire du repère anatomique de l'EC et du repère du SimGen. Ces deux repères sont utilisés comme référence (figure 4-1). Les matrices de passages entre les repères anatomiques (Suntay et coll. [1], Wu et coll. [2], Cappozzo et coll. [3] et La Fortune et coll. [4]) et le repères de l'EC sont obtenues à partir des modèles osseux 3D. Ces matrices sont utilisées pour reporter ces modèles sur le simulateur.

L'analyse s'est portée sur 4 repères anatomiques différents (Suntay et coll. [1], Wu et coll. [2], Cappozzo et coll. [3] et La Fortune et coll. [4]) dont la description est en annexe A. Ils ont été choisis pour leur fréquence d'utilisation dans la littérature.

Pour évaluer la pertinence des différents repères anatomiques, nous avons choisi le critère de répétabilité et le critère de la pertinence de la description cinématique. Le premier permet de déterminer la variabilité de la position des points anatomiques qui définissent chaque repère. Le deuxième analyse la façon dont le repère choisi décompose la cinématique.

Pour analyser la répétabilité des repères, cinq acquisitions des points anatomiques ont été effectuées sur des modèles numériques du tibia et du fémur. Ces acquisitions étaient séparées de quatre jours minimum pour limiter la notion d'apprentissage. Enfin, toutes les acquisitions ont été vérifiées et corrigées par une personne tierce. Les critères de répétabilité sont définis aux équations 8 et 9 [21]. Plus le score de répétabilité est proche de zéro plus la répétabilité est importante.

$$\text{Repetabilité_Angle} = \frac{1}{100 * (Nrep - 1)} \sum_{p=1}^{100} \sum_{i=1}^{Nrep} \sqrt{\left(a_i - \frac{1}{Nrep} \sum_{j=1}^{Nrep} a_j \right)^2} \quad (8)$$

$$\text{Repetabilité_Translation} = \frac{1}{100 * (Nrep - 1)} \sum_{p=1}^{100} \sum_{i=1}^{Nrep} \left\| \vec{T}_i - \frac{1}{Nrep} \sum_{j=1}^{Nrep} \vec{T}_j \right\| \quad (9)$$

La répétabilité est obtenue pour chaque angle en mesurant la différence entre l'angle a pour l'acquisition i obtenu à l'instant p du mouvement et l'angle moyen des N_{rep} au même instant. Elle est définie de la même manière pour les translations, mais cette fois-ci on mesure le vecteur translation \vec{T} .

Pour analyser la description cinématique nous avons utilisé les acquisitions avec la rotation interne-externe fixe (acquisition 1). L'objectif est d'observer les erreurs RMS entre les différents repères, mais aussi les effets de diaphonie. En effet, les données sont issues d'un mouvement de flexion pure aux erreurs près des jeux mécaniques et donc seule la FE est sensée varier. Cependant, selon le placement du repère anatomique, l'angle de FE peut se diviser sur les autres ddl. Ainsi nous obtenons les erreurs moyennes pour les 5 ddl autres que la FE.

4.3 L'axe hélicoïdal (AH)

Les fichiers obtenus après les acquisitions nous donnent accès au mouvement des repères anatomiques à travers les matrices de transformation. De ce fait, lorsque le mouvement est rejoué, les os sont considérés comme des solides fixes et indéformables, car la même matrice de transformation s'applique pour chaque point du solide. Toutes les erreurs d'acquisition sont intégrées dans la matrice de transformation et s'appliquent équitablement sur tous les points. Cette remarque nous permet d'écarter tous les algorithmes de l'AH minimisant les erreurs d'acquisitions. L'algorithme de Laub est choisi, comme le recommande Mecheri et coll. [55]. Cet algorithme d'algèbre linéaire a l'avantage d'être composé de manipulations mathématiques simples et donc de

minimiser le temps de calcul. On peut donc animer l'AH en temps réel. Dans la suite du mémoire, le terme d'AH classique renverra à la définition de l'AH au sens de Laub.

Un des deux solides est pris comme référence, ici le fémur. L'autre solide est repéré par trois points p_{11}, p_{12}, p_{13} à l'instant 1 et p_{21}, p_{22}, p_{23} à l'instant 2. On définit aussi le barycentre de ces points aux deux instants, \bar{p}_1 et \bar{p}_2 .

$$P_1 = (p_{11} \quad p_{12} \quad p_{13}) \quad P_2 = (p_{21} \quad p_{22} \quad p_{23}) \quad (10,11)$$

$$\bar{p}_1 = \frac{1}{3} * \sum_{i=1}^3 p_{1i} \quad \bar{p}_2 = \frac{1}{3} * \sum_{i=1}^3 p_{2i} \quad (12,13)$$

p_{ij} : le vecteur position du point j dans la position i

Les matrices Q et M permettent de simplifier l'obtention des paramètres finaux.

$$Q = P_2 * P_1^{-1} \quad (14)$$

$$M^T = [1 \quad 1 \quad 1] * P_1^{-1} \quad (15)$$

On obtient finalement les paramètres e , p_0 , Θ et d qui sont respectivement le vecteur directeur de l'AH, un point de l'axe, la rotation et la translation selon l'AH et définis comme suit.

$$d = \frac{1}{M^T * M} * (Q - \det(Q) * (Q^{-1})^T) * M \quad (16)$$

$$R = Q - d * M^T \quad (17)$$

$$e = \frac{\text{vect}(R)}{|\text{vect}(R)|} \quad (18)$$

$$\theta = \text{atan2}(|\text{vect}(R)|, \frac{1}{2} * (\text{trace}(R) - 1)) \quad (19)$$

$$u = e^T * (\bar{p}_2 - \bar{p}_1) \quad (20)$$

$$p_0 = \frac{1}{2} * (\bar{p}_1 + \bar{p}_2) + \left(\frac{1}{2 * \tan(\frac{\theta}{2})} \right) * e \wedge (\bar{p}_2 - \bar{p}_1) \quad (21)$$

Ces premières équations permettent d'obtenir l'AH classique. En utilisant la décomposition en 6ddl que nous avons vue précédemment, des nouvelles matrices de transformation sont créées. Les mêmes matrices de transformation du mouvement sont utilisées, mais l'angle de FE est retranché. Pour cela la décomposition selon les 6 ddl est utilisée et la nouvelle matrice de rotation est obtenue en combinant seulement les rotations interne-externe et abduction-adduction. Ainsi nous obtenons un mouvement fictif qui ne représente alors que 5 des 6 ddl. Le même algorithme est utilisé sur ce mouvement fictif et l'AH résiduel est alors obtenu.

L'acquisition n°8, du mouvement combiné, est utilisée pour comparer les deux types d'AH (tableau 4-2). La différence d'orientation des AH est importante. Dans le premier cas, la FE est le mouvement dominant et détermine donc l'orientation. Dans le second cas, il ne reste plus que la rotation interne-externe et les jeux du simulateur. L'orientation de l'axe est cette fois-ci déterminée par le mouvement de rotation interne-externe. Pour valider cette hypothèse, la rotation instantanée autour de l'AH résiduel est comparée à la valeur absolue de la vitesse de rotation interne-externe. L'écart relatif est déterminé par l'équation 22 :

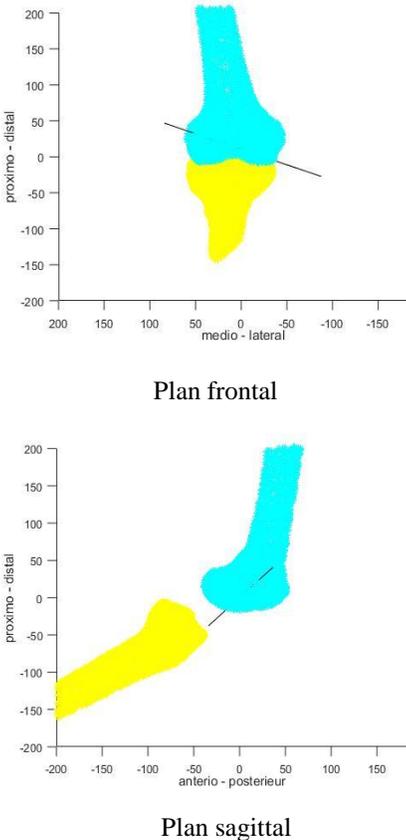
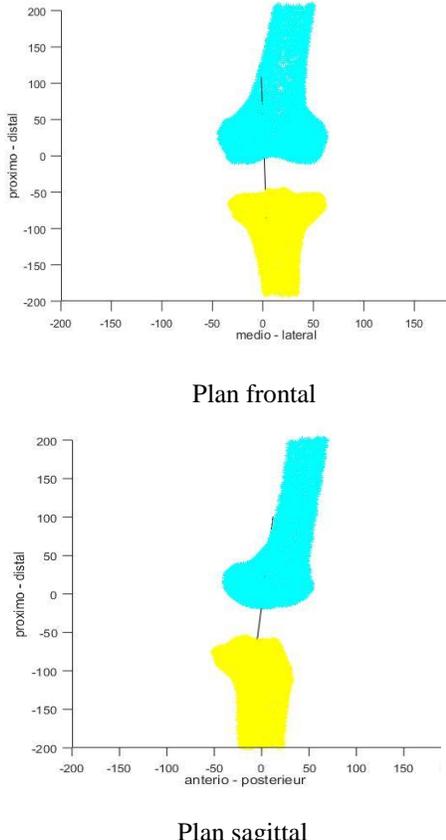
$$Ecart_relatif = \frac{\sum_{t=1}^{100} |\theta(t) - \omega_{IE}(t)|}{\sum_{t=1}^{100} |\omega_{IE}(t)|} \quad (22)$$

Où,

$\theta(t)$: La rotation instantanée autour de l'AH résiduel à l'instant $\frac{t}{100}$ du mouvement.

