



HAL
open science

Contribution à la modélisation du genou arthrosique. Application à l'étude d'une orthèse de décharge

Karine Langlois

► **To cite this version:**

Karine Langlois. Contribution à la modélisation du genou arthrosique. Application à l'étude d'une orthèse de décharge. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2016. Français. NNT : 2016ENAM0074 . tel-01564463

HAL Id: tel-01564463

<https://pastel.hal.science/tel-01564463>

Submitted on 18 Jul 2017

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

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

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech
T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement par

Karine Langlois

le 21 décembre 2016

**Contribution à la modélisation du genou arthrosique. Application à
l'étude d'une orthèse de décharge**

Directeur de thèse : **Patricia THOREUX**

Co-encadrement de la thèse : **Hélène PILLET et François LAVASTE**

Jury

M. Philippe GORCE, Professeur, HANDIBIO, Université du Sud Toulon Var, Toulon
Mme. Véronique FEIPEL, Professeur, ULB, Bruxelles
M. Jean PAYSANT, Professeur, Praticien Hospitalier, IRR, UGECAM Nord –Est, Nancy
Mme Marie-Martine LEFEVRE-COLAU, MDC, Praticien hospitalier, COCHIN, Paris
Mme. Patricia THOREUX, Professeur, IBHGC, Arts et Métiers ParisTech, Paris
Mme. Hélène PILLET, Maître de conférences, IBHGC, Arts et Métiers ParisTech, Paris
M. François LAVASTE, Professeur émérite, IBHGC, Arts et Métiers ParisTech, Paris
Mme. Wafa SKALLI, Professeur, IBHGC, Arts et Métiers ParisTech, Paris
Mr Jean DUBOUSSET, Professeur, IBHGC, Arts et Métiers ParisTech, Paris

Président
Rapporteur
Rapporteur
Examineur
Examineur
Examineur
Examineur
Invité
Invité

**T
H
È
S
E**

REMERCIEMENTS

Mes plus vifs remerciements à mes encadrants :

Hélène Pillet pour son support scientifique exceptionnel, sa loyauté scientifique et son soutien sincère. Je lui dois ce parcours. Son implication dans la recherche et le monde du handicap, son travail acharné et passionné, ses qualités de programmation, de synthèse, sa maîtrise des concepts ainsi que sa confiance ont été un véritable moteur. Son soutien était audacieux, surtout dans les situations les plus risquées que nous avons partagées. J'espère avoir été à la hauteur.

Je remercie très sincèrement le professeur François Lavaste, pour son intérêt pour ce projet, pour tout le temps qu'il m'a accordé afin de définir, préciser, comprendre, approfondir... Vos explications et les schémas qui les supportent m'ont été d'une grande aide. Je me permets de révéler que vous incarnez un parfait alliage du mécanicien et du clinicien car j'ai souvent perçu que la maîtrise de la connaissance était au service de l'humain.

Je remercie le docteur Patricia Thoreux, qui m'a fait confiance depuis le début dans ce parcours. Elle s'est toujours rendue disponible pour les expérimentations et a significativement participé au recrutement des sujets. Son éclairage clinique a été d'une grande aide.

Un merci particulier à Coralie, ingénieur chercheur, pour sa précieuse participation dans la réalisation des programmes de traitement, mais aussi pour son intégrité, son énergie, sa vitesse de réflexion et d'action dont j'ai profité, son soutien sincère et son amitié. Merci pour les leçons de mise en forme, son efficacité et sa rigueur exemplaire. Merci aussi à son acolyte, Joseph.

Un grand merci à Marine, aux doctorants et maîtres de conférences de l'institut. En activité à mi-temps à l'institut, j'ai donc manqué la moitié de la vie de l'institut. Mais je me suis sentie parfaitement intégrée à cette belle équipe animée par l'esprit de recherche, un esprit positif, curieux, dynamique, emprunt du doute nécessaire à la progression.

Merci à Sonia et Maria pour leurs aides précieuses lors des acquisitions.

Un merci spécial à Christophe Sauret, qui a toujours répondu à mes nombreuses questions en ne laissant rien au hasard, et aussi à Boris qui m'a souvent sortie de 'matlab', et qui a bénéficié quelques mois d'une « co-loc à mi temps ».

Merci aux étudiants masters qui ont travaillé sur ce projet : William, Aurélien et Annapaola, ainsi qu'Emeline.

Merci au groupe Protéor pour leur confiance et leur soutien dans ce travail.

Un grand merci aux 6 sujets contrôles et aux 16 patients qui ont participé à ces expérimentations. Je les remercie pour ce temps qu'ils ont accordé et que j'ai essayé de rendre le plus vivant possible. Je les remercie pour les messages d'encouragement que certains m'ont également adressés. Deux d'entre eux ont depuis bénéficié d'un traitement chirurgical par arthroplastie du genou. Certains sont toujours en activité professionnelle. Pour les autres, ils tentent de maintenir un niveau d'activité malgré la gêne et la douleur dues à la pathologie arthrosique.

Mes remerciements, également, aux médecins prescripteurs ; aux équipes médicales qui nous ont reçus pour la présentation du projet.

Un grand merci à mon directeur à l'IFMK (institut de formation en masso-kinésithérapie, fondation Boris Dolto), Jean Signeyrole. Il m'a accordé sa confiance en me laissant la responsabilité des deux premières années de la formation des étudiants pendant ce doctorat. Une confiance osée, risquée mais je sais combien c'est un aventurier de la connaissance et de la pédagogie. Un merci aux équipes sur place qui ont suppléé mon absence partielle.

Mes remerciements à Wafa Skalli et Philippe Rouch, respectivement directeur scientifique et directeur du laboratoire IBHGC, pour leur accueil, leur confiance, leur soutien scientifique et leurs conseils éclairés.

Merci à Sébastien Laporte pour ses conseils en analyse statique. Le challenge de l'IBHGC est notamment de mutualiser des compétences d'ingénierie et de clinique au service de la prise en charge. Le milieu industriel constitue le troisième élément de ce triptyque. Un langage commun est nécessaire. Parfois, le clinicien veut comprendre davantage des phénomènes cliniques. Les méthodes étant intimement liées aux connaissances, l'évolution des dernières requiert de s'investir dans les premières. Les outils étant en évolution, le champ du possible est vaste en matière de développement de méthode de mesure.

Ainsi, ce travail est né de mon parcours en master clinicien de biomécanique à l'IBHGC. J'ai, à ce moment, pris la mesure du champ de connaissances et de méthodes de l'étude du mouvement. J'avais, lors de mes études de kinésithérapie, été sensibilisée et séduite par la mécanique humaine. La mobilité humaine, depuis l'enfance jusqu'au vieillissement, est certes un moyen d'agir et d'être en relation avec le monde environnant, mais c'est surtout une mystérieuse 'machine' dotée d'un potentiel de grâce et de performance. Je me souviens avoir été passionnée par ces premiers enseignements de biomécaniques en MK, emmenés par le regretté Gérard Pierron. Un nouveau regard sur le corps, de l'esthétisme à la fonction motrice. Formatrice en IFMK et enseignante en biomécanique appliquée dans ces études (EFOM, Paris 15), le projet de recherche présenté dans ce rapport s'est parfaitement inscrit dans mes préoccupations professionnelles au moment de l'universitarisation des études de MK et de l'ouverture d'une brèche à la recherche en kinésithérapie. Ce travail m'a permis d'explorer une partie des profondeurs de l'analyse du mouvement dans ses supports théoriques, ses méthodes et ses traitements : un renversement du regard initial.

Je n'oublie pas M. Peninou, masseur -kinésithérapeute, qui a conduit son doctorat à l'IBHGC il y a 20 ans, et qui m'a orienté vers l'institut, après avoir passé de longues heures à me soutenir pour mes débuts d'enseignement de la biomécanique à l'école de kinésithérapie. Merci aussi à M. Perrein, masseur -kinésithérapeute et ancien directeur de l'EFOM pour sa confiance.

Merci à ma merveilleuse maman, pour son soutien logistique et affectueux. Merci à mes amies qui ont su le rester malgré mes phases d'absences.

Un grand merci à mes enfants, Stanislas et Clara, pour leur patience et leur amour. Le temps que je n'ai pas « passé avec vous » peut sembler perdu, mais je ne pense pas. Je vous ai souvent parlé de ce qui animait le chercheur. J'espère que vous aurez des traces de ces années qui vous rendront curieux de façon à ne jamais vous lasser d'apprendre.

TABLE DES MATIERES

Remerciements	i
Table des matières	iii
Introduction générale	1
Partie I : CONTEXTE : LA GONARTHROSE FEMORO TIBIALE MEDIALE ET SES INDICATEURS MECANIQUES	4
1. Pathologie : mecanique et metabolique	4
2. Diagnostic clinique de la gonarthrose et grade de sévérité	5
3. Epidemiologie et cout santé	7
4. Indicateurs mecaniques de la gonarthrose	8
4.1. Les paramètres mécaniques de la gonarthrose	9
4.1.1. Le Moment externe d'adduction : MEA.....	9
4.1.2. Paramètres dynamiques et Axe femoro tibial mécanique (AFTM)	12
4.1.3. Paramètres dynamiques et évolution	13
4.1.4. Cinématique et paramètres spatiaux temporels :.....	13
4.1.5. Influence de la douleur et de l'activité musculaire	15
4.2. Les recommandations Therapeutiques.....	16
4.2.1. Effets thérapeutiques des orthèses évalués par les paramètres biomécaniques.....	17
5. Synthèse et discussion de l'analyse de la littérature	23
6. Problématique et objectifs de l'étude	24
Partie II : TRAVAIL PERSONNEL : MATERIEL ET METHODES	26
1. Recrutement des sujets	26
2. Matériel et site des expérimentations	27
3. Protocole expérimental	28
3.1. Les étapes d'une séquence de mesure	29
3.1.1. Accueil et examens.....	29
3.1.2. Préparation de sujet en vue des acquisitions	30
3.1.3. Acquisitions stéréoradiographiques.....	30
3.1.4. Acquisitions optoélectronique du mouvement	32
3.1.5. Récapitulatif de la durée des différentes étapes de l'expérimentation :.....	33
4. Méthodes de Traitement des données	33
4.1. Paramètres fonctionnels.....	33
4.2. Données de la stéréoradiographie multi positions:.....	33
4.2.1. Première étape : reconstruction du modèle 3D personnalisé à partir de la position 'free standing position'.	35
4.2.2. Deuxième étape: recalage du modèle 3D personnalisé sur les vues en flexion à 40° et 90°.	36
4.2.3. Troisième étape : Obtention des paramètres issus de la stéréoradiographie biplanaire ..	36
4.2.4. Quatrième étape : Obtention de la position et de l'orientation des deux embrasses de l'orthèse par rapport au segment cuisse et jambe.....	41
4.3. Données de l'analyse quantifiée du mouvement	42
4.3.1. Définition du cycle de marche et des paramètres spatio-temporels.....	42
4.3.2. Paramètres cinématiques	43
4.3.3. Paramètres dynamiques : torseur des efforts de réaction du sol et modèle inertiel	44

4.3.4.	Présentation des résultats cinématiques et dynamiques : courbes et paramètres.....	47
Partie III :	TRAVAIL PERSONNEL : ETUDES SPECIFIQUES.....	53
Chapitre I :	ANALYSE SEQUENTIELLE 3D PAR IMAGERIE BIPLANAIRE : PRECISION ET REPETABILITE	53
1.	Abstract	53
2.	Introduction.....	54
3.	Material & methods	55
3.1.	In vitro acquisitions.....	55
3.2.	In vivo acquisitions.....	56
3.3.	Digital bones models: reconstruction and registration	57
3.4.	Assessment of the sequential kinematics of the femur and the tibia	57
3.5.	Estimation of the uncertainties :	59
3.5.1.	Assessment of the accuracy of the tibia registration from the in vitro data	59
3.5.2.	Assessment of the reliability of the registration	59
4.	Results	60
4.1.	In vitro accuracy.....	60
4.2.	Reproducibility from in vivo data.....	60
5.	Discussion:.....	61
5.1.	In vitro accuracy:.....	61
5.2.	In vivo reproducibility:	63
6.	Limits of the study :	63
7.	Conclusion:	64
8.	References.....	64
Chapitre II :	FUSION DE DONNEES ISSUES DE LA STEREO RADIOGRAPHIE (EOS®) ET DE L'ANALYSE DU MOUVEMENT (VICON®) POUR LA QUANTIFICATION DE MOMENTS ARTICULAIRES SUR SUJETS SYMPTOMATIQUES	68
1.	Contexte et problématique	68
2.	Matériel et méthodes.....	71
2.1.	Protocole expérimental.	71
2.2.	Traitement des données préparatoire au recalage:	71
2.2.1.	Traitement de la capture dans l'environnement EOS® :	71
2.2.2.	Traitement de la capture dans l'environnement Vicon®:	73
2.3.	Recalage et Obtention des résultats :.....	73
2.3.1.	Méthode de recalage:	73
2.3.2.	Evaluation de la qualité du recalage :	73
2.3.3.	Paramètres calculés	74
2.3.4.	Analyse statistique :	75
3.	Résultats du recalage statique.....	76
3.1.	Evaluation de la Qualité du recalage du fémur :.....	76
3.2.	Moments articulaires, MEA et MEF « sans » et « avec » recalage :	76
3.3.	Etude des facteurs influents:	79
4.	Discussion :	81
4.1.	Qualité du recalage :.....	81
4.2.	Variations des moments articulaires avec le recalage :.....	82
4.3.	Effet de la localisation des marqueurs condyliens sur la définition du centre articulaire du genou:	83
4.4.	Effet du recalage sur le moment externe de flexion (MEF):	84
4.5.	Autres facteurs de variation dans le calcul des moments articulaires.....	84

5. Conclusion et perspectives :	84
Partie IV : TRAVAIL PERSONNEL : CARACTERISATION D'UNE POPULATION DE SUJETS ARTHROSIQUES	86
1. Caractéristiques fonctionnelles des sujets arthrosiques :	86
2. paramètres morphologiques et positionnels en position de référence extraits des reconstructions EOS® :	87
2.1. Paramètres cliniques usuels (issues de la fiche clinique, logiciel IdefX)	88
2.2. Paramètres positionnels spécifiques calculés A partir des reconstructions EOS:.....	93
2.2.1. Répétabilité des angles calculés :.....	93
2.2.2. Résultats des paramètres positionnels spécifiques calculés sur les différentes populations :	94
2.3. Discussion	99
2.3.1. Les angles morphologiques	99
2.3.2. Les angles positionnels :.....	100
2.3.3. Points clés de l'étude des angles positionnels et morphologiques :.....	101
3. analyse quantifiée de la marche :.....	101
3.1. Paramètres dynamiques :	101
3.2. Paramètres cinématiques :	104
3.3. Paramètres spatiaux temporels :.....	105
3.4. Discussion	106
4. cinématique séquentielle sous EOS® des genoux arthrosiques :	108
4.1. Paramètres et graphiques relatifs aux genoux des sujets contrôles et OA :	108
4.2. Discussion:	112
4.3. Points clés des résultats de l'analyse séquentielle:	113
Partie V : TRAVAIL PERSONNEL : CONTRIBUTION A L'ANALYSE BIOMECANIQUE DE L'ORTHESE DE GENOU ODRA.....	114
1. Contexte de l'étude Odra	114
1.1. Concepts de l'Odra :	114
1.2. Modélisation 2D du fonctionnement de l'orthèse odra	114
1.3. Etude clinique des effets du port de l'orthèse Odra	115
1.4. Hypothèses des modes d'actions de l'Odra	116
2. Objectifs de l'étude biomécanique de l'Odra et hypothèses.....	117
3. Matériel et méthodes.....	117
3.1. Protocole et analyse de la cinématique de l'Odra isolée	117
3.1.1. Protocole	117
3.1.2. Analyse des données : obtention de la position 3D des embrasses de l'orthèse isolée ..	119
3.2. Protocole in vivo sur cohorte symptomatique et analyse des données	119
3.2.1. Synthèse des paramètres à extraire des données acquises:.....	119
4. Résultats	120
4.1. Cinématique de l'Odra isolée	120
4.2. Cinématique séquentielle 3D de l'orthèse installée sur le sujet.....	123
4.3. Relation entre la Position angulaire du genou et celles des embrasses	127
4.3.1. Mobilité relative des embrasses par rapport aux segments osseux dans le plan sagittal:	127
4.3.2. Cinématique séquentielle du genou comparée à l'odra dans le plan frontal	132
4.3.3. Résultats en extension sans et avec Odra	133
4.4. Résultats de l'analyse de la marche avec Odra	135
4.4.1. Paramètres dynamiques	135

4.4.2.	Paramètres cinématiques	139
4.4.3.	Paramètres spatiaux temporels	139
4.4.4.	Discussion de l'effet du port de l'OdrA quantifié par AQM	140
5.	Conclusion sur l'étude de l'OdrA et perspectives :	142
CONCLUSION GENERALE:		144
Liste des figures		149
Liste des tableaux		153
Références		154
Liste des publications et communications		162

INTRODUCTION GENERALE

Ce projet est né de l'étude d'une orthèse de décharge d'un nouveau concept : l'OdrA® (orthèse de distraction et de rotation pour l'arthrose). L'OdrA® est prescrite dans le cadre des traitements physiques de la gonarthrose du compartiment médial de l'articulation fémoro-tibiale du genou. Le mécanisme d'action de cette orthèse est original basé sur une cinématique spécifique du fait de la présence de deux liaisons à pignon crémaillère montées de façon inversée sur le montant médial et sur le montant latéral de l'orthèse. Deux études cliniques antérieures avaient montré un bénéfice sur la douleur et l'amélioration de la fonction et avaient également analysées les paramètres dynamiques issus de l'analyse quantifiée de la marche (Laroche et al. 2014; Dessery et al. 2014). Notre objectif était de compléter ses analyses par une approche compréhensive du mécanisme d'action de l'OdrA porté par des sujets arthrosiques. Ces recherches s'appuient sur l'utilisation d'outils d'investigations utilisés en biomécanique pour l'exploration fonctionnelle (système de stéréoradiographie basse dose EOS® et système optoélectronique d'analyse du mouvement Vicon®). Si ces systèmes sont, de plus en plus, présents en clinique, des développements de méthodes et de protocoles spécifiques restent nécessaires pour caractériser certaines pathologies telles que l'arthrose.

Ainsi, par exemple, la stéréoradiographie biplanaire permet d'obtenir un modèle personnalisé 3D du membre inférieur en position debout. Cependant, la basse dose d'irradiation associée permet aussi de tirer avantage d'une séquence de paires d'images pour analyser la cinématique de l'articulation fémoro-tibiale chez les sujets arthrosiques. De même, l'analyse par système optoélectronique couplé aux plateformes de force donne accès aux indicateurs dynamiques mais la combinaison de données issues de la stéréoradiographie avec ces données d'analyse du mouvement offre une meilleure quantification des paramètres dynamiques utilisés pour estimer les chargements articulaires dans le genou. Le travail de thèse a donc porté sur le développement et la validation de ces protocoles et méthodes dans le but général d'évaluer l'impact de l'orthèse sur les paramètres cinématiques et dynamiques du genou symptomatique.

Dans ce contexte, une partie des travaux de thèse a été menée en collaboration avec la société Proteor, qui a apporté son soutien financier au cours de la première année de thèse. Les travaux portant plus spécifiquement sur la modélisation 3D personnalisé du membre inférieur pour l'étude de l'articulation du genou ont, eux, été conduits dans le cadre du programme de Chaire ParisTech BIOMECAM, qui a contribué au financement des deux autres années de la thèse.

Les travaux de thèse sont présentés dans le présent manuscrit dans 5 parties. La partie 1 explore l'état de l'art en regard de l'analyse du mouvement des sujets gonarthrosiques et de la quantification des effets des orthèses.

En particulier, le moment externe d'adduction apparait comme le paramètre considéré comme le gold standard dans l'étude de cette pathologie. Cependant, les résultats controversés sur son lien avec le chargement intra-articulaire et sur sa variation avec le port d'une orthèse, nous ont conduit à

proposer des méthodes de personnalisation des modèles supports de la mesure des paramètres biomécaniques afin d'essayer d'améliorer la précision de ces indicateurs cinématiques et dynamiques.

Ainsi, les objectifs principaux de la thèse ont été de valider puis d'utiliser deux méthodes d'investigation axées sur la personnalisation des modèles utilisés. Les objectifs secondaires étaient de caractériser la pathologie à l'aide d'indicateurs obtenus à partir des données acquises ainsi que d'approfondir le mécanisme d'action de l'orthèse de décharge testée dans ce travail.

La partie 2 décrit le protocole expérimental et les méthodes de traitement des données. L'ensemble des étapes, du recrutement aux post-traitements des données, a été conduite dans ce travail. Le post traitement a notamment consisté en la définition de repères attachés aux segments et aux embrasses ; le calcul des positions relatives et des variations de positions relatives du tibia par rapport au fémur à partir des données séquentielles obtenues par stéréoradiographie ; la définition d'angles positionnels spécifiques à la pathologie afin d'explorer plus précisément la déviation du membre inférieur dans le cadre des gonarthroses du compartiment médial du genou ; la méthode de fusion par recalage au moindre carré du nuage de marqueurs externes.

La partie 3 est centrée sur le développement et l'évaluation des deux méthodes spécifiques qui ont été investiguées. La première méthode porte sur l'analyse séquentielle cinématique de l'articulation fémoro tibiale en utilisant le système EOS[®]. Cette analyse nécessite une étape de recalage d'objet 3D sur des vues 2D biplanaires. Nous avons cherché à évaluer la fiabilité de cette méthode de recalage, en quantifiant, d'une part, la précision grâce à des données in vitro, issues d'une base de données de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, et, d'autre part, la répétabilité de la méthode grâce à la participation de 3 opérateurs et de 6 sujets asymptomatiques dont les acquisitions ont permis d'obtenir des vues du genou dans plusieurs positions (extension et flexion 20°, 40° et 90°).

La seconde méthode consiste en la fusion de données issues des deux environnements: EOS[®] et Vicon[®]. Il s'agissait d'importer un modèle 3D osseux, obtenu par reconstruction à partir des images de la stéréoradiographie, dans l'environnement Vicon[®]. L'objectif était de quantifier le moment externe d'adduction en intégrant au modèle un centre articulaire déterminé directement à partir de l'origine d'un repère fémur, centré sur le milieu des centres des sphères condyliennes. Grâce à cette fusion, il est possible d'obtenir la localisation directe de l'effort de réaction du sol sur le sujet par rapport au squelette du membre inférieur, en position debout. Le modèle 3D personnalisé surfacique étant recalé dans l'environnement Vicon[®] par l'intermédiaire des marqueurs externes.

La partie 4 présentera les résultats des 16 sujets gonarthrosiques recrutés, sans le port de l'orthèse. En effet, les outils et méthodes d'investigations utilisés permettent d'accéder à des paramètres originaux comme ceux issues de la stéréoradiographie en position de référence, mais également au cours de l'analyse cinématique séquentielle du genou. Trois catégories de résultats seront ainsi présentées : les paramètres positionnels et morphologiques des sujets gonarthrosiques, comparés à ceux de populations contrôles (138 membres de sujets jeunes et 16 membres de sujets appariés en âge à la population de l'étude) issues de bases de données de l'Institut; les paramètres de l'analyse séquentielle cinématique comparés à 6 sujets contrôles de cette étude; les paramètres de l'analyse du mouvement obtenus par système optoélectronique. Les corrélations entre ces indicateurs de différentes sources ont également été testées.

La partie 5 rapporte les résultats des 16 sujets symptomatiques avec le port de l'OdrA®. Plus précisément, les mouvements aux interfaces entre les embrasses de l'OdrA® et le fémur et le tibia ont pu être quantifiés. Grâce aux outils et méthodes proposés, il a été possible d'évaluer les effets dimensionnels, cinématique et dynamique du port de l'OdrA® sur les genoux symptomatiques.

Enfin, la conclusion générale rapportera les spécificités de cette étude en soulignant les limites mais aussi les perspectives des explorations à conduire dans la continuité de ce travail.

Partie I : **CONTEXTE : LA GONARTHROSE FEMORO TIBIALE MEDIALE ET SES INDICATEURS MECANIQUES**

1. PATHOLOGIE : MECANIQUE ET METABOLIQUE

L'arthrose est une pathologie pluritissulaire, dans le sens où les différentes structures de l'articulation sont affectées par cette dégénérescence : cartilage, synoviale (qualité rhéologique du liquide), os sous chondral (œdème osseux ; augmentation de la raideur) (Observatoire du mouvement, 2009). Depuis quelques années, l'arthrose n'est plus seulement et directement assimilée à une « usure » du cartilage, mais à une pathologie métabolique et mécanique. Bien que le stress mécanique puisse être en cause, la physiopathologie révèle l'implication du métabolisme du tissu cartilagineux dans sa propre dégradation, le stress mécanique pouvant influencer cette modification métabolique.

Le cartilage est un tissu conjonctif spécialisé, avasculaire et non innervé, constitué de cellules, les chondrocytes, et d'une matrice, composée de substance fondamentale et de fibres de collagènes, qui lui confère ses propriétés d'élasticité, d'amortissement tout en assurant les conditions favorables au glissement entre les surfaces articulaires. L'arthrose se caractérise par des anomalies quantitative et qualitative de sa structure. En effet, il est supposé que sous l'influence du stress mécanique, les chondrocytes secrètent en excès des enzymes protéolytiques impliquées dans la dégradation de la matrice cartilagineuse. Ainsi, sous l'effet de stress mécanique, il semble que le chondrocyte acquiert un phénotype pro-dégradatif, avec également la sécrétion de cytokine pro-inflammatoire. L'implication de ces phénomènes inflammatoires dans la dégradation du cartilage explique aussi en partie l'altération du cartilage retrouvé dans les pathologies métaboliques incluant des processus inflammatoires. L'arthrose résulte de phénomènes mécaniques et biologiques qui déstabilisent l'équilibre entre synthèse et dégradation. L'arthrose observée dans le cas de sujet obèse pourrait donc avoir une double origine, mécanique (qui favorise la pro dégradation, modifie équilibre entre anabolisme et catabolisme de la matrice cartilagineuse) et métabolique (processus inflammatoires). Ainsi, deux contextes distincts peuvent conduire à l'arthrose : des forces anormales sur un cartilage normal ou des forces normales sur un cartilage anormal, lié à une perturbation métabolique systémique. Le passage d'un cartilage sain à un cartilage altéré est un point d'intérêt et plus particulièrement la recherche de facteurs qui pourraient influencer ce passage de façon à prévenir cette initiation de l'arthrose (Andriacchi & Mündermann 2006; Andriacchi et al. 2004).

