

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE DE L'IMPACT DE L'INCERTITUDE DES PROCESSUS DE RECONSTRUCTION 3D ET DE
RECALAGE SUR L'ANALYSE DE LA CINÉMATIQUE DU GENOU

ANAËLLE NEDELEC

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES

(GÉNIE BIOMÉDICAL)

JUILLET 2018

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ÉTUDE DE L'IMPACT DE L'INCERTITUDE DES PROCESSUS DE RECONSTRUCTION 3D ET DE
RECALAGE SUR L'ANALYSE DE LA CINÉMATIQUE DU GENOU

présenté par : NEDELEC Anaëlle

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

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

M. BALAZINSKI Marek, Docteur ès sciences., président

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

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

M. HERNANDEZ Sébastien, M. Sc. A., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier toutes les personnes qui m'ont permis de réaliser cette maîtrise.

Tout particulièrement, je voudrais remercier mes directeurs Maxime Raison et Sofiane Achiche, professeurs au Département de Génie Mécanique à l'École Polytechnique de Montréal. Votre soutien a su m'orienter tout au long de cette maîtrise. Vous encadrez tous vos étudiants avec sérieux et bienveillance, travailler dans votre laboratoire est très enrichissant.

Je remercie Frédéric Lavoie, chirurgien orthopédiste à l'hôpital de Montréal pour son expertise et sa patience. Je remercie aussi l'ensemble de l'équipe de l'entreprise partenaire pour avoir contribué au projet.

Je remercie énormément Félix Dupuy, étudiant à la maîtrise en génie mécanique avec qui j'ai mené ce projet en étroite collaboration. Nous nous sommes bien complétés pendant ces recherches. Nos conversations ont été fructueuses, ce fut un réel plaisir de travailler à tes côtés.

Je remercie également mes collègues (et ami(e)s) du laboratoire CoSim. J'ai passé une excellente maîtrise en votre compagnie. L'ambiance qui règne dans ce laboratoire est très agréable.

Enfin, une pensée toute particulière à ma famille qui m'a encouragée à faire une maîtrise à Montréal et qui reste disponible malgré la distance. En particulier ma petite sœur Charlène qui n'est jamais très loin. Aussi, je voudrais remercier mes amis, de Montréal et de France qui m'entourent au quotidien.

Merci.

RÉSUMÉ

Analyser la cinématique du genou d'un patient permet aux médecins d'évaluer sa mobilité. Pour effectuer cette analyse, il est nécessaire d'acquérir les données cinématiques du patient pendant le mouvement et de les traiter. L'évaluation à travers le temps est effectuée en comparant les caractéristiques du mouvement issues du traitement des données entre chaque acquisition. Cependant, les variations de ces caractéristiques peuvent être dues à un changement réel du mouvement effectué pendant l'acquisition ou à des erreurs de mesure ou des erreurs de modélisation. Ainsi, distinguer les sources de ces variations permettrait aux cliniciens de minimiser le risque de mauvaise interprétation.

Ce projet de maîtrise s'intéresse aux erreurs de traitement des données issues du processus d'acquisition des données lui-même. S'intéressant aux processus visualisant en temps réel le mouvement anatomique du genou, ce projet porte sur l'acquisition de données cinématiques mais aussi des données morphologiques. Ainsi, des étapes de reconstruction 3D des os et de recalage seront des étapes déterminantes du processus. Ce projet étudie l'impact des incertitudes des étapes de reconstruction 3D et de recalage du processus d'acquisition sur l'imprécision du traitement de ces données acquises. Aussi, ce projet propose une intégration des imprécisions du traitement des données dans leur visualisation en temps-réel.

Pour cela, un simulateur du mouvement de l'articulation du genou développé par l'entreprise partenaire, a permis d'obtenir des données cinématiques de ce mouvement. Ces données ont été traitées par une décomposition du mouvement selon ses six degrés de liberté. L'incertitude du processus d'acquisition des données cinématiques est simulée par la méthode de Monte Carlo. Vingt-quatre paramètres déterminant l'incertitude des étapes de reconstruction 3D et de recalage du processus ont été étudiés. Le lien entre l'incertitude du processus d'acquisition et la quantification de la marche est établi grâce à une équation mathématique obtenue par validation croisée et régression pas à pas avant. Une interface utilisateur a été implémentée pour illustrer un exemple de visualisation des résultats de caractérisation prenant en compte ces imprécisions.

Les résultats de la méthode de Monte Carlo et de la modélisation indiquent que les erreurs d'analyse de la cinématique par la décomposition en six degrés de liberté du mouvement sont fortement corrélées aux valeurs des incertitudes de l'étape de recalage (le coefficient de corrélation maximum

est de 0.85). Les incertitudes de la reconstruction sont moins corrélées que celles du recalage aux valeurs des erreurs.

Ainsi, cette étude permet de mettre en évidence l'importance de la résolution de l'étape de recalage. Également, elle appuie les bonnes pratiques déjà entamées en reconstruction 3D par l'ensemble de la communauté scientifique. En effet, la minimisation de l'influence des incertitudes de la reconstruction est due à l'utilisation de points issus de formes géométriques recalées sur des régions des reconstructions 3D, par opposition à des points acquis individuellement. Il serait donc pertinent d'accentuer les études de réduction de l'incertitude de l'étape de recalage.

ABSTRACT

Knee kinematic analysis is used to evaluate the mobility of patients. This evaluation is performed by comparing movement characteristics between each movement acquisition. However, variations of those characteristics may be due to a change in motion during acquisition, to measurement errors or to modeling errors. Thus, distinguishing the sources of these variations would allow clinicians to minimize the risk of misinterpretation.

This master project aims to address the data errors from the data acquisition process itself. Focusing on real-time knee anatomical movement visualization processes, this project is centered on the kinematic and morphological data acquisition. Thus, 3D bone reconstruction and registration steps will be critical steps in the acquisitions. This project studies 3D reconstruction and registration step precision impact on data acquired inaccuracy. Also, this project suggests a data inaccuracies integration in their real-time visualization.

A knee joint movement simulator developed by the collaborative company has allows to obtain kinematic data of the knee movement. These data were processed by a movement decomposition into six degrees of freedom. Kinematic data acquisition inaccuracy is simulated by a Monte Carlo method. Twenty-four parameters determining 3D reconstruction and registration steps inaccuracy were studied. A link between acquisition process inaccuracy and knee kinematic quantification is established by mathematical equation from cross-validation and step-by-step regression. A user interface has been implemented to illustrate characterization results with their inaccuracies.

Monte Carlo method and modeling indicate that knee kinematic analysis errors by the decomposition in six degrees of freedom of movement are strongly correlated with registration step inaccuracy values (correlation coefficients maximum is 0.85). The 3D reconstruction step inaccuracies are less correlated to error values.

This study highlights the importance of registration step resolution. In addition, it validates current practices in 3D reconstruction used by the whole scientific community. Indeed, 3D reconstruction impact on knee kinematic analysis is minimized by the use of points resulting from geometrical shapes registred on 3D reconstruction parts, opposed to points acquired individually. Therefore, it would be relevant to carry out further studies on inaccuracy reduction of the registration step.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT	VI
TABLE DES MATIÈRES.....	VII
LISTE DES TABLEAUX.....	IX
LISTE DES FIGURES.....	X
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	XII
LISTE DES ANNEXES.....	XIV
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE.....	3
2.1 Processus d’acquisition de la cinématique du genou.....	3
2.1.1 Technologies d’acquisition de la morphologie.....	4
2.1.2 Technologies d’acquisition des données cinématiques.....	8
2.1.3 Visualisation des données cinématiques en temps réel.....	12
2.2 Les outils de description de la cinématique du genou	14
2.2.1 Le modèle à 6 DDL.....	15
2.2.2 Les axes de rotation	19
2.3 État de l’art sur les études des erreurs d’analyse de la marche	21
2.3.1 Variabilités de sources intrinsèques.....	21
2.3.2 Variabilités de sources extrinsèques : le rôle de l’expérimentateur	21
2.3.3 Variabilités de sources extrinsèques : le rôle du processus.....	22
CHAPITRE 3 PROCESSUS ÉTUDIÉ ET HYPOTHÈSES D’ÉTUDE	24
3.1 Processus étudié : eKin ^{MC}	24

3.2	Hypothèses et limites.....	26
3.3	Objectifs.....	27
CHAPITRE 4 MÉTHODE.....		28
4.1	Identification des sources d’erreurs du modèle à 6DDL	28
4.2	Évaluation de l’impact par l’analyse de Monte Carlo	30
4.3	Modélisation par validation croisée.....	33
4.4	Visualisation des résultats.....	36
CHAPITRE 5 RÉSULTATS.....		37
5.1	Identification des facteurs influents.....	37
5.2	Modèle reliant les erreurs d’analyse de la marche aux facteurs identifiés	41
5.3	Visualisation des résultats.....	44
CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE.....		50
6.1	Identification des sources d’erreurs extrinsèques.....	50
6.2	Modélisation de l’erreur sur l’analyse en fonction des incertitudes du processus	52
6.3	Limitations et perspectives de l’étude	53
CHAPITRE 7 CONCLUSION.....		55
RÉFÉRENCES		56
ANNEXES		61

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 5.1 Identification des facteurs influents pour chaque degré de liberté, par l'étude de Monte Carlo individualisé (facteurs identifiés par un X) et l'étude des coefficients de corrélation (facteurs identifiés par un O), avec axe ML : axe médio-latéral, axe AP, axe antéro-postérieur, et axe PD, axe proximo-distal.....	40
Tableau 6.1 Adaptabilité de la méthode d'étude utilisée.....	53

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Description des os de l'articulation du genou	4
Figure 2.2 Illustration du principe d'imagerie par rayons X.....	5
Figure 2.3 Radiographie du genou de profil (source : Hellerhoff)	6
Figure 2.4 Illustration des étapes d'acquisition des données morphologiques	7
Figure 2.5 Capteurs de positions reliés par un corps rigide attaché au patient [22]	9
Figure 2.6 Principe général de la visualisation de la cinématique en temps réel par l'utilisation de capteurs de position.....	13
Figure 2.7 Illustration des degrés de liberté de l'articulation du genou	14
Figure 2.8 Descriptions des repères du fémur (XF, YF, ZF) et du tibia (XT, YT, ZT) à partir des points anatomiques, le centre de la tête fémorale (PTF), le point d'éminences intercondyliennes fémorales médiales (CM), le point d'éminences intercondyliennes fémorales latérales (CL), le point à mi-chemin entre CM et CL (MCLM), le point médian entre les malléoles (PTM), le plus médial à la frontière du condyle médial tibial (PM), le plus médial à la frontière du condyle latéral tibial (PL), le point à mi-chemin entre PM et PL (MPLM). 16	16
Figure 2.9 Illustration du modèle à 6 degrés de liberté utilisé	17
Figure 3.1 Schéma du processus d'acquisition de données du mouvement eKin ^{MC}	24
Figure 4.1 Zones étudiées pour le fémur (a) et le tibia (b), avec PD, l'axe proximo-distal, ML, l'axe médio-latéral, AP, l'axe antéro-postérieur.....	29
Figure 4.2 Schéma de l'obtention du modèle par régression pas à pas avant	35
Figure 5.1 Exemple de répartition des erreurs : Densité de répartition des erreurs testées sur l'incertitude de l'étape de recalage du fémur en rotation autour de l'axe médio-latéral (a) et des erreurs obtenues sur les valeurs des degrés de liberté (b)	37
Figure 5.2 Erreur maximum à 95% sur chacun des DDL mesurés en fonction du facteur modifié.	38

Figure 5.3 Valeur absolue du coefficient de corrélation maximum entre les facteurs et erreurs sur les degrés de liberté.....	39
Figure 5.4 Pourcentage d'utilisation des facteurs pour les différents fichiers, dans la modélisation des erreurs d'analyse en fonction des facteurs.....	41
Figure 5.5 Erreur moyenne quadratique de l'estimation du résultat de la méthode de Monte Carlo par la modélisation mathématique par régression pas à pas avant.....	42
Figure 5.6 Répartition des erreurs sur l'analyse pour chaque valeur de degré de liberté, obtenues par la méthode de Monte Carlo et la modélisation mathématique, avec r le coefficient de corrélation entre ces deux ensembles de données supérieur à 0.99	43
Figure 5.7 Étape 2 de l'interface utilisateur : Choix de l'outil de description de la cinématique ..	44
Figure 5.8 Étape 3 de l'interface utilisateur : valeur des incertitudes, scénario 1.....	45
Figure 5.9 Étape 3 de l'interface utilisateur : valeur des incertitudes, scénario 2.....	46
Figure 5.10 Étape 3 de l'interface utilisateur : valeur des incertitudes, scénario 3.....	47
Figure 5.11 Maquette globale de l'interface utilisateur pour visualiser les résultats de l'étude ...	49

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
AP	Antéro-postérieur
CL	Point d'éminences inter condyliennes fémorales latérales
CM	Point d'éminences inter condyliennes fémorales médiales
CT scan	Computerized Tomography scanner, Scanner à tomodesitométrie tridimensionnelle
DDL	Degrés De Liberté
EMG	Électromyographie
IMU	Inertial Measurement Unit, Centrale Inertielle
IRM	Imagerie à Résonance Magnétique
MCLM	Point à mi-chemin entre CM et CL
ML	Médio-latéral
MPLM	Point à mi-chemin entre PM et PL
OTS	Optical Tracking Systems
PD	Proximo-distal
PTS	Centre de la tête fémorale
PTM	Point médian entre les malléoles
PM	Point le plus médial à la frontière du condyle médial tibial
PL	Point le plus médial à la frontière du condyle latéral tibial
tAP	Translation antéro-postérieure
tML	Translation médio-latérale

tPD	Translation proximo-distale
θ_{AA}	Angle abduction/ adduction
θ_{IE}	Angle interne/externe
θ_{FE}	Angle de flexion/extension

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A - UTILISATION DE FONCTIONS DANS LA MODÉLISATION	61
---	-----------

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Pour des raisons d'études cliniques ou de recherche pure, l'analyse de la cinématique du genou au cours d'une activité physique est effectuée régulièrement. Cette analyse permet avant tout de comprendre le fonctionnement de la jambe, des pathologies et des blessures qui y sont rattachées, mais aussi de les prévenir ou de les guérir, voire même d'améliorer les performances de l'Homme. Pour réaliser ces analyses, différents moyens ont été mis en place jusqu'à aujourd'hui et ont permis une meilleure compréhension du corps. Les résultats de ces analyses sont également utilisés dans le milieu clinique afin d'aider les chirurgiens à prendre des décisions opérationnelles pour corriger les caractéristiques anormales détectées par l'analyse. Dès lors, ces résultats doivent être faciles à obtenir et assez précis pour fournir de l'information utile aux praticiens. Ces analyses peuvent être répétées au cours du temps pour évaluer l'impact d'une intervention thérapeutique après une opération du genou. Cependant, les résultats de ces analyses, soit les caractéristiques de l'articulation du genou, obtenus avant ou après le traitement peuvent avoir des valeurs plus ou moins variables dont les causes de variabilité les plus probables sont les effets du traitement ou les variations de mesures ou même les deux combinés [1, 2]. Connaître la valeur ou même l'ordre de grandeur de ces variabilités dues aux erreurs de mesures permettrait de minimiser le risque de mauvaise interprétation. Ce projet de maîtrise porte ainsi sur l'estimation des erreurs de caractérisation induite par l'acquisition des données cinématiques au niveau du genou.

De nombreuses études s'intéressent à ces sources d'erreurs [2-6]. L'étude des erreurs de l'acquisition des données est souvent réduite à celle de l'effet de peau ou des erreurs dues à l'expérimentateur. Peu d'études s'intéressent à l'erreur induite par les incertitudes des différentes étapes de l'acquisition elles-mêmes. De plus, les études sont spécifiques à un procédé d'acquisition puisqu'elles n'étudient qu'une étape, cela ne permet pas d'incorporer les résultats d'incertitudes dans la visualisation des caractéristiques issues de l'analyse présentée aux chirurgiens [5, 6].

Ainsi, ce projet de maîtrise porte sur l'étude de l'impact des incertitudes d'un processus d'acquisition sur les valeurs des caractéristiques de la cinématique de l'articulation du genou. Le processus étudié est celui développé par le collaborateur industriel, eKin^{MC}. Trois grandes étapes d'acquisition sont utilisées dans ce processus : la reconstruction 3D des os, le recalage échographique et l'acquisition des données par lecture de capteurs de positions. Cette maîtrise s'est limitée aux erreurs issues des étapes de reconstruction 3D et de recalage. Les données cinématiques

obtenues par ce processus sont caractérisées par une décomposition en six degrés de liberté. Les résultats des incertitudes sur les valeurs des degrés de liberté ont été illustrés dans une interface utilisateur, en fonction des incertitudes du processus testé.

Ainsi, le second chapitre de ce mémoire présente une revue de littérature sur les différentes technologies d'acquisition de la cinématique du genou qui sont aujourd'hui utilisées et les outils permettant la caractérisation des données acquises. Il présente aussi un état de l'art des études des sources d'erreurs des caractéristiques. Le chapitre 3 apporte une précision sur le processus étudié, les hypothèses et objectifs de ce projet. Le chapitre 4 présente les méthodes utilisées pour cette étude, le chapitre 5, les résultats obtenus, qui seront discutés dans le chapitre 6. Enfin le chapitre 7 conclut ce mémoire.

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

Lors d'un mouvement, l'ensemble du corps d'un individu est mis en jeu. Pourtant, la plupart des études qui s'intéressent à cette faculté se limitent à l'analyse du mouvement des membres inférieurs. En effet, que les patients soient atteints de pathologies du membre supérieur, comme la paralysie cérébrale, ou scoliose idiopathique adolescente, ou atteints de pathologies des membres inférieurs, comme l'arthrose, l'articulation du genou est affectée [7-10].

Les analyses de mouvement se font en deux temps, par l'acquisition des données du patient puis par le traitement de ces dernières. Différentes technologies permettant l'acquisition de données morphologiques et cinématiques du genou sont développées dans la partie 2.1. Le traitement des données est fait au moyen d'outils de description qui quantifient le mouvement. Ces derniers sont présentés dans la partie 2.2. Une précision sur les sources d'erreurs de l'analyse sera apportée dans la partie 2.3.

2.1 Processus d'acquisition de la cinématique du genou

Pour acquérir les données cinématiques propres à un patient, plusieurs technologies d'acquisition de mouvement ont été développées. La première a été la technique de chronophotographie par Étienne-Jules Marey en 1882 avec son fusil chronophotographique. Ce fusil consistait à prendre des photos rapidement afin d'étudier le mouvement du cheval. Cette technique a longtemps été utilisée pour obtenir quelques résultats quantitatifs pour l'analyse du mouvement humain [11].

Aujourd'hui, les chirurgiens veulent non seulement quantifier le mouvement de leur patient, mais aussi observer le mouvement anatomique en temps réel et coupler ces informations avec la morphologie spécifique du patient pour optimiser leur intervention. Pour cela, des technologies d'acquisition de la morphologie et de la cinématique ont été développées. Bien que l'articulation du genou soit une interaction complexe entre les os, ligaments et cartilages qui la composent, cette revue se limite à l'étude de la cinématique, c'est-à-dire sans s'intéresser à la quantification des forces musculaires par EMG ou autre, aux plateformes de forces pour mesurer les forces de contact au sol [12] ou aux paramètres spatio-temporels [13], etc.