$\omega_{IE}(t)$: La vitesse de rotation interne-externe à l'instant $\frac{t}{100}$ du mouvement.

Tableau 4-2 : Comparaison entre l'AH et l'AH résiduel

	Axe hélicoïdal classique	Axe hélicoïdal résiduel
Matrice de rotation entre le tibia et le fémur : R_{t2f}	$R_{t2f} = Rz * Ry * Rx$ (23)	$R_{t2f} = Rz * Ry$ (24)
Comportement lors d'un mouvement combiné FE et rotation interne-externe	 <p>Plan frontal</p> <p>Plan sagittal</p>	 <p>Plan frontal</p> <p>Plan sagittal</p>

4.4 Création d'un point déporté

Le point déporté est un indicateur de la cinématique qui permet une analyse originale en amplifiant mécaniquement la rotation interne-externe et l'abduction-adduction comparativement à la FE. La complexité de cet outil réside dans le choix de la position de départ du point déporté. En effet, suivant le point choisi, le comportement du point déporté amplifiera certaines composantes du

mouvement par rapport aux autres. Il faut noter ici que seules les rotations seront amplifiées. Ainsi, le vecteur position du point déporté est défini par les étapes suivantes : 1 - le vecteur est composé d'une partie colinéaire à l'axe reliant le centre des surfaces articulaires du plateau tibial, d'une norme de 1000 millimètres. 2 - A celui-ci est rajouté le vecteur séparant le centre des surfaces articulaires tibiales et le centre des condyles postérieurs du fémur. Cela permet d'obtenir un point proche de l'axe de FE et par conséquent de minimiser l'impact de la FE sur la trajectoire du point. Les surfaces articulaires tibiales sont approximées par des cercles et les condyles postérieurs par des sphères (figure 4-4).

L'axe de FE est défini comme l'axe reliant les centres des sphères approximant les condyles postérieurs comme préconisé par [7].

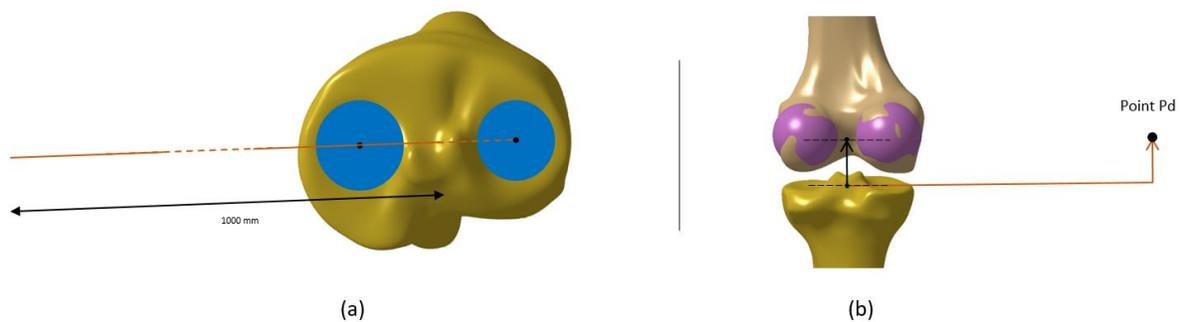


Figure 4-4 : Définition du point déporté (Pd) en deux étapes. La première (a) décale le point de 1000 mm sur l'axe (orange) reliant le centre des surfaces articulaires tibiales (bleu). La deuxième (b) ramène le point proche de l'axe de FE avec le vecteur (noir) reliant le centre des deux repères.

Ensuite, on place le point Pd dans le repère du tibia. En effet, Pd se comportera comme tous les autres points du tibia au cours du mouvement. Cette liaison rigide du point avec le tibia au cours du mouvement permet une compréhension simplifiée des relations qui lient le mouvement de l'os et la trajectoire du point. Autrement dit, à chaque instant t du mouvement, le vecteur Pd du point déporté sera obtenu par l'équation suivante :

$$(Pd_{(t)})_{Rf} = T_{FW2an_t} * \prod_{i=1}^t C_T(i-1, i) * (Pd_{(t-1)})_{Rt} \quad (25)$$

Avec,

$$(Pd_{(t)})_{Rf} = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}_F : \text{Vecteur position du point déporté à l'instant } i \text{ dans le repère du fémur, } R_f.$$

T_{FW2an_t} : Matrice de passage du repère absolu de la caméra vers le repère anatomique du fémur à l'instant t.

$C_T(i-1, i)$: Matrice de transformation entre le repère du tibia à l'instant (i-1) et celui à l'instant i dans le repère absolu de la caméra.

La trajectoire des points obtenus est projetée dans le plan sagittal. Le plan sagittal est défini comme normal à l'axe de FE. Cela permet d'étudier le mouvement du tibia et du point déporté par rapport au fémur lors de l'animation. Le fémur est le solide de référence pour le mouvement comme dans la majeure partie des études. Cela permet de faciliter la compréhension du mouvement.

4.4.1 Cartographie dans le plan sagittal

Après un certain nombre d'essais, nous pouvons déterminer une cartographie des zones en fonction du geste effectué. En effet, selon le geste effectué, le point déporté se déplacera dans une zone relative aux rotations interne-externe et abduction-adduction mises en jeu. La projection de ces zones dans le plan sagittal permet une analyse simplifiée. Le plan sagittal est défini comme normal à l'axe de FE. De manière théorique, nous devrions obtenir un plan avec une variation de l'angle interne-externe en abscisse et de l'angle abduction-adduction en ordonnée (figure 4-5).

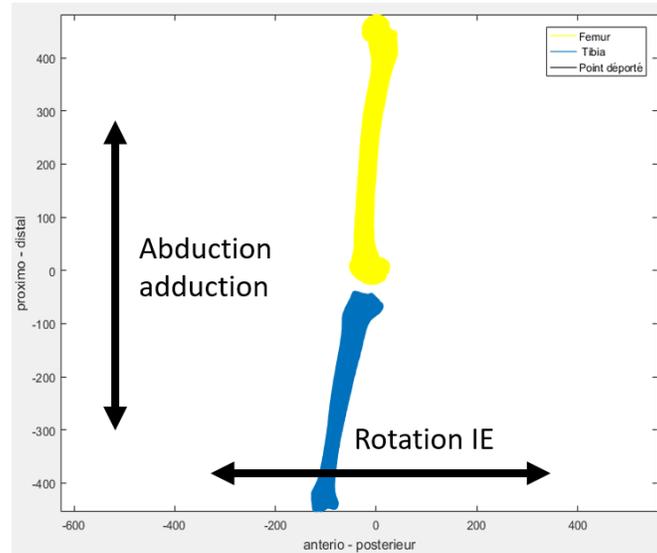


Figure 4-5 : Sens de variation théorique pour les mouvements d'abduction-adduction et de rotation interne-externe dans le plan sagittal

N'ayant pas de données d'acquisition de mouvement d'abduction-adduction pure, les tests seront faits pour des acquisitions de FE pure, rotation interne-externe pure et de mouvements combinés.

4.4.2 Analyse de sensibilité du point déporté

Une analyse Monte Carlo est faite pour déterminer la sensibilité du point initial $Pd_{(t=0)}$ vis-à-vis de la définition de l'axe reliant les centres des surfaces articulaires tibiales. Les positions de ces centres sont bruitées selon une loi gaussienne avec un décalage moyen de 0.5mm dans chaque direction. Le choix de la valeur de 0.5mm provient des essais de répétabilité que nous avons effectués sur des modèles osseux.

La sensibilité du point déporté est définie par l'écart maximum à 95 % des points déportés calculés par rapport au point déporté sans les données bruitées.

$$\text{Sensibilité}_{\text{axe}} = \frac{1}{N} * \sum_t^N E_{95\%}(Pd(t)) \quad (26)$$

Où $N = 10\,000$ essais

L'étude de la sensibilité à la FE et à la rotation interne-externe est aussi étudiée. L'objectif est de quantifier l'amplitude de la trajectoire pour 1 degré de rotation pour chacun des deux gestes. Plus ce rapport est important et plus la rotation observée est amplifiée. Cette étude est effectuée avec deux fichiers. Le premier est l'acquisition d'une flexion pure et il permet de déterminer la sensibilité à la FE. Le deuxième est l'acquisition d'une rotation interne-externe pure et permettra de déterminer la sensibilité à la rotation interne-externe.

$$\text{Sensibilité_ddlpure} = \frac{\Delta\text{trajectoire}}{\Delta\text{angle}} \quad (27)$$

Où,

Δangle : Amplitude de l'angle observé

$\Delta\text{trajectoire}$: Distance maximale entre deux points de la trajectoire

4.4.3 Volume courbe

Les outils numériques en 3D sont de plus en plus utilisés dans le milieu médical. La manipulation de ces outils permet de mieux appréhender les formes et les phénomènes qui sont habituellement découplés selon les axes anatomiques.