Les rôles mécaniques du cartilage sont multiples et déterminants dans la fonction articulaire : répartition et transmission des efforts de contact articulaire, glissement d'une surface articulaire par rapport à l'autre avec coefficient de friction très faible (0,05). Sur genoux sains, il existe une relation positive entre la charge sur le genou et l'épaisseur du cartilage mettant en lumière l'adaptation du cartilage aux sollicitations auxquelles il est soumis, caractéristique des tissus vivants. Cette relation devient négative chez les personnes souffrant d'arthrose du fait de la modification biologique du cartilage et de la modification du pattern cinématique du genou (Andriacchi et al. 2009). Ces

modifications pourraient être des causes de l'initiation puis de la progression de l'arthrose. En effet, chez les personnes souffrant d'arthrose, il existe une relation entre le moment externe d'adduction (MEA) et la diminution de l'épaisseur du cartilage alors que chez les sujets sains, le MEA est un facteur qui semble influencer positivement l'épaisseur du cartilage. Toutefois, il a été montré sur 108 sujets répartis en 4 groupes mixant le poids et l'âge, que cette relation entre les sollicitations mécaniques (via le MEA) et l'épaisseur du cartilage (via l'épaisseur du cartilage) n'était plus valable avec l'âge et l'obésité (Blazek 2014). La Figure I-1 montre que le maintien de la santé du cartilage dépend d'un équilibre entre la biologie et de ses sollicitations mécaniques cycliques. Une fois que la biologie et la structure du cartilage sont altérées (traumatisme, âge, obésité, ...), le cartilage répond négativement à la charge et sa dégradation augmente avec les sollicitations.

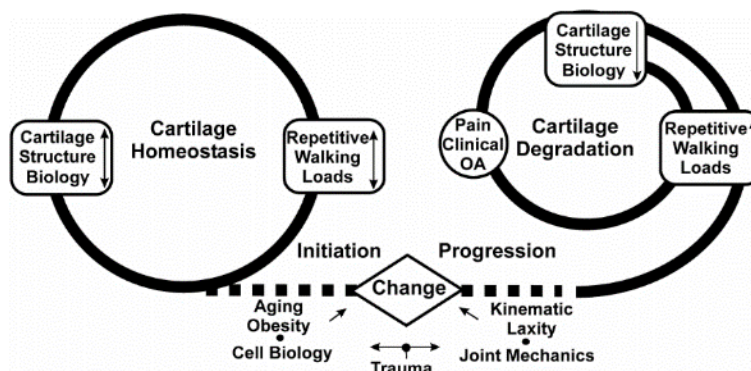


Figure I-1: Cycle de l'homéostasie et de la dégradation du cartilage (Andriacchi et al. 2009)

2. DIAGNOSTIC CLINIQUE DE LA GONARTHROSE ET GRADE DE SEVERITE

Le diagnostic de la gonarthrose est fondé sur des indicateurs cliniques et/ou radiologiques selon les critères de l'ACR (American College of Rheumatology), radiologiques selon le score de Kellgren et Lawrence (épaisseur de l'interligne articulaire 'EIA' de 1 à 4 et présence d'ostéophytes) et celui d'Altman (score de 0 à 3 pour EIA, ostéophytes et ossification sous chondral) (Tableau I-1).

La société américaine en rhumatologie (ACR) a établi des critères combinant des informations cliniques et radiologiques améliorant dans ces conditions la sensibilité et la spécificité du diagnostic (Altman 1991). Ces critères ont été corrélés à l'état du cartilage évalué par arthroscopie (Figure I-2).



Figure I-2 Radiographie de face d'un genou arthrosique

Score diagnostic gonarthrose	Indicateurs
<u>Épaisseur de l'interligne articulaire EIA (JSN joint space narrow)</u> qualifiée par les critères d'ALTMAN	1. No narrowing 2. Mild 3. Moderate 4. Severe
Le score de <u>Kellgren et Lawrence</u> est un index composite prenant en compte à la fois les ostéophytes et le pincement de l'interligne articulaire.	Stade 0 radiographie normale Stade 1 ostéophyte de signification douteuse (Arthrose douteuse) Stade 2 ostéophyte net sans modification de l'interligne articulaire (Arthrose minime) Stade 3 ostéophyte net et diminution de l'interligne articulaire (Arthrose certaine) Stade 4 pincement sévère de l'interligne articulaire et sclérose de l'os sous-chondral (Arthrose évoluée).
<u>ACR classification Clinique</u>	Douleur au genou + au moins 3 des 6 critères cliniques suivants: *Age supérieur à 50 ans, *Raideur matinale inférieure à 30 min, *Crépitement, *Douleur osseuse péri-articulaire, *Hypertrophie osseuse péri-articulaire, *Absence de chaleur locale.
<u>ACR classification Clinique + radiologique</u>	Douleur au genou + au moins un des 3 critères cliniques précédents + ostéophytes Rx

Tableau I-1: critères diagnostiques de l'arthrose

L'évolution de l'arthrose se manifeste par une diminution de l'interligne, parallèlement à l'évolution fonctionnelle (Oak et al. 2013). La mesure de l'épaisseur de l'interligne articulaire (EIA) permet de suivre plus précisément cette évolution (Tableau I-1). Toutefois, de nombreux facteurs influent sur le résultat de cette quantification, comme la position articulaire lors de la prise de vues radiographique, la méthode et l'outil de mesure utilisé (manuel ou numérique) (Miyazaki et al. 2002; Reichmann et al. 2011). Ainsi, plusieurs auteurs ont montré que la mesure de l'EIA en vue « schuss » en légère flexion du genou (ou cliché dit « enfilé ») était plus précise et plus sensible qu'en extension. Cette différence provient de la flexion du genou qui permet d'enfiler les bords antérieur et postérieur du plateau tibial médial du genou, et d'obtenir une mesure plus fiable de l'épaisseur de l'interligne. Un des

facteurs de variation de l'épaisseur de l'interligne est donc la distance inter-bords (Piperno et al. 1998).

L'angle fémoro tibial mécanique (AFTM) est un paramètre positionnel puisqu'il renseigne sur l'angle formé entre l'axe mécanique fémoral et tibial. Il est pourtant fréquemment présenté comme un indicateur morphologique, car il est un facteur favorisant la gonarthrose fémoro-tibiale médiale. Selon la littérature, la valeur moyenne pour des membres inférieurs dits « sains » indique un léger varus avec un angle de $179,2^\circ$ (Figure I-3). Chez les sujets arthrosiques (atteinte du compartiment médial majoritairement), l'AFTM est variable selon les stades de l'arthrose, mais en moyenne et selon les populations de l'étude, cet angle est de 175° sur 62 sujets (Baliunas et al. 2002), et de 171° sur 119 sujets (Kirkley et al. 1999) et 173° pour 35 sujets (Than et al. 2012)



Figure I-3: Quantification de l'angle fémoro-tibial mécanique entre les axes mécaniques du fémur et du tibia

3. EPIDEMIOLOGIE ET COUT SANTE

L'incidence de l'arthrose augmente avec l'âge du fait des modifications du métabolisme du cartilage et de l'os sous chondral ainsi que des efforts s'y appliquant. La prévalence des atteintes médiales est supérieure aux atteintes latérales du fait de l'asymétrie de distribution des forces. D'après une enquête conduite entre 2007 et 2009, le taux de prévalence de l'arthrose symptomatique et radiologique du genou en France a été évaluée à 10 % chez les personnes de plus de 60 ans (Guillemin et al. 2011) (Figure I-4).

La prévalence des pathologies arthrosiques augmente du fait du vieillissement de la population. Le cout global collectif financier a été évalué pour le traitement de ces différentes pathologies. Ce cout prend en compte les charges directes (consultations, traitements, hospitalisations) et indirectes (arrêts de travail) (Le Pen et al. 2005).

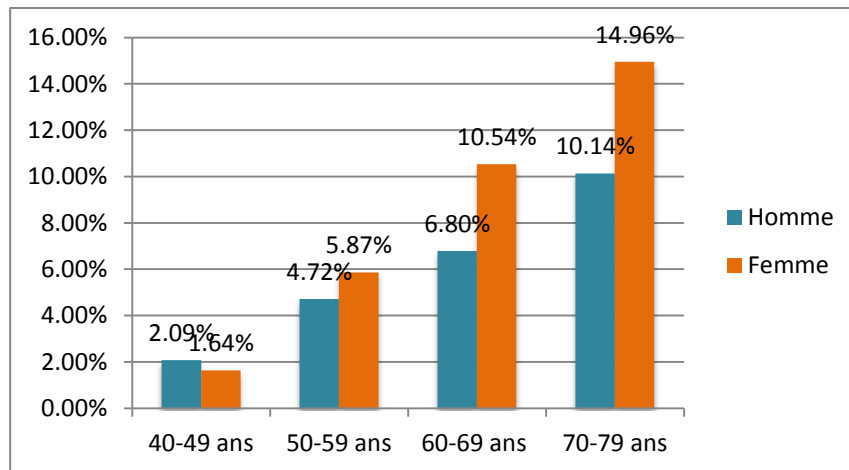


Figure I-4: Répartition par genre et âge de la prévalence estimée de la gonarthrose (Guillemin et al. 2011)

4. INDICATEURS MECANIQUES DE LA GONARTHROSE

Dans le contexte de la gonarthrose, les dimensions biologiques et mécaniques sont intimement liées, les explorations de cette pathologie et de ses traitements incluent donc des indicateurs biologiques et/ou mécaniques (dimensionnels, dynamiques, cinématiques). Ces indicateurs permettent de caractériser l'arthrose, sa sévérité, son évolution ou progression sans et avec traitement, de quantifier l'effet des thérapeutiques. Ainsi, ils sont utilisés pour prédire du développement de la pathologie ou du succès d'une intervention thérapeutique. En effet, même si l'implication de ces facteurs biomécaniques n'est pas certaine dans l'étiopathogénie, la distribution et l'intensité des efforts de contact articulaire sur les deux compartiments fémoro-tibiaux pourraient avoir une influence sur l'état du cartilage et de l'os sous chondral.

Les paramètres biomécaniques principaux sont les patterns de marche évalués par la cinématique, les moments articulaires dans les plans frontal et sagittal évalués par dynamique inverse et la quantification directe et indirecte des efforts de contact articulaire. L'épaisseur de l'interligne articulaire est également un paramètre usuel. De façon à interpréter les résultats des études incluant la mesure de ces indicateurs, la fiabilité et la sensibilité de ces paramètres, fonction des méthodes de mesure, doivent être connues.

Dans une première partie, les paramètres usuels seront présentés. Ensuite, une revue de l'état de l'art sur l'utilisation de ces paramètres dans l'étude de la gonarthrose sera déclinée en fonction des objectifs suivants : 1/caractérisation de la pathologie, de sa sévérité et de son évolution ; 2/évaluation de thérapeutiques physiques axées sur l'influence de port d'orthèse de décharge sur ces indicateurs. Puis, les critiques majeures de ces analyses seront déclinées soulignant les biais des méthodes usuelles. Enfin, la problématique de cette étude qui porte sur la quantification du port d'une orthèse sur des genoux arthrosiques sera exposée conduisant aux propositions méthodologiques de ce travail.

4.1. LES PARAMETRES MECANIQUES DE LA GONARTHROSE

4.1.1. LE MOMENT EXTERNE D'ADDUCTION : MEA

Lors de la phase d'appui, la direction de la réaction du sol sur le sujet passe en dedans du genou entraînant un moment d'adduction externe au genou (Figure I-5). Un moment articulaire externe est calculé comme le moment de la force de réaction du sol sur le sujet exercé en un point considéré comme le centre articulaire. Ce moment dépend donc du bras de levier et de l'intensité de cette force de réaction. Par ailleurs, l'équilibre dynamique des segments « jambe et pied » isolés dans l'utilisation de la dynamique inverse montre que ce moment externe est équilibré par le moment dynamique du système isolé (dont le calcul fait intervenir les paramètres dynamiques) et par un moment articulaire interne qui s'oppose au moment externe et représente l'action combinée des efforts de contact du fémur sur le tibia et par la tension des tissus mous (système tendino-musculaire ; ligaments...) (voire Partie II : 4.3.3.1). Le MEA refléterait la répartition de la distribution de la charge entre le compartiment médial et latéral du genou.

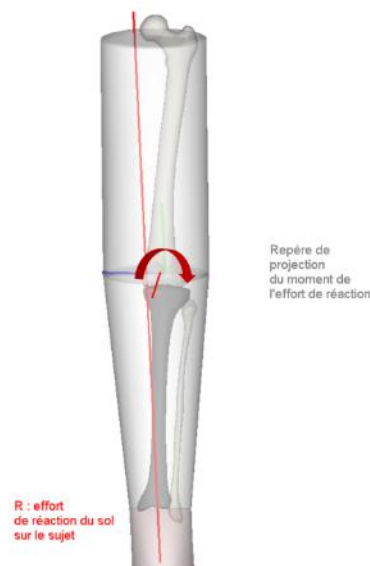


Figure I-5 Le moment au genou entraîné par l'effort de réaction du sol

L'analyse quantifiée du mouvement (AQM) permet d'obtenir l'évolution de ce MEA au cours du cycle de la marche, à partir des lois de la dynamique. Deux pics sont fréquemment retrouvés sur la courbe donnant l'évolution du MEA au cours du cycle de la marche, en début et fin de phase d'appui (Figure I-6). Différents indicateurs du MEA sont retrouvés dans la littérature : amplitudes du premier et du second pic ; amplitude pendant l'appui unipodal ; MEA 'impulse' défini comme l'intégrale du MEA sur l'ensemble du cycle qui constitue une mesure cumulative sur l'ensemble de la phase d'appui. L'intensité du second pic présente davantage de variabilité et est aussi impacté par (Baliunas et al. 2002) les méthodes d'obtention et notamment par les repères d'expression (Newell et al. 2008).

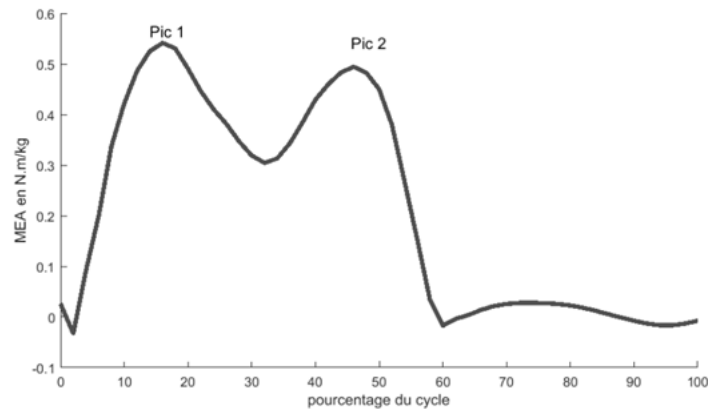


Figure I-6: Moment externe d'adduction (MEA en Nm/kg) en fonction du cycle de la marche

4.1.1.1. RELATION ENTRE LE MOMENT EXTERNE D'ADDITION (MEA) ET LA CHARGE SUR LE COMPARTIEMENT MEDIAL

La mesure directe des efforts de contact par des capteurs intra-articulaires implantés constitue le gold standard des indicateurs dynamiques de la gonarthrose. Toutefois, c'est une pratique invasive non utilisable en routine clinique. Le MEA étant considéré comme le paramètre caractéristique de la gonarthrose fémoro-tibiale médiale, il est couramment utilisé comme un indicateur de mesure des effets des thérapeutiques. Le corolaire de cette supposition est de s'assurer qu'à la diminution du MEA est associée une diminution de la charge sur le compartiment médial du genou. La relation entre le MEA et la force exprimant la résultante des efforts de contact articulaire sur le compartiment médial du genou a été évaluée de façon à disposer d'un indicateur dynamique en clinique, non invasif. Trois études se sont particulièrement intéressées à cette relation grâce à des prothèses de genou munies de capteurs implantés (Zhao et al. 2007; Walter et al. 2010; Trepczynski et al. 2014).

Ainsi, sur un sujet, la charge sur le compartiment médial est de 1,73 fois le poids du corps et la corrélation de cette charge avec le MEA a été estimée à $R^2=0,77$ pendant la marche à vitesse normale, mais avec des variations importantes en fonction des répétitions des essais (R^2 de 0,67 à 0,93) (Zhao et al. 2007). De même, sur 9 sujets porteurs de prothèse de genou instrumentée, un coefficient de corrélation $R^2 = 0,88$, a été établi entre le MEA et la charge sur le compartiment médial dans différentes conditions d'activité (marche, assis debout etc..) mais avec des différences marquées entre les sujets (Trepczynski et al. 2014). Toutefois, selon cette étude, les pics de MEA et les pics de charge sur le compartiment médial ne sont pas simultanés dans le cycle de marche.

Walter et al. ont étudié l'influence de la variation du MEA (grâce à des aides de marche ou un mouvement de médialisation du centre articulaire du genou nommé 'thrust') sur la variation de la charge sur le compartiment médial du genou. L'hypothèse de Walter était que la diminution du MEA ne garantissait pas une diminution de la charge. Ses résultats, sur un sujet porteur d'une arthroplastie de genou instrumentée, vérifient en partie cette hypothèse. En effet, la diminution du premier pic du MEA n'est pas corrélée à la diminution de la force de contact articulaire. Par contre, la diminution du second pic du MEA correspond à une diminution de la force de contact sur le compartiment médial.

Ces trois études montrent que le MEA est lié à la charge sur le compartiment médial du genou. Mais la diminution du premier pic du MEA ne garantit pas la diminution de la charge. Par contre, elle diminue simultanément à la diminution du second pic de MEA. Par ailleurs, la position rotatoire dans le plan transverse du membre fait varier les relations entre MEA et charge (Walter et al. 2010).

4.1.1.2. CARACTERISER UNE POPULATION OA ET SES DIFFERENTS STADES DE GRAVITE

Bien que l'arthrose soit la pathologie la plus fréquente, les mécanismes et causes ne sont pas élucidés. La perte des facultés d'adaptations du cartilage à la charge est mise en cause (cf. Paragraphe 1 Page 4) et les mesures biomécaniques sur genou et membre arthrosiques cherchent à caractériser l'arthrose par ses paramètres mécaniques sur l'amplitude du mouvement, sur le pattern de marche et sur la dynamique de la marche. Comme énoncé au chapitre précédent, le moment externe d'adduction (MEA) est fréquemment utilisé pour traduire la charge résultante sur le compartiment médial du genou. Les études utilisant ce MEA se réfèrent à l'étude de Zhao pour considérer le MEA comme un indicateur dynamique de la charge sur le compartiment médial du genou. Le MEA est donc le paramètre testé dans les études portant sur la caractérisation de sujet symptomatique comme pour la mesure des effets thérapeutiques. Le présumé est que la charge s'applique sur le cartilage et l'os sous chondral, et qu'à des valeurs et répétitions importantes, les capacités d'adaptation sont dépassées (cf Paragraphe 1 Page 4).

Le premier pic du MEA a été lié à la présence de l'arthrose (Hurwitz et al. 2001) et à la sévérité de l'arthrose (Sharma et al. 2010). Plusieurs études (Huang et al. 2008; Kaufman et al. 2001; Baliunas et al. 2002; Sharma et al. 2010) concluent à une augmentation par rapport à une population contrôle de ce MEA, d'autant plus marqué dans les arthroses sévères.

Par contre, d'autres études qui comparent soit des groupes de patients arthrosiques de gravité différente entre eux (O'Connell et al. 2016) soit des groupes de patients arthrosiques à des sujets contrôles (Zeni & Higginson 2009; Nasim Foroughi; Richard M. Smith; Lange et al. 2010; Duffell et al. 2014) n'ont pas mesuré de différence significative de MEA, même en testant différentes vitesses de marche. L'absence de différence entre des sujets arthrosiques de stade précoce et une population saine questionne sur la responsabilité de l'augmentation du MEA dans l'étiopathogénie de la gonarthrose. Toutefois, il a également été montré que les sujets arthrosiques de stade précoce ont la possibilité de réduire le MEA en réduisant leur vitesse de marche, ce qui ne semble pas être le cas des sujets arthrosiques de stade avancé (Mündermann et al. 2004).

Cette augmentation du MEA est plus prononcée, même si inconstante (Figure I-6) lorsque le stade de la pathologie est avancée (score de Kellgren et Lawrence à 3 et 4) (Sharma et al. 2010; Hurwitz et al. 2001; Kaufman et al. 2001; Baliunas et al. 2002). Sur des groupes de sujets arthrosiques d'atteinte précoce et sévère, il n'a pas été montré de différence significative entre les sujets souffrant d'arthrose débutante et le groupe contrôle mais par contre entre les différents stades des sujets arthrosiques, une différence significative a été retrouvée (Mündermann et al. 2004).

La question des facteurs influençant le MEA chez une population arthrosique est déterminante, notamment si il est avéré que le MEA « favorise » la dégénérescence du cartilage. Ces dernières

années, devant ces résultats insuffisants pour comprendre l'étiopathogénie et les écarts entre les résultats de certaines études, l'influence du moment externe de flexion dans le plan sagittal (MEF) est également prise en compte. L'évolution de ce moment pendant la phase d'appui de la marche montre différents pics, dont un pic de flexion en début de phase d'appui qui est le point d'intérêt (Figure I-7).

L'impact de ce moment sur l'altération du cartilage sur une période de 2 et 5 ans a été interrogé (Chang et al. 2014; Chehab et al. 2014). Pour Chang, le MEF n'a pas d'influence significative sur la dégénérescence du cartilage, alors que Chehab a montré l'influence sur l'évolution du ratio médial/latéral de l'épaisseur de cartilage sur les plateaux tibiaux. Enfin, le MEF est corrélé à l'épaisseur du cartilage pour les arthroses de moindre sévérité (Erhart-Hledik 2015).

Le premier pic de la courbe d'évolution du moment externe de flexion au cours du cycle de marche (Figure I-7) a été comparé entre une population arthrosique et un groupe contrôle, montrant soit l'absence de différence (Baliunas et al. 2002) soit un pic plus important pour les sujets sains (Favre et al. 2016; Zeni & Higginson 2009). Enfin, O'Connell mesure un pic plus élevé pour les sujets arthrosiques les plus douloureux (O'Connell et al. 2016).

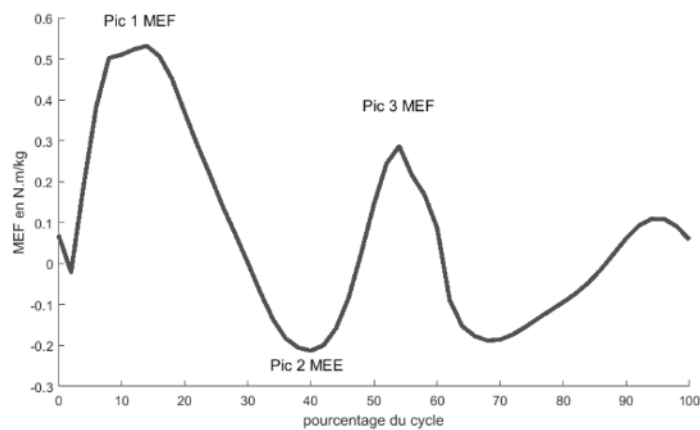


Figure I-7: Moment externe de flexion en fonction du cycle de la marche

4.1.2. PARAMETRES DYNAMIQUES ET AXE FEMORO TIBIAL MECANIQUE (AFTM)

Dans le plan frontal, l'augmentation du bras de levier de la force de réaction du sol par rapport au centre articulaire du genou, liée à une désaxation de l'axe mécanique du membre inférieur, augmente le MEA. Ainsi, une augmentation de un degré de varus entraînerait une augmentation du MEA de 0,02 N.m /kg en début de phase d'appui (O'Connell et al. 2016).

Le premier pic de la courbe d'évolution du MEA au cours du cycle de marche (Figure I-7) semble être lié à l'AFTM. En effet chez 62 sujets, il a été montré que l'AFTM est le facteur qui a la plus grande influence (50%) sur le MEA comparativement à des scores fonctionnels, l'angle de progression du pas ou l'épaisseur du cartilage articulaire (Hurwitz et al. 2001). L'AFTM mesuré par radiographie statique est associé à la sévérité de l'arthrose (Mündermann et al. 2004) et est également corrélé au MEA

(Miyazaki et al. 2002). Un angle traduisant un morphotype en varus (inférieur à 178°) majorerait le risque de développer et d'aggraver l'arthrose du compartiment médial (Sharma et al. 2010).

L'AFTM est obtenu à partir de radiographie de face essentiellement (pangonogramme). La question de l'impact de la position lors de la capture a été posée pour la quantification de cet alignement (Specogna AV, Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Fowler PJ 2007). Afin de quantifier l'alignement dynamique, Foroughi et al. ont utilisé un modèle à partir de marqueurs externes en analyse du mouvement et l'ont caractérisé en montrant une augmentation significative de l'inclinaison de la jambe dans le plan frontal pour les sujets gonarthrosiques (5,12°) en comparaison des sujets contrôles (2,9°) (Nasim Foroughi; Richard M. Smith; Lange et al. 2010). Les résultats démontrent également une relation entre cet alignement dynamique (inclinaison du segment jambier) et le MEA.