2.1.1 Technologies d'acquisition de la morphologie

L'acquisition des coordonnées des points constituant les os doit permettre la visualisation dans l'espace de l'articulation du patient. La Figure 2.1 illustre les os présents dans la jambe autour de l'articulation du genou. Tous les os n'ont pas le même intérêt dans l'articulation, les os comme le péroné ou la patella sont peu utilisés par rapport au fémur et au tibia. Cette maîtrise se limitera à l'étude du mouvement de l'os du tibia et du fémur.

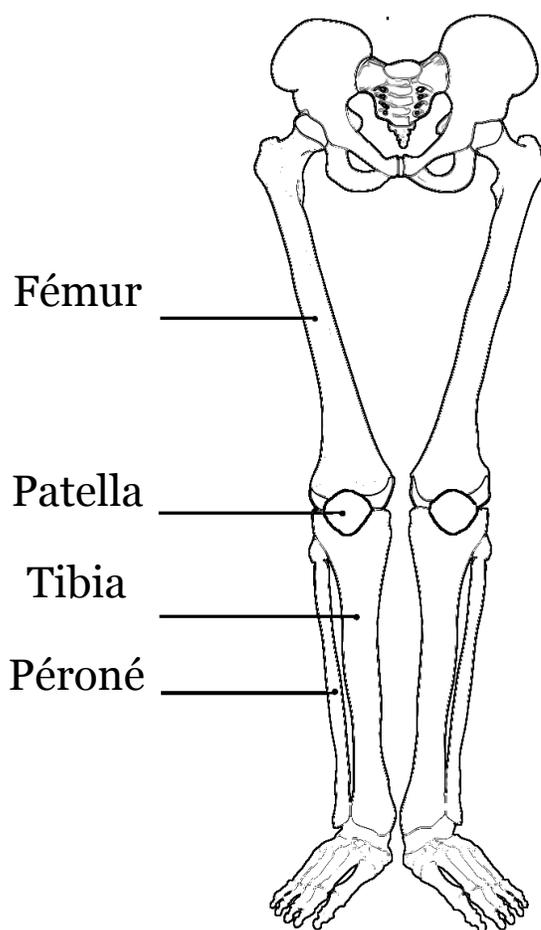


Figure 2.1 Description des os de l'articulation du genou

Pour obtenir les coordonnées des points constituant les os du patient dans l'espace, de nombreuses méthodes existent. Elles se composent toutes de trois étapes : obtention des images en deux dimensions, segmentation de ces images, reconstruction en trois dimensions (3D). Elles diffèrent dans leur manière d'acquérir les images en deux dimensions et de les segmenter. C'est ce qui est expliqué dans ce prochain paragraphe.

Acquisition des images en deux dimensions

L'obtention des images en deux dimensions peut se faire grâce à des rayons qui sont émis vers le corps à imager puis collectés par des détecteurs. Ces rayons peuvent être sous différentes formes, rayons X, ultrasons ou magnétiques.

Les rayons X sont émis par des tubes à rayons X et traversent le corps jusqu'au récepteur qui recevra le rayon modifié par le trajet qu'il a effectué. Le principe est illustré dans la Figure 2.2.

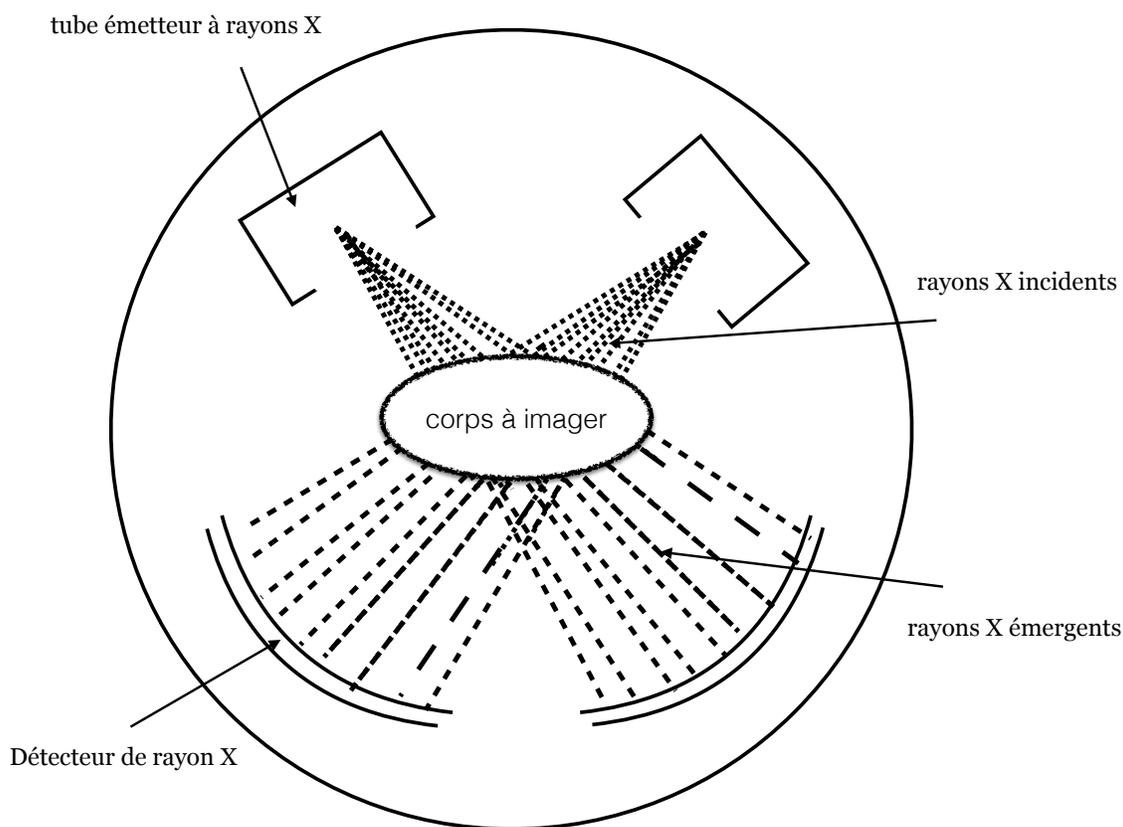


Figure 2.2 Illustration du principe d'imagerie par rayons X

Les images obtenues peuvent couper le corps de façon transversale, en coupe sériée, cette méthode sera alors appelée le scanner à tomographie tridimensionnelle (CT scan) ou longitudinale, selon deux angles différents, c'est la radiologie biplane (Figure 2.3). Ces scanners sont fortement utilisés et précis, mais ils exposent les patients à des doses très importantes de rayons ionisants [2].

Les images ultrasons sont obtenues par retour d'ondes acoustiques. Les ondes utilisées ne vont donc pas traverser tout le corps, mais être réfléchies et collectées par les détecteurs. C'est un moyen non ionisant et non invasif qui permet d'obtenir une image par dégradés de gris en fonction de l'impédance du tissu [2]. Ainsi on peut distinguer les os, vaisseaux sanguins, etc. C'est un moyen portable, facile d'utilisation. Cependant pas très précis pour les tissus profonds, il pose un problème s'il y a une couche d'air [2]. Cette technique est surtout utilisée pour imager des tissus mous donc elle sera utilisée sur le genou si l'imagerie des tendons ou muscles est recherchée.

L'imagerie par Résonance magnétique (IRM) utilise les propriétés magnétiques des atomes d'hydrogène présents dans les tissus. Les images sont obtenues grâce à un aimant et des ondes radio. On peut distinguer les os, tissus mous et cartilage, entre autres. C'est une technique non invasive et non ionisante. Les images statiques sont très précises [2].

Récemment, l'entreprise EOS Imaging a développé une machine qui permet d'avoir des radiographies à rayons X avec de basses doses de radiation (de 8 à 10 fois moins que la radiologie bidimensionnelle, de 800 à 1000 fois moins que la tomodensitométrie tridimensionnelle). Pour cela, elle utilise le détecteur gazeux inventé par Georges Charpak, qui lui a valu le prix Nobel en 1992 [14]. Cette technique permet d'obtenir des clichés du patient en position debout, de la tête jusqu'à la plante des pieds alors que les CT scan sont souvent effectués allongés [14, 15]

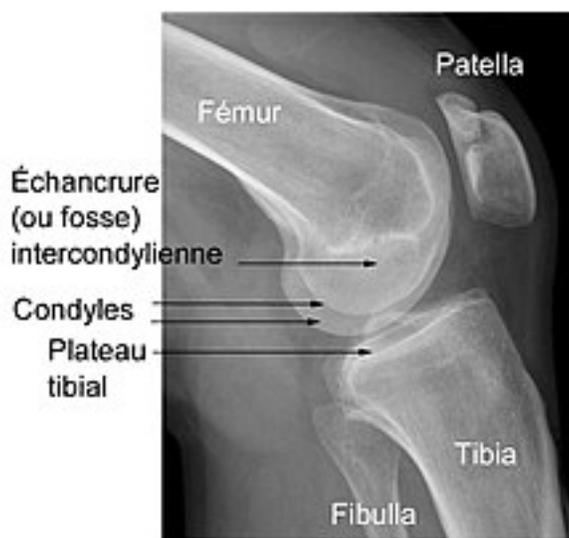


Figure 2.3 Radiographie du genou de profil (source : [Hellerhoff](#))

La segmentation des images

La segmentation est une étape importante dans l'obtention d'images en 3D, car elle permet de déterminer les limites des objets à reconstruire (Figure 2.4). Plusieurs approches sont mises en place : par régions, frontières ou seuillages. Certains logiciels sur le marché permettent cette étape, comme SliceOmatic ([TomoVision](http://www.tomovision.com), Canada). Cependant, elle ne permet pas aujourd'hui de déterminer tous les os avec précision. En effet, les os du pied par exemple sont extrêmement liés et petits, il est difficile d'obtenir leur visualisation propre, en trois dimensions, par segmentation.

La reconstruction 3D

Le principe de la reconstruction 3D est de former en trois dimensions les objets déterminés précédemment en deux dimensions (Figure 2.4). Pour cela, une étape de calibration est essentielle. Elle permet d'obtenir une matrice de passage de l'image à deux dimensions à celle à trois dimensions. Cela est possible grâce à la connaissance des coordonnées de points dans toutes ces dimensions.

L'acquisition numérique du tibia et du fémur du patient dans l'espace est ainsi aujourd'hui assez précise et fortement utilisée. Cependant, l'amélioration de la reconstruction 3D est toujours d'actualité pour gagner en précision et est le sujet de nombreuses recherches. Toutefois, toutes ces technologies se basent sur les mêmes étapes avec un certain niveau d'incertitude. Il sera ainsi possible d'implémenter une méthode d'étude commune à ces technologies.

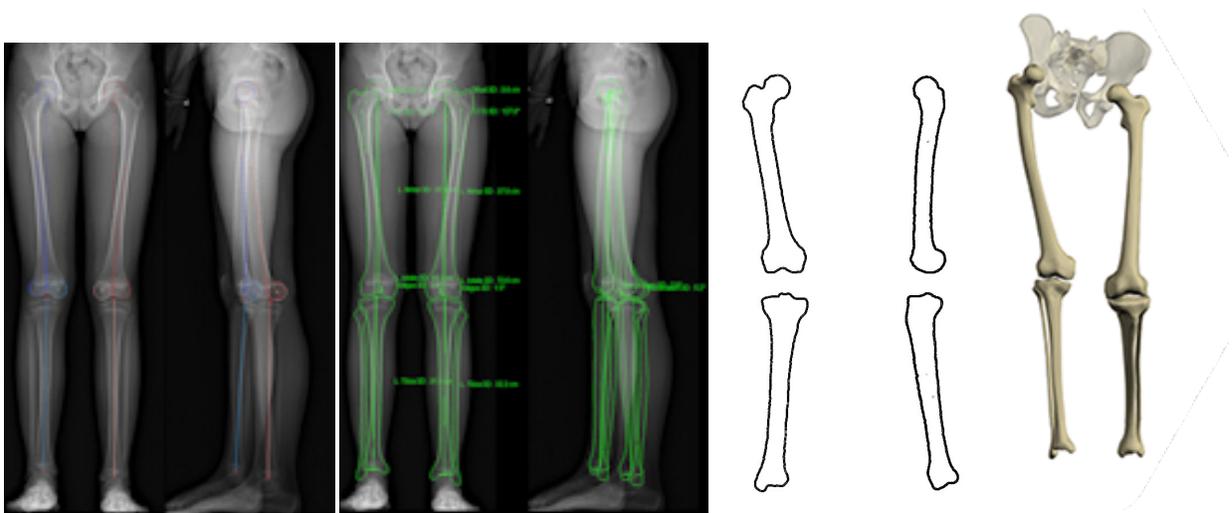


Figure 2.4 Illustration des étapes d'acquisition des données morphologiques

2.1.2 Technologies d'acquisition des données cinématiques

Il existe de nombreuses façons d'obtenir les données cinématiques du patient. Ce projet de maîtrise se limite aux techniques permettant d'acquérir assez de données pour décrire le mouvement dans l'espace. Deux grands principes sont fortement utilisés aujourd'hui : la photogrammétrie ou l'utilisation de capteurs porteurs d'information [2].

La photogrammétrie

Le principe de cette méthode est d'effectuer les mesures des caractéristiques cinématiques directement sur les images en deux dimensions. Pour obtenir la cinématique au cours du temps, les images 2D sont prises à intervalle régulier et peuvent ainsi former une vidéo [2].

Si l'image est à rayons X, on parlera alors de fluoroscopie, pour l'IRM, d'une IRM fonctionnelle et les ultrasons, d'ultrason dynamique. Dans ces cas, le volume de capture d'image sera relativement petit, car défini par l'intersection des deux faisceaux des rayons. Ainsi, cette méthode peut être utilisée pour obtenir la cinématique fémoro-patellaire [2, 16, 17]. Cependant, par leurs poids et grandeurs, ces dispositifs sont conçus pour rester immobiles pendant le fonctionnement. C'est pourquoi les études faites jusqu'à présent étaient toutes pratiquées sur tapis roulant dans la fenêtre qui était permise. Or la cinématique n'est pas identique pour une marche sur tapis roulant et marche à pied [18]. Ainsi, Guan et coll. ont donc mis en place un dispositif mobile pour pallier ces problèmes [18, 19]. Également, dans le commerce, les vidéos prennent 30 images par seconde, ce qui est peu pour être très précis. Ainsi, dans leurs recherches, Anderst et Guan et coll. ont pu obtenir des acquisitions à 200 et 250 images par seconde, ce qui est plus réaliste [16, 19].

L'image en deux dimensions peut aussi être numérique et les mesures seront faites au moyen de marqueurs cutanés. Ces marqueurs sont appelés capteurs passifs, comme les prismes réfléchissants, ils sont lus par les caméras et reconnus grâce à des algorithmes de reconnaissance de formes [20]. L'avantage de ces capteurs est l'inutilité de batteries, fils ou circuits électriques sur le corps pour leur fonctionnement. C'est une méthode non ionisante et facile d'accès, car peu chère. Cependant, la précision de ces dispositifs est moins bonne que celle des capteurs actifs développés dans la partie suivante [21].

Les capteurs

Des capteurs peuvent être positionnés sur les jambes du patient et ainsi effectuer le même mouvement. En émettant des informations sur leur mouvement, ils informent sur le mouvement des corps auxquels ils sont rattachés. Les capteurs peuvent soit contenir directement l'information du mouvement, soit émettre leurs informations à un récepteur.



Figure 2.5 Capteurs de positions reliés par un corps rigide attaché au patient [22]

Les capteurs inertiels sont du premier cas. Ces capteurs sont composés d'accéléromètres, gyroscopes et gyromètres. Ils sont utilisés dans l'analyse du mouvement du genou sous deux formes : par groupe de 6, attachés par liaisons les uns aux autres ou individuellement, en central, attachés directement aux os. La première forme est un ensemble de 6 potentiomètres attachés les uns aux autres par des corps rigides, et les deux potentiomètres extrêmes sont attachés aux os dont le mouvement est à mesurer [23]. Dans ce cas, les potentiomètres peuvent également être remplacés par des encodeurs optiques [23]. La conception de ces dispositifs importe beaucoup sur la précision des données récoltées et doit être optimisé pour chaque patient [23, 24]. Par exemple, Mercier et coll. ont dans leur étude utilisé le dispositif FARO surgical arm [25]. La deuxième forme est un

sous ensemble d'accéléromètres et gyromètres à un seul endroit qui peut être attaché aux os à étudier, l'ensemble est alors appelé centrales inertielles (IMU) [22, 26]. L'avantage de cette méthode est de pouvoir être menée à l'extérieur d'une salle définie, le mouvement peut être plus naturel [27]. Aussi, c'est le moyen le moins cher d'effectuer cette analyse. Les centrales inertielles sont aujourd'hui commercialisées par des entreprises comme Xsens Technologies B.V., (Enschede, The Netherlands), Shimmer Sensing (Dublin, Ireland), BioSyn Systems (Surrey, BC, Canada), I Measure U (Auckland, New Zealand), et APDM Wearable Technologies (Portland, OR, USA)[28].

La deuxième catégorie de capteurs est celle des capteurs actifs qui émettent des informations à un récepteur. Ces informations peuvent être sous forme d'ondes électromagnétiques ou de rayons infra-rouge et permet d'obtenir la position des capteurs. Tout comme les capteurs inertiels, ces capteurs doivent suivre le mouvement de la jambe et sont de même attachés à l'anatomie à étudier. Les capteurs sont souvent dans un ensemble de 4 capteurs pour permettre d'informer sur l'orientation du corps auquel ils sont rattachés. Les caméras sont placées dans plusieurs plans afin de pouvoir avoir des positions dans les différents plans et donc en trois dimensions. L'utilisation d'un grand espace permet d'observer la marche complète du patient. Le logiciel de calibration et le système de multiprocesseurs permettent d'analyser l'ensemble des sorties. En effet, cette méthode présente l'avantage d'avoir beaucoup de sorties disponibles. Cependant, il faut savoir quelles sorties utiliser et la précision est généralement moins bonne que la photogrammétrie par imagerie non numérique. La précision de ce genre technique dépend des paramètres du laboratoire (calibration, etc.), et l'anthropométrie du sujet [2]. De nombreux dispositifs existent sur le marché, nous citerons les capteurs OptotrakTM utilisés par Lavoie et coll. [29] et The Polaris Optical Tracking System de NDI par Vaquero et coll. [20]. Ce moyen a l'avantage d'être peu coûteux et facile d'utilisation. Son inconvénient est d'être utilisable seulement en salle d'expérimentation, soit non portable, à cause de la mise en place des caméras.

Les données issues de ces capteurs nécessitent généralement des filtres afin d'éliminer le bruit qui peut être créé pendant l'acquisition. En effet, des erreurs de dérivation ont souvent lieu pour les IMU par exemple. Pour filtrer le bruit qui peut être ajouté, un filtre de Butterworth est généralement utilisé [18, 27, 30, 31].

Ces capteurs sont collés ou attachés par des sangles au patient pendant qu'il marche pour l'acquisition (Figure 2.5). Ils peuvent aussi être fixés par des moyens plus invasifs pour être plus

précis, comme les broches intracorticales, fixées directement dans les deux os [22]. Ces moyens invasifs peuvent être un frein à l'utilisation in vivo. Également, l'utilisation de corps rigide peut modifier et/ou compliquer la marche qui y est rattachée.