Le volume courbe que nous présentons permet de combiner plusieurs paramètres du mouvement en les combinant pour faciliter la compréhension du lien qui les unit.

Il se base sur la trajectoire d'un nouveau point déporté. Autour de cette trajectoire, nous créons un volume de révolution dont le diamètre dépend de la vitesse instantanée. Ainsi la trajectoire permet d'amplifier les rotations de faible amplitude et le volume permet d'ajouter des informations.

L'objectif ici est d'avoir un outil qui illustre le mouvement. Le point déporté doit donc prendre en compte la FE tout en amplifiant les autres rotations. Le choix d'un point déporté en médial de 100mm et de 50mm en distal paraît être un bon compromis. Le décalage sur l'axe proximo-distal a pour but de faire apparaître la FE.

Cet outil permet de rejouer le mouvement et de visualiser les informations sur les passages importants.

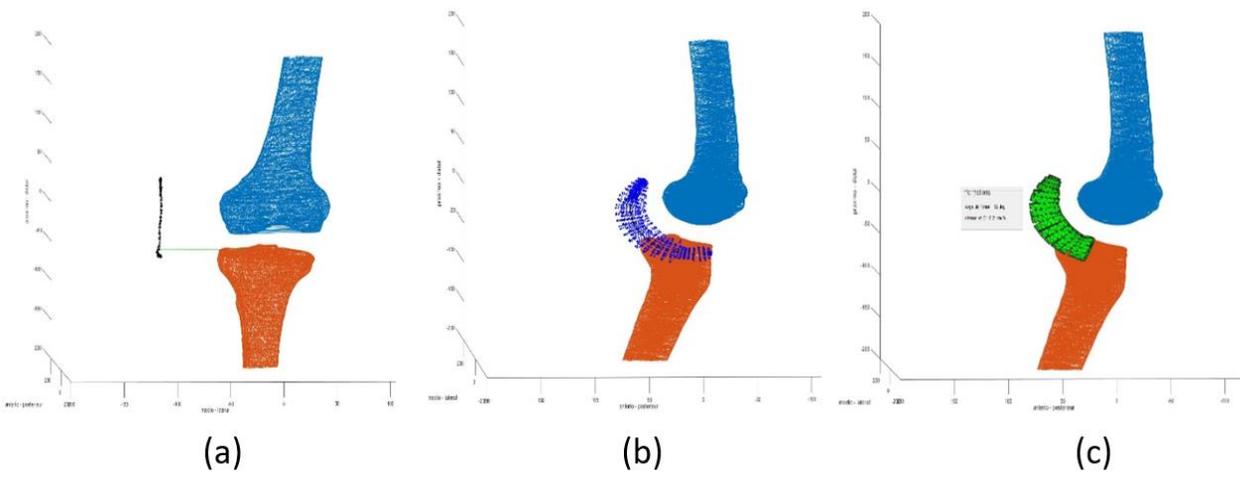


Figure 4-6 : Le volume courbe se base sur la trajectoire du point déporté (a) puis une forme cylindrique est créée (b) avec laquelle des informations cinématiques sont accessibles (c)

CHAPITRE 5 RÉSULTATS

5.1 Sensibilité de la décomposition selon les 6 degrés de liberté¹

Les indices de répétabilité permettent de séparer les deux groupes. Les repères de l'EC et Suntay et coll. [1] obtiennent de très bons résultats. Ces repères engendrent une variabilité de la décomposition cinématique inférieure à 1° selon pour les angles de FE et d'abduction-adduction, inférieure à 2.5° pour l'angle de rotation interne-externe et inférieure à 3.5 mm pour les translations. Dans les deux cas, les points anatomiques utilisés sont soit des approximations géométriques d'une surface anatomique comme les condyles postérieurs soit des points extrêmes de l'os selon une direction comme les points les plus postérieurs des condyles fémoraux. Les autres repères sont définis par des points anatomiques distincts comme les épicondyles ou les malléoles.

Tableau 5-1 : Indice de répétabilité de ddl selon la définition des repères anatomiques

	Angle FE (°)	Angle abduction-adduction (°)	Angle interne-externe (°)	Translation (mm)
EC	0,0	0,5	1,0	3,5
Suntay	0,5	0,5	2,5	3,0
Wu	5,0	0,5	1,0	4,0
Cappozzo	2,0	7,0	2,0	11,0
La Fortune	2,0	2,5	2,5	3,5

	Rotations [0°; 0,5°], Translations [0mm; 4mm]
	Rotations [0,5°; 1,5°]
	Rotations [1,5°; 2°]
	Rotations [1,5°; 7°], Translations [10mm ; 11mm]

¹ Tous les résultats sont donnés avec une précision de $\pm 0.5^\circ$ et ± 0.5 mm.

Pour l'analyse de la description cinématique, les résultats sont relatifs. En effet, les repères anatomiques de l'EC sont utilisés comme référence. Les résultats doivent donc être interprétés comme relatifs aux repères de l'EC. De plus, seulement le mouvement de FE pure a été considéré dans ce travail afin de voir comment l'angle de FE pouvait se reporter sur les autres graphiques.

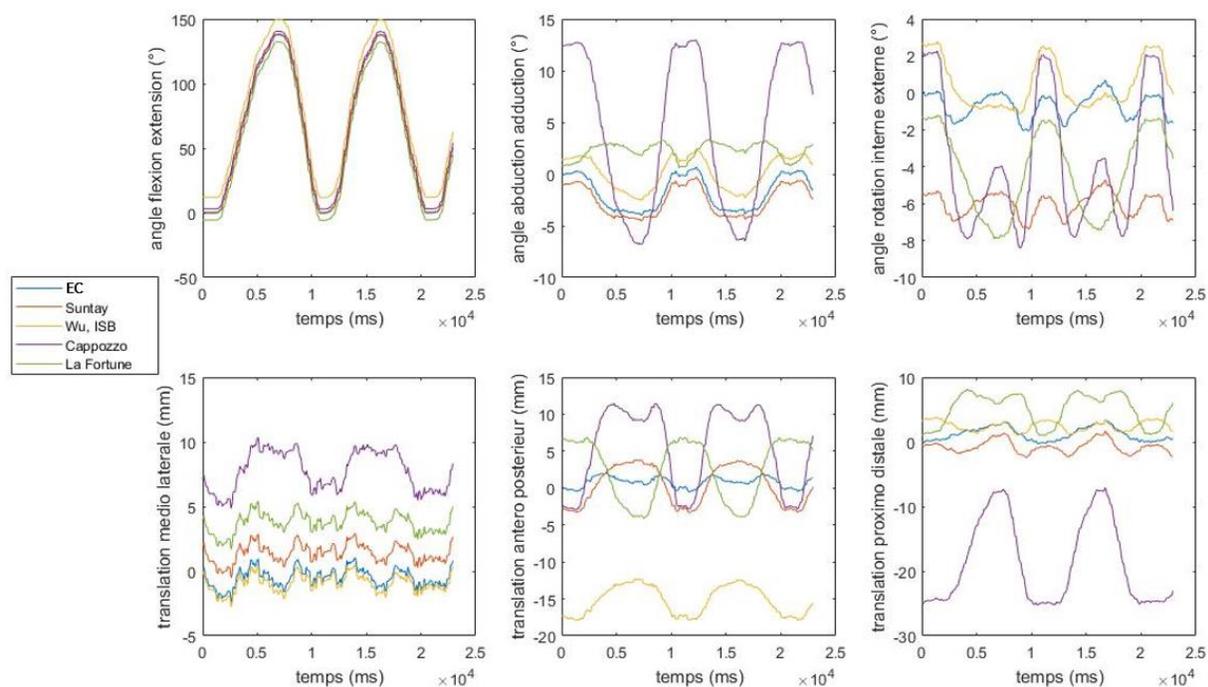


Figure 5-1 : Décomposition d'un mouvement de flexion pure selon les 5 repères anatomiques

Tableau 5-2 : Erreurs RMS sur les 6 ddl des différents repères relativement à celui de l'EC

	Angle FE (en °)	Angle abduction-adduction (en °)	Angle interne-externe (en °)	Translation médio-latérale (en mm)	Translation antéro-postérieure (en mm)	Translation proximo-distale (en mm)
Suntay	0,5	0,5	5,5	2,0	0,5	2,0
Wu	12,0	2,0	1,0	0,5	16,0	1,5
Cappozzo	3,0	6,5	3,0	8,0	4,5	20,0
La Fortune	5,5	4,0	3,5	4,0	2,0	4,0

	Rotations [0°; 1°] , Translations [0mm; 2mm]
	Rotations [1°; 6°] , Translations [2mm; 5mm]
	Rotations [6°; 10°] , Translations [5mm; 10mm]
	Rotations [10°; 12°] , Translations [10mm; 20mm]

Les différences entre les descriptions du mouvement suivant les repères se font de deux manières. La première est la différence de division de l'angle de FE (figure 5-1). En effet, si le repère est bien positionné, il doit n'y avoir de variations que dans le premier cadran (FE). Dans le cas contraire, l'angle de FE se décompose sur les autres axes. L'exemple de la décomposition selon les repères de Cappozzo et coll. [3] est le plus flagrant que l'on observe sur la figure 5-1. Les amplitudes des 5 ddl (autres que FE) sont en effet très importantes dans le cas de Cappozzo et coll. Ce phénomène est aussi remarquable sur les autres repères à plus petite échelle.