Mesurer l'alignement en situation dynamique peut permettre de prendre en compte les instabilités du genou qui majorent la charge médiale (Chang et al. 2004) mais prend également en compte les compensations comme l'inclinaison du tronc ou le 'toe out' (ouverture de l'angle de progression du pas) qui tendent à diminuer le MEA. Par ailleurs, grâce à une étude longitudinale sur le suivi de 106 patients sur 6 ans, il a été montré que l'AFTM (- de 175°) est un facteur qui influe sur la progression de l'arthrose (Miyazaki et al. 2002).

4.1.3. PARAMETRES DYNAMIQUES ET EVOLUTION

Seules les études longitudinales, types cas témoins, peuvent montrer si les moments articulaires sont déterminants dans l'évolution de l'arthrose. Dans une étude longitudinale prospective, les intensités du MEA et du MEF de 16 sujets souffrant d'arthrose ont été évaluées et mis en relation avec l'évolution des ratios, sur les surfaces du fémur et du tibia, d'épaisseur du cartilage (quantifié par IRM) entre les compartiments médial et latéral du genou à 5 ans (Chehab et al. 2014). Il a ainsi été démontré que le MEA avait une influence sur l'évolution du ratio sur la partie fémorale et le MEF sur la partie tibiale. Le MEF pouvant notamment être augmenté par la perte d'amplitude d'extension des genoux arthrosiques. Une étude longitudinale avait déjà démontré l'influence du MEA sur la progression de la pathologie selon un critère radiologique, la diminution de l'épaisseur de l'interligne articulaire (Miyazaki et al. 2002). Ainsi, le risque de progression était 6,46 fois plus important avec une augmentation de 1% du MEA au départ. De même, la relation entre la valeur du MEA et la perte d'épaisseur du cartilage après 2 années sur 391 genoux a été montré (H. Chang et al., 2014). Les patients présentant les plus grands pics de MEA développaient des lésions osseuses à 2 ans. Par contre, selon cette étude, ces relations ne semblent pas concerner le MEF.

4.1.4. CINEMATIQUE ET PARAMETRES SPATIAUX TEMPORELS :

Sur le plan de la caractérisation de la cinématique de sujets arthrosiques au cours de la marche, les 3 paramètres d'intérêt sont essentiellement l'amplitude de l'angle de flexion du genou en phase d'appui (joint excursion : entre l'attaque talon et le pic de flexion en appui), le pic de flexion en appui ainsi que le pic de flexion en phase oscillante (Figure I-8).

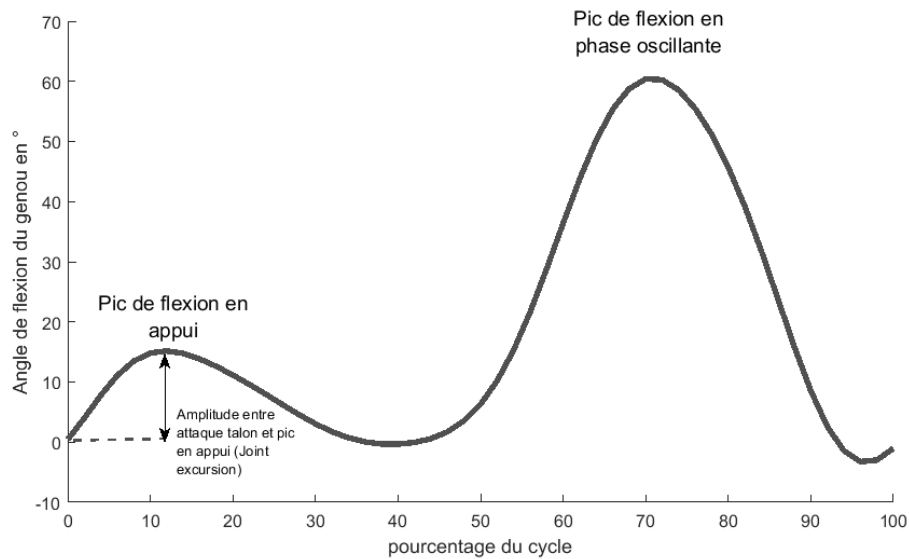


Figure I-8: Evolution de l'angle de flexion du genou en fonction du cycle de la marche

Sur le plan cinématique, les paramètres d'intérêt discriminant les sujets symptomatiques des sujets contrôles, ou les sujets symptomatiques entre eux selon le stade de sévérité de l'arthrose, sont l'angle de flexion du genou pendant la phase d'appui et l'angle de progression du pas (« Toe out » et « toe in »). Ces deux paramètres étant supposés être liés aux paramètres dynamiques, le MEF pour la flexion et le MEA pour l'angle d'ouverture du pas.

L'étude de ces paramètres cinématiques dans des populations de sujets arthrosiques comparés à des groupes contrôles montre des résultats controversés. Ainsi, alors que trois études ne révèlent pas de différence significative sur la diminution de la flexion en phase d'appui dans le groupe de patients arthrosiques (Baliunas et al. 2002)(Duffell et al. 2014) (Alkjaer et al. 2015), une étude comparant la cinématique et la dynamique dans le plan sagittal de 4 groupes de sujets (asymptomatiques jeunes ; asymptomatiques âgés, symptomatiques stade modéré, symptomatique stade avancé), a démontré pour le groupe 'symptomatique stade avancé, une flexion du genou à l'attaque du talon supérieure et une moindre inclinaison du segment jambier comparativement aux 3 autres groupes (Chehab et al. 2014).

Plusieurs études se sont également intéressées à l'impact de la rotation du genou ou du membre inférieur (via la mesure de l'angle de progression du pied), lors de la marche, sur les pics de la courbe d'évolution du MEA au cours du cycle de marche. En effet, cette stratégie est retrouvée chez les sujets présentant une gonarthrose symptomatique du genou. Les stratégies de marche qui diminuent le moment externe d'adduction (MEA) pourraient donc constituer des pistes de réduction de la douleur. Le « Toe out » (ouverture de l'angle de progression du pas) semble diminuer le deuxième pic du MEA, avec légère modification du premier pic du MEA (Simic et al. 2013; Lynn et al. 2008). Au contraire, Zhao évalue un plus grand pic de MEA lors de la marche « Toe-out », avec une charge de 3.37 %BW*HT (poids*taille) sur le compartiment médial du genou (Figure I-9).

Les résultats cinématiques dans les plans frontal et transverse doivent être analysés avec précaution. En effet, dans le contexte de l'analyse du mouvement par système opto-électronique, de nombreux travaux ont mis en évidence l'effet de la mobilité des tissus mous par rapport au segment osseux (soft tissue artefact STA) sur la cinématique articulaire (Cappozzo et al. 2005; Leardini et al. 2005;

(Daniel L Benoit et al. 2006; Stagni et al. 2005) de façon à proposer des méthodes de minimisation de ces erreurs. Afin d'évaluer l'influence des STA, les méthodes s'attachent donc à comparer la cinématique obtenue à partir des marqueurs externes à un gold standard établi soit à partir de marqueurs fixés sur des pins intracorticaux ou sur des fixateurs externes, soit en capturant directement la position du squelette au cours du mouvement (Sangeux et al. 2006; Stagni et al. 2005). Globalement, l'écart maximal entre la cinématique des segments corporels obtenus par stéréophotogrammétrie et des segments osseux (fémur et tibia) par imagerie est respectivement de l'ordre de 17 mm et 11 mm pour la translation et de l'ordre de 12° et 10° pour la rotation (Garling et al. 2008). L'écart moyen entre l'utilisation de la stéréophotogrammétrie et l'IRM étant de 22 mm et 15° (Sangeux et al. 2006). De plus, les déplacements d'ancillaires par rapport aux segments fémur et tibia ont été quantifiés lors de la flexion du genou avec des translations de l'ordre allant jusqu'à 4.5 mm entre le fémur et l'ancillaire cuisse et des rotations de l'ordre de 6° dans le plan transversal entre l'ancillaire jambe et le tibia (Südhoff et al. 2007). Ces résultats attestent de la prudence d'interprétation des résultats cinématiques dans ces deux plans.

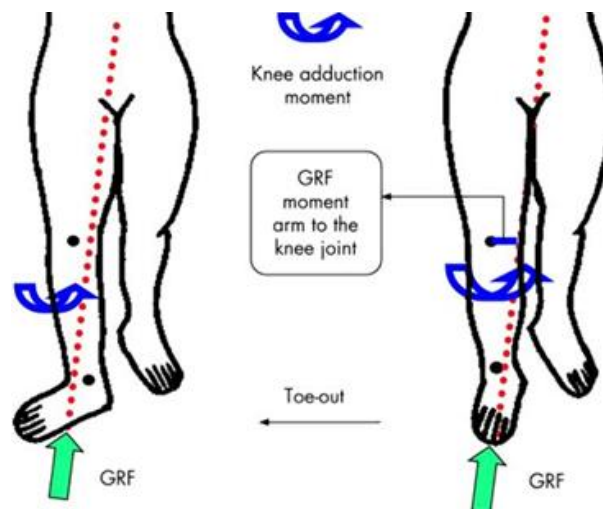


Figure I-9 : Schémas illustrant l'impact de l'angle de progression du pied sur le moment d'adduction créé par la réaction du sol sur le sujet (extrait de Simic et al., 2013).

La mesure des paramètres spatiaux temporels comme le pourcentage de temps d'appui pendant le cycle de la marche, la longueur des pas ou la cadence (Mills et al. 2013) révèle une corrélation avec la sévérité de l'arthrose, ce qui a conduit à l'idée d'une classification fonctionnelle de la gonarthrose à partir d'une évaluation simple des paramètres spatiaux temporels (Elbaz et al. 2014).

4.1.5. INFLUENCE DE LA DOULEUR ET DE L'ACTIVITE MUSCULAIRE

La douleur du genou a également été associée à de forte amplitude du MEA chez une population de patients souffrant d'une arthrose de moyenne gravité (Thorp et al. 2007). Il a par ailleurs été observé des stratégies antalgiques qui tendent à diminuer le MEA, comme l'inclinaison homolatérale du

bassin, le 'toe out' ou 'medial thrust' (médialisation du centre du genou au moment de l'appui). Toutefois, la douleur est aussi un mécanisme protecteur qui favorise la mise en œuvre de stratégies pour diminuer le MEA. Ainsi, même si la douleur semble directement corrélée au MEA, au sein d'une population douloureuse, la douleur perçue par le sujet peut favoriser des stratégies de compensation afin de diminuer le MEA. (Henriksen et al. 2010).

4.2. LES RECOMMANDATIONS THERAPEUTIQUES

Les thérapeutiques incluent en fonction des stades et du tableau clinique, des moyens dit pharmacologiques et non pharmacologiques, regroupés en traitement médicaux et physiques (physiothérapie, orthèse). Les thérapeutiques conservatrices ont pour but de diminuer la douleur, d'améliorer la fonction et la qualité de vie, et de diminuer l'évolution. L'option chirurgicale (ostéotomie; arthroplastie) étant réservée aux non réponses aux traitements conservateurs médico-physiques.

Des recommandations thérapeutiques de l'arthrose sont régulièrement établies à partir de l'analyse de la littérature et de consensus entre experts (recommandations de EULAR : european league against rheumatism, (W Zhang et al. 2010); ACR: American college of Rheumatology (Khanna et al. 2012); OARSI: osteoarthritis research society international (W. Zhang et al. 2010)).

Les 25 recommandations de l'OARSI sont classées en 3 catégories de traitement: non pharmacologiques (éducation ; physiothérapie ; exercices ; aide de marche ; perte de poids...) pharmacologiques (traitement oral et injections de corticoïdes, d'acide hyaluronique) et chirurgicaux (ostéotomies et arthroplasties uni ou bi compartimentaire). Les orthèses de genou sont recommandées plus particulièrement pour les genoux arthrosiques et instables. Un guideline de recommandations spécifiques pour le traitement non chirurgical de la gonarthrose a été élaboré reprenant également en compte le ratio bénéfice risque de chaque catégorie de traitement (McAlindon et al. 2014). La Figure I-10 résume les résultats.

Les traitements médicaux antalgiques en diminuant la douleur peuvent également permettre d'améliorer le niveau d'activité du sujet. Toutefois, un des écueils principaux est que cette antalgie altère les stratégies posturales d'évitement de la charge sur le compartiment médial, et de ce fait ne concourt pas à la diminution de l'effort résultant sur le compartiment médial (Henriksen et al. 2010).

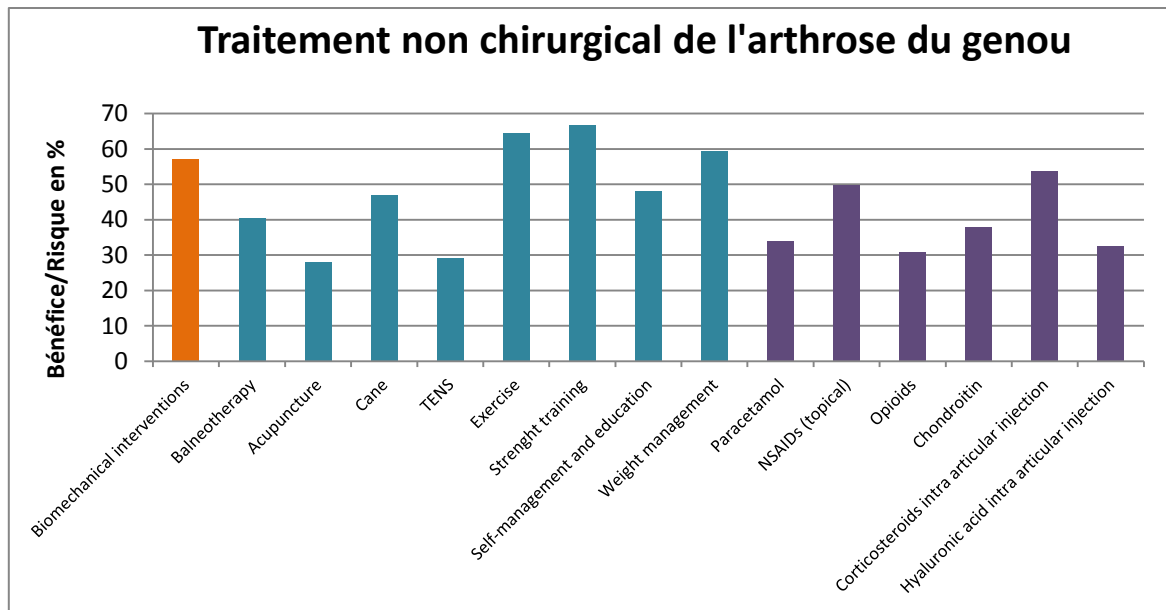


Figure I-10: Bénéfice/risque des différents traitements physiques et médicaux de l'arthrose (réalisé à partir de (McAlindon et al. 2014)).

Concernant les thérapeutiques physiques de la gonarthrose, des recommandations spécifiques traitent l'usage des orthèses (semelles plantaires et orthèse de genou) et concluent à un manque de preuve fiable avec peu d'études randomisées ou d'essais cliniques contrôlés longitudinaux (Rannou et al. 2010; Beaudreuil et al. 2009). Une revue Cochrane rapporte un défaut de preuve quant à l'efficacité de ces traitements, malgré une légère amélioration de l'état clinique et fonctionnel à court terme (Duivenvoorden et al. 2015). Ce constat permet de comprendre le comportement des prescripteurs MPR (médecin physique et de réadaptation) et rhumatologue. A 58%, les rhumatologues déclarent ne jamais prescrire d'orthèse articulée contre 26% pour les MPR. Seul 4% des rhumatologues déclarent en prescrire « toujours » contre 23% des MPR (Beaudreuil et al. 2009). Moins de 1% des sujets symptomatiques sont traités par orthèse (Hutchins et al. 2011). La compliance au port des orthèses étant un des points épineux de ces traitements. Une absence de différence entre traitement par semelle ou par orthèse de genou est également rapportée.

4.2.1. EFFETS THERAPEUTIQUES DES ORTHESES EVALUES PAR LES PARAMETRES BIOMECHANIQUES

4.2.1.1. CONTEXTE

Comme cité dans le chapitre précédent sur les recommandations (McAlindon et al. 2014), les traitements physiques présentent le meilleur ratio bénéfice/risque dans le traitement non chirurgical de la gonarthrose. Ces traitements physiques regroupent trois approches : les exercices, le port d'orthèse et l'éducation avec la gestion du poids ou l'utilisation d'aide de marche.

Les orthèses de décharge prescrite dans le contexte de la gonarthrose ont pour objectif mécanique direct la diminution des efforts de contact articulaires sur le compartiment médial du genou, sans que l'augmentation de l'espace articulaire soit une condition nécessaire pour cette décharge. Cette

diminution d'efforts de contact est usuellement quantifiée de façon indirecte par des indicateurs dynamiques comme le MEA, qui informerait sur la distribution de la charge sur les deux compartiments (Figure I-6), et le MEF.

Récemment, des revues se sont focalisées sur la mesure des effets biomécaniques des traitements physiques (Ferreira et al. 2015) et par orthèse (R F Moyer et al. 2015). La méta analyse de Moyer rapporte une diminution du MEA avec le port d'une orthèse pour 14 études sur 17 sélectionnées en moyenne de 0,61 N.m /%BW*HT. La revue de Petersen rapporte une diminution pour 20 études sur 24 sélectionnées, avec seulement une diminution de la douleur pour 8 d'entre elles. Par ailleurs, un effet antalgique d'une orthèse peut être perçu sans que des effets biomécaniques soient significatifs (Hewett TE, Noyes FR, Barber-Westin SD 1998). Ceci met en exergue que l'effet clinique (antalgie et amélioration de la fonction) n'est probablement pas uniquement lié à la décharge du compartiment interne du genou mais que d'autres mécanismes d'action interfèrent (stabilité ; diminution d'activité musculaire, amélioration de la proprioception). Enfin, des facteurs secondaires influencent les résultats (compliance, grade, défaut d'alignement...).

4.2.1.2. LES DIFFERENTES ORTHESES ET PRINCIPE D'ACTION

Différents types d'orthèses de décharge sont disponibles : les orthèses valgusantes, qui génère un couple externe d'abduction sur le genou; l'orthèse de distraction OdrA® (Figure I-11); les semelles plantaires ; l'orthèse AFO® (ankle foot orthosis). Les objectifs sont similaires, il s'agit de réduire la charge sur le compartiment médial du genou en diminuant notamment le MEA résultant. Cette diminution peut résulter d'un moment externe d'abduction appliqué par l'orthèse au genou (orthèse valgusante), d'une diminution du bras de levier de la force de réaction du sol (voire les composantes du MEA, en partie 2), (AFO, semelles) ou des deux phénomènes (Orthèse de distraction et de rotation latérale). Les plus-values des semelles sont liées à l'absence de restriction de mouvement au genou et à la compliance, celles des orthèses à l'amélioration potentielle de la stabilité, notamment pour les bi-montants et aux informations proprioceptives. Enfin, la fabrication des orthèses peut inclure du 'sur mesure' (plâtre ; périmétrie ; ...) ou 'du standard' (avec plusieurs tailles disponibles).



Figure I-11: Orthèse OdrA et ses deux liaisons pignons crémaillères

L'orthèse OdrA® (cf partie 5 et annexe 4.1) (orthèse de distraction et de rotation latérale pour l'arthrose), est une orthèse de décharge du compartiment médial de l'articulation fémoro-tibiale. Elle est équipée de deux systèmes pignon/crémaillère. Ces deux liaisons sont caractérisées par un roulement sans glissement. Ainsi, lors de la rotation d'une pièce par rapport à l'autre, un déplacement linéaire est simultané au déplacement angulaire. Ces liaisons sont inversées du côté médial et du côté latéral. Ainsi, l'un des pignons, côté médial, est lié à l'embrasse fémorale et se déplace dans une crémaillère liée à l'embrasse tibiale, tandis que l'autre pignon, côté latéral est lié à l'embrasse tibiale et se déplace dans une crémaillère lié à l'embrasse fémorale. L'OdrA® fonde son mode d'action sur un effet de décharge par un double mécanisme de distraction et de rotation externe du genou lorsque celui-ci, équipé de l'orthèse, passe de la position de flexion à celle d'extension. Ainsi, c'est la cinématique originale de l'orthèse portée par le sujet symptomatique qui serait à l'origine de la diminution des efforts de contact articulaire.

4.2.1.3. OUTILS D'ANALYSE

Les outils d'analyse utilisés (imagerie ; analyse du mouvement ; instrumentation intra articulaire ou de l'orthèse) orientent sur les indicateurs quantifiés (épaisseur de l'interligne articulaire ; MEA ; efforts de contact articulaire ; moment d'abduction de l'orthèse). La plupart des études ont recours à l'analyse du mouvement (24/24 études de la revue de Petersen (Petersen et al. 2016); 26/30 de celle de Moyer (R F Moyer et al. 2015)). Les tailles des cohortes des études dépendent des outils utilisés (annexe 5.2).

4.2.1.4. ANALYSE DU MOUVEMENT PAR SYSTEME OPTO ELECTRONIQUE : MESURE DES MOMENTS ARTICULAIRES ET DES PARAMETRES ANGULAIRES CINEMATIQUES

La plupart des études qui se sont intéressées à la mesure des effets biomécaniques des orthèses de décharge ont recours à l'analyse instrumentée du mouvement (système optoélectronique couplée aux plateformes de force) et à la mesure des moments articulaires externes essentiellement dans le plan frontal. Ces investigations cherchent à déterminer des paramètres significatifs qui mesureraient l'effet mécanique de l'orthèse. L'indice le plus logique, en regard de la problématique des gonarthroses unicompartmentales, est le moment d'adduction au cours des différentes phases d'appui. Pour une même vitesse de marche et sans modifications posturales à la marche, la diminution du MEA mesuré par AQM peut être attribuée à un réalignement de l'AFTM (ce qui équivaut à médialiser le centre articulaire du genou ou à latéraliser le centre de pression) (cf partie 2 modélisation du MEA).

Selon la méta-analyse de Moyer, 14 études sur 17 démontrent une diminution du MEA avec orthèse de décharge (diminution de $0.61\text{N.m}/\%BW*HT$), dont 9 avec résultats significatifs. Les paramètres reportés sont soit les deux pics de la courbe d'évolution du MEA au cours du cycle de marche, soit le premier ou le second pic. Seules, 4 études sur 17 rapportent le MEF avec des résultats hétérogènes.

Dans 3 études (Gaasbeek et al. 2007; Schmalz et al. 2010; Hewett TE, Noyes FR, Barber-Westin SD 1998), les investigateurs n'objectivent pas de modifications des pics de moment d'adduction externe.

L'analyse cinématique sagittal montre peu de modification. Toutefois, l'absence de répercussion d'une orthèse sur les angles dans le plan sagittal, peut logiquement apparaître comme un effet positif dans ce plan sagittal, où les déplacements angulaires sont étroitement liés à la vitesse de marche. L'angle de progression du pas dans le plan transversal et l'alignement des segments cuisse et jambe dans le plan frontal sont également des indicateurs d'intérêts, mais les résultats doivent toutefois être analysés avec précaution en tenant compte des incertitudes de ces mesures et de l'effet des modèles utilisés sur les résultats quantifiés.

4.2.1.5. IMAGERIE ET INTERLIGNE ARTICULAIRE

L'indicateur quantifiant l'effet des orthèses de décharge et extrait de l'imagerie est l'épaisseur de l'interligne articulaire rapporté dans 4 études dont 3 de la même équipe du Tennessee (Komistek et al. 1999; Dennis et al. 2006; Nadaud et al. 2005). Ces auteurs comparent l'épaisseur de l'interligne entre les conditions sans et avec le port d'une orthèse (Komistek et al. 1999; Dennis et al. 2006) ou entre différents types d'orthèses (Nadaud et al. 2005); la marche étant analysée sur tapis roulant. Une variation, en moyenne, de 1,2 et 1,3 mm sur respectivement un échantillon de 15 et 40 sujets a été mesurée, sous fluoroscopie 2D (sans modèle 3D) avec la même orthèse. Sur les 40 sujets de l'étude de Dennis et al., 31 démontrent une augmentation de l'épaisseur de l'interligne articulaire ; sur les 9 sujets restant, 3 notent un soulagement de leur douleur avec le port de l'orthèse.

Seuls Nadaud et al. et Haladik et al. utilisent le recalage du modèle squelettique 3D obtenu par CT scan sur les vues 2D fluoroscopiques sur respectivement 5 et 10 sujets pour évaluer l'effet de 5 orthèses de décharge différentes pour Nadaud et al. et d'une orthèse de décharge pour Haladik et al. (Haladik et al. 2014). Selon cette dernière étude, il n'y a aucun effet de l'orthèse sur la hauteur de l'interligne articulaire malgré des résultats positifs sur la douleur et la fonction. Pour Nadaud et al., une augmentation de l'interligne sous l'effet du port des orthèses est mesurée, et est plus importante à l'attaque du talon avec en moyenne une variation de 0,2 à 0,8 mm pour l'ensemble des sujets (précision rapportée de la méthode de l'ordre de 0,3mm).

Dans ce contexte de traitement physique de la gonarthrose par orthèse, les études par imagerie sont rares. Elles cherchent à quantifier l'effet des orthèses par des indicateurs positionnels mesurés directement sur les segments osseux. Le recours à un modèle 3D restreint la taille de l'échantillon. De son côté, l'analyse radiographique en 2D a pu montrer ses limites avec notamment un impact de la position du genou dans le plan sagittal sur la mesure de l'interligne dans le plan frontal (cf. paragraphe 2).