Il faut donc choisir la technologie d'acquisition cinématique en fonction des besoins de l'étude menée. Pour sa précision et son large champ, le processus étudié pendant cette maîtrise a utilisé des capteurs actifs du Polaris Optical Tracking System pour acquérir des données cinématiques.

2.1.3 Visualisation des données cinématiques en temps réel

La visualisation en temps réel des résultats de l'analyse cinématique est encore peu utilisée. En effet, les dispositifs de photogrammétrie ont un temps de traitement des images trop long pour être utilisés rapidement. Ohnishi et coll. ont besoin de 12,5h de temps de traitement par exemple pour obtenir une vidéo du mouvement fémoro-patellaire avec fluoroscopie de 10s [32].

Toutefois, pour une précision équivalente à celle des CT scan, la reconstruction 3D par imagerie EOS peut être obtenue dans des délais acceptables de 15 à 30 minutes pour un rachis complet. Ainsi, même si ces images sont pour l'instant encore obtenues en statique, des méthodes similaires à la fluoroscopie présentée précédemment pourraient amener à une nouvelle forme de photogrammétrie pour une utilisation en temps réel [14, 15].

Les données issues des informations des capteurs peuvent être utilisées en temps réel, mais n'illustrent pas directement le mouvement des os. Pour avoir à la fois l'information de position de l'os et sa visualisation, une étape préalable est nécessaire. C'est l'étape de recalage. Elle consiste à faire correspondre l'emplacement des capteurs avec celui des os. La Figure 2.6 indique le principe général de la visualisation de la cinématique en temps réel par l'utilisation de capteurs de position. Cependant, cette méthode est encore source d'erreur, ce qui rend ces méthodes moins précises pour la visualisation du mouvement des os en temps réel. Ainsi, bien que la morphologie ne permette pas d'étudier directement la cinématique du mouvement du genou dans ce cas, son obtention préalable peut permettre une meilleure compréhension de ce mouvement. C'est pourquoi, comme étant le seul moyen actuellement d'obtenir la visualisation du mouvement des os en temps réel, cette étape de recalage va être étudiée dans ce mémoire.

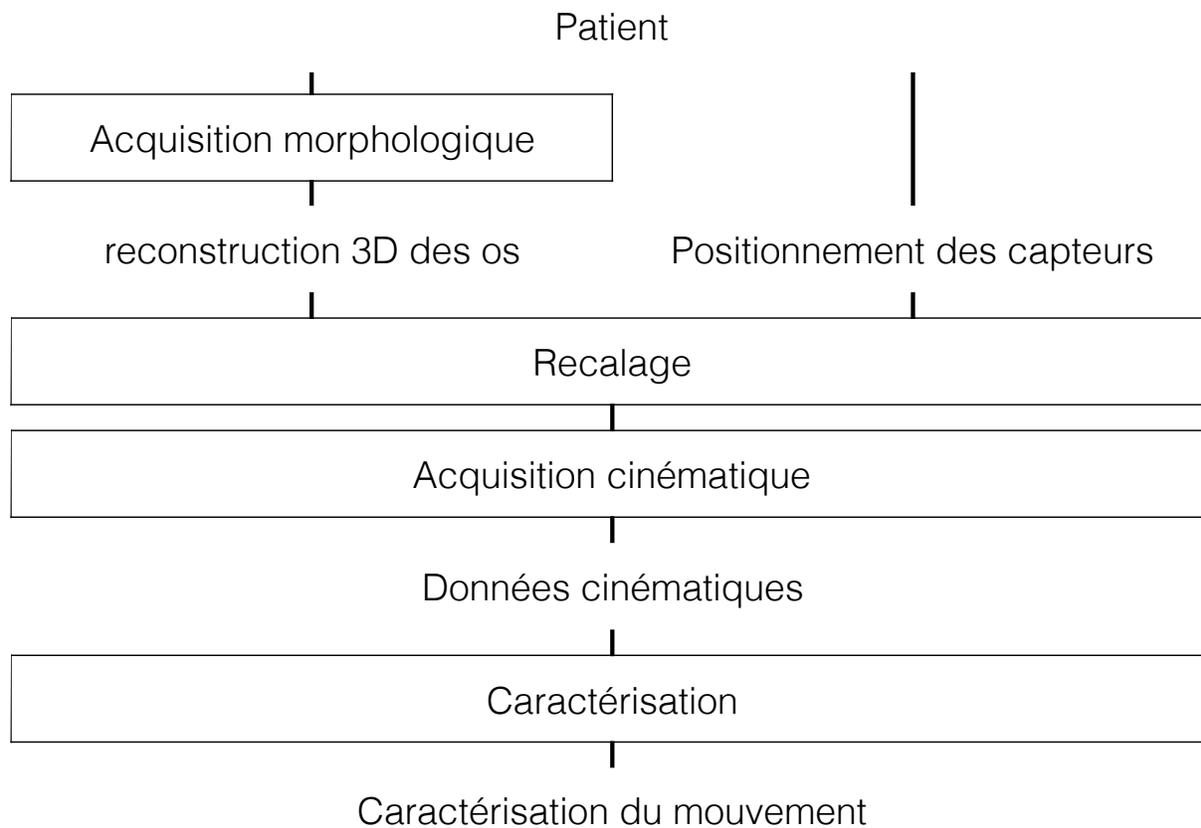


Figure 2.6 Principe général de la visualisation de la cinématique en temps réel par l'utilisation de capteurs de position

2.2 Les outils de description de la cinématique du genou

L'articulation du genou a 6 degrés de liberté (6 DDL), 3 translations et 3 rotations (Figure 2.7) [33]. Pour quantifier ce mouvement, il est possible d'utiliser des outils cinématiques reflétant des caractéristiques de ce dernier. Diverses méthodes sont utilisées pour décrire le mouvement de l'articulation spatiale à 6 DDL, les deux principales méthodes utilisées dans la littérature sont le modèle à 6 DDL, et l'approche par l'axe hélicoïdal. Précisons cependant que ces outils cinématiques cherchent à quantifier le mouvement, mais pas à expliquer les causes d'un éventuel dysfonctionnement.

Mouvement de					
Rotation			Translation		
Flexion - Extension	Abduction - Adduction	Interne - Externe	Médio - Latérale	Antéro - Postérieure	Proximo - Distale

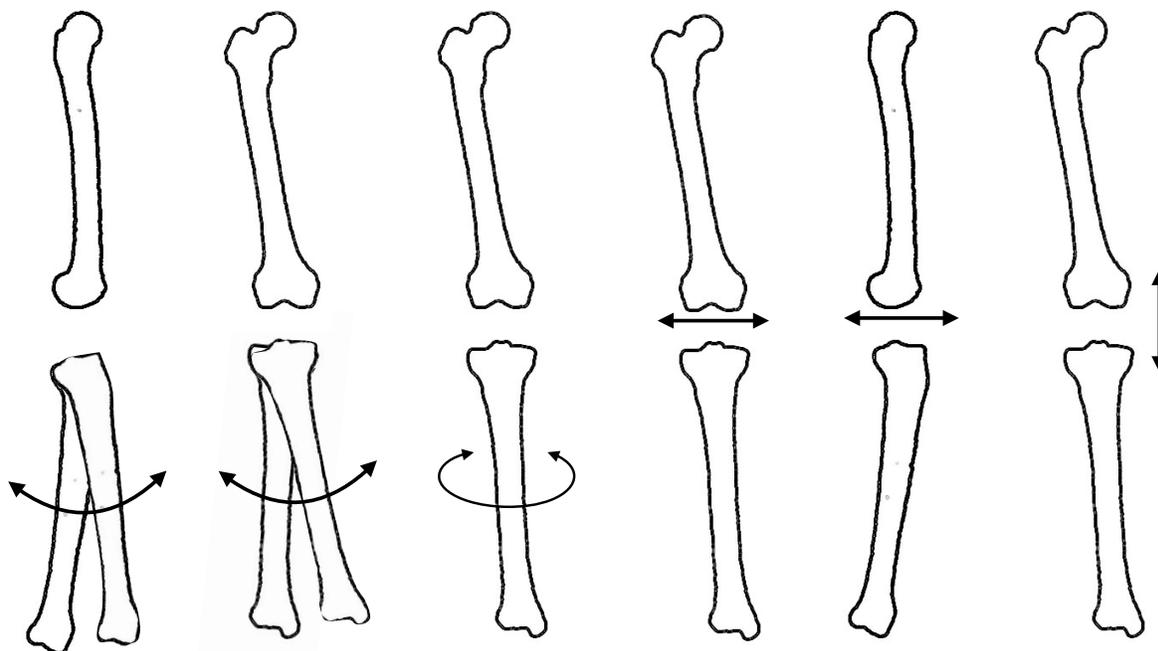


Figure 2.7 Illustration des degrés de liberté de l'articulation du genou

2.2.1 Le modèle à 6 DDL

Pour quantifier un mouvement dans l'espace, il peut être décomposé selon trois dimensions, en translation et rotation, soit en six mouvements unitaires. Ceux-ci sont les 6 degrés de liberté du mouvement. Pour l'articulation du genou, les axes imputés aux dimensions de l'espace sont des axes déterminés par rapport au corps humain (Figure 2.8). Ces repères sont souvent construits à partir des points anatomiques selon les conventions énoncées par Suntay et Wu et coll. [34, 35]. Bien qu'il y ait d'autres conventions utilisées dans la littérature, celle de Suntay et coll. est la plus utilisée à ce jour. Cela permet d'avoir des repères placés de la même manière chez tous les patients (Figure 2.8). Ainsi, les points anatomiques utilisés sont :

- le centre de la tête fémorale (PTF)
- le point d'éminences inter condyliennes fémorales médiales (CM)
- le point d'éminences inter condyliennes fémorales latérales (CL)
- le point à mi-chemin entre CM et CL (MCLM)
- le point médian entre les malléoles (PTM)
- le plus médial à la frontière du condyle médial tibial (PM)
- le plus médial à la frontière du condyle latéral tibial (PL)
- le point à mi-chemin entre PM et PL (MPLM)

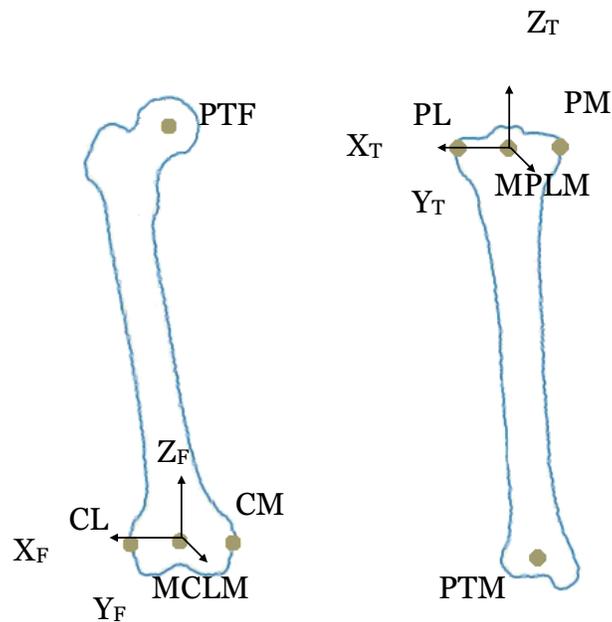


Figure 2.8 Descriptions des repères du fémur ($\mathbf{X}_F, \mathbf{Y}_F, \mathbf{Z}_F$) et du tibia ($\mathbf{X}_T, \mathbf{Y}_T, \mathbf{Z}_T$) à partir des points anatomiques, le centre de la tête fémorale (PTF), le point d'éminences intercondyliennes fémorales médiales (CM), le point d'éminences intercondyliennes fémorales latérales (CL), le point à mi-chemin entre CM et CL (MCLM), le point médian entre les malléoles (PTM), le plus médial à la frontière du condyle médial tibial (PM), le plus médial à la frontière du condyle latéral tibial (PL), le point à mi-chemin entre PM et PL (MPLM)

De ces points-ci, sont définis les axes illustrés dans la Figure 2.8 :

- \mathbf{X}_F la ligne entre MCLM et CM.
- \mathbf{Y}_F le produit vectoriel de l'axe mécanique fémoral (ligne entre PTF et MCLM) et \mathbf{X}_F .
- \mathbf{Z}_F le vecteur complétant le système de coordonnées du fémur, $\mathbf{X}_F, \mathbf{Y}_F, \mathbf{Z}_F$ soit le produit vectoriel de \mathbf{X}_F et \mathbf{Z}_F .
- \mathbf{X}_T la ligne entre MPLM et PM.
- \mathbf{Y}_T le produit vectoriel de l'axe mécanique tibial (ligne entre PTM et MPLM) et \mathbf{X}_T .
- \mathbf{Z}_T le vecteur complétant le système de coordonnées du tibia, $\mathbf{X}_T, \mathbf{Y}_T, \mathbf{Z}_T$, soit le produit croisé de \mathbf{X}_T et \mathbf{Z}_T .

Les degrés de liberté sont définis selon les axes du repère du fémur (Figure 2.9). L'axe X_F indique l'axe médio-latéral, l'axe Y_F , l'axe antéro-postérieur, l'axe Z_F , l'axe longitudinal. Ainsi, les degrés de liberté sont nommés : angle de flexion/extension (θ_{FE}), angle abduction/ adduction (θ_{AA}), angle interne/externe (θ_{IE}), translation médio-latérale (tML), translation antéro-postérieur (tAP), translation proximo-distale (tPD) autour de ces axes (Figure 2.9).

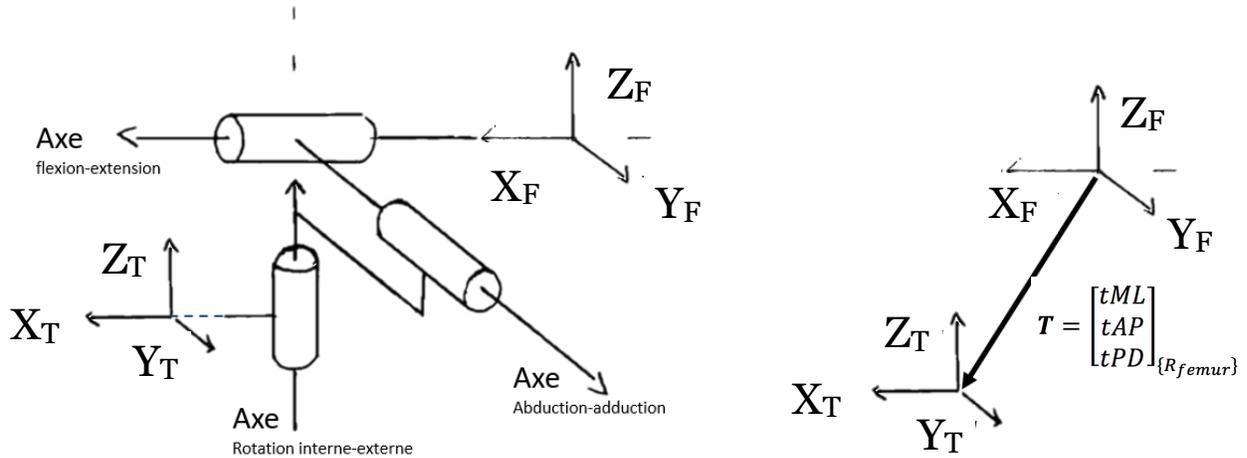


Figure 2.9 Illustration du modèle à 6 degrés de liberté utilisé

avec l'angle de flexion/extension (θ_{FE}) autour de l'axe de flexion/extension, l'angle abduction/adduction (θ_{AA}) autour de l'axe d'abduction/adduction, l'angle interne/externe (θ_{IE}) autour de l'axe de interne/externe, la translation médio-latérale (tML), la translation antéro-postérieur (tAP), la translation proximo-distale (tPD), autour du repère du fémur, d'axe (X_F, Y_F, Z_F).

Les valeurs du modèle à 6 DDL sont obtenues à partir de la matrice de passage du repère du tibia à celui du fémur. La matrice de passage est une matrice 4x4 de la forme suivante :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{T} \\ [0 \ 0 \ 0] & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

avec \mathbf{R} une matrice de rotation 3x3 et \mathbf{T} une matrice de translation 3x1 exprimant les déplacements du repère du tibia par rapport au repère du fémur dans le repère d'étude. La matrice \mathbf{R} est la combinaison des rotations faites autour des axes du repère du fémur (X_F, Y_F, Z_F) modifiée selon les mouvements des angles d'Euler définis comme suit. Afin de minimiser l'impact de l'angle de

flexion/extension sur les deux autres angles qui sont plus petits, la séquence de rotation choisie, suivant Cappozzo et coll. [36], est la suivante :

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} tML \\ tAP \\ tPD \end{bmatrix}_{\{R_{femur}\}}$$

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_{Z_F} \times \mathbf{R}_{Y_F} \times \mathbf{R}_{X_F} \quad (2)$$

Avec

$$\mathbf{R}_{Z_F} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{IE}) & -\sin(\theta_{IE}) & 0 \\ \sin(\theta_{IE}) & \cos(\theta_{IE}) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\mathbf{R}_{Y_F} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{AA}) & 0 & \sin(\theta_{AA}) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta_{AA}) & 0 & \cos(\theta_{AA}) \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{R}_{X_F} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_{FE}) & -\sin(\theta_{FE}) \\ 0 & \sin(\theta_{FE}) & \cos(\theta_{FE}) \end{bmatrix}$$

Donc les composantes de la matrice \mathbf{R} de l'équation (1) sont définies comme suit :

$$\mathbf{R}_{11} = \cos(\theta_{AA}) \times \cos(\theta_{IE})$$

$$\mathbf{R}_{21} = \cos(\theta_{AA}) \times \sin(\theta_{IE})$$

$$\mathbf{R}_{31} = -\sin(\theta_{AA})$$

$$\mathbf{R}_{12} = \cos(\theta_{IE}) \times \sin(\theta_{AA}) \times \sin(\theta_{FE}) - \cos(\theta_{FE}) \times \sin(\theta_{IE}) \quad (4)$$

$$\mathbf{R}_{22} = \cos(\theta_{FE}) \times \cos(\theta_{IE}) + \sin(\theta_{AA}) \times \sin(\theta_{FE}) \times \sin(\theta_{IE})$$

$$\mathbf{R}_{32} = \cos(\theta_{AA}) \times \sin(\theta_{FE})$$

$$\mathbf{R}_{13} = \sin(\theta_{FE}) \times \sin(\theta_{IE}) + \cos(\theta_{FE}) \times \cos(\theta_{IE}) \times \sin(\theta_{AA})$$

$$\mathbf{R}_{23} = \cos(\theta_{FE}) \times \sin(\theta_{AA}) \times \sin(\theta_{IE}) - \cos(\theta_{IE}) \times \sin(\theta_{FE})$$

$$\mathbf{R}_{33} = \cos(\theta_{AA}) \times \cos(\theta_{FE})$$

Cette matrice de transformation est obtenue après transformation des données cinématiques précédemment acquises. Les 6DDL peuvent être extraits de ces matrices en utilisant les équations suivantes :

$$\begin{aligned} \theta_{AA} &= \arcsin(-\mathbf{R}_{31}), \theta_{AA} \in \left[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}\right] \\ \theta_{IE} &= \begin{cases} \arcsin\left(\frac{\mathbf{R}_{21}}{\cos(\theta_{AA})}\right) \\ \arccos\left(\frac{\mathbf{R}_{11}}{\cos(\theta_{AA})}\right) \end{cases} \\ \theta_{FE} &= \begin{cases} \arcsin\left(\frac{\mathbf{R}_{32}}{\cos(\theta_{AA})}\right) \\ \arccos\left(\frac{\mathbf{R}_{33}}{\cos(\theta_{AA})}\right) \end{cases} \end{aligned} \quad (5)$$

$$tML = T_1$$

$$tAP = T_2$$

$$tPD = T_3$$

Cet outil est fortement utilisé, car en décomposant il permet de caractériser les mouvements. Cependant, il est dépendant de la définition des repères or tous les auteurs dans la littérature n'utilisent pas le même [33].