L'autre manière de les différencier est le décalage moyen des courbes. Ce décalage est plus ou moins important selon les ddl observés. Il transcrit un décalage du repère selon l'axe de FE du repère de l'EC. En effet, les axes de FE doivent être proches sans quoi, en plus d'avoir un décalage moyen, il y aurait un changement d'amplitude. Ces décalages sont répertoriés dans le tableau 5-2.

5.2 Comparaison de l'axe hélicoïdal classique et résiduel

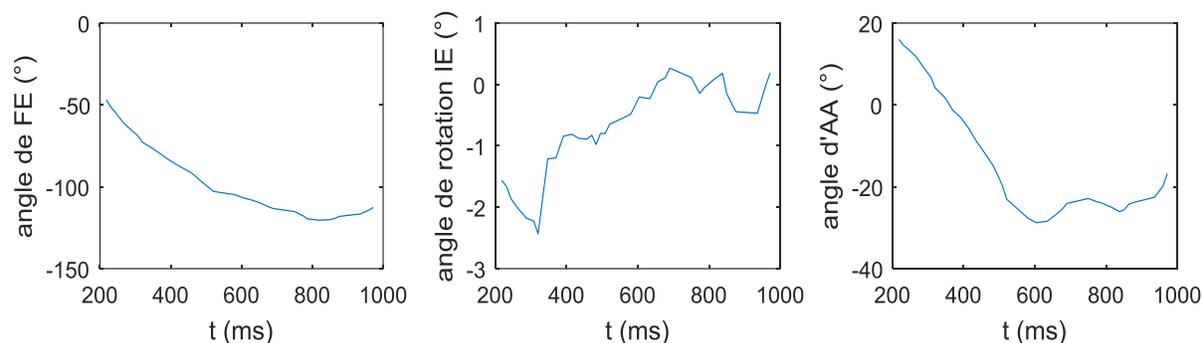


Figure 5-2 : Variation des 3 rotations (flexion-extension, rotation interne-externe, abduction-adduction) en fonction du temps lors de l'acquisition 8

Les données de l'acquisition 8, présenté dans le tableau 4-1, sont utilisées pour comparer l'AH classique et résiduel. Cette acquisition combine la FE et la rotation interne-externe (figure 5-2).

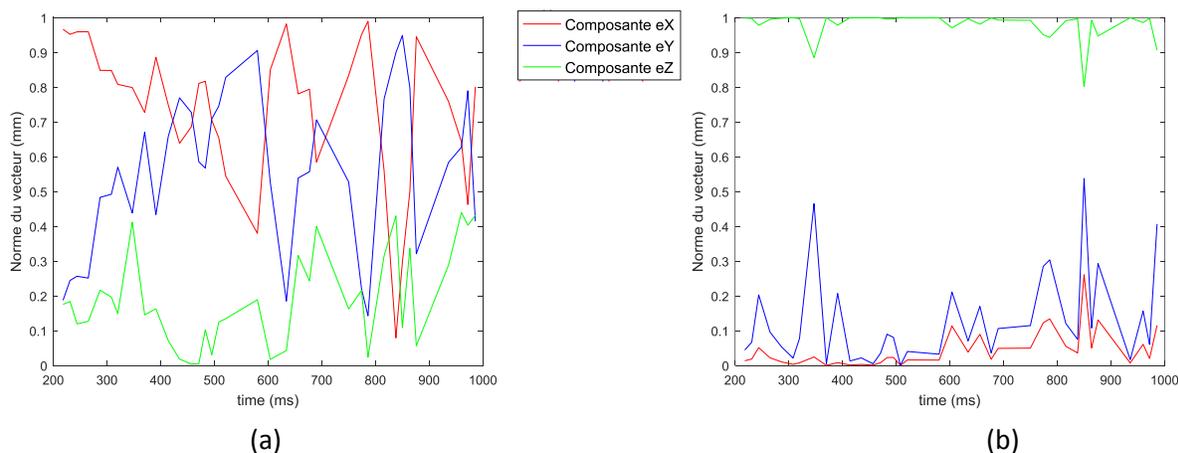


Figure 5-3 : Variation des composantes du vecteur directeur de l'AH classique (a) et résiduel (b) au cours du temps lors de l'acquisition 8. La décomposition du vecteur directeur de l'AH est relative au repère anatomique du fémur (eX selon l'axe médio-latéral, eY selon l'axe antéro-postérieur, eZ selon l'axe proximo-distal)

L'orientation de l'AH classique (figure 5-3 a) est principalement selon les axes antéro-postérieur et médio-latéral. Lorsque la FE est supprimée, on observe un changement radical de l'orientation

de l'AH résiduel (figure 5-3 b). Ce dernier est alors principalement orienté en proximo-distal et traduit donc un mouvement extrêmement prédominant de rotation interne-externe.

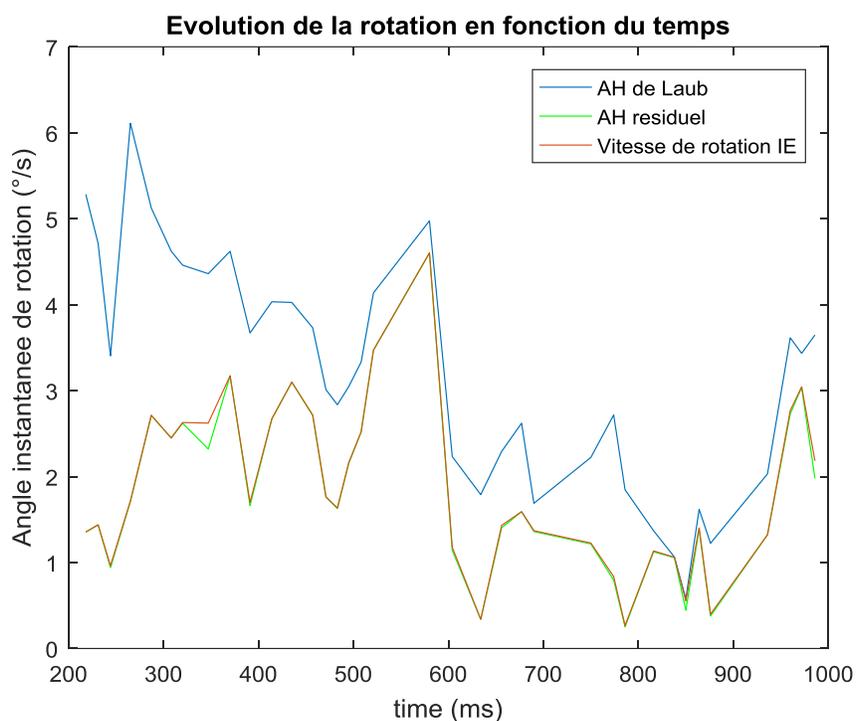


Figure 5-4 : Variation de l'angle de rotation instantané de l'AH classique (bleu), résiduel (vert) et de la vitesse de rotation interne-externe (marron) en fonction du temps pour l'acquisition 8

Sur la figure 5-4, on observe la variation de la rotation instantanée autour de l'AH, de l'AH résiduel ainsi que la valeur absolue de la vitesse de rotation interne-externe. La concordance entre les variations des courbes verte et marron montre que l'AH résiduel permet d'isoler la rotation interne-externe dans un mouvement combiné avec de la FE. L'écart relatif entre ces deux courbes est de 1,4%.

5.2.1 Sensibilité du point déporté

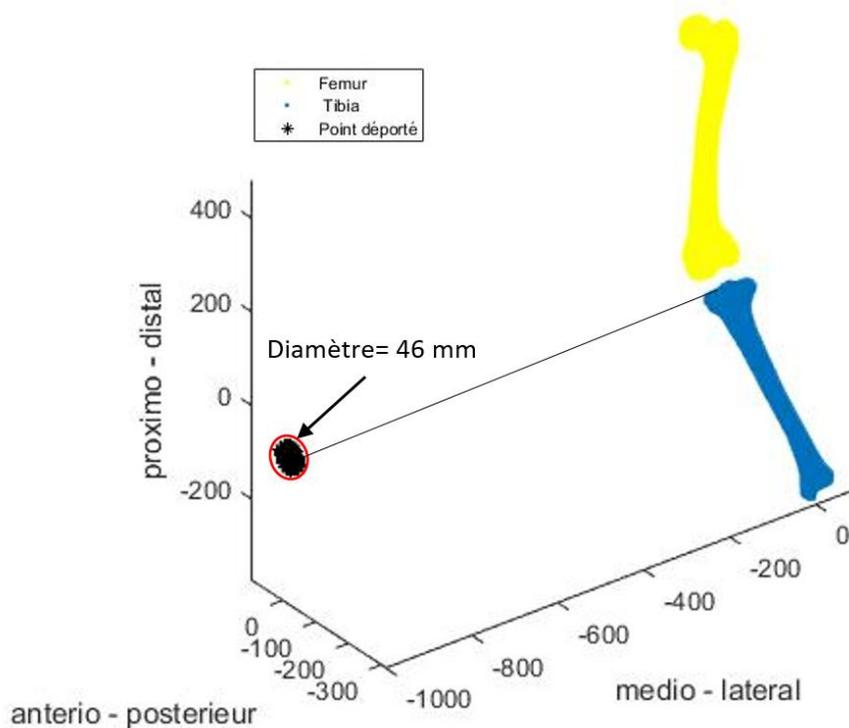


Figure 5-5 : Variation de la position du point déporté lors de la variation du centre des surfaces articulaires de ± 0.5 mm

La figure 5-5 nous montre le nuage de points obtenu pour une position fixe du tibia en faisant varier les centres des surfaces articulaires tibiales. Ce nuage représente l'incertitude dans la construction du point déporté à son initialisation. La sensibilité de cet outil vis-à-vis du placement de l'axe reliant le centre des surfaces articulaires tibiales est donc de 46 millimètres. Cette incertitude est à mettre en comparaison de la sensibilité du point déporté par rapport aux angles que nous voulons analyser.