4.2.1.6. MESURE DIRECTE DES EFFORTS DE CONTACT

La mesure directe des efforts de contact articulaires représente le gold standard de la quantification de l'effet des orthèses de décharge.

Kutzner et al. en 2010 a instrumenté 3 sujets par un implant télémétrique interne, lors de la pose d'une prothèse totale de genou. Cet implant permet d'évaluer la charge sur chacun des compartiments du genou prothétique. Il a ensuite comparé l'effet de deux orthèses dans 3 positions (neutre, 4 puis 8° de valgus) sur la charge du compartiment médial (Kutzner et al. 2010). Il constate une diminution de 24 à 30%, avec des différences interindividuelles lié à la tension des sangles des orthèses et avec une différence inter-orthèse liée à la raideur propre de chacune. Toutefois, les sujets ne peuvent pas être considérés comme symptomatiques puisqu'ayant bénéficié d'un traitement chirurgical par arthroplastie.

4.2.1.7. EFFET DE L'ORTHESE SUR L'ACTIVITE MUSCULAIRE DE STABILISATION

L'activité musculaire est une source de majoration des efforts de contact articulaire. Ainsi, si une orthèse joue un rôle dans la stabilité, elle devrait diminuer les activités musculaires de stabilisation. Ramsey et al., en 2007, ont réalisé une étude incluant des mesures EMG, cinématique et cinétique sur 16 sujets sans et avec orthèses (position neutre, puis position de 4° de valgus) (Ramsey et al. 2007). L'objectif majeur était de discriminer l'effet de décharge attribué à l'orthèse et celui lié à une diminution éventuelle d'activité musculaire, du fait de la stabilité passive articulaire apportée par l'orthèse.

4.2.1.8. INSTRUMENTATION

La mesure du moment externe d'abduction appliqué au genou par l'orthèse est un moyen de valider l'effet du port d'une orthèse. L'instrumentation d'orthèse de décharge par des capteurs munis de jauges de déformation permet de quantifier le moment d'abduction externe de l'orthèse qui est soustrait du moment externe d'adduction quantifié par AQM (moment brut). Le résultat aboutit à un moment net d'adduction (Pagani et al. 2012; Pollo et al. 2002), avec une estimation d'effort résultant soustrait sur le compartiment médial du genou de l'ordre de 114 N à 179 N. Cette valeur est proche de ce que Schmalz a obtenu (-80 à 100N) à partir de la quantification du moment externe d'abduction de l'orthèse par une relation déplacement/moment d'abduction établie au préalable (Schmalz et al. 2010).

4.2.1.9. AUTRES INDICATEURS D'APPRECIATION DE L'EFFET D'UN TRAITEMENT PAR ORTHESE DE DECHARGE

Les principaux critères biomécaniques regroupent les moments articulaires, les indicateurs positionnels et les efforts de contact. Les critères d'évaluation sont également cliniques, comme la douleur, la mobilité et la qualité de vie. Ces derniers paramètres sont présentés en critères secondaires dans les études biomécaniques, ce qui permet de mettre en relation ces deux catégories et d'extraire des indicateurs biomécaniques de performance de l'effet clinique. Les indicateurs cliniques sur lesquels s'appuient les mesures de l'effet des orthèses comprennent l'échelle visuelle analogique (spontané ou plus couramment lors de la marche), l'évaluation de l'activité par des

scores : WOMAC, HSS (Hospital for Special Surgery Score), KOOS (Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score). Des bénéfices secondaires comme la diminution d'un traitement pharmacologique peuvent également être notés. Les études à indicateurs essentiellement cliniques permettent d'augmenter la taille des échantillons mais n'élucident pas les modes d'actions intimes des orthèses.

4.2.1.10. COMPLICATIONS

Le port d'un appareillage qui vise une action sur le squelette peut induire de l'inconfort des tissus d'interface comme la peau et autres tissus mous (vasculaire et musculaire), d'autant plus que l'installation de l'orthèse nécessite un serrage de sangles autour des segments cuisse et jambe. Moyer et al. rapportent 6 études sur 30 relatant de problèmes d'interfaces.

4.2.1.11. COMPLIANCE

Du fait de l'inconfort et de l'encombrement de ces orthèses, la compliance au traitement est une question majeure. La fréquence du port est donc un paramètre d'intérêt, que ce soit en terme de temps journalier et de durée total du traitement. Dans ce contexte, Hurley et al. se sont intéressés à la dose utile de port des orthèses et ont utilisé un monitoring par podomètre de façon à estimer le nombre de pas par jour des sujets appareillés (Hurley et al. 2012).

4.2.1.12. COMPARAISON SEMELLES PLANTAIRES ET ORTHESE DE DECHARGE

Les traitements par orthèse incluent également des semelles plantaires. Celles-ci ont pour objectif de latéraliser le centre de pression diminuant ainsi le MEA. Des études ont cherché à comparer ces semelles aux orthèses de genou (Van Raaij et al. 2010; Jones et al. 2013; Pagani et al. 2012; Fu et al. 2015). Sur le plan clinique, les différences sont peu marquées. Sur le plan biomécanique, elles sont variables entre l'absence de différence entre les deux traitements (Pagani et al. 2012) et la diminution du premier pic du MEA réduit avec le traitement par semelles plantaires (Jones et al. 2013). Par ailleurs, la compliance est meilleure avec les semelles (Duivenvoorden et al. 2015) et l'intérêt de cumuler les deux traitements a été montré (Fu et al. 2015). Van Raaj a souligné que malgré la plus grande compliance au traitement par semelle, les résultats cliniques à 6 mois sont semblables entre le groupe 'semelle' et le groupe 'orthèse' ; ce qui incite l'auteur à poser la question d'un seuil d'efficacité pour chacun des traitements, ainsi qu'à ne pas négliger l'hypothèse d'un mode d'action des orthèses de genou par diminution de l'activité musculaire de stabilisation (Van Raaij et al., 2010). A ce propos, la relation entre le déficit de force musculaire, mesuré au dynamomètre, et le port d'une orthèse a été interrogée (Hurley, et al., 2012). Il n'a pas montré de déficit particulier sur un suivi de 6 mois.

4.2.1.13. POPULATION CIBLE DES TRAITEMENTS PAR ORTHESE

La question des caractéristiques (niveau d'atteinte, sévérité des symptômes, sexe, morphologie, ...) de la population symptomatique la plus enclin à réagir de façon positive au traitement par orthèse est un point non élucidé à ce jour. Selon Brouwer, 4 facteurs favorisant auraient un effet bénéfique sur les traitements par orthèse : l'âge inférieur à 60 ans, un varus marqué, la sévérité de la pathologie et la caractéristique 'secondaire' de l'arthrose.

5. SYNTHÈSE ET DISCUSSION DE L'ANALYSE DE LA LITTÉRATURE

La gonarthrose est une pathologie dans laquelle les phénomènes mécaniques et métaboliques sont intimement liés. Concernant la caractérisation biomécanique, la charge sur le compartiment médial du genou représente l'indicateur gold standard, très peu utilisé du fait des difficultés méthodologiques évidentes. Le moment externe d'adduction (MEA) est son substitut indirect. Ce moment a été associé à l'angle fémoro tibial mécanique (AFTM) et à la sévérité de l'arthrose. L'analyse de l'évolution de la valeur du MEA au cours d'un cycle de marche montre deux maxima locaux (premier et second pic du MEA). Le premier pic du MEA différencie le mieux les groupes de patients arthrosiques et contrôles, alors que le second pic est davantage corrélé à l'AFTM. Le moment externe de flexion (MEF) a également une influence sur la charge articulaire. Sa diminution pourrait permettre de réduire cette charge. Enfin, les modifications cinématiques étudiées sont centrées sur l'angle de flexion du genou, mais d'autres segments (comme le bassin ou le pied) peuvent montrer une modification de profil cinématique chez les sujets atteints d'arthrose et être considérée comme des stratégies de compensations. La détection de ces modifications dans les plans frontal et transversal est toutefois soumise à l'incertitude de l'analyse de ces plans en analyse quantifiée du mouvement (AQM).

Il a été exposé que les résultats des études (caractérisation de l'arthrose; mesure des effets des orthèses) ne sont pas homogènes, notamment dans la comparaison de groupes de patients arthrosiques et contrôles, ou entre groupe de différentes sévérités en regard du MEA. Ce constat pose la question de la sensibilité et de la spécificité du MEA. Ces résultats épars peuvent provenir de deux grandes catégories: les méthodes et les profils des populations.

En effet, la mesure d'un moment articulaire est l'expression de pattern de marche influencé par les douleurs, par les stratégies consécutives de l'arthrose mais aussi lié au profil moteur du sujet. Il se peut qu'un moment soit augmenté par une désaxation dans le plan frontal, mais que le sujet, du fait de douleurs, modifie son inclinaison de bassin et sa vitesse afin de diminuer le moment articulaire. L'hétérogénéité des profils moteurs des populations de patients souffrant d'arthrose au sein d'une étude influence les résultats. Il est parfois difficile d'élucider en amont ce facteur du fait de l'interaction des différents phénomènes précités.

L'influence de certains facteurs méthodologiques et expérimentaux a déjà été testée sur les grandeurs mesurées de MEA. Ainsi, Newell s'est plus particulièrement intéressé à l'effet du repère d'expression sur le moment articulaire d'adduction au genou (Newell et al. 2008). Trois repères ont

été testés. Il a été montré un effet du choix du repère d'expression sur la grandeur du moment et la forme de la courbe du MEA au cours du cycle de la marche. Mundermann a évalué l'impact de la variation de vitesse sur le MEA mesuré à la marche (Mündermann et al. 2004). L'effet de la variation de la vitesse sur le MEA aurait une influence surtout chez les sujets arthrosiques de stade précoce. Pour les sujets arthrosiques, la variation de MEA entre les groupes n'est expliquée par la vitesse que pour 8,9% de cette différence. Chez les sujets contrôles, il n'est pas retrouvé de relation entre les valeurs du MEA et la vitesse.

Enfin, les résultats des paramètres dynamiques peuvent également être affectés par la mobilité des tissus mous et la définition de la localisation du centre articulaire choisi pour calculer le moment. L'influence de la mobilité, par rapport aux segments osseux, des tissus mous sur les paramètres dynamiques a été peu investigué. Seule une étude a quantifié l'effet de la mobilité des tissus mous sur les moments articulaires, montrant un effet sur le moment de flexion mais peu sur le moment d'adduction (Tsai et al. 2011). Pourtant, si ces mobilités ont une influence sur les résultats cinématiques, il est attendu qu'ils aient aussi un impact sur la définition du centre articulaire au cours du mouvement.

En résumé, les paramètres des genoux arthrosiques ont principalement été étudiés grâce à des techniques de stéréophotogrammétrie avec la capture du mouvement de marqueurs optoélectroniques. Cette technique est non invasive et permet des mesures 3D in vivo. Pourtant, du fait de la mobilité des tissus mous par rapport au segment osseux et du fait de l'erreur résultant du placement des marqueurs optoélectroniques (à partir desquels le centre articulaire est défini), les incertitudes sur la quantification de la cinématique et des moments restent à améliorer.

6. PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ETUDE

L'évaluation d'une orthèse de décharge dynamique peut nécessiter l'évaluation d'indicateurs cinématiques et dynamiques afin d'approfondir la compréhension de son mode d'action et son effet sur des genoux symptomatiques. Au vue de la littérature, les moyens usuels orienteraient vers une analyse quantifiée du mouvement ou /et vers l'usage de la fluoroscopie. Toutefois, le premier moyen qui permet d'accéder à des indicateurs dynamiques dont le MEA, paramètre gold standard de la gonarthrose fémoro-tibiale médiale, montre des signes de faiblesse méthodologique en fonction des études, qui peuvent limiter l'interprétation des résultats. Quant à l'usage de la fluoroscopie, son application reste limitée du fait du coût du dispositif et du caractère invasif lié à l'irradiation.

L'orthèse est un moyen de suppléance destiné à prendre en charge une partie de la fonction du membre sur lequel il est installé. Dans un but de décharge (diminution des efforts de contact articulaire), l'orthèse peut avoir une action directe sur le squelette ou indirecte par l'intermédiaire des tissu mous ce qui entraîne une sollicitation de ces derniers situés à l'interface os/orthèse. Comme décrit dans la partie OdrA® (partie 5 de ce manuscrit), l'orthèse OdrA® présente une spécificité liée à ses liaisons de type pignons crémaillères, avec une diminution des efforts de contact simultanée au passage de la flexion vers l'extension du genou équipé de l'orthèse.

Le système EOS® est un système d'acquisition d'imagerie biplane issu de la collaboration entre l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (anciennement LBM), le laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (Montréal), l'hôpital Saint Vincent de Paul (Paris) et la société Biospace (Paris). Ce système en collaboration permet d'obtenir un modèle squelettique 3D ainsi que des informations morphologiques et positionnelles des différentes régions du corps. Il a été peu investigué en ce qui concerne l'étude multipositionnelle de la fémoro-tibiale. L'analyse du mouvement par système opto-électronique présente l'avantage d'obtenir des grandeurs caractéristiques d'un pattern de marche voire d'évaluer l'effet d'une thérapeutique. Couramment utilisé, les incertitudes cependant révélées dans la littérature peuvent limiter la contribution de l'AQM dans l'étude de l'arthrose. Ce constat conduit à proposer de méthodes plus fines de personnalisation, dont il est utile de connaître également la précision.

Ainsi, en vue d'approfondir le mode d'action de l'OdrA® sur des genoux symptomatiques, un protocole a été élaboré de façon à répondre au cahier des charges suivant : quantifier les mouvements respectifs de l'orthèse et du squelette de la flexion vers l'extension du genou ; préciser les paramètres dynamiques ; avoir recours à des outils d'exploration utilisés en routine clinique. A cette fin, il a été nécessaire de développer deux méthodes principales d'investigation. Premièrement, le recours à l'analyse séquentielle directe du genou de façon à quantifier avec une fiabilité connue la cinématique du genou et de l'orthèse. Deuxièmement, la fusion de données issues de deux environnements, EOS® (modèle 3D osseux personnalisé) et Vicon® (composantes de l'effort de réaction du sol par les plateformes de force), de façon à préciser le calcul des moments articulaires externes au genou. Il s'agit d'obtenir la localisation de l'effort de réaction du sol par rapport au squelette du membre inférieur, en recalant les segments osseux par l'intermédiaire des marqueurs externes.

Concernant l'analyse séquentielle du genou dans l'environnement EOS®, ne disposant pas à ce jour d'informations sur la fiabilité de cette technique, un premier axe de ce travail a donc consisté en la mise en œuvre d'un protocole spécifique de façon à quantifier la précision et la répétabilité de cette méthode. Cette étude est exposée dans la partie 3.1 de ce rapport.

Concernant la proposition d'intégrer un modèle squelettique aux données de l'analyse du mouvement, dans un premier temps, cette méthode de fusion a été testée sur les données obtenues en position statique de sujets. Cette partie est exposée dans la partie 3.2 de ce rapport.

Ainsi, les objectifs spécifiques de ce travail sont d'explorer deux méthodes développées dans le contexte de l'analyse du mode d'action de l'OdrA® et du genou arthrosique : l'analyse séquentielle cinématique du genou et la fusion d'un modèle interne par des marqueurs externes. Dans ces deux cas, l'originalité tient à l'usage d'un modèle squelettique 3D personnalisé pour la quantification de paramètres cinématiques et dynamiques.

Les objectifs secondaires sont de fournir des informations caractéristiques des genoux arthrosiques et d'envisager l'interprétation du mode d'action de l'OdrA® au vue des résultats obtenus sur une population symptomatique.

Partie II : TRAVAIL PERSONNEL : MATERIEL ET METHODES.

1. RECRUTEMENT DES SUJETS

Les sujets symptomatiques ont été inclus sur les critères suivants : gonarthrose fémoro-tibiale du compartiment médial symptomatique avec douleurs auto-évaluées supérieures à 4/10. Les critères d'exclusion étaient les suivants : pathologies de l'appareil locomoteur autres que la gonarthrose, pathologies neurologiques entraînant des troubles de l'équilibre et de la locomotion, arthroplastie du genou, injection intra articulaire dans les 3 mois précédents l'acquisition, gonarthrose fémoro-tibiale latérale. Ces sujets symptomatiques ont été majoritairement recrutés dans le cadre d'un traitement par orthèse de genou de distraction (OdrA) selon deux périodes (t0 et t1 sur la frise ci-dessous) en fonction des sujets, soit au moment de la prescription, soit au moment de la livraison de l'OdrA® (Figure II-1). Le premier cas a fait suite à une « campagne » de sensibilisation d'acteurs médicaux (présentation du projet de recherche à des équipes d'orthopédistes et/ou de rhumatologues) et paramédicaux. Dès lors où le médecin réalisait la prescription, le sujet était suivi par des contacts réguliers au cours des étapes de fabrication de son orthèse (frise ci-dessous), jusqu'à un rendez-vous à l'Institut (IBHGC) après une période s'étalant de 1 semaine à 3 semaines après la réception de son appareillage.

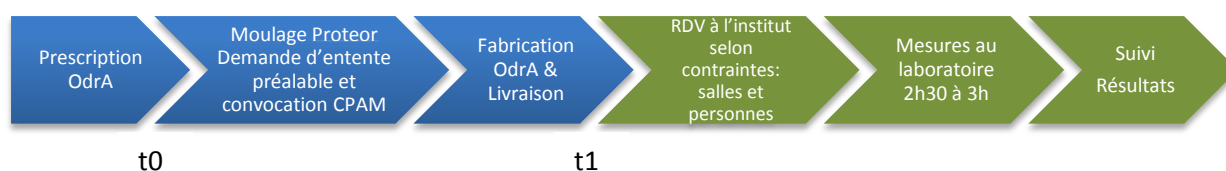


Figure II-1: Schéma des étapes du recrutement aux acquisitions pour les patients symptomatiques

La deuxième voie de recrutement (t1) a consisté en un contact avec les patients via les succursales de Proteor où l'orthèse est délivrée. Un rendez-vous à l'institut (IBHGC) dans les mêmes délais était alors envisagé. Au total, une prise de contact a été réalisée avec 20 sujets symptomatiques engagés dans un projet d'appareillage par orthèse. Au final, 16 ont été enregistrés, dont 15 étaient équipés de l'OdrA®. Les 4 « perdus de vues » sont liés à des difficultés soit de déplacement, soit de compréhension ayant fait obstacle au projet d'appareillage.

Enfin, 6 sujets volontaires asymptomatiques ont également été recrutés en vue de la quantification de la précision des méthodes (cf Partie 3.1).

Le Tableau II-1 synthétise les informations des sujets ayant participé à ce travail.

	Données anthropométriques					Coté arthrosique	Besoin fonctionnel	Stade Kelgrenn et Lawrence	Acquisitions		
	Age	Sexe	Poids	Taille	IMC				Période	Stéréoradiographie	AQM
sujet 01	41	M	50	1,6	19,5				mai-14	*	*
sujet 02	79	M	82	1,74	27,1	D	randonnée	3	juin-14	*	*
sujet 03	71	M	76	1,8	23,5	G	marche ambulatoire	2	nov-14	*	
sujet 04	70	M	72	1,66	26,1	G	marche ambulatoire	3	janv-15	*	*
sujet 05	55	M	118	1,74	39,0	G	actif	3	févr-15	*	*
sujet 06	59	F	65	1,56	26,7	G	marche ambulatoire	3	mars-15	*	*
sujet 07	51	F	61,5	1,6	24,0	G	sport loisirs	4	avr-15	*	*
sujet 08	57	M	84	1,7	29,1	D	actif	3	avr-15	*	*
sujet 09	69	M	81	1,68	28,7	D	marche ambulatoire	3	juil-15	*	*
sujet 10	72	F	63	1,63	23,7	D	déplacement à pied	3	août-15	*	*
sujet 11	67	M	98	1,71	33,5	G	pratique du golf	3	sept-15	*	*
sujet 12	60	M	77	1,77	24,6	G	sportif	4	nov-15	*	*
sujet 13	50	F	56	1,62	21,3	G	actif	3	févr-16	*	*
sujet 14	58	F	75	1,51	32,9	D	actif	2	févr-16	*	*
sujet 15	60	M	95	1,74	31,4	D	actif	3	mars-16	*	*
sujet 16	56	M	98	1,75	32,0	D	actif	3	juin-16	*	*
sujet 17	43	F	62	1,5	26,8	D	pas d'activité depuis 2008	2	juil-16	*	*
Moyenne sujet 2 à 17 (SD)	61,1 (7,7)		79 (12,9)	1,7 (0,1)	28,1 (3,8)						
sujet 18	28	M	85	1,83	25,4				janv-15	*	
sujet 19	43	F	53	1,63	19,9				janv-15	*	
sujet 20	44	F	61	1,57	24,7				janv-15	*	
sujet 21	48	F	60	1,7	20,8				janv-15	*	
sujet 22	23	M	65	1,78	20,5				févr-15	*	
sujet 23	22	M	77	1,9	21,3				févr-15	*	
Moyenne sujet 18 à 23 (SD)	34,7 (10,3)		66,8 (9,5)	1,73 (0,1)	22,1 (2)						

Tableau II-1 Sujets arthrosiques (étude ODRA) et sains (étude répétabilité)

2. MATERIEL ET SITE DES EXPERIMENTATIONS

Les acquisitions ont été réalisées sur le site de l'Institut de biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC), Paris 13ème. Ce site dispose d'une salle d'analyse du mouvement équipée de 13 caméras infra rouge (VICON) et 4 plateformes de force (AMTI) et d'une pièce munie de la cabine de stéréoradiographie EOS® (EOS® imaging).

Le système optoélectronique Vicon® est installé dans une salle d'analyse de la marche munie de 14 caméras optoélectroniques (fréquence 100 Hz) et de 4 plateformes de force AMTI® synchronisées. Ce système d'analyse du mouvement est non invasif. Il permet de capturer au cours d'un mouvement du sujet la position des marqueurs réfléchissants placés sur le sujet (Annexe 1.1). Les données de

sortie du système correspondent aux coordonnées 3D des marqueurs dans le repère de mesure associé au système Vicon®.

Le système EOS® est un système de radiographie numérique composé de 2 ensembles sources-détecteurs placés orthogonalement, et dont la particularité de l'émetteur et du détecteur est de glisser sur un rail. Ainsi, le sujet radiographié est balayé verticalement par deux faisceaux plats orthogonaux de rayons X. La détection étant hypersensible (principe basé sur les travaux de Georges Charpak), la dose de rayons X est diminuée par rapport à une radiographie classique. Ce système permet une reconstruction semi-automatique 3D du squelette à partir de deux vues 2D (biplanaires) calibrées, simultanées et orthogonales alors que les sujets sont en position debout (Dubousset et al. 2010). Les principaux intérêts de cette technique sont la condition d'appui en position debout (prise en compte des effets gravitaires) et la faible irradiation des sujets (systèmes basses doses par rapport aux systèmes conventionnels de stéréoradiographie). Ces dernières années, les méthodes de reconstruction semi-automatique des membres inférieurs permettant d'accéder rapidement à des paramètres morphologiques et positionnels caractérisant chaque sujet ont été optimisés (Chaibi et al. 2012; Quijano et al. 2013). Selon les plans des paramètres calculés, la précision et la répétabilité sont variables. Par exemple, la reproductibilité de la solution initiale pour les torsions fémorales et tibiales est respectivement de 4° et 4,2° pour des sujets sains et de 5° et 5,3° pour des sujets pathologiques (2 écarts types de reproductibilité). La reproductibilité des angles dans les plans verticaux est très correcte avec une valeur de 1° pour l'angle fémoro tibial mécanique (AFTM), 2,3° pour l'angle fémoral mécanique (AFM) et 1,3° pour l'angle tibial mécanique (ATM) (Quijano et al. 2013). La précision de cette solution initiale optimisée a été évaluée à 2,2° (min : 0,1 et max : 3,5°) pour la torsion fémorale et à 3,3° (min : 1,3° et max : 4,5°) pour la torsion tibiale (Thèse Y. Chaibi, 2010). Peu d'études se sont intéressées à l'analyse des sujets présentant une gonarthrose fémoro-tibiale sous EOS® (Than et al. 2012). Par contre, l'articulation fémoro-patellaire a fait récemment l'objet d'une analyse cinématique séquentielle (Dagneaux et al. 2015).

En complément des deux systèmes principaux sus-cités, 1 caméra vidéo numérique non synchronisée, 1 plateforme Wii, et 1 appareil photo ont été utilisés au cours des acquisitions.

3. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Le protocole expérimental a été élaboré dans le but :

- de caractériser la statique, la cinématique et la dynamique de sujets gonarthrosiques ;
- d'évaluer l'effet sur ces caractéristiques du port de l'OdrA®.

Le Comité de Protection des Personnes - CPP IDF VI – Pitié-Salpêtrière réuni le 18/02/2015 à l'hôpital de la Pitié Salpêtrière (Paris XIIIe), a prononcé un avis favorable quant à la mise en œuvre de cette étude. Cette étude fait appel au protocole référence 06036 : « Etude tridimensionnelle, à partir de l'imageur basse dose EOS® pour le diagnostic et le suivi de pathologies ostéo-articulaires de l'adulte » dans le cadre de l'utilisation d'EOS® à l'IBHGC.

3.1. LES ETAPES D'UNE SEQUENCE DE MESURE

3.1.1. ACCUEIL ET EXAMENS

Accueil du sujet : tous les sujets reçoivent une lettre d'information simultanément aux explications données sur le but et les modalités de l'étude. Les sujets doivent signer un formulaire de consentement attestant de leur accord de participation.

Examen clinique du sujet. Un document de recueil des données anthropométriques et cliniques a été proposé. Il collecte des informations incluant l'histoire de la pathologie, les interventions thérapeutiques antérieures, les mesures cliniques. La quantification des déficits articulaires est importante dans la projection d'interpréter des patterns cinématiques déviant de la norme (Annexe 1.8). Pour les sujets asymptomatiques, une fiche de recueil des données anthropométriques était renseignée.