2.2.2 Les axes de rotation

Pour caractériser le mouvement de la marche, des axes de rotation mettant en évidence les rotations internes du genou ont souvent été utilisés. D'abord, un axe de rotation unique, celui de la flexion/extension, a beaucoup été employé pour caractériser l'angle principalement effectué par l'articulation. Cependant, il est maintenant admis que la cinématique du genou n'a pas un seul axe de rotation fixe [33]. En effet, comme vu précédemment, le mouvement est plus complexe que cela. Ainsi plusieurs recherches ont été menées pour obtenir une représentation de toutes les rotations effectuées. Pour cela, le centre instantané de rotation était souvent utilisé dans les années '80. Mais il s'est avéré que ce dernier était imprécis, ainsi il a été moins utilisé [37]. Depuis, un

meilleur axe moyen de rotation a été recherché. Trois manières ont été développées pour l'obtenir : la méthode de raccord cylindrique, l'axe symétrique et l'axe hélicoïdal fini ou infini [20, 38]. Tous caractérisent effectivement les rotations effectuées, mais leurs représentations sont différentes [39]. Il est compliqué de connaître la cause de ces différences entre les axes, puisqu'il est difficile d'interpréter cliniquement ces outils. L'axe hélicoïdal a l'avantage de représenter également les translations puisqu'il représente le mouvement par un axe de rotation simple et une translation le long de cet axe pour chaque intervalle de temps étudié [40]. Ainsi, l'axe est caractérisé par son orientation, position, translation et angle. Pour comparer deux patients ou deux moments d'acquisition, il est possible d'étudier la dispersion de ces caractéristiques [41], mais cela amène difficilement à des conclusions. L'axe peut aussi être projeté dans un plan [17, 20, 42], mais cela pose le problème de la définition du plan de projection et encore de l'interprétation clinique des résultats. De plus, dans ce cas, on passe d'un outil en trois dimensions à un outil à deux dimensions, on perd donc de l'information. Aussi, l'utilisation de l'axe de rotation rend difficile l'évaluation des composantes de mouvement de petite amplitude, car elles sont alors submergées par d'autres composantes de plus grande amplitude (par ex. la rotation interne et externe du tibia relative à la flexion)[43].

C'est pour pallier ces problèmes et parce qu'elle correspond à la représentation actuelle utilisée par les cliniciens, que la cinématique est encore souvent caractérisée par le modèle à 6 DDL.

2.3 État de l'art sur les études des erreurs d'analyse de la marche

Les techniques énoncées précédemment permettent de quantifier et qualifier la marche d'un patient. Cependant, ces outils d'analyses possèdent une certaine imprécision. En effet, il a souvent été remarqué que pour un même jeu de mouvement initial, l'analyse n'était pas toujours la même. C'est pourquoi de nombreux articles se sont intéressés aux sources de ces incertitudes. Il y a deux grands types de facteurs influençant l'analyse : les facteurs intrinsèques et les facteurs extrinsèques. Les facteurs intrinsèques sont ceux imputés au mouvement étudié lui-même. Les facteurs extrinsèques sont ceux dus au moyen d'expérimentation. Pour ces derniers, deux catégories peuvent être faites : les facteurs dus aux opérateurs et ceux dus au processus, montage expérimental.

2.3.1 Variabilités de sources intrinsèques

Une variabilité est de source intrinsèque lorsqu'elle dépend du sujet lui-même, du mouvement acquis. En effet, en fonction de la vitesse du mouvement ou du geste effectué, un même déplacement n'aura pas forcément la même valeur et précision [2, 3]. Ainsi, un même mouvement effectué avec une vitesse différente n'aura pas forcément les mêmes caractéristiques [1]. Pour comparer les données cinématiques d'un même patient, il est donc recommandé de standardiser son mouvement à chaque acquisition [29]. Également, entre chaque individu, la précision de l'acquisition peut varier en fonction de la forme des os et de leur taille [2].

2.3.2 Variabilités de sources extrinsèques : le rôle de l'expérimentateur

Au cours de l'acquisition, l'expérimentateur est généralement appelé à intervenir plusieurs fois, notamment dans l'étape d'identification des marqueurs anatomiques, qui est demandée ensuite pour l'utilisation des outils cinématiques.

2.3.2.1 Identification des marqueurs anatomiques

Comme vu notamment dans la partie 2.2.1 sur le modèle à 6DDL, l'identification des marqueurs anatomiques va amener à la définition de repères essentiels dans le modèle. Généralement, les coordonnées de ces marqueurs sont définies sur les reconstructions 3D des os par l'expérimentateur. Par exemple, pour le centre de la tête fémorale, l'expérimentateur va sélectionner la partie du fémur correspondant à la tête fémorale, une sphère va être positionnée sur

ces points et son centre indiquera le point recherché. Cependant, il a été montré que tous les expérimentateurs entre eux ne sélectionnent pas exactement les mêmes points. Della Croce et coll. ont estimé qu'entre six examinateurs, l'erreur de précision de localisation des points anatomiques était de 13 à 25 mm [44]. D'autres moyens d'identification, comme le pointeur, sont possibles, mais ils admettent également une erreur interexamineurs [4].

L'identification des points est d'autant plus importante qu'elle permet également de poser les prothèses totales de genou [4].

Cette difficulté à identifier des points anatomiques peut être palliée en utilisant des algorithmes de correction des axes [5] ou en automatisant l'ensemble de la procédure d'identification[5, 45, 46]. Cependant l'automatisation suppose une identification automatique des zones anatomiques or la distorsion des membres chez certains patients peut compliquer cette identification. Aussi une erreur sur les images en trois dimensions des os pourrait alors entraîner une incertitude au niveau des points. Cet impact n'a jusqu'à présent pas été étudié à notre connaissance.

2.3.3 Variabilités de sources extrinsèques : le rôle du processus

Les paramètres du processus ainsi que le dispositif physique lui-même peuvent induire des erreurs.

2.3.3.1 Paramètres du processus

Peu importe la technologie utilisée, il y a aura toujours des erreurs de précision dépendant des paramètres du système (fréquence d'acquisition, etc.) [2].

De plus, les modèles 3D utilisés seront plus ou moins précis également [2]. Anderst et coll. ont montré que les reconstructions 3D statiques sont plus précises que les cinématiques et que traquer un os est plus précis que traquer deux os relativement l'un à l'autre [16]. Ainsi, un processus se basant seulement sur des modèles 3D statiques sera plus précis que si ces modèles sont définis au cours du mouvement.

Pour les technologies utilisant des capteurs, l'erreur est sensible à la forme des marqueurs, leurs tailles, localisation, etc. [30]. Le choix des solides rigides (trièdres) et leur placement ont une influence importante sur la précision du procédé [47]. L'erreur diminue avec l'augmentation du nombre de marqueurs, il serait donc intéressant d'avoir au moins 4 marqueurs [43]. Cependant,

l'erreur est importante lorsque la variation angulaire est petite, cela posera peut-être des problèmes pour caractériser les angles de rotation interne/externe et abduction/adduction [43].

2.3.3.2 Effet de peau

Une source d'imprécision souvent mise en avant est celle des artéfacts de mouvements qui se produisent entre les détecteurs de mouvements et les os [33, 48, 49]. Ces artéfacts ont souvent rendu difficile l'étude du mouvement [50]. En effet, ces artéfacts peuvent générer des erreurs d'environ 10 degrés pour la rotation tibiale. Cela est problématique, car, par exemple, la rotation transversale du tibia au genou varie dans l'intervalle de 5 à 10 degrés. Pour limiter ces artéfacts, les marqueurs peuvent être attachés à des broches intracorticales fixées directement dans les deux os [22], mais aussi par des vis [51-53]. Ces méthodes invasives sont souvent utilisées comme étalon d'or. Cependant, l'utilisation des broches est bien plus précise pour étudier l'articulation tibiofémorale mais pas pour la tibioalcanéenne [51]. Aussi, ces méthodes posent des problèmes éthiques pour les expériences in vivo. D'autant plus que des problèmes de desserrage, délogement des broches, risques d'infection, saignements, anesthésies locales pourraient influencer la marche [2]. C'est pourquoi des méthodes probabilistes ont également été développées pour pallier ce problème [54]. Il peut être souligné que des méthodes moins invasives comme les traceurs percutanés de Holden et al, 1997 [55] auraient la même précision qu'avec les broches [53].

Jusqu'à présent, les erreurs identifiées étant cliniquement acceptables, ces dispositifs non invasifs, admettant un effet de peau, sont tout de même utilisés [56]. Ainsi, le dispositif le plus adéquat devra être utilisé en fonction de la précision voulue pour l'étude.

2.3.3.3 Données lues par caméras

Les données lues par la caméra peuvent être bruitées. Dans ce cas, les logiciels utilisent des filtres, comme celui de Kalman ou Butterworth, pour lisser les données [16, 30, 31]. Cependant, les paramètres de ces filtres ne sont pas connus, comme la fréquence de coupure etc., ce qui rend l'étude de l'incertitude de la caméra compliquée d'autant plus que les données brutes ne sont pas accessibles.

CHAPITRE 3 PROCESSUS ÉTUDIÉ ET HYPOTHÈSES D'ÉTUDE

3.1 Processus étudié : eKin^{MC}

L'entreprise partenaire est une start-up montréalaise qui cherche à fournir à ses clients un logiciel d'analyse du mouvement. Ce logiciel permet la représentation graphique en temps réel du mouvement articulaire en utilisant une technologie de capture de mouvement précise et des techniques de traitement d'image efficace. Le processus général d'acquisition de données, mis en place pour ce logiciel, est illustré dans la figure 3.1).

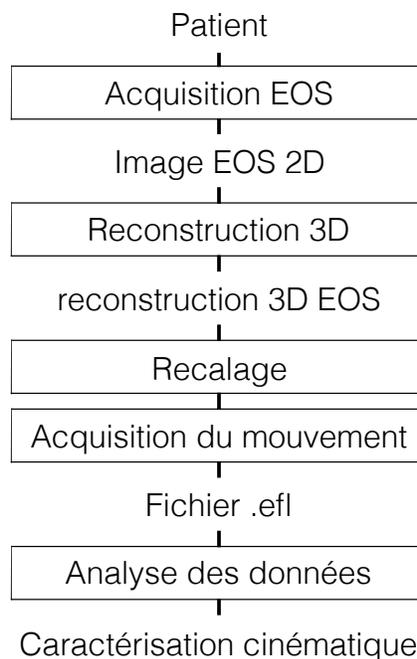


Figure 3.1 Schéma du processus d'acquisition de données du mouvement eKin^{MC}

Les trois principales étapes prises en considération sont les suivantes :

La reconstruction 3D

Cette étape permet d'obtenir les modèles 3D des os du patient à partir de scan EOS, soit d'images 2D. Pour cela, les images 2D sont segmentées et grâce à la calibration de la machine, la reconstruction 3D peut être faite, comme expliquée dans la partie 2.1.1. L'étape de segmentation est entièrement redéfinie par l'entreprise. Nous n'avons pendant cette maîtrise pas eu accès au code

ou valeurs de l'incertitude de cette étape. Dans la suite du mémoire, sera appelé étape de reconstruction 3D l'ensemble de ces étapes de segmentation et reconstruction.

Le recalage

Cette étape permet de superposer les os 3D de reconstruction numérique et les os réels du patient comme expliqué dans la partie 2.1.3. Pour cela, la position des os du patient est déterminée à partir d'images échographiques segmentées. Ainsi, les étapes de calibration échographique, segmentation échographique et recalage échographique sont regroupées sous ce nom de recalage. Les ultrasons, échographie, sont en effet assez précis pour obtenir les informations nécessaires, soit pour localiser les os [57]. Il faut passer par une étape de calibration, dont la précision dépend notamment du fantôme utilisé pour cette étape [25]. Cette étape étant en cours de test pendant la maîtrise, sa précision n'était pas connue.

La prise de données de position

Afin d'être le plus précis possible, le choix d'un dispositif minimalement invasif a été fait. Les capteurs de position sont attachés à des broches intracorticales fixées directement dans les deux os. Comme vu dans la partie précédente, cela permet d'éliminer les artéfacts du mouvement des tissus. La lecture des capteurs est faite par une caméra Polaris Spectra avec des capteurs passifs NDI.

À la suite de ces trois étapes, les informations collectées sont regroupées dans un fichier d'extension .efl, propre au logiciel eKin^{MC}. Ce fichier contient :

- les coordonnées des points du modèle 3D des os dans le repère de la caméra, c'est à dire placés à la suite du recalage, au premier instant de l'acquisition
- les coordonnées des repères calculés et attachés aux os au premier instant de l'acquisition
- la matrice de transformation donnée par la caméra pour chaque capteur, donc chaque os.

3.2 Hypothèses et limites

Pour étudier les erreurs qui peuvent être engendrées par un processus d'acquisition comme celui de eKin^{MC}, plusieurs hypothèses simplificatrices ont été faites.

— Artéfacts de peau négligeables

Cette hypothèse s'appuie sur l'utilisation d'un dispositif minimalement invasif pour fixer les capteurs sur le corps du patient

— Erreurs de camera négligeables

Cette hypothèse est faite, car même si de minimes erreurs sont possibles, elles sont négligeables face aux erreurs des autres étapes [58]. De plus, l'étude doit permettre à l'équipe de développement du logiciel de prioriser les recherches de développement, or la caméra n'est pas développée par l'entreprise. Elle a donc été considérée comme parfaite. Aussi, la transformation pour obtenir les matrices de transformation à partir des données de positions des marqueurs est une boîte noire utilisée par les constructeurs qui est très difficile à modéliser.

— Seules les étapes de reconstruction 3D et de recalage ont des erreurs à considérer

En effet, la présentation du logiciel eKin^{MC} a permis de mettre en évidence trois étapes à considérer, l'étape de caméra étant négligée, seules les étapes de reconstruction 3D et de recalage restent à étudier.

Aussi, l'étude se limite à celle du tibia et du fémur pour l'ensemble de l'articulation du genou.

Ces hypothèses simplificatrices ne permettent pas de couvrir toutes les sources d'incertitudes du processus d'acquisition de la cinématique. Elles permettent en effet de concentrer l'étude sur des étapes d'acquisition dont l'impact de leurs incertitudes sur les valeurs du modèle à 6DDL a été peu étudié.

3.3 Objectifs

Ce projet de maîtrise a pour objectif d'estimer les erreurs globales des caractéristiques cinématiques du genou résultantes des incertitudes d'un processus d'acquisition, comme celui d'eKin^{MC}. Également, ce projet propose une prise en compte visuelle de ces erreurs pour l'interprétation clinique :

- Étudier l'impact des incertitudes du processus d'acquisition des données pour l'analyse du mouvement par le modèle à 6 DDL
- Identifier les sources d'erreurs ayant une influence majeure pour permettre la priorisation de futures recherches
- Développer une interface d'utilisation universelle prenant en entrée les incertitudes connues du processus pour pouvoir généraliser cette étude à tout autre processus d'analyse
- Développer une méthode d'étude de l'impact des incertitudes des étapes d'acquisition des données sur la caractérisation cinématique issue de ces données, généralisable à d'autres outils de description de la cinématique du genou

CHAPITRE 4 MÉTHODE

L'étude de l'impact de l'incertitude du processus d'acquisition des données cinématiques sur l'analyse de la marche revient à étudier l'impact d'une modification du fichier .efl sur l'analyse qui en est faite. Pour cela, plusieurs étapes sont effectuées : identifier les paramètres du processus qui pourraient influencer l'analyse, évaluer leur pertinence puis modéliser l'impact en fonction des paramètres pertinents.

4.1 Identification des sources d'erreurs du modèle à 6DDL

Chaque étape de la procédure a sa propre influence sur l'analyse des données. Selon les hypothèses formulées précédemment, seules les étapes de reconstruction 3D et recalage vont être étudiées.

La reconstruction 3D est réalisée à partir de deux images EOS 2D. Cette reconstruction a quelques incertitudes qui ne sont pas les mêmes pour tous les points et toutes les directions anatomiques [31, 59-61]. Quatre zones ont été identifiées comme étant pertinentes pour l'analyse par le modèle à 6 DDL. Comme illustré dans la Figure 4.1, ces zones sont : tête fémorale, condyles fémoraux, plateau tibial et malléole. L'incertitude n'étant pas la même dans toutes les directions, trois facteurs sont étudiés pour chaque zone. En tout, ce sont douze facteurs de reconstruction 3D qui peuvent être considérés : l'incertitude selon l'axe médio-latéral (ML), l'axe antéro-postérieur (AP) et l'axe proximo-distal (PD) pour chaque zone. Ainsi, les 12 facteurs sont les incertitudes du modèle 3D issu de la reconstruction 3D selon les axes médio-latéral, antéro-postérieur et proximo-distal de la tête fémorale, des condyles fémoraux, du plateau tibial et de la malléole. La valeur de l'incertitude dépend de l'algorithme de reconstruction choisi [15]. Selon la littérature, la plage d'erreur va de 0 (cas idéal, sans imprécision) à 2 mm en moyenne [15].

Le recalage consiste à faire coïncider le modèle 3D de l'os avec sa position réelle, grâce aux marqueurs placés dans l'espace. Pour cela, il se base sur les images d'échographie des os du patient auxquels sont rattachés les capteurs de position visibles par la caméra. Ainsi, l'image 3D va pouvoir être repositionnée. Si cette étape n'est pas parfaitement exécutée, les os peuvent être décalés de leur modèle 3D, en translation et en rotation autour d'un repère [45, 62]. Cela amène à six paramètres à considérer pour chaque os.

Il y a, au total, douze facteurs provenant de l'étape de recalage : l'incertitude de la translation et de la rotation autour de l'axe médio-latéral, de l'axe antéro-postérieur et de l'axe proximo-distal de chaque os. Leurs valeurs ne sont pas connues. Cependant, selon Azmy et coll., une plage d'erreur allant de 0, cas idéal, à 1 mm ou 1 degré peut être considérée [45].

Ainsi, l'étape d'identification des paramètres du processus influençant l'analyse a permis d'identifier 24 paramètres correspondant aux incertitudes des étapes.