5.3 Cartographie des différents gestes

L'étude dans le plan sagittal nous permet d'observer le comportement du point déporté suivant le geste effectué. Dans le cas d'une rotation interne-externe (figure 5-6, b), la trajectoire est horizontale ce qui correspond aux attentes du chapitre 4.4.1. En effet, théoriquement les variations

verticales sont liées à l'abduction-adduction et les variations horizontales sont liées à la rotation interne-externe.

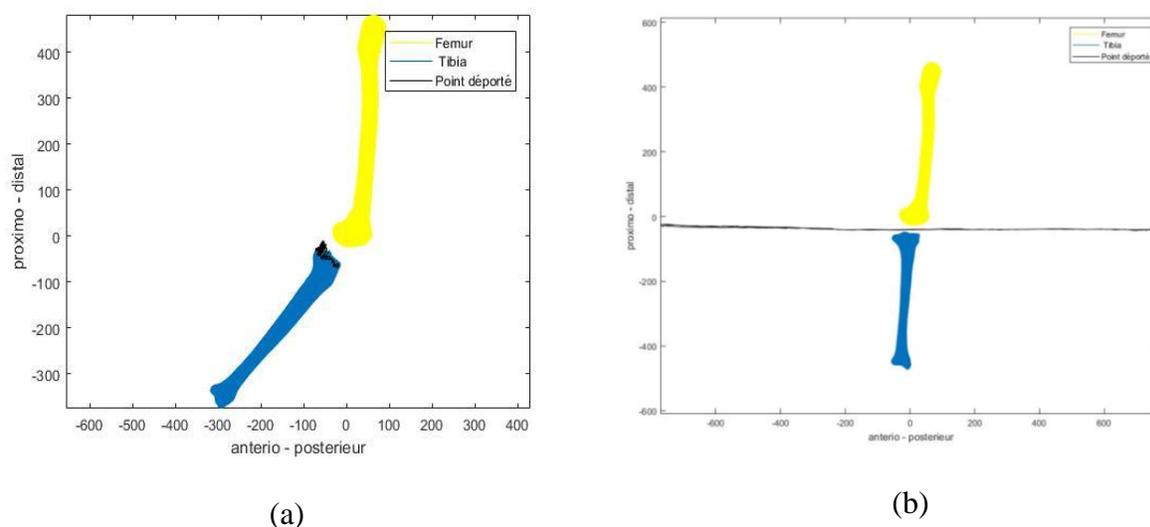


Figure 5-6 : Trajectoire du point déporté pour un mouvement de FE pure (a) et de rotation interne-externe pure (b)

Tableau 5-3 : Résultats de la sensibilité pour le geste de FE et de rotation interne-externe

	Amplitude de la rotation (°)	Amplitude de la trajectoire plane (mm)	Sensibilité (mm / °)
Flexion pure	79	56	0,71
Rotation interne-externe	90	1517	17,18

Dans la figure 5-6, la différence d'amplification du mouvement de FE et de rotation interne-externe est flagrante. La variabilité pour le mouvement de rotation interne-externe est 25 fois supérieure à celle liée à la flexion pure. Notre outil est donc beaucoup plus sensible au mouvement de rotation interne-externe qu'à celui de FE. La plage d'erreur du point déporté défini au chapitre 5.2 correspond donc à une variation de 2.7° de rotation interne-externe.

5.4 Observation des fonctions du volume courbe

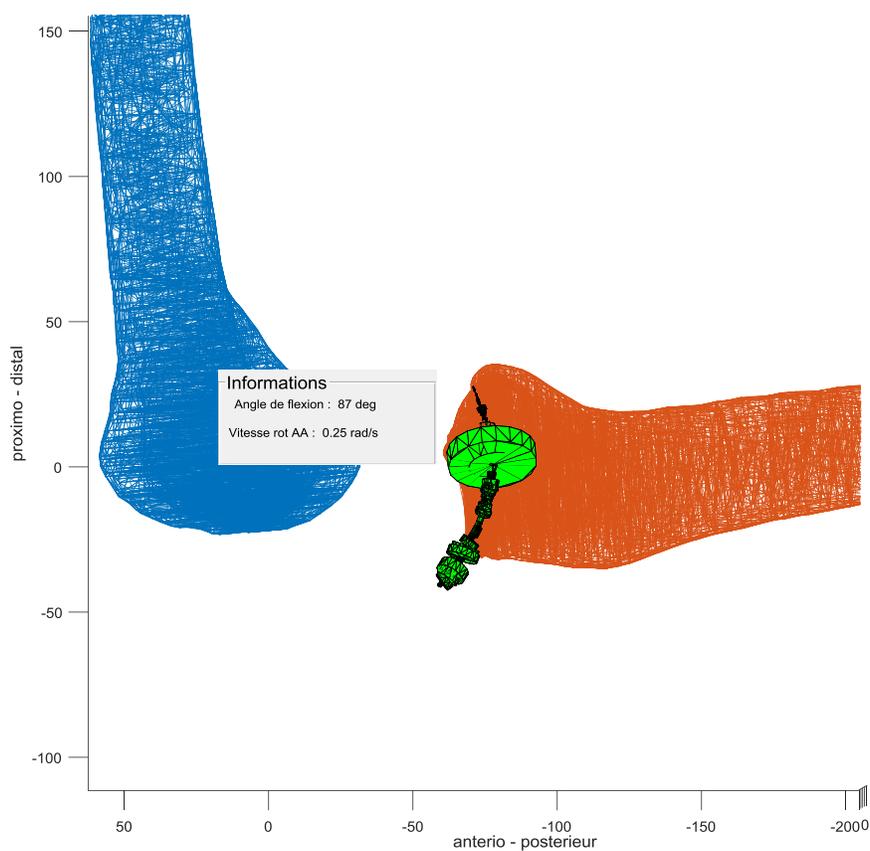


Figure 5-7 : Fenêtre d'information interactive donnant l'angle de flexion et la vitesse de rotation angulaire d'abduction-adduction (rot AA) pour le cylindre de grand diamètre

Pour comprendre le contexte de formation de ce volume, la figure 5-8 expose les variations de l'angle et de la vitesse d'abduction-adduction dont dépend le diamètre instantané du volume courbe de la figure 5-7.

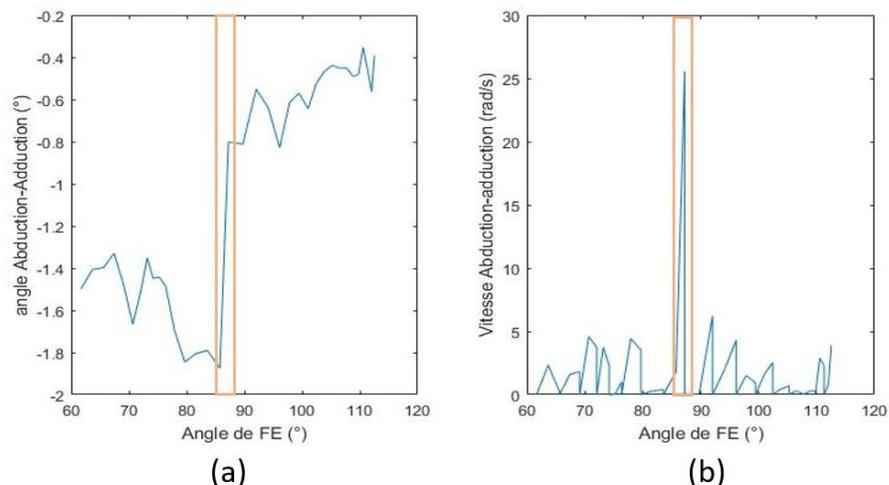


Figure 5-8 : Graphiques de l'angle (a) et de la vitesse angulaire (b) d'abduction-adduction en fonction de l'angle de FE. Ils sont obtenus à partir de la décomposition selon les 6 ddl

La visualisation d'un pic de vitesse (rectangle orange) sur la figure 5-8 se traduit par une augmentation du diamètre du volume courbe (figure 5-7). La fenêtre interactive (figure 5-7) permet d'accéder aux paramètres cinématiques instantanés. Dans le cas de la figure 5-7, la fenêtre affiche l'angle de FE et la vitesse de rotation instantanée du cylindre au plus gros diamètre. Le volume courbe donne donc accès à une visualisation interactive des phénomènes d'instabilité et d'autre part d'avoir accès à des informations cinématiques cruciales comme l'angle de FE associé au déclenchement de la rotation ainsi que la vitesse maximale à cet instant. Cet outil permet de quantifier les mouvements d'instabilités comme lors d'un *pivot-shift*.