Examen fonctionnel à partir de score fonctionnel. Les indices WOMAC et le KOOS (Annexe 1.10) ont été retenus. Le WOMAC (Western ontario and Mc Master University osteoarthritis index) est un auto questionnaire composite qui regroupe 3 domaines : douleur (5 questions), fonction (17 questions) et raideur (2 questions). Les questions sont fermées avec des réponses sous la forme d'échelle de Likert de 0 à 4. Il a été créé, en langue anglaise, et validé en 1988. Le score de chaque section (celui de la douleur, celui de la raideur et celui de la fonction) est calculé séparément. Cet indice est devenu progressivement l'instrument d'évaluation le plus utilisé pour apprécier le retentissement de l'arthrose en termes de santé publique.

En France, est utilisée une version franco-canadienne Ses qualités psychométriques (validité, reproductibilité, fiabilité, réponse aux changements, consistance interne) ont été transmises sous la forme d'une revue qui a retenu 76 articles (Gandek 2015). Les effets seuil et plafond sont faibles. La consistance interne est meilleure pour le domaine fonction que le domaine douleur. Le test –retest, mesuré par l'ICC est de 0,8 à 0,91 selon les domaines. La principale faille du WOMAC semble être le domaine douleur, avec l'imprécision à mesurer les douleurs et surtout son impact sur la fonction. La corrélation du domaine douleur du WOMAC avec une évaluation de la douleur par échelle visuelle analogique est de 0,58.

Le Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) est aussi un auto questionnaire composite, qui évalue 5 domaines : la douleur (9 questions), les autres symptômes (7 questions), les activités de la vie quotidienne (17 questions), le sport ou les activités supérieures de la marche (5 questions) et la qualité de vie (4 questions). Ses qualités psychométriques ont fait l'objet d'une méta analyse en mars 2016 (Collins et al. 2015). Pour la population arthrosique, le coefficient de Cronbach s'étend de 0,74 à 0,92 en fonction des domaines, l'ICC de 0,83 à 0,9 et enfin l'erreur de mesure : de 7,6 pour les autres symptômes à 17,7 pour la qualité de vie (score : 100).

3.1.2. PREPARATION DE SUJET EN VUE DES ACQUISITIONS

Le sujet est équipé de marqueurs optoélectroniques anatomiques (Annexe 1.1) et techniques, sous la forme d'ancillaires. Dans l'objectif de combiner par le recalage (voir partie 3.2) les deux modalités d'exploration fonctionnelle (EOS® et Vicon®), des marqueurs dits « marqueurs recalages » ont également été ajoutés au set de marqueurs initial. Quatre ancillaires à quatre marqueurs sont fixés avec des bandes élastiques auto-adhésives sur les segments jambes et cuisses. Ces ancillaires ont été préparés de façon à prévoir l'encombrement de l'orthèse sur le membre inférieur. Ainsi, l'orthèse a pu être installée sur le genou du sujet sans enlever ces ancillaires, ce qui permet d'utiliser la définition des mêmes centres articulaires anatomiques pour les deux conditions « sans et avec » OdrA®. L'utilisation des marqueurs techniques permet également de s'affranchir de certains marqueurs anatomiques qui peuvent perturber la locomotion ou tomber pendant les acquisitions (Annexe 1.1). C'est le cas des marqueurs anatomiques placés sur les malléoles médiales, les condyles médiaux et les épicondyles médiaux de l'humérus. Ces marqueurs anatomiques sont placés sur les sujets uniquement pendant l'acquisition statique réalisée en début d'expérience puis retirés ensuite pour toutes les acquisitions dynamiques. Le choix du modèle lors du traitement conditionne le nombre de marqueurs. Nous avons envisagé un modèle à 10 segments (Annexe 1.2). Au total, 35 marqueurs isolés, 4 ancillaires (4*4 marqueurs), 8 marqueurs recalage et 6 marqueurs pour l'orthèse sont positionnés sur le sujet.

3.1.3. ACQUISITIONS STEREO RADIOGRAPHIQUES

Les images numériques obtenues par acquisitions dans le système EOS® sont traitées grâce au support d'un logiciel (Idefx), développé en partie à l'Institut. Ce logiciel permet la reconstruction 3D à partir des vues biplanes. Depuis cette interface, une fiche dite « fiche clinique » rapporte des résultats de paramètres usuels calculés à partir des modèles 3D reconstruits. Les ensembles sources détecteurs étant fixe l'un par rapport à l'autre, il n'est pas utile de calibrer le système avant les captures. Un médecin thésé et un technicien EOS® sont présents pendant les captures des stéréoradiographies EOS®. Tout événement imprévu doit être noté sur la fiche personnelle du sujet. Les 3 positions suivantes sont acquises alors que les marqueurs Vicon® sont sur le sujet (Figure II-2).

- POSITION 1 : appelée « Free standing position » correspond à une vue tête au pied en appui bipodal, membre gauche en arrière. Cette position est standardisée, l'extrémité du gros orteil postérieur étant au niveau de l'articulation métatarso-phalangienne du premier orteil membre antérieur. Le membre arthrosique est sur la plateforme WII® de façon à contrôler simultanément à l'imagerie EOS® la proportion de poids appliqué sur le membre arthrosique, le membre controlatéral sur une cale de même hauteur.
- POSITION 2 : Le genou d'intérêt (arthrosique pour les sujets symptomatiques) est en flexion à 40°, en appui sur les têtes métatarsiennes. Le membre arthrosique est sur la plateforme WII®. L'acquisition est réalisée du bassin aux pieds.
- POSITION 3 : le genou d'intérêt est fléchi à 90°, le talon reposant sur un marchepied. L'acquisition est réalisée du bassin aux pieds.

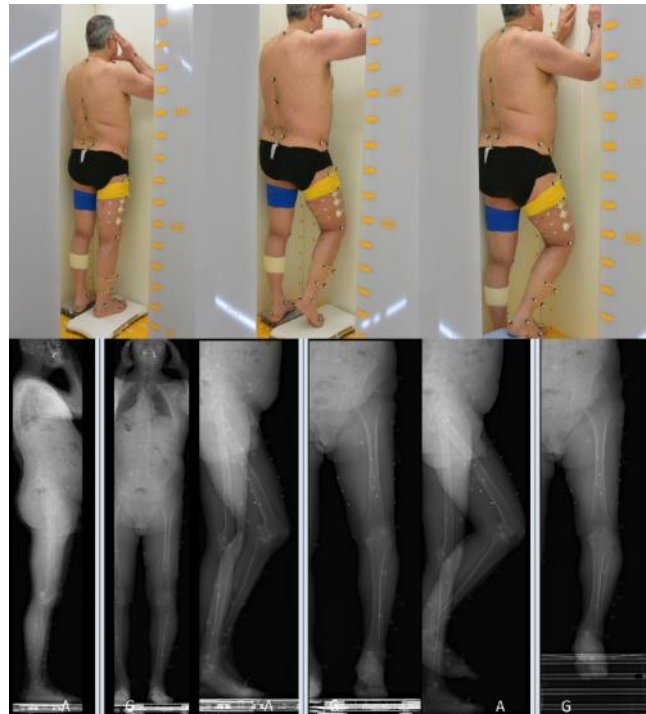


Figure II-2 Positions des acquisitions de la condition « sans » OdrA et images correspondantes

Il est utile pour chacune des positions de vérifier le placement des segments et leurs visibilité dans l'espace de capture grâce aux marques de l'espace de capture situé au sol de la cabine.

Après les captures optoélectroniques, la séance d'acquisition se terminait par les vues stéréo radiographiques avec l'orthèse à 90° et en extension du genou (Figure II-3):

- POSITION 4 : le genou équipé de l'orthèse est fléchi à 90°, le talon reposant sur un marchepied. L'acquisition est réalisée du bassin aux pieds.
- POSITION 5 : Free standing position, le membre arthrosique est sur la plateforme Wii®, le membre controlatéral sur une cale de même hauteur. L'acquisition est réalisée du bassin aux pieds.

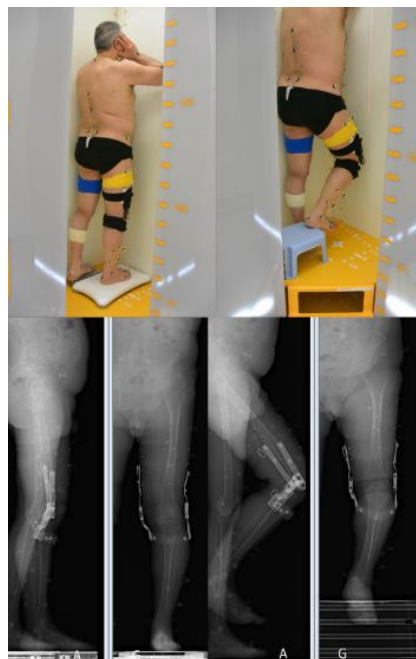


Figure II-3 Positions des acquisitions de la condition « avec » OdrA et images correspondantes

3.1.4. ACQUISITIONS OPTOELECTRONIQUE DU MOUVEMENT

Les caméras des systèmes optoélectroniques de capture du mouvement et les plateformes de force (PFF) enregistrent à 100 Hz. Avant les mesures, le système (caméra et plateforme) doit être calibré.

Les séries de mesures suivantes étaient réalisées pour chaque sujet, après la réalisation des radiographies biplanaires dans le système EOS® :

- Une acquisition statique en position debout de 3 à 5 secondes dans le champ des caméras et avec un pied sur chacune des plateformes.
- Simultanément des photos étaient prises pour les deux profils et de face, de façon à pouvoir utiliser le modèle inertiel développé par Goujon-Pillet (Goujon-Pillet, 2009) avec le placement de 4 marqueurs au sol. Après cette acquisition les marqueurs recalage et anatomiques internes pouvaient être retirés.
- Une série de mesures dynamiques comprenant des acquisitions de la marche sur un sol plat. Le nombre de séries était fonction des passages exploitables ou non. Un enregistrement de marche était considéré comme exploitable pour les calculs dynamiques lorsqu'au moins un appui complet était enregistré sur une plateforme. L'objectif était d'obtenir 5 séries exploitables par membre.

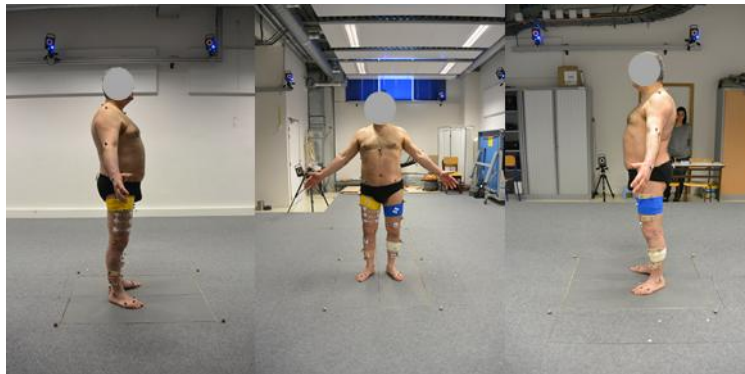


Figure II-4 Position du sujet en acquisition statique sous Vicon

Pour les sujets symptomatiques qui bénéficiaient d'un traitement physique par l'OdrA®, après installation de l'OdrA® par les sujets eux-mêmes (suivant les consignes transmises par les orthoprothésistes lors de la réception de l'orthèse) sans retirer les ancillaires placés sur les membres inférieur. Puis, les mêmes acquisitions étaient capturées dans un ordre inverse : dynamique à la marche avec l'orthèse ; statique avec l'orthèse. Des précautions ont été nécessaires lors de cette dernière étape :

1/ les propos des sujets en même temps que l'installation de l'OdrA étaient relevés. 2/ le marqueur condyle latéral du genou porteur de l'OdrA devait être retirés avant la mise en place de l'orthèse.

Enfin, les marqueurs étaient retirés, les impressions relevées et le sujet raccompagné. Tout au long des expérimentations, le sujet était invité à exprimer son ressenti. Les remarques significatives étaient reportées sur la fiche clinique.

3.1.5. RECAPITULATIF DE LA DUREE DES DIFFERENTES ETAPES DE L'EXPERIMENTATION :

Etape	Temps
Accueil. Consentement. Informations	20 minutes
Examen clinique et fonctionnel	20 minutes
Préparation du sujet	20 minutes
EOS® sans OdrA	10 minutes
AQM sans OdrA	20 minutes
Installation de l'orthèse/ description de la mise en place	10 minutes
AQM avec OdrA	20 minutes
EOS® avec OdrA	10 minutes
Retrait des marqueurs	10 minutes
TOTAL	2h 30 minutes

Tableau II-2: Durée des étapes de l'expérimentation


4. METHODES DE TRAITEMENT DES DONNEES

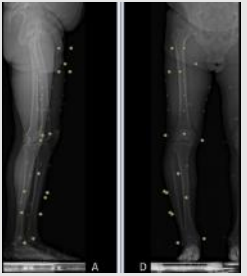

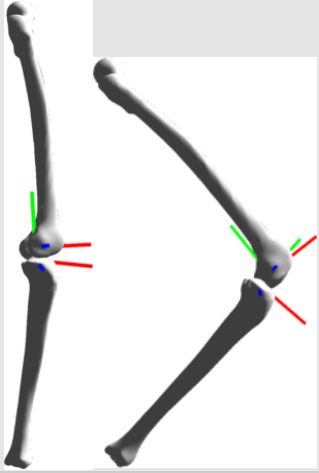

4.1. PARAMETRES FONCTIONNELS

Les scores WOMAC et KOOS sont traités comme recommandé. Les résultats sont donnés par catégories (Annexe 1.9). Pour le WOMAC, il s'agit de la douleur, de la fonction et de la raideur. Pour le KOOS, il s'agit de la douleur, des autres symptômes, des activités de la vie quotidienne, de la fonction et de la qualité de vie.

4.2. DONNEES DE LA STEREO RADIOGRAPHIE MULTI POSITIONS:

Le Tableau II-3 synthétise les différentes étapes du traitement des vues biplanaires.

Etapes	Support	Image	Temps
1.a Reconstruction des modèles surfaciques des segments fémur et tibia (1.3.2.1)	Idefx		25 minutes pour 2 MInf.

Etapes	Support	Image	Temps
<p>1.b Identification des billes Vicon® en position 'free standing position' (FSP).</p> <p>Consiste en un placement d'un modèle surfacique 3D de billes ajusté aux contours des marqueurs externes</p> <p>(ancillaires, anatomiques et recalages) sur les vues de face et de profil</p>	Idefx		20 minutes
<p>2. Recalage des segments sur les vues à 40° et à 90° de flexion Consiste à recalcr les modèles 3D des segments fémur et tibia grâce en les ajustant aux contours des os (1.3.2.2)</p>	Idefx		10 minutes par vue = 20 minutes
<p>3 Obtention de la cinématique séquentielle du genou (1.3.2.3 et 1.3.2.4)</p> <p>Consiste après que des repères soient attachés aux fémur et tibia, à extraire les paramètres de mouvement de rotation et translation du tibia par rapport au fémur.</p>	Matlab		15 minutes
<p>4a. Identification de parties de l'orthèse</p> <p>Consiste à placer des cylindres sur les vues de face et de profil sur les pignons et sur les rivets des montants sur <u>les vues en extension et en flexion à 90° avec OdrA</u></p>	Idefx		15 minutes


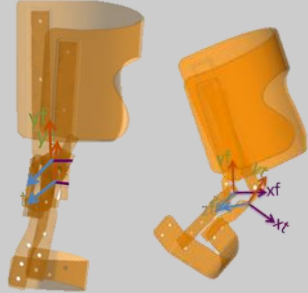
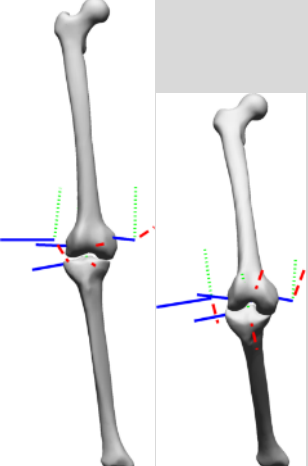
Etapes	Support	Image	Temps
<p>4b Recalage des segments sur les vues en extension et à 90° de flexion avec l'OdrA Consiste à recalcr les modèles 3D des segments fémur et tibia grâce en les ajustant aux contours des os</p>	Idefx		10 minutes par vue= 20 minutes
<p>4c Obtention de la cinématique séquentielle de l'OdrA Consiste, après que des repères soient attachés aux embrasses cuisse et jambe, à extraire les paramètres de mouvement de rotation et translation d'une embrasse par rapport à l'autre.</p>	Matlab		
<p>4d. Obtention des mouvements aux interfaces OdrA/segments (1.3.2.5) Consiste en la quantification des mouvements relatifs des segments entre eux et de l'OdrA par rapport aux segments osseux.</p>	Matlab		

Tableau II-3: Les différentes étapes du traitement des images EOS®

4.2.1. PREMIERE ETAPE : RECONSTRUCTION DU MODELE 3D PERSONNALISE A PARTIR DE LA POSITION 'FREE STANDING POSITION'.

La reconstruction à partir des vues biplanaires utilise l'interface Idefx. Des points précis du fémur et du tibia sont numérisés à partir de la reconnaissance manuelle de l'opérateur afin d'obtenir une solution initiale qui peut ensuite être ajustée aux contours en utilisant des « poignées » de déformation globale, aboutissant à une solution intermédiaire (Quijano et al. 2013).

Des modèles 3D de billes de mm sont ajustés au contour des marqueurs externes sur les vues de face et de profil. La précision de cette étape a été estimée à 0.15 mm (Sauret C, Pillet H, Skalli W 2016).

Des paramètres cliniques morphologiques et positionnels, à partir de la reconstruction issue de la « free standing position » sont alors extraits directement. Les axes et angles d'intérêt sont précisés dans le tableau en Annexe 1.6. Dans le cas de l'analyse de la gonarthrose, les paramètres ciblés seront plus particulièrement l'angle fémoro-tibiale mécanique (AFTM) et la position rotatoire du fémur par rapport au tibia pour les paramètres positionnels, et l'angle fémoral mécanique (AFM), l'angle tibial mécanique (ATM), la torsion tibiale (TT) et la torsion fémorale (TF) pour les paramètres morphologiques.

4.2.2. DEUXIEME ETAPE: RECALAGE DU MODELE 3D PERSONNALISE SUR LES VUES EN FLEXION A 40° ET 90°.

Les vues en flexion sont importées dans le logiciel IdefX et le modèle 3D surfacique obtenu à l'étape 1 peut alors être déplacé en translation et en rotation pour le placer en regard de ces contours sur les vues 2D en position de flexion (Figure II-5). « 3 poignées » de repositionnement sont disponibles par segment. Pour le fémur, ces « poignées » se situent au centre de la tête fémorale, et à la partie postérieure des condyles fémoraux ; pour le tibia, ce sont les deux parties postérieures des plateaux tibiaux (condyles tibiaux) ainsi que la malléole interne.

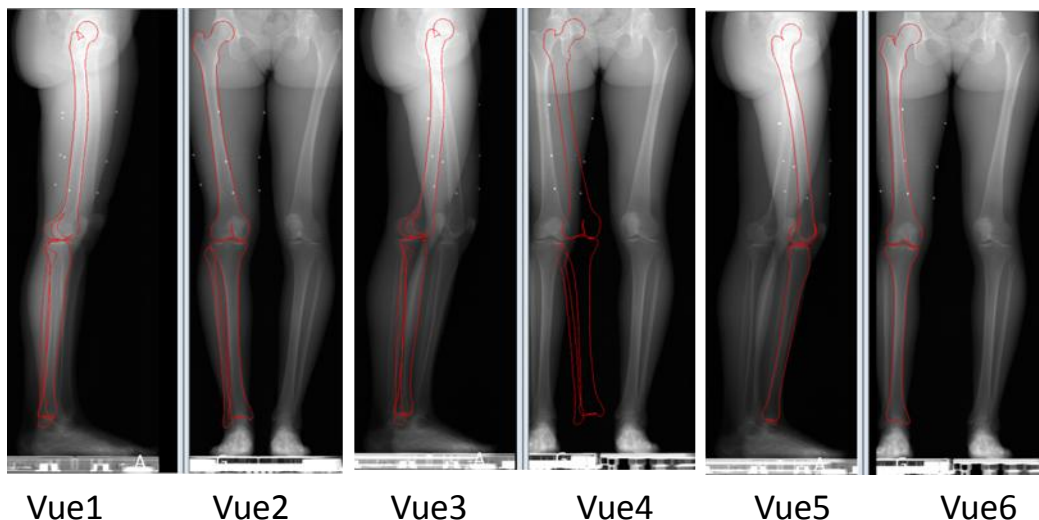


Figure II-5: recalage du modèle 3D sur les vues en flexion (vues 1 et 2 : vues sagittales et frontales en position de référence, le modèle 3D surfacique est en rouge ; vues 3 et 4 : vues sagittales et frontales en flexion du genou d'intérêt, la position du modèle surfacique est celle des vues précédentes 1 et 2 ; vues 5 et 6 : même vues que 3 et 4, mais le modèle surfacique a été déplacé pour coller aux contours visibles sur les images).

4.2.3. TROISIEME ETAPE : OBTENTION DES PARAMETRES ISSUS DE LA STEREO RADIOGRAPHIE BIPLANAIRE

Un repère est attaché à chacun des segments fémur et tibia. La construction de ces repères s'appuie sur les travaux de Schlatterer qui a comparé la robustesse de plusieurs repères (Schlatterer et al. 2009) (Annexe 1.4). La position et l'orientation des repères fémur et tibia pour chacune des 3 positions sont connues dans le système de mesure EOS® à partir des fichiers .wrl et de la définition des repères (étapes précédentes). Chaque position de repère des segments est regroupée dans une

matrice de position. A partir de l'égalité des matrices de position et de rotation et selon la séquence d'axe mobile zxy , des paramètres cinématiques angulaires et linéaires sont calculées pour chacune des positions (méthodologie en Annexe 1.7).

A partir des vues EOS® des sujets gonarthrosiques, plusieurs informations peuvent donc être extraites. Ces résultats proviennent du traitement des différentes vues : en extension et dans différentes positions de flexion (40° et 90°). Pour rappel, l'objet est ainsi d'évaluer 1 / les paramètres morphologiques et positionnels des membres inférieurs issues de la reconstruction à partir de la position de référence 'free standing position' ; 2/ les paramètres issus de l'analyse séquentielle cinématique (ou quasi statique).

4.2.3.1. PARAMETRES MORPHOLOGIQUES ET POSITIONNELS

A partir des reconstructions, deux types de paramètres ont été analysés :

- ceux donnés directement par le logiciel Idefx
- ceux développés spécifiquement pour l'étude de la déviation du membre inférieur dans la pathologie. Ils ont été calculés avec Matlab à partir des modèles surfaciques personnalisés du fémur et du tibia. Ils sont nommés angles positionnels spécifiques.

Ainsi, les paramètres étudiés sont les suivants:

- Morphologiques : Angle tibial mécanique (ATM) ; angle fémoral mécanique (AFM) ; Torsion tibiale (TT) ; Torsion fémorale (TF) (Figure II-6).
-

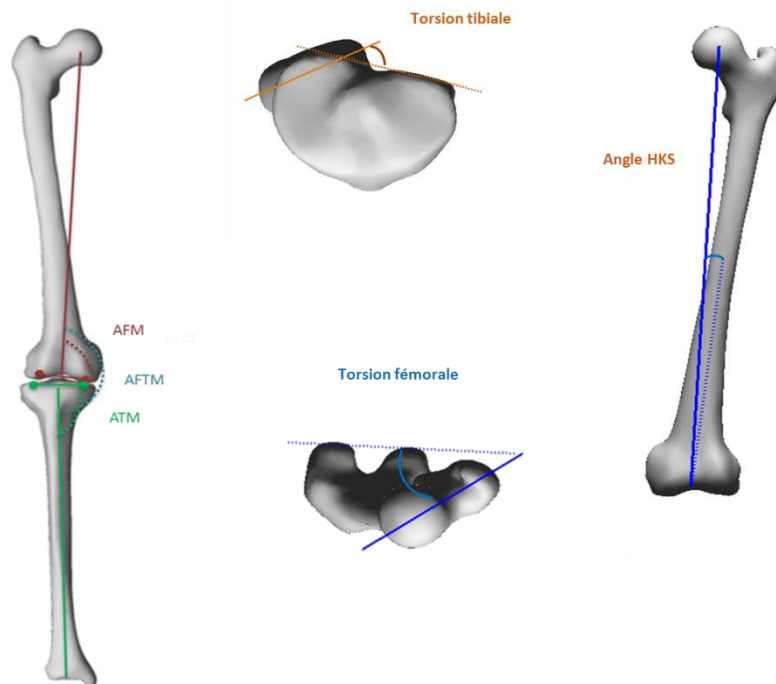


Figure II-6: Illustration des angles extraits d'Idefx, logiciel de traitement des images biplanaires.

- Positionnels :
 - Angle fémoro-tibiale mécanique (AFTM) ; rotation fémoro-tibiale (RFT). Ces deux paramètres sont extraits de la ‘fiche clinique’ obtenue sous *IdefX (interface de traitement IBHGC des vues EOS®)*.
 - Angle bicondylien du fémur (Figure II-7): il s’agit de l’angle de la projection de l’axe bicondylien dans le plan frontal du repère fémur (droite rejoignant les centres des sphères condyliennes du modèle 3D du fémur) avec l’horizontale du repère global de mesure.
 - Angle biplateau du tibia (Figure II-8): il s’agit de l’angle de la projection de l’axe biplateau dans le plan frontal du repère tibia (droite rejoignant les barycentres des régions de chaque plateau tibial du modèle 3D du tibia) avec l’horizontale du repère global de mesure.
 - Angle d’inclinaison de l’axe mécanique du fémur (Figure II-7) : il s’agit de l’angle de la projection de l’axe mécanique du fémur dans le plan frontal du fémur avec la verticale du repère global de mesure.
 - Angle d’inclinaison de l’axe mécanique du tibia mécanique (Figure II-8) : il s’agit de l’angle de la projection de l’axe mécanique du tibia avec la verticale du repère global de mesure.