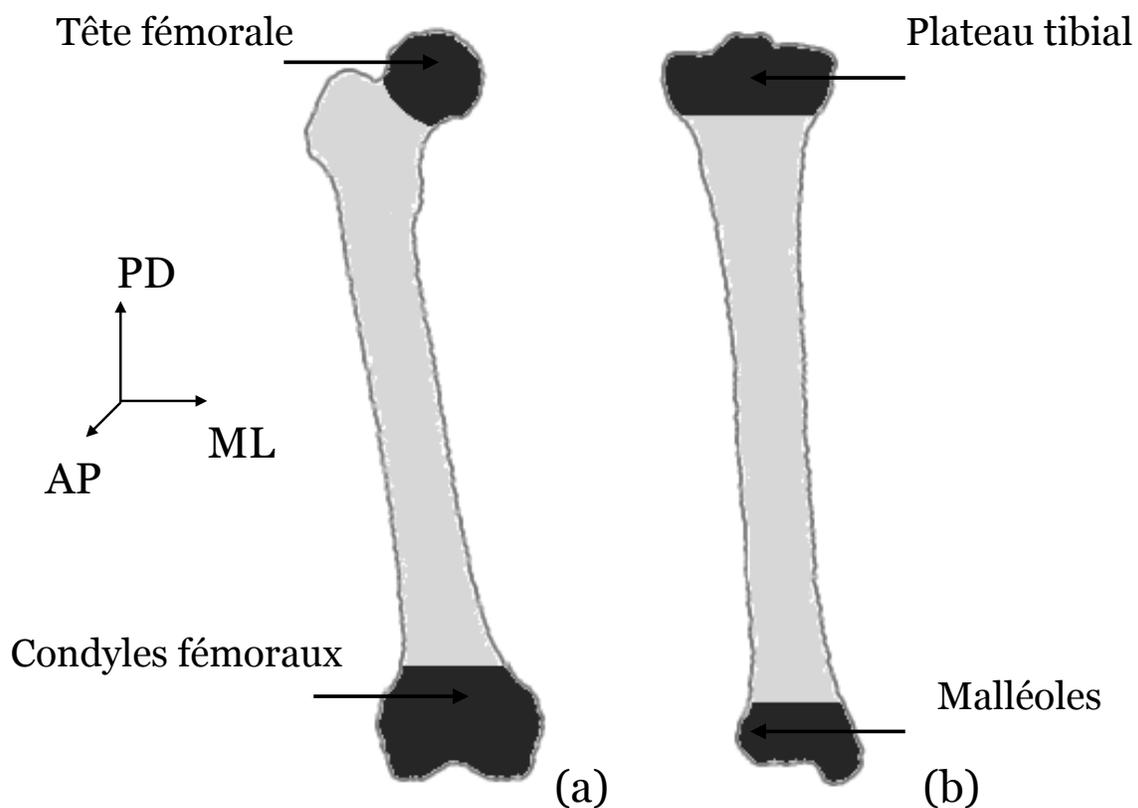


Figure 4.1 Zones étudiées pour le fémur (a) et le tibia (b), avec PD, l'axe proximo-distal, ML, l'axe médio-latéral, AP, l'axe antéro-postérieur.

4.2 Évaluation de l'impact par l'analyse de Monte Carlo

Il y a plusieurs approches pour estimer les incertitudes du procédé. La première consiste à estimer indépendamment les conséquences des incertitudes locales. Chaque incertitude est simulée indépendamment et ses conséquences sont évaluées. Il est ainsi possible de déterminer la pertinence de chaque facteur. Cependant, la résultante globale n'est pas la somme des incertitudes locales. Pour estimer cela, une approche dite globale est utilisée, elle simule les incertitudes cumulées par des méthodes probabilistes comme celle de Monte Carlo. Cette méthode a notamment été utilisée par van den Bogert, Reinschmidt [42], Reinbolt, Haftka [63], Myers, Laz [64].

Cette double approche est utilisée par Azmy et coll [45, 62]. Elle permet d'une part de trouver les causes et d'autre part d'estimer la précision globale du procédé.

Développée par Papadopoulos, une simulation de Monte Carlo consiste à bruiteur un ensemble de données en entrée afin d'étudier l'effet de ce bruit sur les variables de sortie [65]. L'ensemble des données d'entrée est ici les données provenant du fichier exporté à l'issue de la procédure d'acquisition, soit le fichier .efl. Ces données vont être modifiées pendant la simulation de Monte Carlo. L'ensemble de données en sortie est le résultat de l'analyse des données par un modèle à six degrés de liberté.

Pour simuler l'incertitude provenant de la reconstruction 3D, les coordonnées seront modifiées de façon aléatoire selon la valeur de l'incertitude à tester pour chaque paramètre identifié à la partie précédente. Chaque point, en fonction de son emplacement, c'est-à-dire de la zone à laquelle il appartient, sera modifié selon les trois axes anatomiques de façon aléatoire. Ainsi, tous les points de la zone de la tête du fémur vont être modifiés dans toutes les directions de façon aléatoire, et le point du centre de la tête fémorale (PTF) qui est le centre de la sphère constituée par tous ces points, subira le bruit moyen ajouté à ces points. De même chaque point servant à construire le repère anatomique expliqué dans la partie 2.2.1 sera modifié selon le bruit subi par les points le définissant. Ainsi, les zones du plateau tibial et des condyles fémoraux vont être divisés en deux sous-zones, médiale et latérale, pour appliquer le bruit moyen de ces zones aux points définis.

Pour simuler l'incertitude de recalage, toutes les nouvelles coordonnées appartenant à un même os seront modifiées de la même manière, car il s'agit d'un solide rigide. Toutes les modifications seront normalement distribuées.

Les données en sortie sont celles de l'analyse des données modifiées en entrée. Comme il s'agit d'un outil facile à utiliser et à interpréter en pratique clinique, le modèle à six degrés de liberté (6DDL) est utilisé pour analyser les données. Les points utilisés sont automatiquement déterminés à partir des reconstructions 3D afin de diminuer l'erreur interopérateurs et intersessions. La matrice de passage du repère du tibia au repère du fémur pour calculer les valeurs de 6 degrés de liberté comme expliqué dans la partie 2.2.1, est obtenue à partir des matrices de transformations données par la caméra. En effet, pour chaque os, la caméra indique l'orientation et la position du capteur, et donc de l'os, grâce à une matrice de transformation 4x4, $\mathbf{MT}_{\text{fémur}}$ et $\mathbf{MT}_{\text{tibia}}$. Ainsi la matrice de passage \mathbf{MP} d'où sont extraites les valeurs des degrés de liberté (voir équation 2) est obtenue par :

$$\mathbf{MP} = \mathbf{PtRep}_{\text{tibia}} \times \mathbf{MT}_{\text{tibia}}^{-1} \times \mathbf{MT}_{\text{fémur}} \times \mathbf{PtRep}_{\text{fémur}}^{-1} \quad (6)$$

avec $\mathbf{PtRep}_{\text{fémur}}$ et $\mathbf{PtRep}_{\text{tibia}}$, les coordonnées des points des repères dans le référentiel de l'os [66]. En bref, la méthode de Monte Carlo consiste à perturber les coordonnées de tous les points du fichier de données avec des erreurs aléatoires normalement distribuées ayant une variance connue correspondant à la valeur de l'incertitude des facteurs. Le terme d'erreur de l'analyse obtenue est calculé comme suit :

$$\text{erreur} = \text{DDL}_{\text{entrée modifiée}} - \text{DDL}_{\text{entrée non modifiée}} \quad (7)$$

DDL est la valeur moyenne de ce degré de liberté au cours du mouvement. C'est l'erreur absolue. L'erreur relative ne peut être utilisée à cause des valeurs du DDL proches de zéros possibles. La valeur absolue informe bien sur l'erreur réelle qu'il peut y avoir sur la valeur DDL contrairement à l'erreur quadratique moyenne qui oublie les valeurs maximales.

Cette méthode a été utilisée sous deux formes. La première pour estimer indépendamment les conséquences des incertitudes sur la valeur des degrés de liberté au cours du mouvement, pour cela, elle perturbe les valeurs d'entrée pour seulement l'un des facteurs et en calcule l'erreur résultante. La deuxième pour estimer la résultante globale, pour cela, une perturbation sur tous les facteurs a été effectuée 10 000 fois sur chacun des fichiers .efl fournis, en accord avec l'étude de Papadopoulos and Yeung [65]. La première étude a l'avantage d'éliminer toute influence extérieure, où un facteur pourrait en compenser un autre, et la deuxième a justement l'avantage de prendre en compte toutes les interférences entre les facteurs si elles existent. Le résultat de ces deux

études permet d'identifier, pour chaque degré de liberté, les facteurs pertinents, ayant une certaine influence sur la valeur de l'analyse.

Ainsi, un ensemble de données avec les erreurs sur les valeurs des degrés de liberté et le bruit qui a été ajouté pour obtenir ce résultat a pu être obtenu.

4.3 Modélisation par validation croisée

Pour quantifier le lien entre les erreurs de l'analyse des données et l'incertitude des étapes de la procédure, la deuxième approche de la simulation de Monte Carlo est utilisée. Sur ces données, deux études sont menées.

La première est une étude de corrélation, entre le bruit implémenté pour chaque facteur et le résultat obtenu. Cette étude permet d'établir l'existence ou non d'un lien entre la variation d'un paramètre d'incertitude du processus d'acquisition des données cinématiques et celle de la valeur d'un degré de liberté. Pour cela, une matrice de corrélation est utilisée. Le coefficient de corrélation r_{XY} entre deux ensembles de variables \mathbf{X} et \mathbf{Y} , de taille n , est obtenu comme suit :

$$r_{XY} = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{(\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2) \times (\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2)}} \quad (8)$$

Dans notre cas, \mathbf{Y} est l'ensemble des valeurs des erreurs sur le degré de liberté obtenu et \mathbf{X} , l'ensemble du bruit ajouté à un facteur. r est compris entre -1 et 1. Sa valeur absolue est d'autant plus grande que les ensembles sont corrélés linéairement. Si r est proche de zéro, les facteurs ne sont pas corrélés linéairement. Seulement, les données peuvent aussi ne pas être corrélées linéairement aux erreurs en sortie, mais le carré ou autres peuvent l'être. Ainsi, les paramètres vont être modifiés par une fonction et ce nouvel ensemble va être testé par le coefficient de corrélation (voir Annexe 1). Ainsi une matrice de corrélation peut être obtenue pour chaque jeu de données.

La deuxième étude consiste à modéliser le résultat obtenu par validation croisée et régression pas à pas avant. Cela permet d'obtenir l'erreur en fonction des incertitudes du processus de façon mathématique. Cela est obtenu à partir des résultats obtenus par la méthode de Monte Carlo. Cette modélisation doit approcher le résultat obtenu par la simulation de Monte Carlo avec une fonction mathématique. Ainsi, 60% des 10 000 essais, soit 6 000, sont utilisés comme jeu de données d'apprentissage, et les 4 000 autres pour la validation de l'estimateur trouvé. Le modèle est déterminé par une régression pas à pas avant (Figure 4.2). Cela consiste à prendre des paramètres minimisant l'erreur quadratique moyenne entre $\mathbf{Y}_{\text{estimé}}$ et $\mathbf{Y}_{\text{réel}}$ où $\mathbf{Y}_{\text{réel}}$ est l'ensemble des résultats obtenus par la simulation de Monte Carlo et $\mathbf{Y}_{\text{estimé}}$ est la somme des paramètres choisis multipliés par leurs coefficients (voir Figure 4.2), soit :

$$y_{estimé} = \sum_{i=1}^n b(f_j(\mathbf{X}_i)) * f_j(\mathbf{X}_i) \quad (9)$$

Avec

$$b(f_j(\mathbf{X}_i)) = \frac{\sum_{i=1}^n (f_j(\mathbf{X}_i) - \overline{f_j(\mathbf{X}_i)}) (Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (f_j(\mathbf{X}_i) - \overline{f_j(\mathbf{X}_i)})^2}} \quad (10)$$

Ainsi, en l'absence de terme constant, il est considéré que s'il n'y a pas d'incertitude, soit si le processus est parfait, alors il n'y a pas d'erreur sur l'analyse. L'erreur quadratique entre deux ensembles \mathbf{Y} et \mathbf{X} de taille n est calculé par :

$$Errq(\mathbf{X}, \mathbf{Y}) = \frac{\sum_{i=1}^n (Y_i - b(\mathbf{X}_i) * \mathbf{X}_i)^2}{n} \quad (11)$$

Les paramètres sont les mêmes facteurs testés pour la méthode de Monte Carlo précédemment. Seulement, comme ils peuvent influencer sous d'autres formes, comme au carré ou en sinus, ces paramètres vont être transformés par différentes fonctions pour obtenir de nouvelles valeurs des paramètres, soit les $f_j(\mathbf{X})$ (voir Annexe A). Cette modélisation doit permettre d'obtenir le même résultat que celui obtenu par la méthode de Monte Carlo.

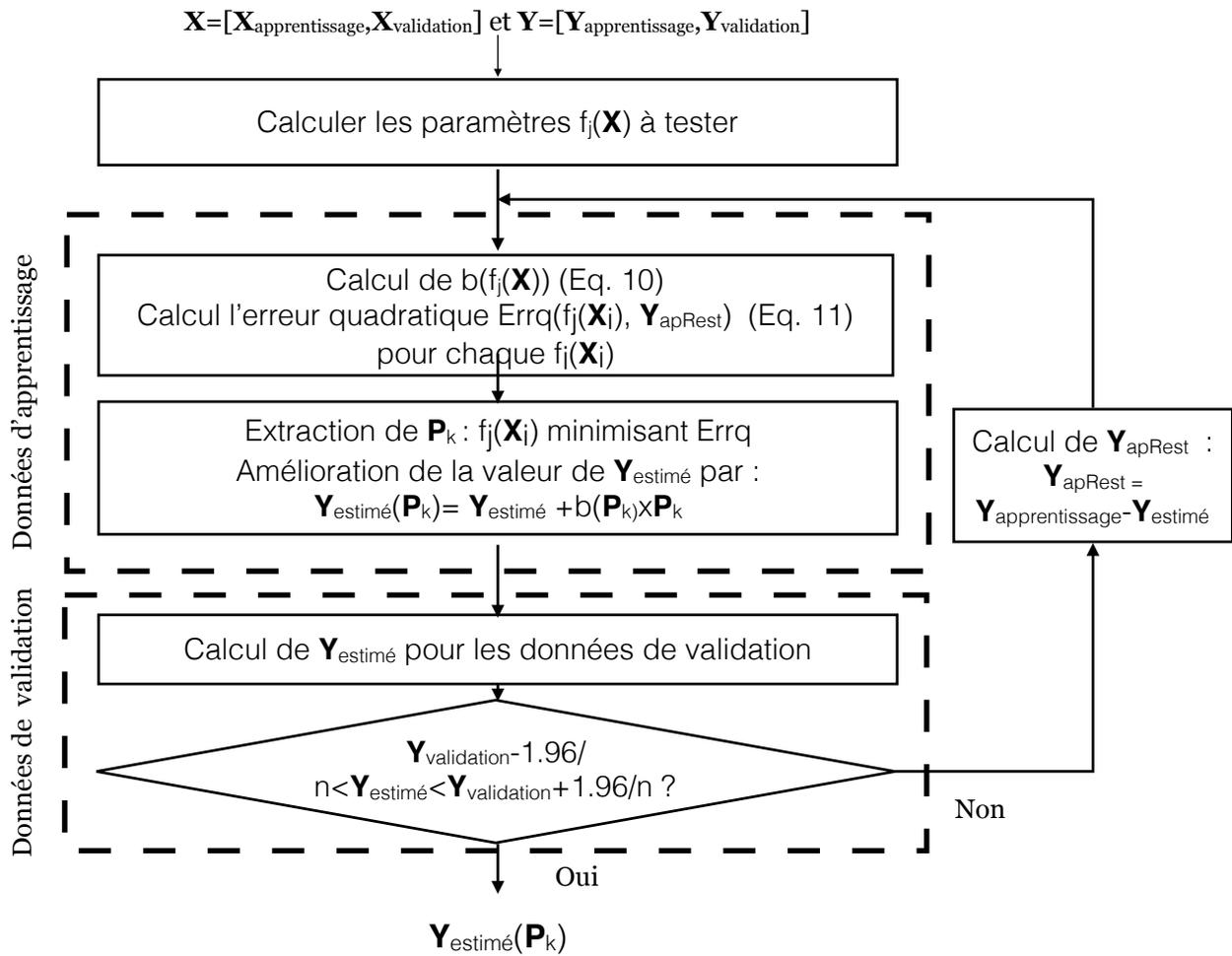


Figure 4.2 Schéma de l'obtention du modèle par régression pas à pas avant

4.4 Visualisation des résultats

Afin de rendre les résultats obtenus accessibles aux chercheurs et chirurgiens intéressés par le sujet, une interface utilisateur a été implémentée.

Elle doit permettre de :

- Illustrer les erreurs de l'outil de description de la cinématique utilisé
- Informer sur l'influence des incertitudes du processus

Cependant, elle doit aussi répondre à deux principales contraintes :

- Utiliser les résultats de l'étude
- Être facile d'utilisation

Pour illustrer les erreurs de l'outil de description, une visualisation de l'outil cinématique au cours du mouvement à étudier a été implémentée. L'influence des incertitudes du processus est donnée par un code couleur et des boutons, ce qui rend l'utilisation facile. Également, pour être facilement compréhensible, le choix d'un vocabulaire conventionnel, établi avec le chirurgien, a été fait.

CHAPITRE 5 RÉSULTATS

Le calcul de l'erreur sur chaque DDL pour chacun des quatre ensembles de données fournis par l'entreprise a été fait pour un bruit gaussien d'intervalle de confiance à 95% égal à ± 2 mm ou degrés. Cela a permis d'identifier les facteurs influents dont les résultats sont présentés dans la partie 5.1, l'estimation de ces résultats par une modélisation pas à pas avant est présentée dans la partie 5.2. Ces résultats peuvent être présentés aux cliniciens grâce à l'interface dont les caractéristiques sont présentées dans la partie 5.3.

5.1 Identification des facteurs influents

Pour identifier les facteurs influents, chaque facteur a été bruité un à un tandis que les autres ne l'étaient pas. La figure 5.1 est un exemple de la répartition des erreurs d'entrée et de sortie.