CHAPITRE 6 DISCUSSION

Ce mémoire étudie des limites d'utilisation de trois outils différents d'analyse de la cinématique tibio-fémorale. Le premier est la décomposition selon les 6 ddl. Sa fiabilité vis-à-vis des repères anatomiques est le frein principal à l'analyse des résultats obtenus. Les repères anatomiques influencent les résultats par leurs variabilités inter et intra définition. En effet, ce mémoire a quantifié la répétabilité de 5 repères différents (EC, Suntay et coll. [1], Wu et coll. [2], Cappozzo et coll. [3] et La Fortune et coll. [4]) par rapport aux points anatomiques qui les définissent ainsi que leurs écarts dans la description de la cinématique. Les phénomènes observés sont connus de la littérature, mais leur quantification permet de faire ressortir les caractéristiques qui maximisent la fiabilité des résultats obtenus par la décomposition en 6 ddl. Certaines valeurs numériques obtenues sont moins fiables que d'autres. Par exemple, les résultats pour les repères de La Fortune et coll. [4] et de Cappozzo et coll. [3] sont surestimés par le fait que les malléoles sont difficilement repérables sur les modèles osseux à notre disposition, ce qui augmente la variabilité de positionnement de ces points. Cependant, certaines caractéristiques ressortent. Par exemple, les repères utilisant des approximations géométriques des zones anatomiques ou des points extrêmes de l'os selon une direction ont une meilleure répétabilité que les autres. Ce résultat va dans le même sens que l'étude de Lenz qui révèle les disparités de positionnement des points anatomiques spécifiques entre les chirurgiens [49]. Les conclusions obtenues ici permettent d'orienter le choix des repères anatomiques à utiliser dans les études d'analyse de la cinématique du genou. Il serait tout de même judicieux de valider ces résultats avec des données cinématiques comportant plusieurs mouvements combinés, comme de la FE couplée à de la rotation interne-externe, pour vérifier que nos conclusions ne se limitent pas aux mouvements de FE pure. De par les résultats obtenus dans ce travail de maîtrise, les repères anatomiques utilisés par l'EC semblent intéressants dans l'optique d'automatiser leur définition. La détection automatique des zones anatomiques est en effet plus fiable que celle des points anatomiques distincts.

Le deuxième outil étudié est l'AH. Lors des mouvements combinés, l'orientation de l'AH classique est principalement selon l'axe médio-latéral, car la rotation prédominante est la FE. Ce phénomène nuit à l'analyse des rotations de faibles amplitudes, car elles sont « noyées » dans la FE. L'étude d'un AH résiduel répond à cet enjeu en étudiant l'AH du mouvement épuré de la FE. Les résultats montrent que l'orientation de l'AH résiduel met en valeur la rotation interne-externe bien mieux que l'AH classique. La rotation instantanée autour de l'AH résiduel est alors égale à la valeur

absolue de la vitesse de rotation interne-externe avec une erreur relative de 1,4 %. Cette validation est possible, car les variations de translations et d'abduction-adduction sont faibles dans le cas du mouvement étudié (acquisition 8). Cette étude permet de mettre en valeur la limite d'utilisation de l'AH classique et de proposer une variante de cet outil pour la dépasser. L'AH résiduel est une approche originale qui mixe la décomposition selon les 6 ddl pour y soustraire la FE et l'AH pour avoir un seul objet à visualiser. Son utilisation nécessite donc un travail sur les repères anatomiques à utiliser. Ainsi, les résultats obtenus sur notre étude de variabilité des repères anatomiques deviennent pertinents dans l'utilisation de l'AH résiduel. Le changement d'orientation entre l'AH classique et résiduel pourrait être plus flagrant si les variations de rotations interne-externe, dans le mouvement combiné, étaient plus faibles. Cependant, un des risques de l'AH résiduel est d'étudier des rotations de faibles amplitudes ce qui rend l'AH très instable.

Le troisième outil présenté dans ce mémoire est le point déporté. Son originalité repose sur l'amplification mécanique des faibles rotations du genou comparativement à la FE. Les résultats montrent une amplification de la rotation interne-externe 25 fois supérieure à celle de la FE. Cela offre la possibilité d'une meilleure analyse de la rotation interne-externe et de l'abduction-adduction. Bien que la décomposition selon les 6 ddl révèle des variations d'abduction-adduction de l'ordre de 2° , dues aux jeux du SimGen, l'étude de son influence a été écartée. En effet, l'ordre de grandeur est le même que celui de la plage d'erreur pour la rotation interne-externe (2.7°). Cette plage d'erreur est déterminée par la zone d'incertitude des trajectoires qui est estimée à 46 millimètres pour une variation de $\pm 0.5\text{mm}$ sur les centres des surfaces articulaires tibiales. Selon moi, cette incertitude est surestimée, car la variabilité des centres des surfaces articulaires tibiales n'est pas isotopique et qu'un positionnement automatisé serait plus précis. Ensuite, nous avons utilisé des variations de rotations interne-externe, bien plus importantes que celles observées dans le cas des genoux humains, pour permettre d'avoir une plus grande robustesse de nos résultats. Ce choix minimise légèrement la valeur de la sensibilité, car la trajectoire projetée est un arc de cercle. Plus l'arc de cercle est grand plus sa projection minimise son périmètre. Le point déporté est finalement un outil simple à analyser et à interpréter. Il permet également une étude simultanée de la rotation interne-externe et d'abduction-adduction et de leurs interactions. Son utilisation avec une projection dans le plan sagittal offre une cartographie des variations de ces deux rotations. Il peut aussi s'inscrire dans la construction d'un volume courbe regroupant tous les paramètres cinématiques du geste. La visualisation du volume courbe au chapitre 5.4 se base sur un pic de la

vitesse angulaire d'abduction-adduction, car la simulation d'un mouvement similaire au *pivot-shift*, avec le simulateur n'a pas été faite dans le cadre de ce travail. Sa validation avec l'abduction-adduction permet cependant de prétendre à un comportement similaire avec une acquisition d'un *pivot-shift*. Le volume courbe permettrait alors au praticien de quantifier l'état des ligaments de manière quantitative.

CHAPITRE 7 CONCLUSION

Ce mémoire présente la quantification des limites d'utilisation des outils d'analyse de la cinématique tibio-fémorale. Pour répondre à cet objectif, trois outils d'analyse ont été étudiés. Premièrement, la comparaison de répétabilité entre les repères anatomiques de l'EC, de Suntay et coll. [1], de Wu et coll. [2], de Cappozzo et coll. [3] et de La Fortune et coll. [4], a mis en valeur les limites de la décomposition selon les 6 ddl (tableau 5-1). De plus, la description cinématique est différente pour chacun des repères comme le représentent la figure 5-1 et le tableau 5-2. Cette partie permet de confirmer l'hypothèse 1 en observant l'impact des variabilités intra et inter repères anatomiques sur l'analyse de la cinématique. Pour améliorer l'étude, il serait intéressant d'obtenir un plus grand nombre d'acquisitions des points anatomiques pour affiner les résultats sur la reproductibilité des différents repères anatomiques. Obtenir des acquisitions faites par des praticiens permettrait aussi d'augmenter la validité des résultats. Enfin, la comparaison entre le positionnement humain et l'automatisation du repérage des points anatomiques semble intéressante à étudier dans une démarche d'automatisation des procédures.

Deuxièmement, l'AH résiduel permet de combiner la décomposition selon les 6 ddl et l'AH pour analyser les variations de rotation interne-externe et d'abduction-adduction. En enlevant la composante de FE dans le mouvement étudié, l'AH résiduel permettent d'avoir une meilleure interprétation des rotations de faibles amplitudes (figure 5-4) et de confirmer l'hypothèse 2. En effet, son orientation sera influencée par ces faibles rotations et non plus par la FE. L'instabilité de l'AH lors des mouvements de faibles amplitudes est une contrainte qui pourrait limiter l'utilisation de l'AH résiduel. Une attention particulière à ce phénomène pourrait être apportée lors d'une prochaine étude.