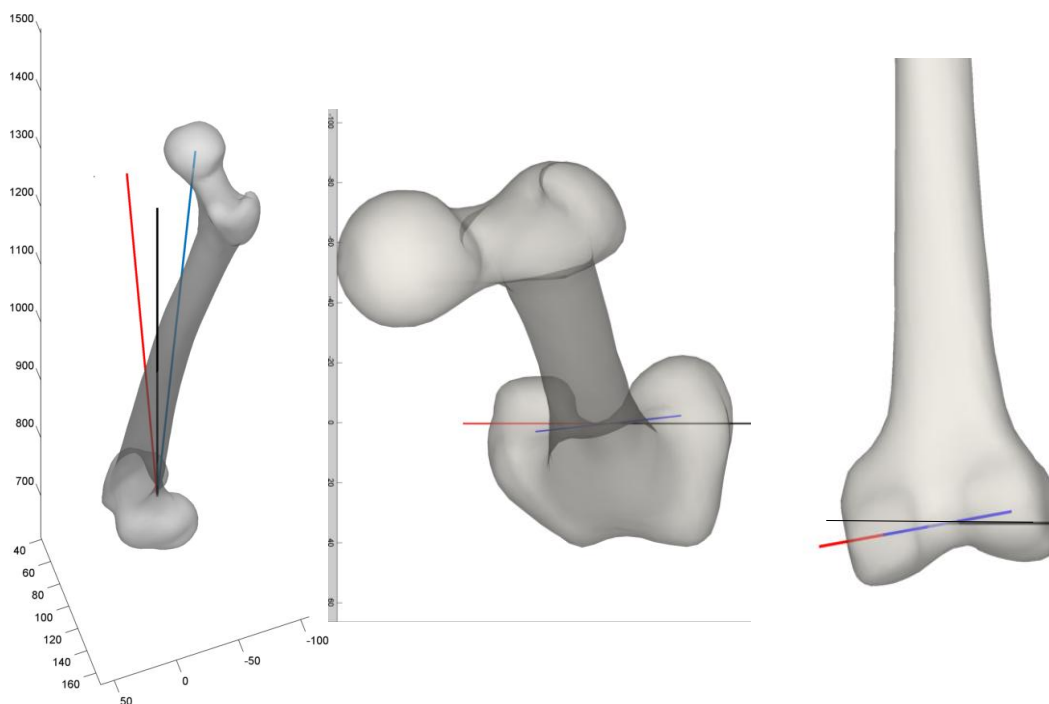


Figure II-7: Schéma illustrant les angles positionnels spécifiques du fémur : angle d’inclinaison (avec la verticale du repère de mesure, en noir, de l’axe mécanique en bleu) projeté dans le plan frontal du repère attaché au fémur (en rouge) (à droite de la figure) ; angle d’inclinaison de l’axe bicondylien, en bleu (avec l’horizontale du repère de mesure en noir) projeté dans le plan frontal du repère attaché au fémur, en rouge (au milieu de la figure et à gauche).

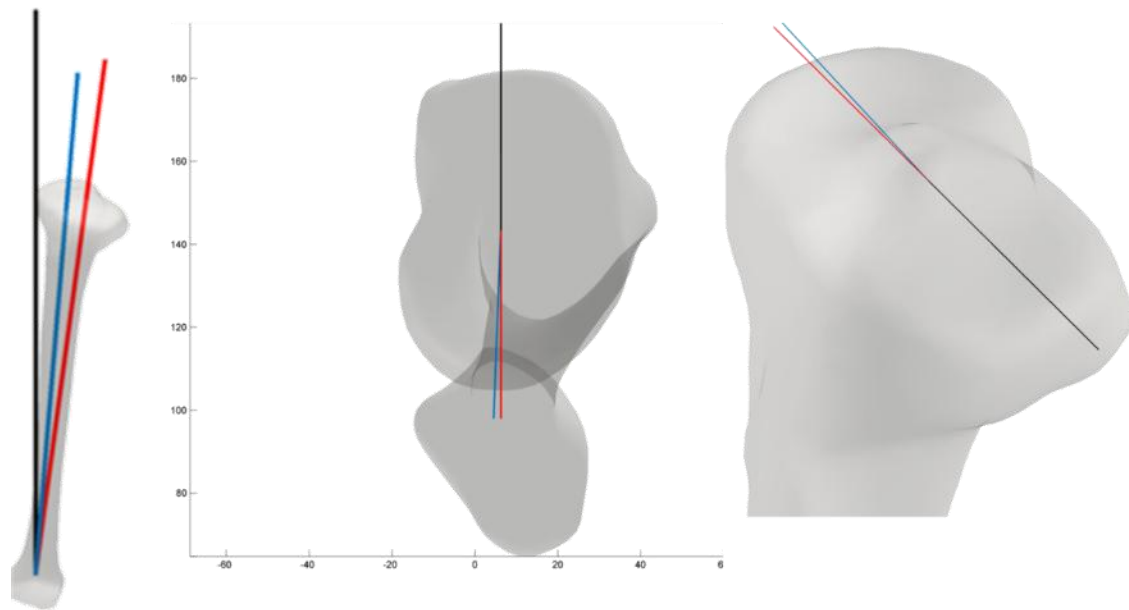


Figure II-8 Schéma illustrant les angles positionnels spécifiques du tibia : angle d'inclinaison (avec la verticale du repère de mesure, en noir, de l'axe mécanique en bleu) projeté dans le plan frontal du repère attaché au tibia (en rouge) (à droite de la figure) ; angle d'inclinaison de l'axe biplateau, en bleu (avec l'horizontale du repère de mesure en noir) projeté dans le plan frontal du repère attaché au tibia, en rouge (au milieu de la figure et à gauche).

Ces paramètres ont été développés dans le cadre de ce travail et calculés par un post traitement (Matlab). De façon à situer la valeur de ces paramètres positionnels pour la population d'arthrosiques, deux informations ont été nécessaires : 1/ la valeur de référence pour chacun de ces angles sur une population contrôlée ; 2/ l'estimation de l'incertitude de ces angles liée à l'étape de reconstruction des modèles 3D du fémur et du tibia.

Ainsi, à partir d'une base de données de l'IBHGC (Amabile, 2016), la distribution des valeurs pour deux catégories d'échantillon contrôlé a été obtenue :

- Un échantillon de 69 jeunes sujets, soit 138 membres inférieurs (sujets contrôles jeunes SCJ).
- Un échantillon de sujets appariés en âge à la population arthrosique (16 membres inférieurs) (sujets contrôles appariés SCA).

Par ailleurs, de façon à quantifier l'écart type de reproductibilité du calcul de ces angles en fonction de l'étape de reconstruction des modèles 3D, deux opérateurs cliniciens et formés à l'usage de la reconstruction, ont reconstruits 3 fois chacun des membres gauches de 6 sujets sains. Les acquisitions de ces sujets sains ont été réalisées dans le cadre de ce travail en vue de l'étude de fiabilité du recalage d'objet 3D sur des vues 2D biplanaires (voir partie 3.1). Un écart type de reproductibilité a ainsi pu être calculé pour chacun des angles positionnels développés dans ce travail.

4.2.3.2. PARAMETRES ISSUS DE L'ANALYSE SEQUENTIELLE CINEMATIQUE

Les paramètres linéaires et angulaires traduisant la position relative du tibia par rapport au fémur ainsi que la variation de position du tibia entre les différentes positions (extension et 40° de flexion ; flexion 40° et flexion 90°) exprimée dans le repère du fémur sont calculés (annexe 1.4 et Figure II-9).

La position relative calculée correspond à la position du tibia par rapport au fémur. Ainsi, la matrice de position calculée est PR_fR_t . Elle correspond à l'expression des coordonnées des vecteurs directeurs de R_t (repère tibia) dans R_f (repère fémur); cette matrice transformant le repère R_f en R_t . La rotation selon la séquence d'axe mobile zxy est appliquée au fémur (pour la première rotation).

L'avantage de l'étude de la variation de position relative est de s'affranchir des différences de modèles personnalisés et de position initiale entre les sujets. Dans ce cas, la position en free standing position devient la position de référence (les paramètres y ont une valeur de zéro). Les positions en flexion sont alors définies par les paramètres linéaires (déplacement le long des 3 axes) et angulaires exprimant la variation de position du tibia par rapport au fémur entre les positions d'extension et de flexion (Annexe 1.7 et Figure II-10).

Pour le traitement des résultats, tous les sujets seront rapportés comme des sujets de latéralité gauche. En effet, du fait de la définition des repères, les traitements des données entraînent des signes opposés sur les paramètres angulaires autour de l'axe X (postéro-antérieur) et de l'axe Y (longitudinale) ainsi que sur le paramètre linéaire le long de l'axe z (latéro-médial) (Figure II-9).

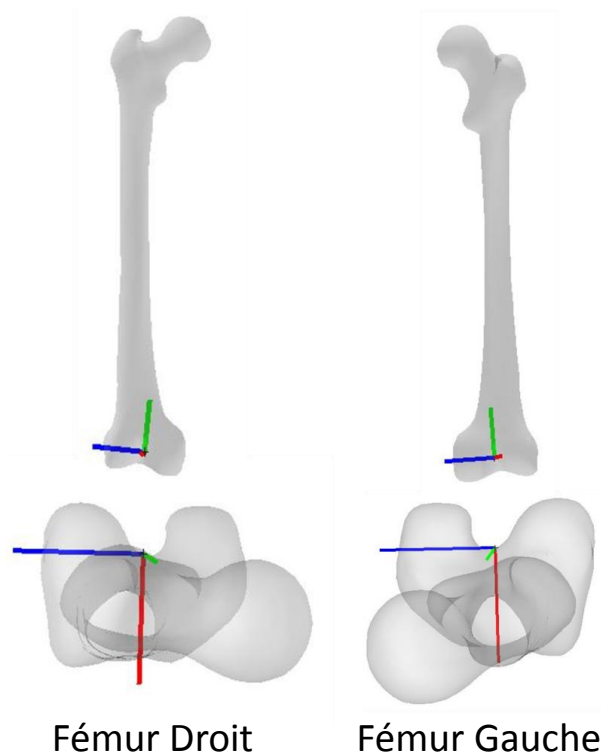


Figure II-9: Repères associés à des fémurs droit et gauche

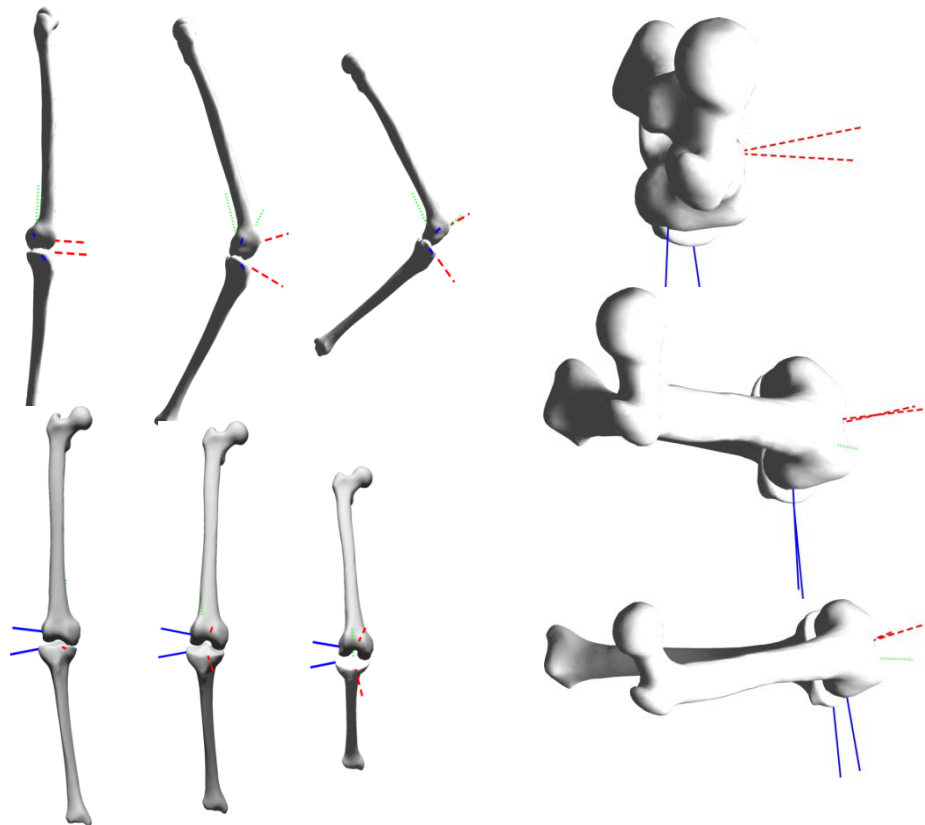


Figure II-10 : Position des segments (membre droit) dans les 3 conditions et dans les 3 plans.

4.2.4. QUATRIEME ETAPE : OBTENTION DE LA POSITION ET DE L'ORIENTATION DES DEUX EMBRASSES DE L'ORTHESE PAR RAPPORT AU SEGMENT CUISSE ET JAMBE

Des points précis de l'OdrA® sont repérés sur les deux vues biplanaires (4.a du Tableau II-3). A partir de ces points, des repères vont être attachés à chacune des embrasses. L'hypothèse de corps rigide lié à l'utilisation des repères dans le calcul des positions et orientations des embrasses nécessitent de choisir des points qui subissent la plus faible déformation (l'idéal étant une absence de déformation, ce qui est impossible dans le cas présent du fait de la cinématique différentiel des deux liaisons de l'orthèse) entre les différentes conditions de capture. Ainsi, dans un premier temps, les variations de distance entre des points des parties rigides de l'orthèse (pignon et rivets des barres médiales et latérales) ont été calculées. Il a été retenu 6 points (Annexe 1.5), sur lesquels des cylindres ont été placés sur les deux vues pour chacune des conditions (0°, 40° et 90°).

Par ailleurs, l'influence de l'erreur de positionnement des cylindres sur les points de l'orthèse sur la cinématique séquentielle de l'orthèse a été évaluée grâce à une simulation de type *monte carlo*. Les résultats sont rapportés dans la partie 5.

Les modèles surfaciques 3D des segments osseux reconstruits (étape 1 du processus/tableau) sont recalés sur les vues sur lesquelles le sujet porte l'OdrA® (étape 4b du processus/tableau). Cette étape consiste à ajuster le modèle surfacique aux contours des os sur les vues biplanes.

A partir de la position et de l'orientation des segments et des embrasses pour chacune des conditions, il a été possible d'obtenir :

- la position et l'orientation relative de l'embrasse inférieure par rapport à l'embrasse supérieure (4c du Tableau II-3)
- la position et l'orientation relative du tibia par rapport au fémur alors que le sujet porte l'Odra® (4d du Tableau II-3)
- la position et l'orientation relative des embrasses par rapport au segment pour chacune des conditions (4d Tableau II-3) (cf partie 5 du rapport).

4.3. DONNEES DE L'ANALYSE QUANTIFIEE DU MOUVEMENT

4.3.1. DEFINITION DU CYCLE DE MARCHÉ ET DES PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS

La description de la marche s'appuie sur les évènements d'un cycle. Le cycle de marche débute lorsqu'un membre inférieur entre en contact avec le sol et se termine lorsque ce même membre inférieur entre à nouveau en contact avec le sol. Une représentation schématique du cycle de la marche à plat met en évidence les différentes phases : appui et oscillation (figure II-11).

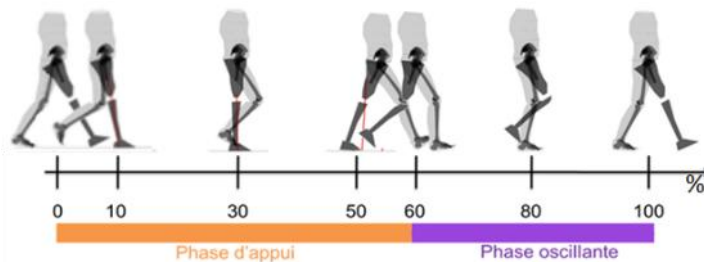


Figure II-11 Description schématique du cycle de marche (tiré de Villa, thèse 2014)

La phase d'appui est découpée en trois phases distinctes: une phase d'appui bipodal, une phase d'appui unipodal suivi d'une seconde phase d'appui bipodal. Les deux membres inférieurs ont des activités alternées (figure II-12).

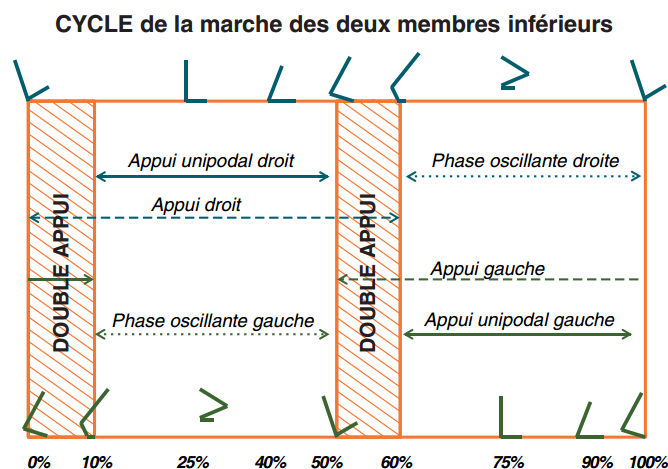


Figure II-12: Activité alternée des deux membres inférieurs

Pour chaque enregistrement décrit précédemment, un cycle de marche est étudié par membre inférieur. Le début du cycle correspond à l'appui du talon sur la plateforme. La mesure des efforts de réaction du sol par les plateformes de forces (PFF) et la cinématique des malléoles latérales sont utilisées pour identifier les instants de début et de fin du cycle de marche et des différentes phases qui le composent.

Pour chaque enregistrement, tous les paramètres spatio-temporels sont calculés pour les deux cycles exploités : un cycle droit et un cycle gauche. La vitesse moyenne de marche sur un cycle est estimée comme la distance parcourue par le marqueur C7 (processus épineux de la 7^{ème} vertèbre cervicale) rapportée à la durée du cycle de marche. La longueur et la largeur de pas sont calculées pour un pas par cycle de marche. Le pas est appelé « pas arthrosique » lorsque le membre inférieur arthrosique prend l'appui, et « pas sain » lorsque le membre inférieur sain prend l'appui.

4.3.2. PARAMETRES CINEMATIQUES

4.3.2.1. MODELE SEGMENTAIRE

Dans ce travail, nous nous sommes centrés essentiellement sur les segments des membres inférieurs. Les analyses ont donc été faites avec une modélisation à 10 segments (Annexe 1.2). Pour le segment fémur la position du centre de la tête fémorale est estimée à partir de la position des marqueurs positionnés sur le bassin. A partir des marqueurs placés sur les deux embrasses supérieure et inférieure de l'orthèse, deux solides (embrasse F et embrasse T) sont définis.

4.3.2.2. REPERES (ANATOMIQUES ET ORTHESE) ET METHODES DE CALCUL DES ANGLES

Les repères anatomiques des segments ont été définis selon les repères recommandés et pratiqués (Goujon et al. 2006) ; (Thèse de C. Villa, 2014). Le détail de construction des repères anatomiques est présenté en Annexe 1.3.

Les angles sont calculés selon la méthode décrite par Pillet (Pillet et al. 2010). La position debout en statique (Acquisition statique en appui bipodal réalisée en début de protocole) est définie comme une position de référence. Pour chaque segment et chaque articulation, sont obtenues d'une part la position absolue et relative des segments et d'autre part la variation de position absolue et relative de ces mêmes segments par rapport à la position statique de référence. Sous l'interface 'mouvement', de traitement des captures Vicon®, développée à l'Institut, les positions relatives angulaires des articulations correspondent aux positions relatives du segment corporel cuisse par rapport au segment corporel tibia. L'obtention des positions angulaires articulaires est réalisée grâce à une séquence d'axe mobile y_t, x'_t, z''_f , recommandée appliquée au tibia (Wu & Cavanagh 1995). La variation de position angulaire correspond à la variation de position du segment fémur par rapport au tibia, exprimée dans le repère du segment fémur.

4.3.3. PARAMETRES DYNAMIQUES : TORSEUR DES EFFORTS DE REACTION DU SOL ET MODELE INERTIEL

Lorsque les sujets marchent sur les dispositifs instrumentés, le torseur des efforts de réaction du sol mesurés par les plateformes de force (PFF) est exprimé au centre des plateformes dans le repère des plateformes.

Le torseur des efforts de réaction du sol désigne l'ensemble des forces de contact exercées par le sol sur le pied. Cet ensemble se réduit au centre de pression « C » (« résultante des efforts de réaction du sol » ou « effort de réaction du sol ») à une force résultante et un moment résultant. Pour l'analyse, le torseur des efforts de réaction du sol est projeté dans le repère de mesure. Les coordonnées de ce centre de pression peuvent être obtenues dans le repère pied du sujet et sa localisation par rapport à d'autres points d'intérêts comme le centre du genou (point Ok sur la Figure II-13) est donnée par les coordonnées du vecteur $\overrightarrow{O_k C}$.

Les paramètres inertiels du corps entier sont obtenus par la méthode géométrique décrite par Pillet (Pillet et al. 2010). Ce modèle inertiel permet de déterminer les coordonnées du centre de gravité des segments dans le repère de mesure.

4.3.3.1. CALCUL DES MOMENTS ARTICULAIRES

La connaissance du torseur des efforts exercés par le sol sur le pied, de la cinématique des segments et des paramètres inertiels permettent d'utiliser la dynamique inverse pour calculer les efforts et moments articulaires. Une méthode ascendante de dynamique inverse est utilisée. De façon à obtenir le moment articulaire au genou, les étapes suivantes sont réalisées (Figure II-13 Figure II-14):

- le segment jambe-pied est isolé
- le bilan des actions mécaniques met en évidence les actions suivantes
 - l'action mécanique de la pesanteur exercée au centre de gravité G du segment jambe-pied
 - les actions mécaniques du sol sur le pied réduites exercée au centre de pression à leur résultante \vec{R} et leur moment résultant \vec{M}_c
 - les actions mécaniques du segment sus-jacent sur le segment isolé.
- Le principe fondamental de la dynamique est appliqué au segment jambe-pied.

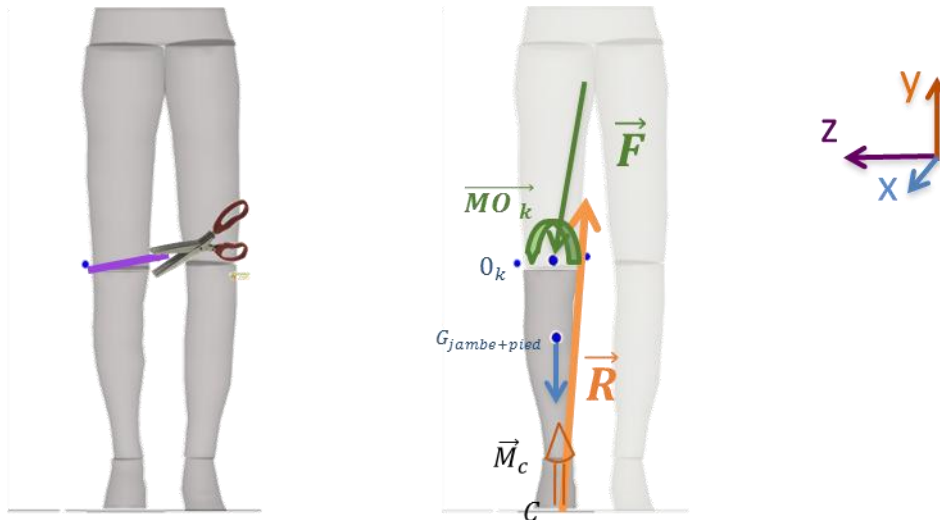


Figure II-13: Schéma illustrant le principe de la dynamique inverse

Les actions mécaniques du segment sus-jacent sur le segment isolé calculé sont représentées par un torseur articulaire. Il est composé d'un effort résultant \vec{F} et d'un moment exprimé au centre articulaire du genou \vec{MO}_k . Ce moment est appelé « moment articulaire interne ». Les composantes de la résultante des efforts de réaction du sol sont exprimées en pourcentage du poids.

Ainsi, pour l'interprétation, le moment articulaire interne est projeté sur les trois axes du repère anatomique du segment sus-jacent à l'articulation, repère $[O_s \text{ fem } (o_{fem}, x_{fem}, y_{fem}, z_{fem})]$. La projection du moment vectoriel articulaire est appelée :

- moment articulaire interne d'adduction (MIA) dans le plan frontal lorsqu'il est projeté sur l'axe \vec{x}_{fem} du repère anatomique du segment cuisse
- moment articulaire interne de flexion (MIF) dans le plan sagittal lorsqu'il est projeté sur l'axe \vec{z}_{fem} du repère anatomique du segment cuisse
- moment articulaire interne en torsion axiale dans le plan transversal lorsqu'il est projeté sur l'axe \vec{y}_{fem} du repère anatomique du segment cuisse

Ce moment articulaire interne calculé par la dynamique inverse correspond au moment résultant des actions de la cuisse sur la jambe. Il prend en compte:

- les efforts de contact du segment fémur sur le segment tibia,
- les efforts musculaires exercés par le segment cuisse sur le segment jambe, représentés essentiellement dans le plan sagittal par les groupes extenseurs (Quadriceps) et fléchisseurs (Ischio-jambiers, poplité, gracile, sartorius), et dans le plan frontal par la tension de la bandelette du fascia-lata par le deltoïde fessier.
- les efforts ligamentaires exercés par le segment cuisse sur le segment jambe représentés par la tension des ligaments collatéraux, poplités et croisés et par les coques condyliennes.