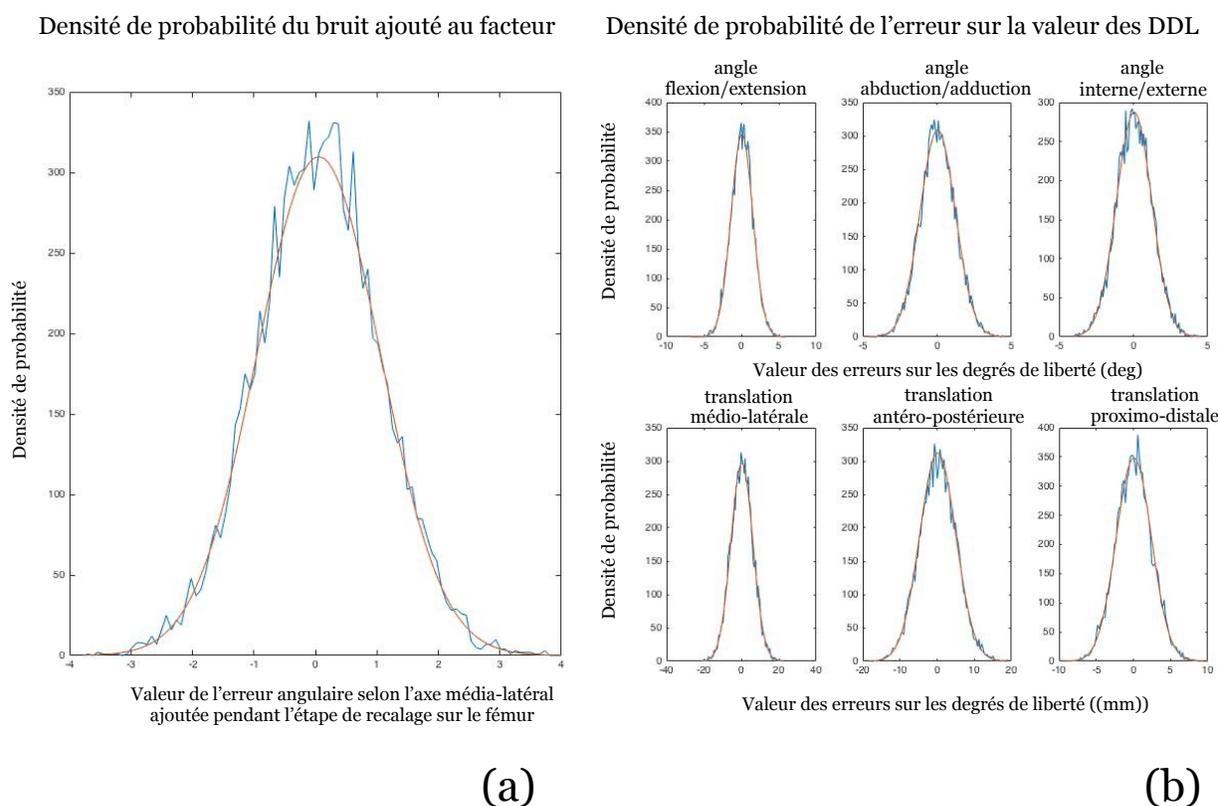


Figure 5.1 Exemple de répartition des erreurs : Densité de répartition des erreurs testées sur l'incertitude de l'étape de recalage du fémur en rotation autour de l'axe médio-latéral (a) et des erreurs obtenues sur les valeurs des degrés de liberté (b)

Ainsi, un bruit gaussien amène à une erreur gaussienne sur la valeur des degrés de liberté, c'est pourquoi il est possible de donner le résultat des erreurs par l'intervalle à 95%. Ainsi, pour chaque facteur, son influence sur les degrés de liberté a pu être étudiée et caractérisée par la valeur de la borne supérieure de l'intervalle à 95% de son influence. La figure 5.2 illustre les résultats des erreurs sur les degrés de liberté supérieures à 0.01mm ou degré.

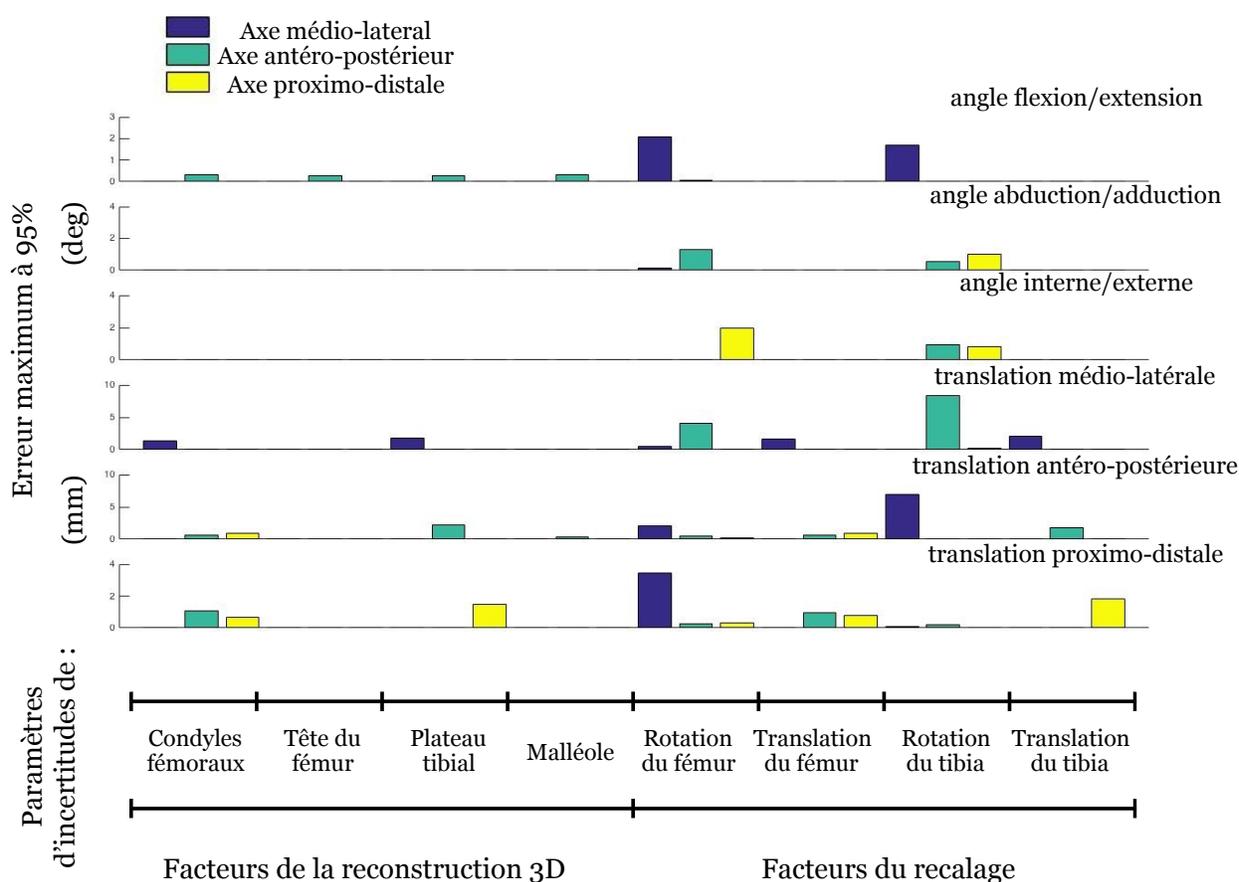


Figure 5.2 Erreur maximum à 95% sur chacun des DDL mesurés en fonction du facteur modifié.

Les coefficients de corrélation moyens ont également été calculés pour l'ensemble des données. Le maximum obtenu pour chaque paramètre sous toutes ses fonctions est illustré dans la figure 5.3

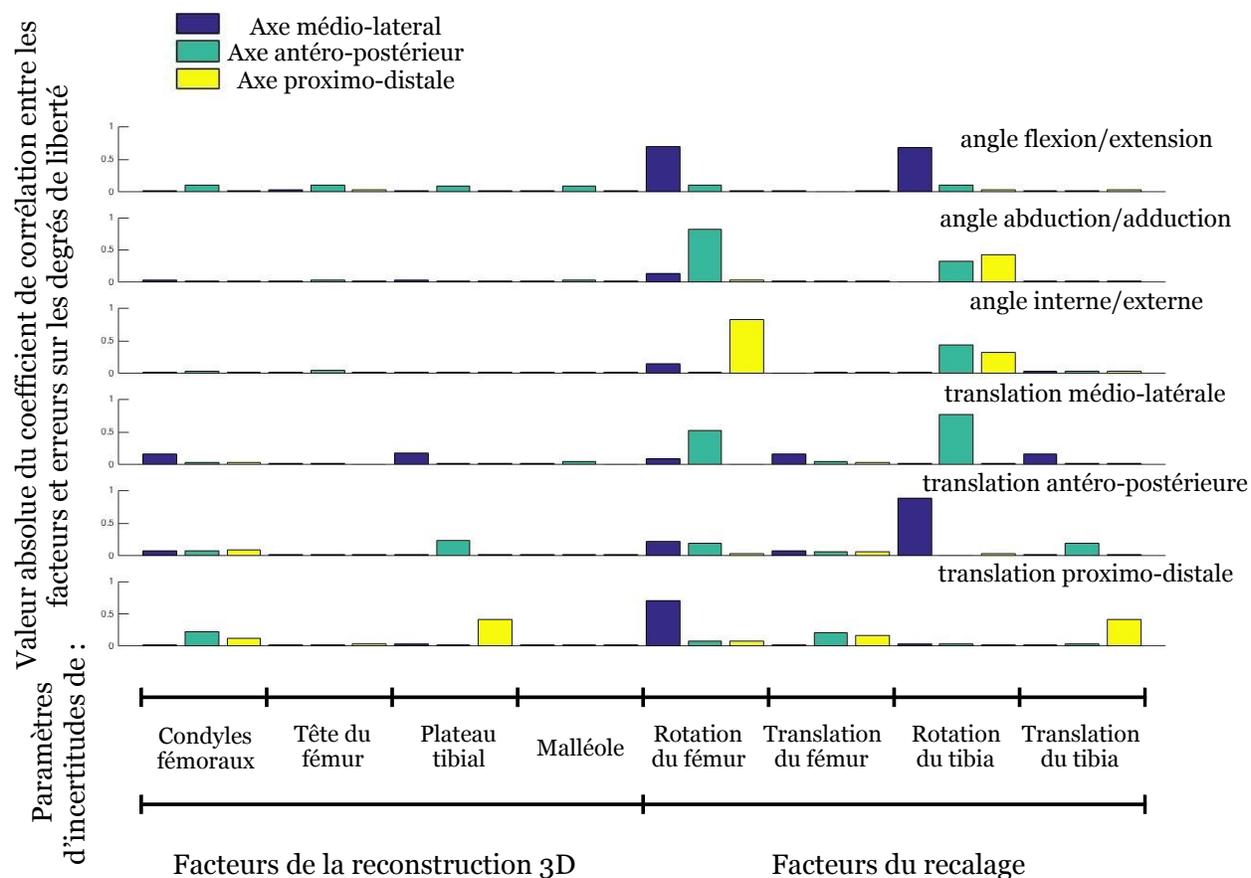


Figure 5.3 Valeur absolue du coefficient de corrélation maximum entre les facteurs et erreurs sur les degrés de liberté

Ainsi, les facteurs pertinents pour chaque degré de liberté peuvent être résumés pour ces deux résultats dans le tableau 5.1

Tableau 5.1 Identification des facteurs influents pour chaque degré de liberté, par la simulation de Monte Carlo individualisé (facteurs identifiés par un X) et l'étude des coefficients de corrélation (facteurs identifiés par un O), avec axe ML : axe médio-latéral, axe AP, axe antéro-postérieur, et axe PD, axe proximo-distal

DDL / Facteurs	Facteurs de reconstruction 3D												Facteurs de recalage											
	Condyles fémoraux			Tête du fémur			Plateau tibial			Malléole			Rotation du fémur			Translation du fémur			Rotation du tibia			Translation du tibia		
	Axe ML	Axe AP	Axe PD	Axe ML	Axe AP	Axe PD	Axe ML	Axe AP	Axe PD	Axe ML	Axe AP	Axe PD	Axe ML	Axe AP	Axe PD	Axe ML	Axe AP	Axe PD	Axe ML	Axe AP	Axe PD	Axe ML	Axe AP	Axe PD
θ_{FE}		X O			X O			X O			X O		X O	X O					X O	X O				
θ_{AA}													X O	X O						X O	X O			
θ_{IE}													X O		X O					X O	X O			
tML	X O	X O	X O				X O						X O	X O		X O	X O	X O		X O	X	X O		
tAP	X O	X O	X O					X O			X O		X O	X O	X O	X O	X O	X O			O		X O	
tPD		X O	X O						X O				X O	X O	X O		X O	X O	O	O				X O

5.2 Modèle reliant les erreurs d'analyse de la marche aux facteurs identifiés

Pour modéliser l'impact des facteurs sur l'erreur globale, tous les facteurs sont modifiés 10 000 fois et l'erreur est collectée. À l'issue de l'algorithme de modélisation, les facteurs utilisés sont donnés dans la figure suivante :

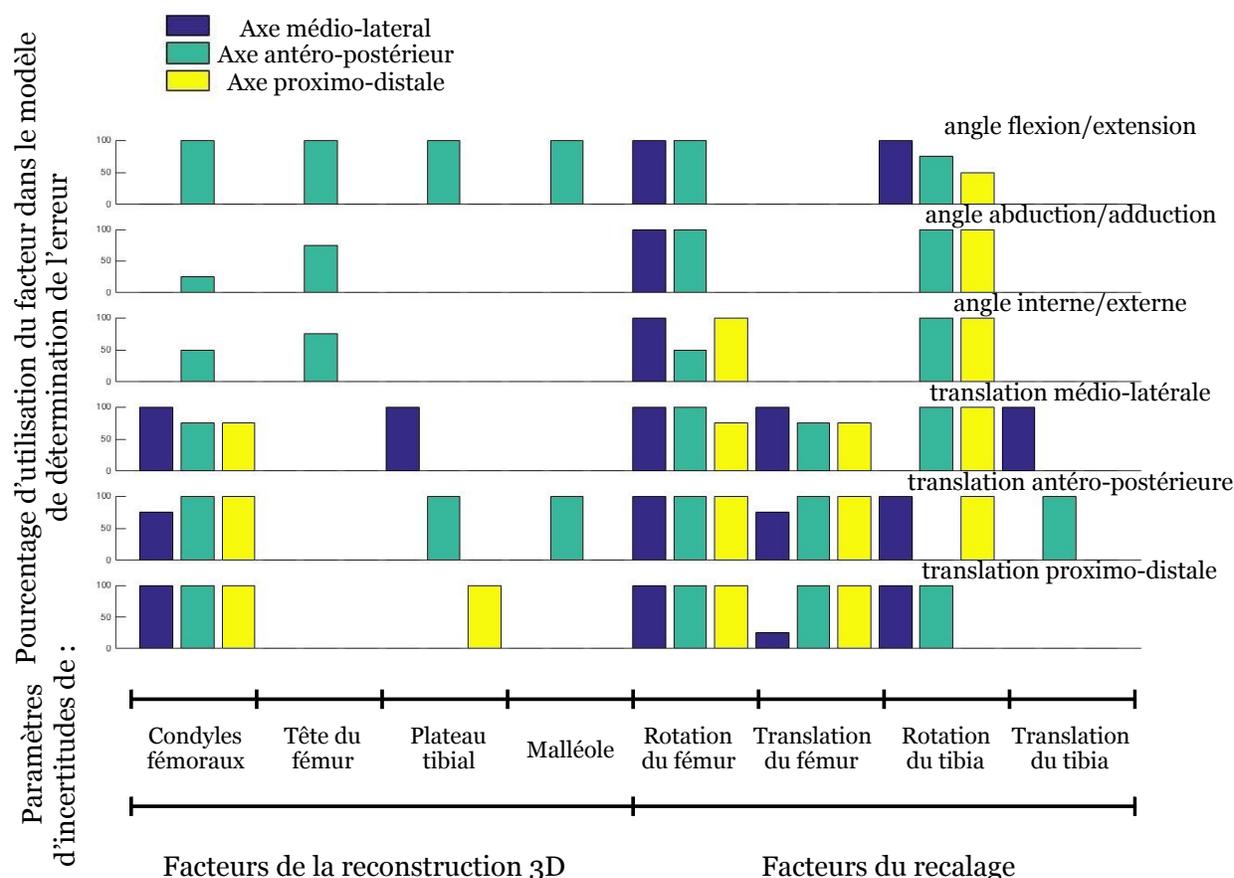


Figure 5.4 Pourcentage d'utilisation des facteurs pour les différents fichiers, dans la modélisation des erreurs d'analyse en fonction des facteurs

Au cours de l'algorithme de modélisation, l'erreur quadratique entre $y_{réel}$ et $y_{estimé}$ est calculée et illustrée dans la figure 5.5 pour chaque ensemble de données testé, soit d'apprentissage soit de validation. L'algorithme a été optimisé de façon à s'arrêter seulement lorsque l'ajout de coefficient ne fait pas diminuer l'erreur quadratique calculée.

Il est possible de modéliser le lien entre les paramètres et chaque valeur d'erreur des degrés de liberté avec une erreur quadratique moyenne entre les résultats obtenus par Monte Carlo et par la modélisation, inférieure à 0.02 degrés pour les rotations et 0.2 mm pour les translations. Le résultat de l'erreur sur la valeur des degrés de liberté en fonction des paramètres d'incertitude, est obtenu en 10ms une fois la modélisation connue, après un apprentissage de 2 minutes. À titre de comparaison, les résultats de la méthode de Monte Carlo sont obtenus en 20 minutes.

Il pourra être remarqué que le modèle est différent pour chaque degré de liberté, mais aussi pour chaque fichier .efl testé, soit pour chaque mouvement dont les données cinématiques ont été acquises.

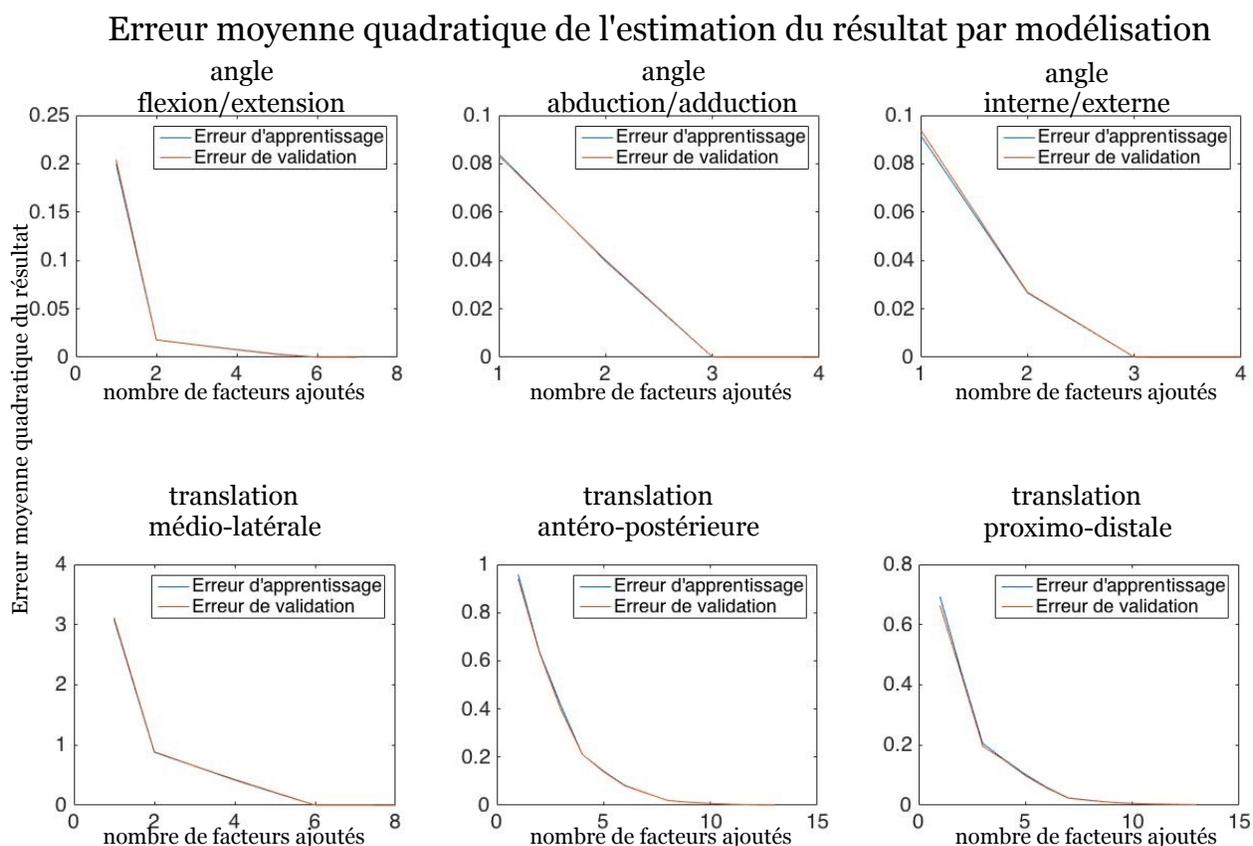
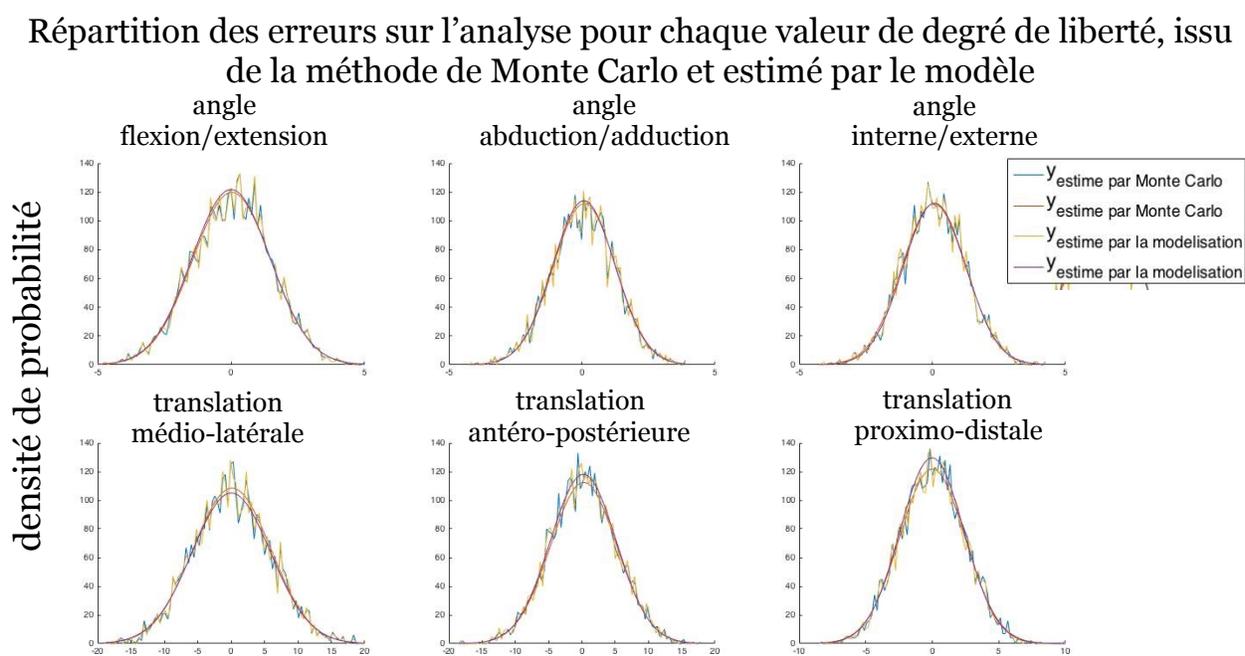