Troisièmement, l'analyse de la trajectoire d'un point déporté a permis d'amplifier les faibles rotations comparativement à la FE. Les limites d'interprétation des résultats de cet indicateur dépendent de la répétabilité dans l'initialisation du point déporté (figure 5-5). À ce sens, l'hypothèse 3 n'est pas entièrement validée, car pour cela il faudrait pouvoir atteindre une erreur inférieure à 1 degré de rotation interne-externe ou d'abduction-adduction. Cependant, l'interprétation graphique des rotations interne-externe et d'abduction-adduction est facilement accessible avec l'étude plane de la trajectoire du point déporté. La figure 5-6 illustre les trajectoires obtenues et valide l'hypothèse 4. Enfin, le volume courbe permet de visualiser et de faciliter la compréhension des données cinématiques comme l'illustre la figure 5-7. L'hypothèse 5 est donc

validée. La validation de cet outil avec des données humaines reste indispensable. En effet, l'objectif est de visualiser des phénomènes d'instabilités de l'articulation tibio-fémorale, ce qui est difficilement reproductible avec un simulateur de genou. Cet outil étant en plein développement, de nombreuses améliorations peuvent être apportées. Tout d'abord, la visualisation des erreurs par un nuage d'incertitude permettrait d'observer facilement la fiabilité des résultats apportés. Sheehan et coll. utilisent cette technique pour les paramètres de l'AH [16]. Ensuite, l'étude de la sensibilité du point déporté pourrait être améliorée en prenant en compte les erreurs de la reconstruction 3D et du recalage, mais aussi l'influence de l'axe médio-latéral sur la projection des trajectoires. En effet, tous les outils numériques comportent des incertitudes inhérentes au processus utilisé. L'absence d'informations sur ces erreurs pose des problèmes de confiance dans l'outil pour les utilisateurs [42]. La dernière amélioration, facilement implémentable avec l'outil proposé, est l'amplification des translations. En multipliant mathématiquement les translations présentes dans la matrice de mouvement du tibia par rapport au fémur, l'impact des translations sur la trajectoire du point déporté pourrait être amplifié. Tant que l'homothétie est identique sur les trois composantes de la translation, le résultat est indépendant des repères anatomiques. Cette amélioration permettrait par exemple de visualiser la translation antéro-postérieure lors du test de Lachman [68].

Pour les trois outils présentés, il faudrait les tester avec des données cinématiques in vivo, pour valider leur pertinence clinique. A ce sujet, nous recommandons l'utilisation d'une technologie similaire à celle utilisée dans ce mémoire. En effet, les systèmes optoélectroniques couplés à des broches intra corticales sont considérés comme la norme de référence dans ce domaine [40]. De plus, l'étude devra se porter sur des gestes standardisés comme le recommandent Lavoie et coll. [19, 20].

BIBLIOGRAPHIE

- [1]. Grood, E.S. and W.J. Suntay, A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*, 1983. 105(2): p. 136-44.
- [2]. Wu, G. and P.R. Cavanagh, ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech*, 1995. 28(10): p. 1257-61.
- [3]. della Croce, U., A. Cappozzo, and D.C. Kerrigan, Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Med Biol Eng Comput*, 1999. 37(2): p. 155-61.
- [4]. Lafortune, M.A., et al., Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech*, 1992. 25(4): p. 347-57.
- [5]. Samadi, B., et al., Decomposition of three-dimensional ground-reaction forces under both feet during gait. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 2017. 17(4): p. 283.
- [6]. Iwaki, H., V. Pinskerova, and M.A. Freeman, Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br*, 2000. 82(8): p. 1189-95.
- [7]. Yin, L., et al., Identifying the Functional Flexion-extension Axis of the Knee: An In-Vivo Kinematics Study. *PLoS One*, 2015. 10(6): p. e0128877.
- [8]. A-I.Kapandji, *Anatomie fonctionnelle : Tome 2 - Membre inférieur*, Maloine, Editor 2009.
- [9].

<http://www.wikiradiography.net/page/Knee+%28non+trauma%29+Radiographic+Anatomy>, wikiradiography.
- [10]. Gray, H., *Anatomy of the Human Body*, ed. B.c.G.s. Anatomy. Vol. Plate 257. 1918.
- [11]. Renaud, A., *Évaluation clinique et biomécanique de deux différents types d'arthroplastie totale de genou*. 2015.
- [12]. Jenny, J.-Y., et al., *Étude de la cinématique active continue de l'articulation fémoropatellaire d'un genou normal ou porteur d'une prothèse in vitro*. 2002.
- [13]. Kurosawa, H., et al., Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design. *J Biomech*, 1985. 18(7): p. 487-99.

- [14]. Bull, A.M. and A.A. Amis, Knee joint motion: description and measurement. *Proc Inst Mech Eng H*, 1998. 212(5): p. 357-72.
- [15]. Eberhardt, K.B. and G. Selvik, Some aspects of knee joint kinematics in rheumatoid arthritis as studied with roentgen stereophotogrammetry. *Clin Rheumatol*, 1986. 5(2): p. 201-9.
- [16]. Sheehan, F.T., The finite helical axis of the knee joint (a non-invasive in vivo study using fast-PC MRI). *J Biomech*, 2007. 40(5): p. 1038-47.
- [17]. Jevsevar, D.S., et al., Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects with knee arthroplasty and in healthy control subjects. *Phys Ther*, 1993. 73(4): p. 229-39; discussion 240-2.
- [18]. Andriacchi, T. and M. Toney, In vivo measurement of six-degrees-of-freedom knee movement during functional testing. *Transactions of the Orthopedic Research Society*, 1995. 698.
- [19]. Lavoie, F., et al., Gesture as an important factor in 3D kinematic assessment of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2008. 16(1): p. 64-70.
- [20]. Lavoie, F., et al., Gesture standardization increases the reproducibility of 3D kinematic measurements of the knee joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006. 21(5): p. 502-7.
- [21]. Hagemester, N., et al., A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech*, 2005. 38(9): p. 1926-31.
- [22]. Clement, J., et al., Comparison of quasi-static and dynamic squats: a three-dimensional kinematic, kinetic and electromyographic study of the lower limbs. *Gait Posture*, 2014. 40(1): p. 94-100.
- [23]. Parent, A., et al., Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2016. 34: p. 18-21.
- [24]. Samadi, B., et al., Custom sizing of lower limb exoskeleton actuators using gait dynamic modelling of children with cerebral palsy. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016. 19(14): p. 1519-24.
- [25]. Guan, S., et al., In vivo six-degree-of-freedom knee-joint kinematics in overground and treadmill walking following total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, 2017. 35(8): p. 1634-1643.

- [26]. Azmy, C., et al., EOS orthopaedic imaging system to study patellofemoral kinematics: assessment of uncertainty. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2010. 96(1): p. 28-36.
- [27]. Bergamini, E., et al., Tibio-femoral joint constraints for bone pose estimation during movement using multi-body optimization. *Gait Posture*, 2011. 33(4): p. 706-11.
- [28]. Benoit, D.L., et al., In vivo knee kinematics during gait reveals new rotation profiles and smaller translations. *Clin Orthop Relat Res*, 2007. 454: p. 81-8.
- [29]. Hoshino, Y., et al., In vivo measurement of the pivot-shift test in the anterior cruciate ligament-deficient knee using an electromagnetic device. *Am J Sports Med*, 2007. 35(7): p. 1098-104.
- [30]. Gatti, G., D. Mundo, and G. Danieli, Kinematic analysis and performance evaluation of 6R instrumented spatial linkages. *Transactions of the Canadian Society for Mechanical Engineering*, 2010. 34(1): p. 57.
- [31]. Noyes, F.R., et al., An analysis of the pivot shift phenomenon: the knee motions and subluxations induced by different examiners. *The American journal of sports medicine*, 1991. 19(2): p. 148-155.
- [32]. van den Bogert, A.J., C. Reinschmidt, and A. Lundberg, Helical axes of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech*, 2008. 41(8): p. 1632-8.
- [33]. Mahfouz, M.R., et al., A robust method for registration of three-dimensional knee implant models to two-dimensional fluoroscopy images. *IEEE Trans Med Imaging*, 2003. 22(12): p. 1561-74.
- [34]. Fregly, B.J., H.A. Rahman, and S.A. Banks, Theoretical accuracy of model-based shape matching for measuring natural knee kinematics with single-plane fluoroscopy. *J Biomech Eng*, 2005. 127(4): p. 692-9.
- [35]. Dennis, D., et al., In vivo three-dimensional determination of kinematics for subjects with a normal knee or a unicompartmental or total knee replacement. *JBJS*, 2001. 83: p. 104-115.
- [36]. Fantozzi, S., et al., Fluoroscopic and gait analysis of the functional performance in stair ascent of two total knee replacement designs. *Gait & posture*, 2003. 17(3): p. 225-234.
- [37]. Jenny, J.Y., et al., [Validation of an experimental protocol of an optoelectronic analysis of continuous active knee kinematics in vitro]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 2002. 88(8): p. 790-6.

- [38]. Blankevoort, L., R. Huiskes, and A. de Lange, Helical axes of passive knee joint motions. *J Biomech*, 1990. 23(12): p. 1219-29.
- [39]. Churchill, D.L., et al., The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res*, 1998(356): p. 111-8.
- [40]. Gasparutto, X., et al., Kinematics of the Normal Knee during Dynamic Activities: A Synthesis of Data from Intracortical Pins and Biplane Imaging. *Appl Bionics Biomech*, 2017. 2017: p. 1908618.
- [41]. Kadaba, M.P., H.K. Ramakrishnan, and M.E. Wootten, Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*, 1990. 8(3): p. 383-92.
- [42]. Schwartz, M.H., J.P. Trost, and R.A. Wervey, Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture*, 2004. 20(2): p. 196-203.
- [43]. Larose, G., L'effet de la prothèse totale du genou sur la cinématique 3D: vers le développement de biomarqueurs mécaniques de la douleur. 2016.
- [44]. Hatfield, G.L., et al., The effect of total knee arthroplasty on knee joint kinematics and kinetics during gait. *J Arthroplasty*, 2011. 26(2): p. 309-18.
- [45]. Escamilla, R.F., Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2001. 33(1): p. 127-141.
- [46]. Hollister, A.M., et al., The axes of rotation of the knee. *Clinical orthopaedics and related research*, 1993(290): p. 259-268.
- [47]. Rhetth, Coupe anatomie, in *Wikipedia anglais*, 2007.
- [48]. Roberts, M., D. Mongeon, and F. Prince, Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait. *Physical Therapy and Rehabilitation*, 2017. 4(1): p. 6.
- [49]. Lenz, N.M., et al., The effects of femoral fixed body coordinate system definition on knee kinematic description. *J Biomech Eng*, 2008. 130(2): p. 021014.
- [50]. Siston, R.A., et al., The variability of femoral rotational alignment in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2005. 87(10): p. 2276-80.
- [51]. Marin, F., et al., Correction of axis misalignment in the analysis of knee rotations. *Hum Mov Sci*, 2003. 22(3): p. 285-96.
- [52]. Dagneaux, L., et al., Sequential 3D analysis of patellofemoral kinematics from biplanar x-rays: In vitro validation protocol. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2015. 101(7): p. 811-8.