Le point C est le centre de pression et on peut mesurer les coordonnées (x_c, y_c, z_c) du vecteur $\vec{O_k C}$ dans le repère de mesure $[(O; x_0, y_0, z_0)]$. y_c correspond alors à la hauteur entre le centre de pression et le centre articulaire dans le repère de mesure.

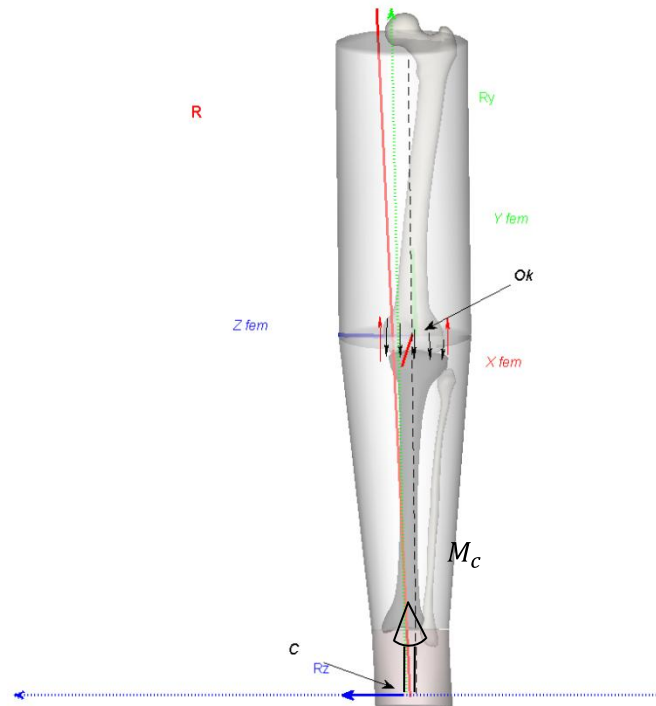


Figure II-14 Schéma illustrant les différents paramètres intervenant dans le calcul du MEA

Les flèches noires sur le tibia représentent les efforts de contact du fémur sur le tibia dont la distribution varie en fonction du MIA .Les flèches rouges représentent la tension des haubans latéraux ligamentaires et musculo-tendineux (Figure II-14).

Selon les théorèmes généraux de la dynamique appliqués au segment jambe et pied isolé, et en négligeant la dynamique et le poids de l'ensemble jambe-pied , en projetant sur l'axe \vec{x}_{fem} , on a :

$$[\vec{M}_c + \vec{O}_k \vec{C} \wedge \vec{R}]. \vec{x}_{fem} + \vec{M}(\vec{F}_{ligaments})_{ok} \cdot \vec{x}_{fem} + \vec{M}(\vec{F}_{musculaire})_{ok} \cdot \vec{x}_{fem} + \vec{M}(\vec{F}_{contact})_{ok} \cdot \vec{x}_{fem} = 0(1)$$

Soit : $[\vec{M}_c + \vec{O}_k \vec{C} \wedge \vec{R}]. \vec{x}_{fem} + MIA = 0$

D'où : $[\vec{M}_c + \vec{O}_k \vec{C} \wedge \vec{R}]. \vec{x}_{fem} = -MIA$

Par convention, on appellera $[\vec{M}_c + \vec{O}_k \vec{C} \wedge \vec{R}]. \vec{x}_{fem}$ *moment externe d'adduction ou "MEA"*

D'où : $MEA = [\vec{M}_c + \vec{O}_k \vec{C} \wedge \vec{R}]. \vec{x}_{fem} = \vec{M}_c \cdot \vec{x}_{fem} + ((y_c * R_z - z_c * R_y) \cdot \vec{x}_0) \cdot \vec{x}_{fem} (2)$

En supposant \vec{M}_c perpendiculaire à \vec{x}_{fem} , en négligeant le produit $\vec{M}_c \cdot \vec{x}_{fem}$ et en supposant $(\vec{x}_{fem} \cdot \vec{x}_0)$ très peu différent de 1 :

La projection de l'équation résultante du principe fondamental de la dynamique appliqué au corps entier du sujet sur l'axe y_0 et z_0 du repère de mesure donne la relation entre R_y , R_z , et les projections de l'accélération du centre de masse G du sujet.

Ainsi, en projetant sur l'axe y_0 du repère de mesure (R_0), on a :

$$m\gamma_y (G/R_o) = -mg + R_y, \text{ soit } m\gamma_y (G/R_o) + mg = R_y \quad (3)$$

En projection sur l'axe z du repère de mesure, on a :

$$m\gamma_z (G/R_o) = R_z \quad (4)$$

$$(1), (2), (3) \text{ et } (4) : MEA = y_c * m\gamma_z (G/R_o) - z_c * (m\gamma_y (G/R_o) + mg).$$

Ainsi, 3 des paramètres qui peuvent participer à la variation du MEA sont :

$-\gamma_y (G/R_o)$: l'accélération verticale du centre de gravité

$-\gamma_z (G/R_o)$: l'accélération transverse du centre de gravité

$-z_c$: la position latéro-médiale du centre de pression. z_c dépend de la latéralisation du centre de pression ou de la médialisation du centre articulaire. Ainsi, si C se latéralise et à R_y et R_z constants, le MEA diminue.

4.3.4. PRESENTATION DES RESULTATS CINEMATIQUES ET DYNAMIQUES : COURBES ET PARAMETRES

Pour rappel, l'objet est de l'étude par analyse du mouvement de la population gonarthrosique est : 1/de caractériser cette population symptomatique et 2/de mesurer l'effet de l'orthèse par des grandeurs cinématiques et dynamiques.

Les résultats d'analyse de la marche sont donnés :

- sous forme de courbes échantillonnées représentant l'évolution des variables de la marche en fonction du cycle de marche.
- par des paramètres quantifiés sélectionnés à partir de l'analyse des courbes et de la littérature pour chaque membre côté arthrosique et coté controlatéral. Les résultats sont renseignés d'une part par sujet et d'autre part pour les groupes 'membre arthrosique' (OA) et 'membre sain ou controlatéral' et par situation 'sans OdrA' et 'avec OdrA'.

Ces grandeurs qui caractérisent la locomotion sont calculées en fonction du temps pendant l'intervalle de temps du cycle de marche étudié. Pour comparer les valeurs d'une variable calculée pour différents cycles de marche, les variables sont normalisées par rapport au temps du cycle de marche, et exprimées en fonction du pourcentage du cycle de marche (indice en abscisse des courbes). Avant d'être moyenné par sujet, puis pour l'ensemble des sujets (par groupe), les courbes ont été visualisées de façon à écarter les patterns aberrants. Ces derniers peuvent avoir plusieurs origines : un mauvais contrôle des opérateurs alors que l'appui d'un membre sur une plateforme était partiel ou une perturbation de la locomotion habituelle du sujet sur un essai. L'intervalle de plus ou moins un écart-type autour de la moyenne a été calculé de façon à représenter sous la forme d'un corridor 68% des valeurs des essais pour un sujet et des valeurs des sujets pour un groupe.

Les paramètres d'intérêts sont donc sélectionnés en fonction de la littérature et des spécificités de l'étude. Concernant la caractérisation de la population symptomatique, les paramètres normalisés concernent les angles, moments et puissances articulaires. Par contre, en vue de la mesure de l'effet de l'OdrA®, ce sont les variations de ces paramètres entre les situations sans et avec OdrA® qui seront exploitées par sujet et pour le groupe des sujets.

Lorsqu'un paramètre est extrait sur un intervalle de cycle pour une situation et un sujet X (exemple : pic de flexion du genou en charge entre 0 et 30% du cycle, marche à plat sans orthèse du sujet X), la valeur extraite correspond à la moyenne des valeurs extraites pour chacun des essais de ce sujet.

Pour le groupe, la valeur du paramètre correspond à une moyenne extraite de la courbe du groupe établie, elle-même à partir des courbes moyennes de chaque sujet. La courbe moyenne de chaque sujet est établie à partir d'une moyenne des valeurs des essais pour chacun des indices (une valeur tous les 2% du cycle du fait de l'échantillonnage choisi).

Sur le plan cinématique, les analyses seront centrées sur l'angle du genou dans le plan sagittal (Figure II-15). L'angle de progression du pas au moment de l'appui sera également relevé, car le sujet peut recourir à des stratégies compensatoires de façon à diminuer le moment résultant articulaire au genou (cf partie 1).

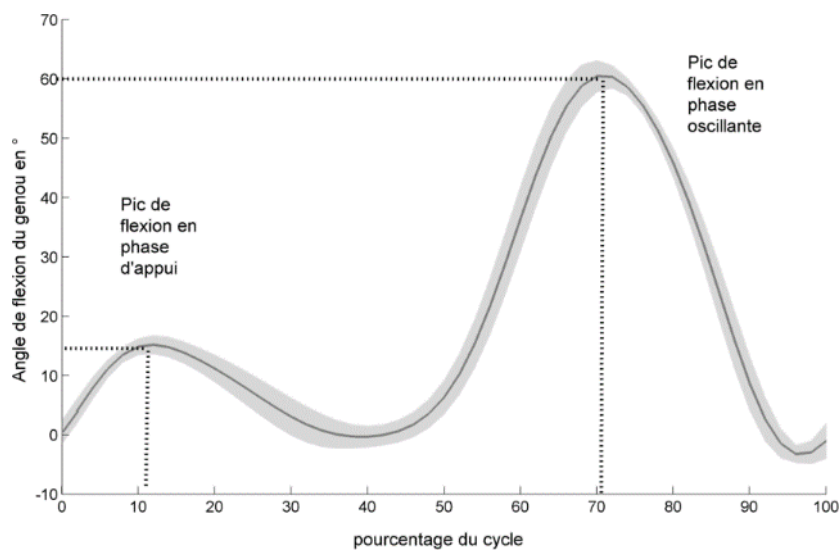


Figure II-15 Courbe et points d'intérêts: angle de flexion du genou (°)

<i>Paramètres</i>	<i>Unités</i>	<i>Définition</i>
<i>Dynamique</i>		
MEA pic 1	N.m/kg et N.m/%BW*HT	Valeur maximum du MEA entre 6 et 35% du cycle
MEA pic 2	N.m/kg et N.m/%BW*HT	Valeur maximum du MEA entre 35 et 55 % du cycle
MEF pic 1	N.m/kg et N.m/%BW*HT	Valeur maximum du MEF entre 0 et 25 % du cycle
MEE pic 2	N.m/kg et N.m/%BW*HT	Valeur maximum du MEE entre 25 et 45 % du cycle
MEF pic 3	N.m/kg et N.m/%BW*HT	Valeur maximum du MEF entre 45 et 60 % du cycle
Puissance pic 1	W/kg	Pic de la puissance articulaire au genou entre 4 et 12 % du cycle
Puissance pic max "Puissance seuil"	W/kg %	Pic de la puissance articulaire au genou entre 50 et 60 % du cycle % du temps de l'intervalle du cycle de 4 à 40% où la puissance est supérieure à 0,15 et inf à 0,15
<i>Cinématique</i>		
Angle du genou en appui	°	Maximum de flexion en appui entre 6 et 35 % du cycle
Angle de flexion du genou à l'attaque du talon au sol	°	Valeur de la flexion à 0% du cycle
Différence d'amplitude entre attaque talon et pic de flexion en appui (joint excursion)	°	Différence entre les deux valeurs précédentes
Flexion du genou en phase oscillante	°	Maximum de flexion entre 35 et 90 % du cycle
Angle d'ouverture du pied au sol en plein appui	°	Angle entre l'axe postéro antérieur du repère de mesure et l'axe du pied entre le calcaneus et le milieu des marqueurs M1 et M5.
<i>Spatio-temporels</i>		
Vitesse de marche	m/sec	Vitesse de marche par membre pour un cycle
Longueur du pas	m	Longueur du pas d'un membre correspondant à un cycle
Largeur du pas	m	Largeur du pas d'un membre correspondant à un cycle
Temps du cycle	sec	Temps moyen du cycle par membre
% de phase d'appui unipodal côté OA	%	% du cycle correspondant à la phase oscillante du membre controlatéral
% de phase d'appui unipodal côté controlatéral	%	% du cycle correspondant à la phase oscillante du membre OA

Tableau II-4 : Paramètres calculés à partir des captures AQM

Les paramètres dynamiques ont été axés exclusivement sur les moments et puissances articulaires. Ils ont été exprimés dans le repère cuisse et calculés par rapport au centre articulaire du genou, défini sur le modèle externe à partir des marqueurs épicondyliens. Pour les moments, deux unités sont présentes dans la littérature selon la normalisation effectuée: N.m/kg et N.m/%BW*HT (%poids*taille). Par ailleurs, pour un même paramètre, plusieurs valeurs sont associées en fonction du pourcentage du cycle de la marche.

La puissance articulaire est par définition égale au produit scalaire du moment articulaire par la vitesse angulaire articulaire (vitesse angulaire du segment sous-jacent par rapport au segment sus-jacent). Elle est calculée sur chacun des axes du segment sous-jacent. La puissance au genou sera analysée dans le plan sagittal car c'est dans ce plan que le genou est le plus mobile et que les mesures sont les plus fiables. Pour l'interprétation, lorsque la composante du moment dans l'articulation est de même signe que la vitesse angulaire de l'articulation, on parlera de puissance générée (positive), dans le cas contraire on parlera de puissance absorbée (négative). Les puissances articulaires, comme les moments articulaires, sont normalisées par rapport à la masse du sujet et exprimées en W/kg. La « puissance seuil » est un paramètre spécifique qui a été calculé. Il s'agit du pourcentage de temps d'appui pendant lequel la puissance est supérieure à la valeur absolue de 0.15W/kg. Le résultat est donc donné en % de temps du cycle (Figure II-18). De plus, les pics de puissance négative ont également été relevés.

Les figures Figure II-16 à Figure II-18 montrent des exemples de courbes et des points d'intérêts en fonction des différents paramètres (valeur en ordonnée et indice correspondant au % du cycle de la marche en abscisse).

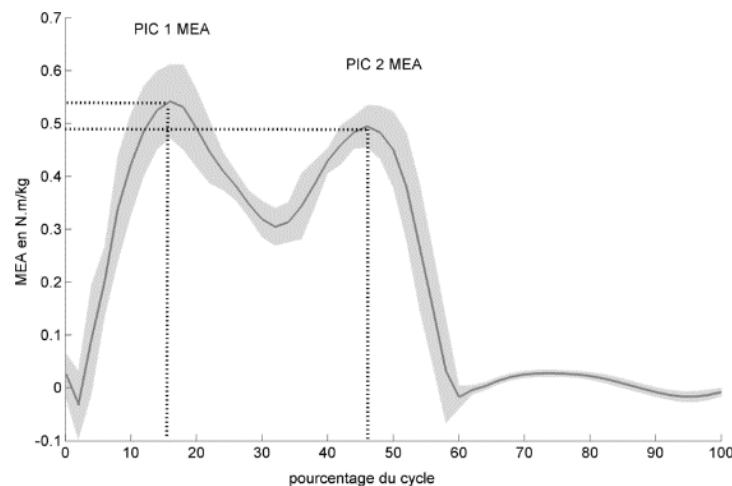


Figure II-16: Courbe et points d'intérêts: Moment externe d'adduction au genou (Nm/kg)

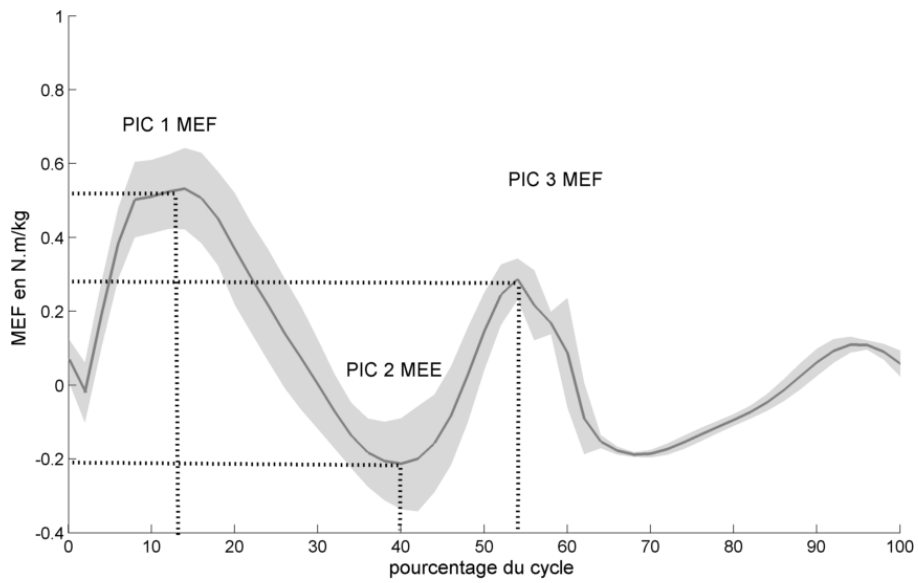


Figure II-17 Courbe et points d'intérêts: moment externe de flexion au genou (Nm/kg)

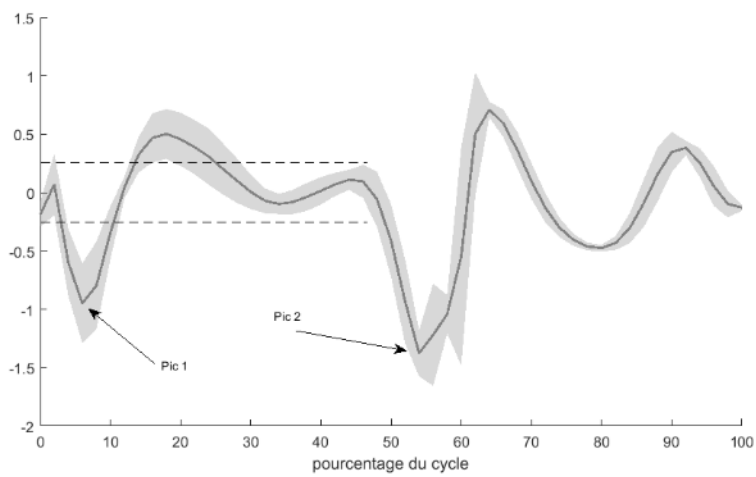


Figure II-18 Courbe et points d'intérêts: puissance articulaire au genou (W/kg)

Les figures suivantes (Figure II-19, Figure II-20) montrent pour le genou la relation entre les signes des grandeurs (angles et moments) obtenues et leur interprétation clinique.

Signe	Angle genou		Moment articulaire externe de genou	
	+	-	-	+
	Flexion	Extension	Flexion	Extension
Plan sagittal (Rotation autour de \vec{z}):				

Figure II-19 : Signes de l'angle et du moment du genou dans le plan sagittal (position du fémur par rapport au tibia) (adapté de Villa 2014)

Signe	Angle genou		Moment articulaire externe de genou	
	+	-	-	+
	Adduction	Abduction	Adduction	Abduction
Plan frontal (Rotation autour de \vec{x}):				

Figure II-20 Signes de l'angle et du moment du genou dans le plan frontal (fémur par rapport au tibia pour le genou gauche) (adapté de Villa 2014)

Partie III : TRAVAIL PERSONNEL : ETUDES SPECIFIQUES

CHAPITRE I : ANALYSE SEQUENTIELLE 3D PAR IMAGERIE BIPLANAIRE : PRECISION ET REPETABILITE

Comme présenté dans la Partie II, l'analyse cinématique séquentielle proposée dans ces travaux de thèse s'appuie sur l'extraction de paramètres linéaires et angulaires à partir du traitement des vues biplanaires dans différentes conditions (position d'extension et positions en flexion du genou).

Pour être utilisée, la fiabilité de cette méthode qui utilise le recalage d'objets 3D sur des vues 2D doit être quantifiée. C'est le propos de ce chapitre, qui a été soumis en l'état à la revue « Clinical Biomechanics ». L'objet étant d'évaluer la précision de la méthode de recalage grâce à des données « in vitro » et sa répétabilité grâce à des données « in vivo ».

Article soumis à « Clinical Biomechanics » sous le titre : 3D sequential kinematics of the knee joint from multiple biplanar Xrays : accuracy and reproducibility

1. ABSTRACT

Background: Several methods can be used to assess joint kinematics going from optoelectronic motion analysis to double fluoroscopy. The aim of the present work was to evaluate the reliability of the use of stereoradiography to quantify the sequential 3D kinematics of the femoro-tibial joint. The accuracy was evaluated in vitro and the repeatability in vivo.

Methods: Biplanar X-rays (EOS imaging) of 12 lower limbs (6 specimens and 6 subjects) were taken in different positions of the knee flexion. First, a reconstruction was made using the views in the extension position to obtain 3D personalized models of the femur and the tibia. Then, these 3D models were registered on each pairs of views. The kinematic parameters were calculated and compared to those obtained from the tripods embedded in the specimen. Thus, the registration bias could be quantified. The repeatability of each parameter was assessed from the registrations made by 3 operators in vivo.

Findings: In vitro, the tibia position bias obtained from the registration was inferior to 1.6 mm and 0.4°. In vivo, the repeatability of the kinematics parameters was 0.3°, 2.1° and 1.6°, for the rotations, and inferior to 1.8 mm for the translations.

Interpretation: Compared to fluoroscopy, the accuracy of our method based on sequential images was of the same order of magnitude, with better results for the translation in the frontal plane. The

low dose of irradiation of the EOS system offers promising prospects for a clinical use of the methods for the assessment of the knee sequential kinematics.

Keywords: Biplanar radiography, lowdose; knee 3D sequential kinematics; registration; lower limb;

2. INTRODUCTION

The assessment of 3D femoro-tibial joint kinematics is essential to understand the complex function of the knee and the mechanism of degeneration. Indeed, some studies have already showed that joint disorders such as osteoarthritis affect these kinematics [1][2]. However, in vivo and extensive evaluation remains limited due either to the irradiant or invasive nature of direct bone localization techniques [3]–[8] or inaccuracies associated to external measurement procedures [9]–[11]. Thus, 2D fluoroscopy associated with an initial 3D CT-scan is so far considered as the gold standard for the capture of skeletal motion and its accuracy has been evaluated through in vitro studies [4], [12], [13]. Considering that this technique exposes the subject to a high level of irradiation, an alternative has been proposed taking advantage of magnetic resonance imaging (MRI) to visualize bones during sequential knee joint motion. To overcome the drawback of the lying position, some loading apparatus have been developed [14]–[16] and a protocol combining supine and upright MRI data [17] has recently been published. However, the image processing is time consuming and the accuracy of the skeleton reconstruction from MRI is limited.

Currently, 3D modelling from low dose biplanar radiographs (BPR) allowed to obtain 3D subject specific reconstruction of the lower limbs from calibrated images in standing position [18], [19]. The shape reconstruction algorithm relies on the identification of several morphological features on the radiographs and has been validated against CT-scan based model for both shape and derived morphological parameters [18], [20]. Several clinical applications have been investigated such as cerebral palsy [21], knee osteoarthritis [22] and hip osteoarthritis [23]. Nevertheless, these analyses were performed in standing position and did not provide information about the kinematics of the joint.

In the same time, sequential analysis of joint motion was developed from multiple stereoradiographs images of the considered joint in different positions. This analysis requires to register the 3D personalized model on each pair of images acquired by the BPR and corresponding to one position of the joint. Thus, the kinematics of the femoro-tibial joint derived from this procedure was used as a reference for the evaluation of external devices [24] or of automatic process based on image processing [25]. However, the accuracy of the technique has only been assessed for the femoro-patellar joint [26] and the scapulo-humeral [27] through an in vitro study. It remains to be quantified in the context of the femoro-tibial joint motion. Therefore, there is a need to perform a complete validation study to assess the accuracy and the reproducibility of the 3D femoro-tibial motion quantification from sequential biplanar images of the joint.

In this framework, the aim of the study was to estimate uncertainties in the 3D sequential analysis of the kinematics of the femoro-tibial joint from biplanar radiographs by quantifying the registration fiability.

3. MATERIAL & METHODS

To quantify the uncertainties of the registration of 3D models on 2D views, two sets of data collected in vitro and in vivo were used. 1/ first, the accuracy was assessed using the in vitro data set to compare the registration to reference values 2/ second, the intra and inter-observer reproducibility were quantified in vivo.

3.1. IN VITRO ACQUISITIONS

Six lower limb human cadaveric specimens were harvested after approval of the ethical committee of the laboratory of Anatomy of Caen Univeristy (Normandie, France).

Each specimen included femur, patella, fibula and tibia and intact joint passive structures. The age of donors was between 47 and 79 years old (range 47 – 79). Specimens were checked regarding trauma, surgery and evident deformity. Specimens were fresh frozen, then thawed at room temperature during 24h. Clusters made of three retro-reflective markers each were screwed in the femur, the tibia and the patella in order to get reference values for motion tracking. The specimens were set in a device adapted from Azmy et al. and described by Rochcongar et al. 2016. (Figure III-3), in which the femur was fixed and the tibia was free to move. Knee flexion was induced by pulling the extremity of the tibial pylon in order to reach successively 20° and 40°. For the extended knee and each of the two knee flexion conditions, two orthogonal digital radiographs were simultaneously acquired using a low dose biplanar radiographs (EOS®, EOS-imaging, France).