Figure 5.5 Erreur moyenne quadratique de l'estimation du résultat de la méthode de Monte Carlo par la modélisation mathématique par régression pas à pas avant

Ainsi, la figure 5.6 indique la répartition des erreurs sur l'analyse pour chaque valeur de degré de liberté, issues de la méthode de Monte Carlo et estimées par le modèle pour les mêmes paramètres de bruit.



Erreur sur chaque degré de liberté

Figure 5.6 Répartition des erreurs sur l'analyse pour chaque valeur de degré de liberté, obtenues par la méthode de Monte Carlo et la modélisation mathématique, avec r le coefficient de corrélation entre ces deux ensembles de données supérieur à 0.99

5.3 Visualisation des résultats

La visualisation des incertitudes de la caractérisation du mouvement en fonction de l'incertitude des étapes de reconstruction 3D et de recalage a été implémentée sur le logiciel Matlab comme une interface utilisateur. Elle permet d'informer les cliniciens sur les incertitudes de l'outil cinématique qu'il utilise en les incluant directement sur leur visualisation. Cette interface s'articule en plusieurs étapes :

1. Choix du fichier de mouvement à illustrer

L'utilisateur sélectionne le fichier dont il souhaite analyser les caractéristiques cinématiques

2. Choix de l'outil de description de la cinématique à utiliser

L'utilisateur sélectionne dans un menu déroulant l'outil de description qu'il souhaite utiliser pour décrire la cinématique des éléments présents dans le fichier. Actuellement, il n'y a qu'un choix puisqu'un seul outil a été étudié, le modèle à 6 DDL (Figure 5.7).

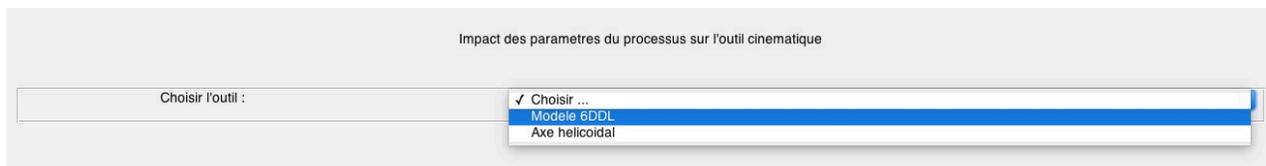


Figure 5.7 Étape 2 de l'interface utilisateur : Choix de l'outil de description de la cinématique

3. Choix des valeurs des paramètres d'incertitudes des étapes de reconstruction 3D et recalage à tester

L'utilisateur est invité à modifier les valeurs des incertitudes des étapes de reconstruction 3D et recalage en adéquation avec les valeurs connues de son processus. Pour cela, plusieurs scénarios sont possibles :

1. Si l'utilisateur ne connaît que l'incertitude moyenne de chaque étape, alors il peut directement modifier les valeurs des incertitudes à 95% dans les cases correspondantes

The screenshot shows two main sections for setting uncertainty values. The top section is titled "Incertitude de l'etape de reconstruction 3D :". Below this title is a sub-section "Incertitude moyenne generale (en mm)" with a "+" button in the top right corner. Underneath, there is a label "Imprecision moyenne de la reconstruction 3D :" followed by a text input field containing the value "1". The bottom section is titled "Incertitude de l'etape de recalage :". Below this title is a sub-section "Incertitude moyenne generale (en deg et mm)" with a "+" button in the top right corner. Underneath, there is a label "Imprecision moyenne du recalage :". Below this label are two rows of input fields: the first row is labeled "- en rotation :" and contains the value "1"; the second row is labeled "- en translation :" and also contains the value "1".

Figure 5.8 Étape 3 de l'interface utilisateur : valeur des incertitudes, scénario 1.

Les 24 paramètres prennent donc la même valeur que la moyenne à laquelle ils sont rattachés.

2. Si l'utilisateur en connaît un peu plus alors, il peut cliquer sur les « + » de la figure précédente pour ouvrir de nouveaux modules indiquant les erreurs moyennes sur les différentes zones de la reconstruction 3D, et les incertitudes pour chaque os du recalage.

Incertitude de l'etape de reconstruction 3D :

Incertitude moyenne generale (en mm)

Incertitude moyenne sur chaque point (en mm)

Points des condyles femoraux	1	-	+
Points de la tete du femur	1	+	
Points du plateau tibial	1	+	
Points des malleoles	1	+	

Incertitude de l'etape de recalage :

Incertitude moyenne generale (en deg et mm)

Incertitude moyenne sur chacun des os (en deg et mm)

Imprecision moyenne du recalage sur le femur :

- en rotation : 1

- en translation : 1

Imprecision moyenne du recalage sur le tibia :

- en rotation : 1

- en translation : 1

Figure 5.9 Étape 3 de l'interface utilisateur : valeur des incertitudes, scénario 2.

Les 24 paramètres prennent donc la même valeur que la moyenne à laquelle ils sont rattachés.

3. Si l'utilisateur connaît la valeur des 24 paramètres alors il peut encore une fois cliquer sur les « + » et ainsi obtenir la valeur des 24 paramètres d'incertitude

Incertitude de l'etape de reconstruction 3D :

Incertitude moyenne generale (en mm) _____

Incertitude moyenne sur chaque point (en mm) _____

Incertitude sur les condyles (en mm) _____

Axe medio-lateral	Axe antero-posterieur	Axe proximo-distal
1	1	1

Incertitude sur la tete du femur (en mm) _____

Axe medio-lateral	Axe antero-posterieur	Axe proximo-distal
1	1	1

Incertitude sur le plateau tibial (en mm) _____

Axe medio-lateral	Axe antero-posterieur	Axe proximo-distal
1	1	1

Incertitude sur les malleoles (en mm) _____

Axe medio-lateral	Axe antero-posterieur	Axe proximo-distal
1	1	1

Incertitude de l'etape de recalage :

Incertitude moyenne generale (en deg et mm) _____

Incertitude moyenne sur chacun des os (en deg et mm) _____

Incertitude selon chaque axe pour le femur (en deg et mm) _____

Angle medio-lateral	1	Translation medio-laterale	1
Angle antero-posterieur	1	Translation antero-posterieure	1
Angle proximo-distal	1	Translation proximo-distale	1

Incertitude selon chaque axe pour le tibia (en deg et mm) _____

Angle medio-lateral	1	Translation medio-laterale	1
Angle antero-posterieur	1	Translation antero-posterieure	1
Angle proximo-distal	1	Translation proximo-distale	1

Figure 5.10 Étape 3 de l'interface utilisateur : valeur des incertitudes, scénario 3.

Toutes les valeurs sont initialement à 1, mais il suffit de cliquer dessus pour les modifier. En fonction de son niveau de connaissance des incertitudes, l'utilisateur peut entrer ces valeurs. Ainsi, toutes combinaisons de ces scenarii sont possibles.

4. Calcul et visualisation des incertitudes sur l'outil choisi, en fonction des valeurs des incertitudes entrées

À partir des incertitudes entrées dans l'étape précédente, l'interface calcule directement la valeur de l'incertitude sur chaque degré de liberté à partir de la modélisation évaluée précédemment. Pour illustrer ces incertitudes, une plage verte a été rajoutée sur les courbes des degrés de liberté en fonction du temps.

5. Pour aller plus loin : Visualisation des facteurs influents sur l'incertitude de la caractéristique choisie, par un jeu de couleurs

Pour cela, l'utilisateur clique sur le bouton « + » à côté de la figure du degré de liberté qu'il veut étudier et les facteurs influents seront donnés en rouge, plus le facteur sera vert, moins il sera influent.

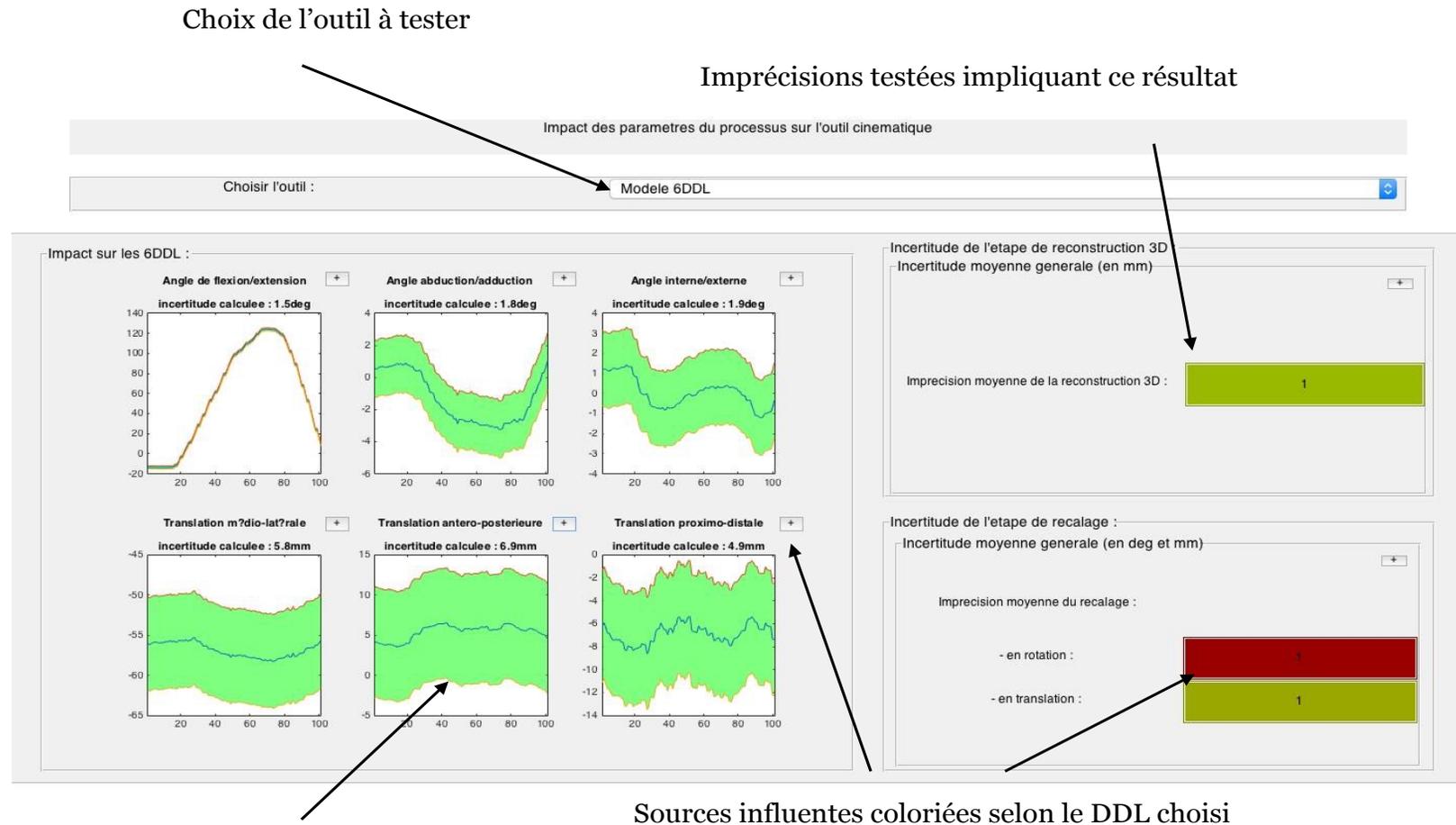


Illustration des erreurs de l'outil cinématique

Figure 5.11 Maquette globale de l'interface utilisateur pour visualiser les résultats de l'étude

CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE

Cette étude a examiné la relation entre l'incertitude de la procédure et la caractérisation cinématique du genou. Les erreurs mineures dues à l'incertitude des étapes d'acquisition des données cinématiques peuvent affecter significativement la valeur de la décomposition du mouvement en 6 degrés de liberté comme le montre l'exemple de la Figure 5.1.

6.1 Identification des sources d'erreurs extrinsèques

Les résultats des deux études d'identification des facteurs influents sont sensiblement les mêmes (Tableau 5.1). Ainsi, il n'y a pas de facteur qui en compense d'autres et tous les facteurs ont une influence indépendante sur la valeur des degrés de liberté. Les Figure 5.2 et Figure 5.3 indiquent que les facteurs les plus influents sont ceux issus de l'étape de recalage. Ainsi, il serait important de minimiser l'incertitude de cette étape. Les facteurs issus de la reconstruction 3D semblent avoir moins d'influence, mais cela est probablement dû au fait que pour obtenir les valeurs des 6DDL, les points utilisés dans les repères ne subissent que le bruit moyen de l'ensemble des bruits ajoutés à la zone qu'ils représentent comme indiqué dans la partie 0. Ainsi, utiliser des formes géométriques automatiques pour obtenir les points anatomiques, permettrait bien de réduire l'impact des erreurs de la reconstruction 3D.

Par ailleurs, il a été observé que les résultats ne sont pas exactement les mêmes pour tous les fichiers subissant le même bruit, en effet le pourcentage d'utilisation des facteurs pour les différents fichiers, dans la modélisation des erreurs d'analyse n'est pas de 0 ou 100% comme illustré dans la Figure 5.4. Ces fichiers sont des mouvements différents, d'angles et de vitesses différents. Ainsi, des sources intrinsèques, soit propres au fichier, peuvent influencer la valeur des erreurs de l'analyse. Ces sources intrinsèques devraient donc être prises en compte pour une étude plus complète. Pour cela il faudrait pouvoir faire cette étude avec des données dont les paramètres de vitesses, angles, translations, etc. ont été contrôlés pendant l'acquisition afin de connaître la différence exacte entre chaque fichier.

Aussi l'étude s'est limitée dans l'identification des sources d'erreurs extrinsèques à celles dues aux étapes de reconstruction 3D et de recalage. Pour illustrer les erreurs d'effet de peau et de lecture de la caméra, il serait possible de bruiteur la position des capteurs. Il serait alors intéressant d'enrichir

l'étude avec ces bruits. Mais cela est fortement compliqué tant que l'accès aux données brutes, non filtrées des caméras est restreint.

Ainsi, l'identification des sources d'erreurs dues aux étapes de reconstruction 3D et de recalage du processus a permis de mettre en valeur l'importance de l'incertitude de l'étape de recalage.

6.2 Modélisation de l'erreur sur l'analyse en fonction des incertitudes du processus

L'obtention du lien mathématique entre l'erreur de l'analyse cinématique du genou et l'incertitude du processus d'acquisition des données cinématiques pour une visualisation en temps réel du mouvement anatomique du genou a pu être possible grâce à une régression multiple pas à pas avant. Le modèle optimisé a permis d'obtenir un coefficient de corrélation entre les résultats de l'analyse de Monte Carlo et les résultats du modèle supérieur à 0.99 comme indiqué sur la Figure 5.6. Cela indique que le modèle permet bien d'approcher les résultats obtenus par la méthode de Monte Carlo. De plus, les paramètres mis en jeu dans ce modèle sont les mêmes que ceux précédemment identifiés comme étant pertinents. Cela permet également de valider ce modèle. Ainsi, cette méthode s'est avérée particulièrement efficace, d'autant plus qu'elle nécessite un court temps de calcul, de l'ordre de 10ms. Cela est bien plus pratique que la méthode de Monte Carlo qui nécessite une vingtaine de minutes, notamment pour l'utilisation des résultats dans l'interface utilisateur créée. Cependant, des fonctions à tester auraient pu être oubliées alors qu'elles auraient pu améliorer le résultat obtenu. De même qu'à l'étape précédente, les résultats ne sont pas les mêmes pour tous les fichiers, donc des sources intrinsèques sont entrées en jeu.

Les données d'erreur à 95% trouvées dans la première étude, bien qu'elles permettent de donner une idée des facteurs influents, ne peuvent être complètement significatives puisque les données fournies ne sont pas des données cinématiques de patient (Figure 5.2). Ainsi, les résultats actuels ne permettent pas de conclure sur l'importance clinique des conséquences d'incertitudes. En effet, même si les erreurs sur les angles semblent petites, de l'ordre de 2 degrés pour les bruits ajoutés, cela peut représenter une grande variation pour l'angle d'abduction/adduction qui varie lui-même de quelques degrés au cours du mouvement. De même, le bruit ajouté n'est pas cliniquement significatif puisqu'il est encore inconnu à ce jour. Cette étude devrait donc être prochainement menée avec des données cliniques et des informations sur les incertitudes.

L'utilisation d'une interface utilisateur facile à utiliser pour illustrer les résultats obtenus permet d'interpréter les résultats recherchés avec prudence.

Ainsi cette étape a confirmé l'identification des facteurs pertinents, soit l'importance de l'étape de recalage.