- [53]. Metzger, M.F., et al., Minimizing errors associated with calculating the location of the helical axis for spinal motions. *J Biomech*, 2010. 43(14): p. 2822-9.
- [54]. Bíró, I. and G. Fekete, Approximate Method for Determining the Axis of Finite Rotation of Human Knee Joint. *Acta Polytechnica Hungarica*, 2014. 11(9): p. 61-74.
- [55]. Mecheri, H., Estimation de l'axe hélicoïdal fini et instantané à partir de données cinématiques: étude comparative, 2005, École de technologie supérieure.
- [56]. Millan Vaquero, R.M., et al., Helical Axis Data Visualization and Analysis of the Knee Joint Articulation. *J Biomech Eng*, 2016. 138(9).
- [57]. Millán-Vaquero, R.M., et al., Enhanced Visualization of the Knee Joint Functional Articulation Based on Helical Axis Method, in *Bildverarbeitung für die Medizin 2015/2015*, Springer. p. 449-454.
- [58]. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. *Clin Orthop Relat Res*, 2003(410): p. 35-43.
- [59]. Haering, D., M. Raison, and M. Begon, Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions. *J Biomech Eng*, 2014. 136(8).
- [60]. Friese, K.-I., P. Blanke, and F.-E. Wolter, YaDiV—an open platform for 3D visualization and 3D segmentation of medical data. *The visual computer*, 2011. 27(2): p. 129-139.
- [61]. Wahl, C.J., et al., An association of lateral knee sagittal anatomic factors with non-contact ACL injury: sex or geometry? *J Bone Joint Surg Am*, 2012. 94(3): p. 217-26.
- [62]. Merican, A.M., et al., The effect of femoral component rotation on the kinematics of the tibiofemoral and patellofemoral joints after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2011. 19(9): p. 1479-87.
- [63]. Sosdian, L., et al., Longitudinal changes in knee kinematics and moments following knee arthroplasty: a systematic review. *Knee*, 2014. 21(6): p. 994-1008.
- [64]. Na, A., S.R. Piva, and T.S. Buchanan, Influences of knee osteoarthritis and walking difficulty on knee kinematics and kinetics. *Gait & posture*, 2018. 61: p. 439-444.
- [65]. Gonçalves, G.H., et al., Kinematic alterations of the lower limbs and pelvis during an ascending stairs task are associated with the degree of knee osteoarthritis severity. *The Knee*, 2017. 24(2): p. 295-304.

- [66]. Woltring, H.J., 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. *J Biomech*, 1994. 27(12): p. 1399-414.
- [67]. Clément, J., M. Raison, and D.M. Rouleau, Reproducibility analysis of upper limbs reachable workspace, and effects of acquisition protocol, sex and hand dominance. *Journal of biomechanics*, 2018. 68: p. 58-64.
- [68]. Katz, J.W. and R.J. Fingerhuth, The diagnostic accuracy of ruptures of the anterior cruciate ligament comparing the Lachman test, the anterior drawer sign, and the pivot shift test in acute and chronic knee injuries. *The American journal of sports medicine*, 1986. 14(1): p. 88-91.

ANNEXE A – DESCRIPTION DES REPÈRES ANATOMIQUES

Les chiffres précédant la définition des axes indiquent l'ordre hiérarchique de définition des axes. Chaque axe est défini par sa direction et son sens. Les repères du fémur et du tibia ont la nomenclature suivante, respectivement (Of, Xf, Yf, Zf) et (Ot, Xt, Yt, Zt).

Tableau 7-1 : Construction des repères anatomiques

Nom	Os	Centre	Axe X	Axe Y	Axe Z
SimGen	Fémur	Point milieu de l'axe du cylindre	1. Axe du cylindre. Sens médial.	3. Sens antérieur.	2. Droite passant par Of, orthogonale à l'axe Xf et située dans le plan incluant le centre de la tête fémorale et Xf. Sens distal
	Tibia	Centre de la surface proximale du cube	1. Axe passant par Ot et le centre de l'arrête médiale du cube. Sens médial.	3. Sens antérieur.	2. Droite passant par Ot, orthogonale à l'axe Xf et située dans le plan incluant le centre de la surface distale et Xf. Sens distal

Tableau 7-1 (suite) : Construction des repères anatomiques

Nom	Os	Centre	Axe X	Axe Y	Axe Z
Entreprise collaboratrice	Fémur	Point milieu de la surface fémorale interne et externe le long de la droite reliant les centres des condyles fémoraux postérieurs	1. Droite reliant les centres des condyles fémoraux postérieurs. Sens médial.	3. Sens antérieur.	2. Droite passant par Of, orthogonale à l'axe Xf et située dans le plan incluant le centre de la tête fémorale et les centres des condyles fémoraux postérieurs. Sens distal.
	Tibia	Intersection de l'axe mécanique tibial et du plan du plateau tibial.	2. Droite passant par Ot, perpendiculaire à l'axe Zt et parallèle au plan du tibia proximal postérieur. Sens médial.	3. Sens antérieur.	1. Axe mécanique du tibial. Sens distal.

Tableau 7-1 (suite) : Construction des repères anatomiques

Nom	Os	Centre	Axe X	Axe Y	Axe Z
Suntay	Fémur	Le point le plus distal sur la surface postérieure du fémur à équidistance des 2 condyles	2. Dans le plan contenant Zf et équidistant des 2 points les plus postérieurs des condyles fémoraux et perpendiculaire à Zf. Sens latéral.	3. Sens antérieur.	1. Of et la tête du fémur. Sens proximal.
	Tibia	Intersection entre l'axe mécanique et le plateau tibial	3. Sens à droite (latéral pour genou droit)	2. Perpendiculaire à Zt et à la droite reliant les centres de chaque plateau. Sens antérieur.	1. Axe mécanique reliant le milieu des deux pics inter condyles et le centre de la fosse tibiale au niveau de la cheville. Sens proximal.

Tableau 7-1 (suite) : Construction des repères anatomiques

Nom	Os	Centre	Axe X	Axe Y	Axe Z
Wu (ISB)	Fémur	Milieu du segment reliant les épicondyles	2. Passant par Of et perpendiculaire à Zf et dans le plan contenant les épicondyles et la tête du fémur. Sens latéral.	3. Sens antérieur.	1. Passant par Of et le centre de la tête du fémur. Sens proximal.
	Tibia	Milieu du segment reliant les épicondyles	2. Passant Ot, perpendiculaire à Zt et dans le plan contenant les épicondyles et les malléoles. Sens latéral.	3. Sens antérieur.	1. Passant par Ot et le milieu du segment reliant les malléoles. Sens proximal.

Tableau 7-1 (suite) : Construction des repères anatomiques

Nom	Os	Centre	Axe X	Axe Y	Axe Z
Cappozzo(40)	Fémur	Milieu des deux épicondyles du fémur.	2. Dans le plan frontal défini par Zf et les deux épicondyles, perpendiculaire à Zf. Sens vers la droite (latéral pour le genou droit).	3. Sens antérieur.	1. Droite reliant Of et le centre de la tête du fémur. Sens proximal.
	Tibia	Milieu des malléoles	2. Perpendiculaire à Yt dans le plan frontal, sens vers la droite. (latéral pour le genou droit).	3. Sens antérieur.	1. Intersection des plans quasi-frontal défini par les deux malléoles et la tête de la fibula et le plan quasi-sagittal perpendiculaire au quasi-frontal et qui comprend les points Ot et la proéminence de la tubérosité tibiale. Sens proximal.

Tableau 7-1 (suite) : Construction des repères anatomiques

Nom	Os	Centre	Axe X	Axe Y	Axe Z
La Fortune (23)	Fémur	Le point le plus proximal de la fosse inter condyle.	2. Droite parallèle à la ligne reliant les points les plus distaux des deux condyles. Sens latéral.	3. Sens antérieur.	1. Droite parallèle à l'axe nominal longitudinal du fémur (anatomique) et passant par Of. Sens proximal.
	Tibia	Le point le plus proximal de l'épine médiale de l'inter condyle.	2. Parallèle à la ligne reliant les centres des surfaces articulaires, perpendiculaire à Zt et passant par Ot. Sens latéral.	3. Sens antérieur.	1. Droite parallèle à l'axe nominal longitudinal du Tibia (anatomique) et passant par Ot. Sens proximal.