6.3 Limitations et perspectives de l'étude

Pour analyser l'ensemble des sources extrinsèques des erreurs d'analyse, dues au processus d'acquisition des données cinématiques pour une visualisation en temps réel le mouvement anatomique du genou, cette étude s'est limitée aux étapes de reconstruction 3D et de recalage. Cependant, cette étude peut facilement s'adapter à n'importe quelle méthode utilisée pour acquérir les données cinématiques (Tableau 6.1). En effet, même si le code ne s'applique qu'aux fichiers .efl, il a été écrit afin de n'avoir qu'une fonction de lecture de fichier à modifier pour s'adapter au nouveau fichier à étudier. Si plusieurs étapes, en plus de celle de recalage et de reconstruction 3D, sont à étudier, en connaissant dans quelles mesures elles peuvent influencer les données du fichier .efl, il est facile de les incorporer au code (Tableau 6.1). Également, cette méthode peut s'appliquer facilement à n'importe quel outil cinématique puisqu'il n'y a, encore une fois, qu'une fonction Matlab à modifier.

Tableau 6.1 Adaptabilité de la méthode d'étude utilisée

Étapes de l'étude	Enjeux de généralisation de l'étude associés à l'étape correspondante
Extraction des données du fichier avec les données cinématiques	Modifiable pour s'adapter au fichier extrait du processus
Modification du fichier en fonction des incertitudes utilisées	Modifiable pour s'adapter aux études à étudier
Application de l'outil cinématique aux données modifiées et non modifiées	Modifiable pour étudier un autre outil cinématique
Calcul des erreurs par comparaison des résultats de l'outil	Modifiable pour étudier d'autres caractéristiques de la modification (erreur quadratique moyenne, etc.)

Les résultats peuvent être facilement transmis au moyen de l'interface utilisateur. Cette dernière peut aussi facilement prendre en compte d'autres outils cinématiques (Figure 5.7). Également, l'interface est adaptée aux différents niveaux de connaissance de l'incertitude qui sont possibles (Figure 5.8, Figure 5.9, Figure 5.10)

Parmi les sources extrinsèques d'erreurs sur l'analyse de la cinématique du genou identifiées dans cette étude, l'étape de recalage est une source importante. Ainsi, pour minimiser l'incertitude sur les degrés de liberté, il faudrait mener des études plus précises sur l'étape de recalage dans de futurs projets.

CHAPITRE 7 CONCLUSION

L'objectif de ce mémoire était d'estimer les erreurs des caractéristiques cinématiques du genou en fonction de l'incertitude du processus d'acquisition des données cinématiques pour une visualisation en temps réel du mouvement anatomique du genou. Par une étude de l'impact implémentée sur Matlab se basant sur la méthode de Monte Carlo, il a été montré que les incertitudes des étapes de reconstruction 3D et de recalage influencent les valeurs des 6 degrés de liberté caractérisant le mouvement du genou.

Cette méthode a permis d'identifier l'étape de recalage comme une étape dont l'incertitude est fortement corrélée à celle de la valeur des 6DDL (le maximum des coefficients de corrélation est de 0.85). L'impact de l'incertitude de l'étape de reconstruction 3D a moins d'influence. Ainsi la méthode de construction des repères anatomiques à partir des points issus de formes géométriques recalés sur des régions des reconstructions 3D est une méthode permettant de diminuer l'impact de l'incertitude de l'étape de reconstruction 3D. Il faudrait alors trouver une méthode semblable pour réduire l'incertitude de l'étape de recalage.

Une interface utilisateur, ergonomique et universelle a été implémentée pour visualiser les résultats de cette étude. Elle permettrait de prendre en compte ces incertitudes dans la visualisation des caractéristiques du mouvement du genou.

Sur l'ensemble du processus complexe d'acquisition des données cinématiques et morphologiques du mouvement de l'articulation du genou, ce projet s'est limité aux étapes de reconstruction 3D et de recalage.

Ce mémoire se veut généralisable à plusieurs outils de description de la cinématique du genou pour de futurs développements. Plusieurs améliorations peuvent être effectuées, comme l'utilisation de données physiologiques pour déterminer l'impact réel des incertitudes sur l'analyse ainsi que la prise en compte des erreurs de la caméra. Également, l'étape de recalage ayant un fort impact sur les valeurs des 6DDL, et ayant été très peu étudiée jusqu'à présent, ce mémoire invite à poursuivre des études sur celle-ci.

RÉFÉRENCES

1. Schwartz, M.H., J.P. Trost, and R.A. Wervej, *Measurement and management of errors in quantitative gait data*. *Gait & posture*, 2004. **20**(2): p. 196-203.
2. Smith, R.M. and F.T. Sheehan, *Cross-Platform Comparison of Imaging Technologies for Measuring Musculoskeletal Motion*. *Handbook of human motion*, 2018: p. 135-156.
3. Lavoie, F., et al., *Gesture as an important factor in 3D kinematic assessment of the knee*. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2008. **16**(1): p. 64-70.
4. Siston, R.A., et al., *The variability of femoral rotational alignment in total knee arthroplasty*. *JBJS*, 2005. **87**(10): p. 2276-2280.
5. Marin, F., et al., *Correction of axis misalignment in the analysis of knee rotations*. *Human movement science*, 2003. **22**(3): p. 285-296.
6. Woltring, H., et al., *Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics*. *Journal of biomechanics*, 1985. **18**(5): p. 379-389.
7. Samadi, B., et al., *Custom sizing of lower limb exoskeleton actuators using gait dynamic modelling of children with cerebral palsy*. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2016. **19**(14): p. 1519-1524.
8. Parent, A., et al., *Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait*. *Clinical biomechanics*, 2016. **34**: p. 18-21.
9. Yazji, M., et al., *Are the mediolateral joint forces in the lower limbs different between scoliotic and healthy subjects during gait?* *Scoliosis*, 2015. **10**(2): p. S3.
10. Kaufman, K.R., et al., *Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis*. *Journal of biomechanics*, 2001. **34**(7): p. 907-915.
11. Blacharski, P.A., J. Somerset, and D. Murray, *A three-dimensional study of the kinematics of the human knee*. *Journal of biomechanics*, 1975. **8**(6): p. 377-384.
12. 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.
13. Veilleux, L.-N., et al., *Agreement of spatio-temporal gait parameters between a vertical ground reaction force decomposition algorithm and a motion capture system*. *Gait & posture*, 2016. **43**: p. 257-264.
14. Dubousset, J., et al., *Le système eos nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout*. *Memoires de Academie Nationale de Chirurgie*, 2005. **4**(4): p. 22-7.
15. Melhem, E., et al., *EOS® biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations*. *Journal of Children's Orthopaedics*, 2016. **10**(1): p. 1-14.
16. Anderst, W., et al., *Validation of three-dimensional model-based tibio-femoral tracking during running*. *Medical Engineering and Physics*, 2009. **31**(1): p. 10-16.

17. Im, H.S., O. Goltzer, and F.T. Sheehan, *The effective quadriceps and patellar tendon moment arms relative to the tibiofemoral finite helical axis*. Journal of biomechanics, 2015. **48**(14): p. 3737-3742.
18. Guan, S., et al., *In vivo six-degree-of-freedom knee-joint kinematics in overground and treadmill walking following total knee arthroplasty*. Journal of Orthopaedic Research, 2017. **35**(8): p. 1634-1643.
19. Guan, S., et al., *Mobile biplane X-ray imaging system for measuring 3D dynamic joint motion during overground gait*. IEEE transactions on medical imaging, 2016. **35**(1): p. 326-336.
20. Vaquero, R.M.M., et al., *Helical Axis Data Visualization and Analysis of the Knee Joint Articulation*. Journal of Biomechanical Engineering, 2016. **138**(9).
21. Chiari, L., et al., *Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors*. Gait & posture, 2005. **21**(2): p. 197-211.
22. Lafortune, M., et al., *Three-dimensional kinematics of the human knee during walking*. Journal of biomechanics, 1992. **25**(4): p. 347-357.
23. 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.
24. Kirstukas, S., J. Lewis, and A. Erdman, *6R instrumented spatial linkages for anatomical joint motion measurement—part 1: design*. Journal of biomechanical engineering, 1992. **114**(1): p. 92-100.
25. Mercier, L., et al., *A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems*. Ultrasound in medicine & biology, 2005. **31**(2): p. 143-165.
26. Kettelkamp, D.B., et al., *An electrogoniometric study of knee motion in normal gait*. J Bone Joint Surg Am, 1970. **52**(4): p. 775-790.
27. Al-Amri, M., et al., *Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity*. Sensors, 2018. **18**(3): p. 719.
28. Wren, T.A., et al., *Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review*. Gait & posture, 2011. **34**(2): p. 149-153.
29. Lavoie, F., et al., *Gesture standardization increases the reproducibility of 3D kinematic measurements of the knee joint*. Clinical Biomechanics, 2006. **21**(5): p. 502-507.
30. Mantovani, G. and M. Lamontagne, *How different marker sets affect joint angles in inverse kinematics framework*. Journal of biomechanical engineering, 2017. **139**(4): p. 044503.
31. Sankey, S.P., et al., *How reliable are knee kinematics and kinetics during side-cutting manoeuvres?* Gait & posture, 2015. **41**(4): p. 905-911.
32. Ohnishi, T., et al., *Three-dimensional motion study of femur, tibia, and patella at the knee joint from bi-plane fluoroscopy and CT images*. Radiological physics and technology, 2010. **3**(2): p. 151-158.

33. Bull, A. and A. Amis, *Knee joint motion: description and measurement*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 1998. **212**(5): p. 357-372.
34. Suntay, W., *A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee*. Journal of biomechanical engineering, 1983. **105**: p. 136.
35. Wu, G., et al., *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine*. Journal of biomechanics, 2002. **35**(4): p. 543-548.
36. Cappozzo, A., et al., *Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part I: theoretical background*. Gait & posture, 2005. **21**(2): p. 186-196.
37. Soudan, K., R. Van Audekercke, and M. Martens, *Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. Example: the knee joint*. Journal of Biomechanics, 1979. **12**(1): p. 27-33.
38. Colle, F., et al., *Comparison of three formal methods used to estimate the functional axis of rotation: an extensive in-vivo analysis performed on the knee joint*. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 2016. **19**(5): p. 484-492.
39. Ehrig, R.M., et al., *A survey of formal methods for determining functional joint axes*. Journal of biomechanics, 2007. **40**(10): p. 2150-2157.
40. Blankevoort, L., R. Huiskes, and A. De Lange, *Helical axes of passive knee joint motions*. Journal of biomechanics, 1990. **23**(12): p. 1219-1229.
41. Fjeld, I.R., et al. *Knee Joint Motion Quantified Using the Finite Helical Axis Method*. in *ASME 2007 Summer Bioengineering Conference*. 2007. American Society of Mechanical Engineers.
42. van den Bogert, A.J., C. Reinschmidt, and A. Lundberg, *Helical axes of skeletal knee joint motion during running*. Journal of Biomechanics, 2008. **41**(8): p. 1632-1638.
43. Mecheri, H., *Estimation de l'axe hélicoïdal fini et instantané à partir de données cinématiques: étude comparative*. 2005, École de technologie supérieure.
44. 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*. Medical & biological engineering & computing, 1999. **37**(2): p. 155-161.
45. Azmy, C., et al., *EOS® orthopaedic imaging system to study patellofemoral kinematics: Assessment of uncertainty*. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 2010. **96**(1): p. 28-36.
46. Besier, T.F., et al., *Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis*. Journal of biomechanics, 2003. **36**(8): p. 1159-1168.
47. Metzger, M., et al., *Minimizing errors associated with calculating the location of the helical axis for spinal motions*. Journal of biomechanics, 2010. **43**(14): p. 2822-2829.
48. Hoshino, Y., et al., *In vivo measurement of the pivot-shift test in the anterior cruciate ligament-deficient knee using an electromagnetic device*. The American journal of sports medicine, 2007. **35**(7): p. 1098-1104.

49. Sangeux, M., et al., *Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging*. Clinical Biomechanics, 2006. **21**(9): p. 984-991.
50. Morrison, J., *The mechanics of the knee joint in relation to normal walking*. Journal of biomechanics, 1970. **3**(1): p. 51-61.
51. Reinschmidt, C., et al., *Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers*. Gait & Posture, 1997. **6**(2): p. 98-109.
52. Manal, K., et al., *Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study*. Gait & posture, 2000. **11**(1): p. 38-45.
53. Dal Maso, F., et al., *Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants*. Clinical biomechanics, 2014. **29**(9): p. 1048-1055.
54. Todorov, E., *Probabilistic inference of multijoint movements, skeletal parameters and marker attachments from diverse motion capture data*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007. **54**(11): p. 1927-1939.
55. Holden, J.P., et al., *Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait*. Gait & Posture, 1997. **5**(3): p. 217-227.
56. McGinley, J.L., et al., *The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review*. Gait & posture, 2009. **29**(3): p. 360-369.
57. Barratt, D.C., et al., *Instantiation and registration of statistical shape models of the femur and pelvis using 3D ultrasound imaging*. Medical image analysis, 2008. **12**(3): p. 358-374.
58. Baker, R., *Gait analysis methods in rehabilitation*. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2006. **3**(1): p. 4.
59. 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.
60. Iwaki, H., V. Pinskerova, and M. Freeman, *Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee*. Bone & Joint Journal, 2000. **82**(8): p. 1189-1195.
61. Penrose, J.M.T., et al., *Development of An Accurate Three-dimensional Finite Element Knee Model*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2002. **5**(4): p. 291-300.
62. Azmy, C., et al., *Apport du système EOS® dans l'analyse expérimentale de la cinématique fémoropatellaire: évaluation de l'incertitude*. Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, 2010. **96**(1): p. 23-32.
63. Reinbolt, J.A., et al., *Are patient-specific joint and inertial parameters necessary for accurate inverse dynamics analyses of gait?* IEEE transactions on biomedical engineering, 2007. **54**(5): p. 782-793.

64. Myers, C.A., et al., *A probabilistic approach to quantify the impact of uncertainty propagation in musculoskeletal simulations*. Annals of biomedical engineering, 2015. **43**(5): p. 1098-1111.
65. Papadopoulos, C.E. and H. Yeung, *Uncertainty estimation and Monte Carlo simulation method*. Flow Measurement and Instrumentation, 2001. **12**(4): p. 291-298.
66. Gasparutto, X., et al., *Kinematics of the normal knee during dynamic activities: a synthesis of data from intracortical pins and biplane imaging*. Applied bionics and biomechanics, 2017. **2017**.

ANNEXE A - UTILISATION DE FONCTIONS DANS LA MODÉLISATION

Soit deux ensembles A et B de variables indépendantes. La corrélation entre A et B est recherchée.

Exemple 1 :

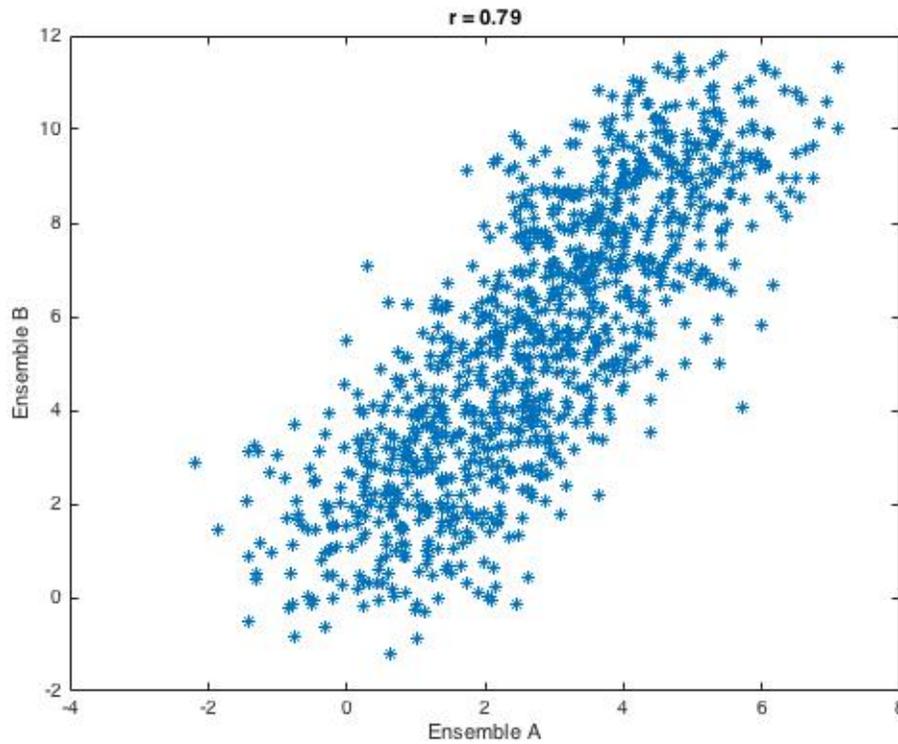
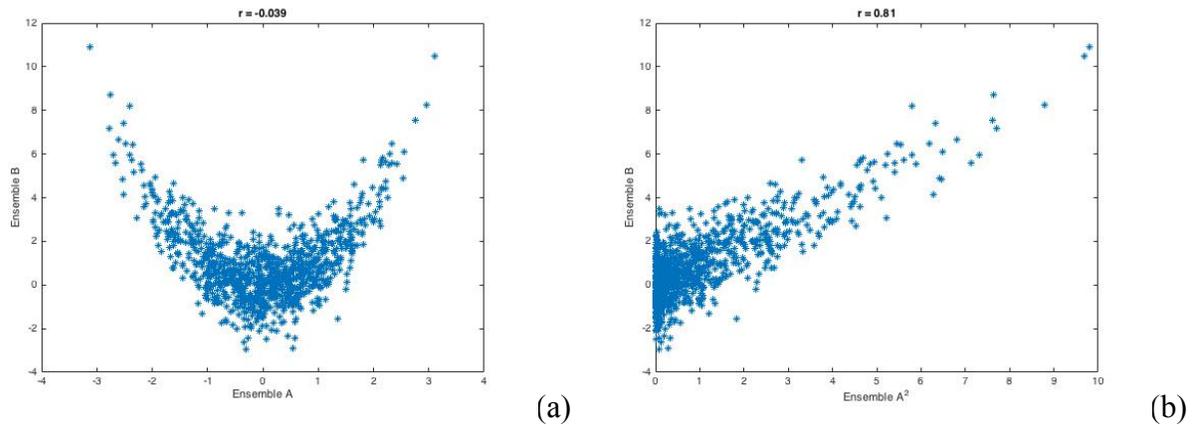


Figure A.1 : Répartition des points de l'ensemble A et B

Le coefficient de corrélation entre A et B = 0.79, pour 1000 points, A et B sont considérés comme linéairement corrélés.

Exemple 2 :

Figure A.2 : Répartition des points de l'ensemble A et B (a) et A² et B (b)

Le coefficient de corrélation entre A et B = -0.039, pour 1000 points, A et B ne sont pas considérés comme linéairement corrélés. Cependant, le coefficient de corrélation entre A² et B = 0.81, pour 1000 points, A² et B sont considérés comme linéairement corrélés. Ainsi, A et B ont bien un lien, certes non linéaires, mais A peut intervenir dans le modèle d'estimation de B. B pourra être approximé par αA^2 avec α le coefficient de proportionnalité.

Ainsi, ont été testées les fonctions suivantes :

$$\frac{1}{x}, \frac{1}{\sqrt{|x|}}, x, \sqrt{|x|}, |x|, X^2, X^3, X^4, \sin(X), \cos(X), \tan(X), \exp(x), \log(|x|)$$