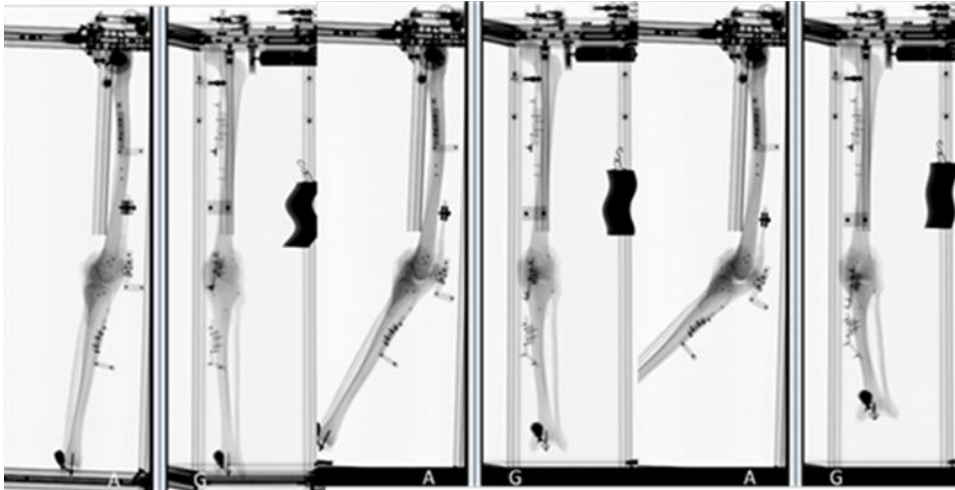


Figure III-1 In vitro views in extension condition, in 20° & 40° flexion conditions. Clusters markers in each bones are also identifiable.

3.2. IN VIVO ACQUISITIONS

Six asymptomatic volunteers without any history of knee trauma participated to the study after approval by the relevant ethics committee (CPP 06036, Hôpital Pitie Salpetriere Paris). The characteristics of volunteers showed in average 35.7 years old, 173 cm and 67 kg. Firstly, an acquisition with the same biplanar radiographic system (EOS®, EOS-imaging, France) was taken in standing condition according to the procedure described by Chaibi [18]. Each volunteer was then asked to stand in the EOS cabin taking successively three different angular condition of flexion of the left knee corresponding to approximately 20°, 40° and 90° of flexion. For the 20° flexion knee, the foot remained flat. For the 40° flexion, the heel was off so that the toes are resting on the ground. For the 90° flexion, the forefoot was supported on a step. Femur and tibia were mobile between the different conditions (Figure III-2).

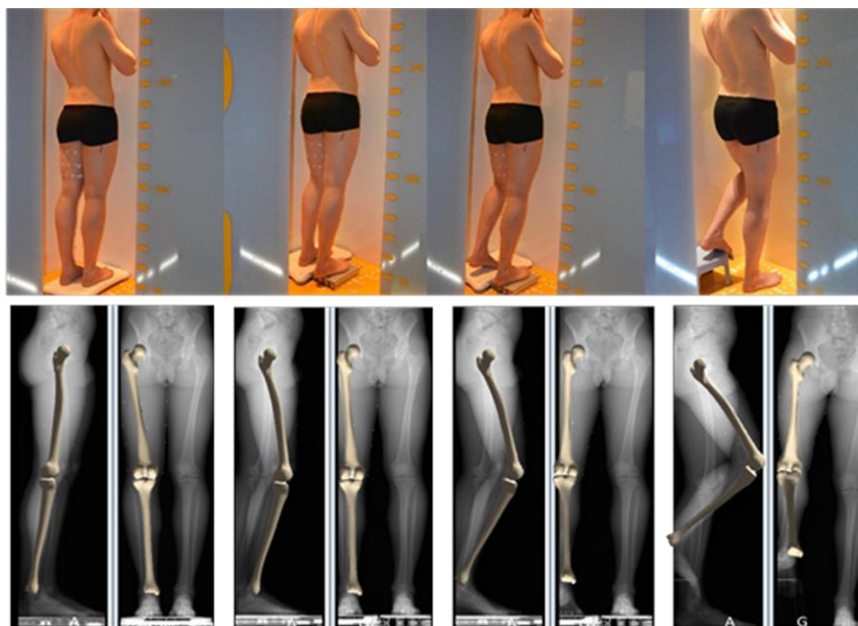


Figure III-2 In vivo views in different conditions of the current study: extension, 20°, 40° and 90° flexion knee (top). Illustration of the process from the left to the right pictures: 1/the lower limb reconstruction on the standing position view picture and 2/ the manual registration of the 3D skeletal models of the femur and the tibia on each position of knee flexion (down)

3.3. DIGITAL BONES MODELS: RECONSTRUCTION AND REGISTRATION

From both in vitro and in vivo acquisitions, for each considered knee, 3D subject specific models of the femur and the tibia were obtained by using a reconstruction algorithm described and validated in previous work [18], [28] from the pair of views of the extended knee condition. These 3D subject specific models then served in a procedure of manual 2D-3D rigid registration of the femur and the tibia on each pair of views for each position of knee flexion (20°; 40° and 90°) (Figure III-3). Each model was projected into the 2D flexion views and its position progressively adjusted so that the contours of the projected model match the bone edges visible on the Xray images. Three fully trained operators (one surgeon, one physiotherapist and one engineer) contributed to this study performing the registrations of the in vitro specimens and two of them (the surgeon and the physiotherapist) also performed the in vivo registrations (cf annexe 2.1). For each knee (in vitro and in vivo), the operators performed three repetitions of the overall process of reconstruction and registration



Figure III-3 Illustration of the manual process on views on healthy subjects: skeletal personalized 3D reconstruction (views 1 & 2); importation of the 3D surfacic model on flex knee position (views 3 & 4) and manual registration across flexion (here 20 flexion) both sagittal and frontal views (views 5 & 6)

In addition, for in vitro X-rays, the markers of each cluster were identified on biplanar X-Rays and the 3D coordinates of the centroid of each marker were obtained for each flexion condition, thus providing reference data for accuracy analysis.

3.4. ASSESSMENT OF THE SEQUENTIAL KINEMATICS OF THE FEMUR AND THE TIBIA

From 3D personalized models for the femur and the tibia, anatomical frames were computed and attached to the bones according to the definition proposed by Schlatteer [29] for each knee position and each repetition. First, the variations of position and orientation of each bone relatively to the EOS coordinate system was assessed for each knee flexion condition relatively to the extended knee condition. They were expressed by 6 parameters per bone: anteroposterior (x), longitudinal (y) and mediolateral (z) translations (T_x , T_y , T_z) and rotations (R_x , R_y , R_z). Secondly, the variation of the

position and orientation of the tibia relatively to the femur was also calculated between the different conditions giving also 6 parameters per condition. These parameters characterize the angular and linear sequential kinematics of the knee and were calculated in the tibia frame in the extended condition.

The three rotations angles were obtained using the Cardan convention and the sequence “ZXY” from equivalence between both position and rotational matrix. Using ZXY sequence, to calculate the angular position of the tibia relatively to the femur for each of the three knee conditions, means first rotation around z axis of the initial tibia position, second rotation around x axis intermediate and finally third rotation around y axis of the final tibia position. The linear position corresponds to the variation of position of the center of tibia frame, between two successive positions of flexion, which is expressed in femur frame.

At the end, 18 parameters were calculated characterizing the sequential motion between the extended knee condition and each of the flexion conditions (20°, 40°, 90° in vivo and 20° and 40° in vitro).

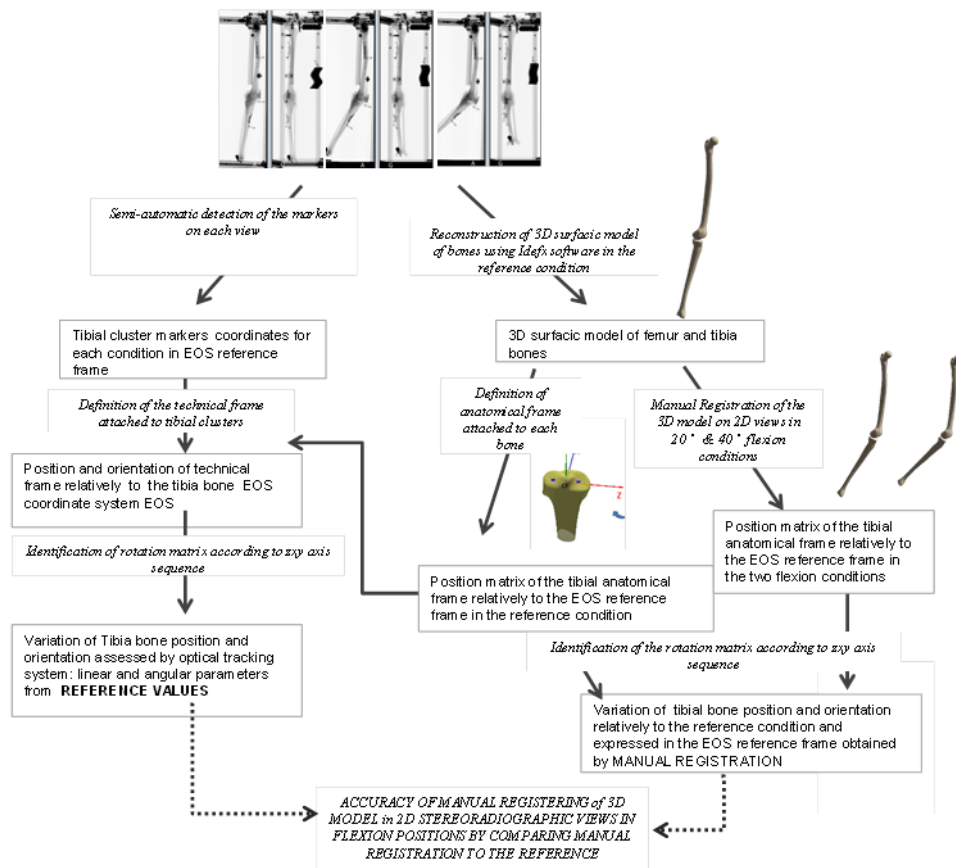


Figure III-4 Graph illustrating the methods to compare both kinematics assessment techniques

In the same time, the same variations of position were also assessed from the clusters embedded in each bone. These clusters allowed to define technical frames necessary to obtain a mathematical relation between anatomical and technical frames expected to be invariant due to the rigid link

between the cluster and the bone. The parameters obtained through this procedure were considered as a reference since the identification of markers has been proved to be highly repeatable [30].

3.5. ESTIMATION OF THE UNCERTAINTIES :

The uncertainties of registration method used kinematics parameters from both accuracy and reproducibility studies.

3.5.1. ASSESSMENT OF THE ACCURACY OF THE TIBIA REGISTRATION FROM THE IN VITRO DATA

For each knee (6 specimens) and each conditions (20° and 40°), the accuracy (bias) of the tibia registration was evaluated by comparison of reference data (from clusters of markers) to data obtained using the registration procedure.

Thus, for each parameters, the bias was calculated as the difference between the values of the reference date derived from clusters and those calculated from the registration technique after averaging the results for the difference operators and repetitions (Figure III-4).

3.5.2. ASSESSMENT OF THE RELIABILITY OF THE REGISTRATION

From femur and tibia kinematics parameters, the reliability of the registration method was assessed according to the ISO 5725-2 standard (International Organization for Standardization (ISO), 1994) and involved both intra- and between-observers repeatability variances.

The ISO recommends estimating the intra observer repeatability as the average over the operators of the variances from all repetitions (S_{ri}^2) for each kinematic parameter of one subject (i).

The inter-observer variance represents the variance of mean values obtained by all operators (S_{Li}^2). Then, the global variance (S_{Ri}^2) was calculated:

$$S_{Ri}^2 = S_{ri}^2 + S_{Li}^2 \quad (1)$$

Finally, a global reproducibility estimator (SR) considered all the subjects and was calculated as follow:

$$S_R = \frac{\overline{\sum_{i=1}^n S_{Ri}^2}}{n} \quad (2)$$

where i is the i th subject and n the number of subjects.

4. RESULTS

4.1. IN VITRO ACCURACY

Table III-1 presents the bias estimated from the in vitro study.

		In vitro accuracy		
		Tibia		
		<i>Global</i>	<i>20°</i>	<i>40°</i>
Linear parameters	Tx (mm)	1,2	0,9	1,5
	Ty (mm)	1,6	0,8	2,4
	Tz (mm)	-0,3	0,0	-0,5
Angular parameters	Rx (°)	0,3	0,2	0,4
	Ry (°)	-0,4	-0,6	-0,2
	Rz (°)	-0,1	-0,2	0,0

Table III-1 Bias of the estimation of the reference tibial pose from the manual registration

4.2. REPRODUCIBILITY FROM IN VIVO DATA

Table III-2 presents the SD reproducibility (S_R) of the registration method for the assessment of the variations of respectively the absolute tibia position, the absolute femur position and the relative position of the tibia and the femur between the different flexion conditions and the extension. Results are shown for each knee flexion angle and for each translation and rotation parameter. Regarding angular parameters, the femur and tibia registration highlighted more reliable results around Z axis with IC 95% inferior to 0.6°. About the translation results, the femur repositioning is homogeneous along the three axis with IC 95% inferior to 1.8 mm. The tibia registration is slightly less reliable than femur both translation (IC 95% inferior to 2.8mm along z axis) and rotation parameters.

		In vivo reliability								
		Femur			Tibia			Tibia relative to femur		
		20°	40°	90°	20°	40°	90°	20°	40°	90°
	<i>KNEE POSITIONS</i>									
Linear parameters	Tx (mm)	0,6	0,5	0,6	0,6	0,8	0,8	0,9	1,1	1,2
	Ty (mm)	0,5	0,6	0,6	0,8	0,7	0,9	1,0	1,1	1,7
	Tz (mm)	0,7	0,7	0,9	0,9	1,1	1,4	1,2	1,5	1,8
Angular parameters	Rx (°)	0,4	0,4	0,7	0,4	0,9	1,4	1,0	1,4	2,1
	Ry (°)	1,8	1,5	1,6	2,6	2,2	2,4	1,8	1,5	1,6
	Rz (°)	0,2	0,3	0,3	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3	0,3

Table III-2 : Standard deviation (S_R) reliability for each of the 6 parameters of the femur and tibia pose in vivo

5. DISCUSSION:

The goal of this study was to evaluate the reliability of a method to analyse the 3D kinematics of femoro-tibial joint from a sequence of biplanar radiographic images. The method is based on the registration of the 3D models of the femur and the tibia bones. The accuracy of the method was assessed in vitro and the reproducibility was quantified in vivo.

5.1. IN VITRO ACCURACY:

First, compared to previous studies using the same kind of techniques on other bony structures, the accuracy of the 3D absolute angular and linear position estimation of the tibia was of the same order of magnitude as already reported for the patellofemoral joint [26] or the gleno-humeral joint [27].

In the literature, several studies investigated the accuracy of the in vitro estimation of tibia and femur poses from 2D fluoroscopy associated with 3D model against optoelectronic devices [4, 12, 13] (Table III-3). However, the comparison to previous results must be made with care as several conditions differed. First, contrary to the present study based on the analysis of 6 in vitro knee specimens, these studies relied on an unique cadaver specimen implanted with a knee prosthesis which CAD description is matched with radiographic contours. Secondly, fluoroscopy allows dynamic analysis of the flexion of the instrumented knee contrary to stereoradiography. Only Acker et al. proposed to evaluate the method on 6 static poses. Finally, the reported pose could be the one of the femur [4], of the tibia (present study) or of the knee joint [12], [13]. The table 3 summarized the average difference between each position parameter and the cluster-based gold standard.

	Accuracy regarding angular parameters			Accuracy regarding linear parameters		
	Rx (°)	Ry (°)	Rz (°)	Tx (mm)	Ty (mm)	Tz (mm)
<i>Current study</i>	0,3	-0,4	-0,1	1,2	1,6	-0,3
<i>Acker et al. 2011</i>	0,3	-1,1	-2,1	1,3	-0,5	1,9
<i>Mafhouz et al. 2003</i>	-0,1	0	0,3	0	-0,1	1,1
<i>Lebel et al. 2011</i>	0,1	0,5	0,1	-0,5	0,1	0,7

Table III-3 Accuracy of the current study, for each angular and linear parameters, compared to results of 2D fluoroscopy studies [4], [12], [13]

The inaccuracy of the estimation of the out-of-plane translation in fluoroscopic studies was pointed out in all studies. Our result show that the frontal view of the stereoradiography allows to overcome this limit with an accuracy of the translation Tz clearly better (average on all tibia positions: -0.3 mm).

The accuracy of angular parameters obtained by our method is equivalent to the one obtained in fluoroscopic studies. In the same time, linear parameters in the sagittal plane (Tx and Ty) are slightly less accurate. These results must be put in perspective with the conditions of the present study which are less favorable than the one of fluoroscopic studies. Indeed, considered specimens are not implanted and the registered 3D model, obtained from reconstruction, is therefore less accurate than the CAD model of the prosthesis. Moreover, our study involve 6 specimens, thus taking into account the interindividual variability.

When analyzing more in details, the results obtained for the different positions of knee flexion (20° and 40°) reported in table 2, we can observe that the accuracy of the positional parameters in the sagittal plane (Rz, Tx and Ty) are better in the 20° flexion position than in the 40° flexion position. At 40° of flexion, there is an overlapping of the distal part of the femur and the proximal part of the tibia due to the experimental apparatus in which the femur is fixed and faced the radiographic plane in the frontal view. Moreover, in this position, the distal part of the tibia was not visible on the sagittal view due to the dimensions of the image. It suggests that accuracy of the method could be enhanced by using a mobile femur device preventing for both these visibility limits.

To sum up, the method proposed in the present article, allows an estimation of the tibial pose with an accuracy equivalent to those reported in study combining 2D fluoroscopy and a 3D modelling of the joint. To date, all studies which evaluated the accuracy of such technics were realized on cadaver TKA knees. The use of a CAD model corresponds to the best case scenario with high contrasted, well defined edges due to the dense metal components. To transfer the method to non-implanted knee, the alternative is to obtain the 3D model with the CT-scan, which increases the overall irradiation of the protocol. Therefore, stereoradiography with low dose irradiation system represent a valuable alternative when considering in vivo kinematics evaluation. Indeed, both reconstruction and registration can be derived from the same modality. In addition, the dimension of the images and the presence of an additional view compared to fluoroscopy ensure, as showed by our result, a better accuracy in the out-of-plane parameters estimation.

5.2. IN VIVO REPRODUCIBILITY:

For in vivo data acquisition, the protocol was slightly different than for in vitro set up as both femur and tibia of healthy knees were mobile. Thus, it has been possible to individualize the reproductibility of 3D tibia registration from 3D femur registration on biplanar views.

The reproducibility evaluated in vivo was shown to be the best for the flexion/ extension of the tibia relatively to the femur (95% CI of Rz inferior to 0.7°). From the results, we also showed that the registration of the femur is better than the one of the tibia in particular as concerns the medial/lateral rotation and the translations in the three directions. For the rotation, this can be explained by the shape of the distal extremity of the femur, which allows a better identification on the frontal view than the proximal part of the tibia. Femoral condyles are easier to discriminate than tibial plateaus on this view. These results are in favor of a stereoradiographic protocol in which the tibia would remain fixed throughout the sequence.

In the current study, the maximum uncertainty was found for the rotation around the longitudinal axis (ranging from 3.6° to 5.5° (IC 95%) according to the position of knee flexion). The reproducibility of the lateral/medial rotation estimation from our registration technique is of the same order as the one of the lateral/medial rotation estimated from the reconstruction of the 3D model in standing position, reported to be lower than 4° or 5° in previous studies [18], [21].

As concerns translations, our results show values lower than 1,8 mm (S_R) (IC 95%: 3,6mm) which is consistent with the results of Zhang et al. when computing the linear position of the humerus relatively to the scapula from similar method (IC 95% lower than 3.4 mm) [27]

The comparison of the results obtained for each flexion condition showed that the registration is less reliable when the knee is 90° flexed. In this position, images showed a superposition of the two bones, since the joint space width decreases with flexion [31].

Compared to available methods of knee kinematics quantification, the method proposed in the current paper have several advantages. Currently, the gold standard method to assess knee kinematics in vivo is biplanar fluoroscopy [6]. This technic necessitates a 3D model of the studied knee. In the absence of a prosthetic knee, this model is often obtained from CT-scans [3]. The irradiant nature of both fluoroscopy and CT-scan therefore prevent the use of this method in clinical routine. Therefore, most often, clinical quantification of knee kinematics is performed by motion capture of skin markers inducing a high uncertainty due to soft tissue artefact [10].

6. LIMITS OF THE STUDY :

This study includes some limitations. First, the different conditions of flexion were performed sequentially resulting in different muscles activation compared to a dynamic condition. This could modify the kinematic of the femoro-tibial joint. However, the consistency of the sequential kinematics with previous results from dynamic analysis allows to moderate this comment. Second,

the number of subjects could be increased to better represent the interindividual variability of knee kinematics. Third, the method is manual and the time required for the whole process is around 20 minutes (reconstruction and registration) and would be decreased by taking advantage of image processing toward a semi-automated method.

Despite these limits, the current study allows to consider assessing sequential kinematic of the femoro tibial joint in context of musculoskeletal disorders. The reliability of the registering procedure, regarding to kinematic parameters, is now known thanks to this study. The sequential kinematic analysis from low-dose biplanar Xrays is an accurate way to estimate bone poses with a limited irradiation. Indeed, the estimation can be performed with a very low dose of irradiation as both reconstruction of the 3D model and registration can be realized with the same modality. Moreover, contrary to marker based 3D motion analysis, the method is not sensitive to skin movement during the flexion of the knee.

7. CONCLUSION:

The EOS system offers the possibility to obtain a 3D subject-specific model of the whole lower limb from biplanar Xrays captured in weight-bearing conditions while limiting the invasiveness of the procedure. The low dosage associated to the X-ray acquisitions with the EOS system allows to consider multiple acquisitions of the joints for a sequence of positions even in vivo. The results of the current study confirmed the accuracy and the reliability of the combination of 3D reconstruction and manual registration of the femur and the tibia for different positions of knee flexion to estimate the knee sequential kinematics. By comparing to other methods of motion capture, we showed the feasibility of using the current EOS-based method for clinical examination of the femoro-tibial joint.

8. REFERENCES

[1] T. P. Andriacchi, A. Mündermann, R. L. Smith, E. J. Alexander, C. O. Dyrby, and S. Koo, "A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 3, pp. 447–457, 2004.

[2] S. Farrokhi, S. Tashman, A. B. Gil, B. A. Klatt, and G. K. Fitzgerald, "Clinical Biomechanics Are the kinematics of the knee joint altered during the loading response phase of gait in individuals with concurrent knee osteoarthritis and complaints of joint instability? A dynamic stereo X-ray study," *JCLB*, vol. 27, no. 4, pp. 384–389, 2012.

- [3] B. M. You, P. Siy, W. Anderst, and S. Tashman, "In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: Application to knee kinematics," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 20, no. 6, pp. 514–525, 2001.
- [4] M. R. Mahfouz, W. A. Hoff, R. D. Komistek, and D. A. Dennis, "A Robust Method for Registration of Three-Dimensional Knee Implant Models to Two-Dimensional Fluoroscopy Images," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 22, no. 12, pp. 1561–1574, 2003.
- [5] G. Li, T. H. Wuerz, and L. E. DeFrate, "Feasibility of using orthogonal fluoroscopic images to measure in vivo joint kinematics.," *J. Biomech. Eng.*, vol. 126, no. 2, pp. 314–318, 2004.
- [6] G. Li, S. K. Van de Velde, and J. T. Bingham, "Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 7, pp. 1616–1622, 2008.
- [7] D. L. Miranda, M. J. Rainbow, J. J. Crisco, and B. C. Fleming, "Kinematic differences between optical motion capture and biplanar videoradiography during a jump-cut maneuver," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 3, pp. 567–573, 2013.
- [8] M. A. Lafortune, "THREE-DIMENSIONAL KINEMATICS OF THE HUMAN KNEE DURING WALKING *," vol. 25, no. 4, pp. 347–357, 1992.
- [9] L. Chiari, U. Della Croce, A. Leardini, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors," *Gait and Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 197–211, 2005.
- [10] R. Stagni, S. Fantozzi, A. Cappello, and A. Leardini, "Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: A study on two subjects," *Clin. Biomech.*, vol. 20, no. 3, pp. 320–329, 2005.
- [11] E. H. Garling, B. L. Kaptein, B. Mertens, W. Barendregt, H. E. J. Veeger, R. G. H. H. Nelissen, and E. R. Valstar, "Soft-tissue artefact assessment during step-up using fluoroscopy and skin-mounted markers (Journal of Biomechanics (2007) 40, SUPPL. 1, (S18-S24) DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.003)," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 10, pp. 2332–2333, 2008.
- [12] S. Acker, R. Li, H. Murray, P. S. John, S. Banks, S. Mu, U. Wyss, and K. Deluzio, "Accuracy of single-plane fluoroscopy in determining relative position and orientation of total knee replacement components," *J. Biomech.*, vol. 44, no. 4, pp. 784–787, 2011.
- [13] B. P. Lebel, V. Pineau, S. L. Gouzy, L. Geais, J. J. M. Parienti, J. J. P. Dutheil, and C. H. Vielpeau, "Total knee arthroplasty three-dimensional kinematic estimation prevision. From a two-dimensional fluoroscopy acquired dynamic model," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 97, no. 2, pp. 111–120, 2011.
- [14] P. Johal, A. Williams, P. Wragg, D. Hunt, and W. Gedroyc, "Tibio-femoral movement in the living knee . A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using ' interventional ' MRI," vol. 38, pp. 269–276, 2005.

- [15] R. Von Eisenhart-rothe, M. Siebert, C. Bringmann, and T. Vogl, "A new in vivo technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint," vol. 37, pp. 927–934, 2004.
- [16] P. F. Hill, V. Vedi, A. Williams, H. Iwaki, V. Pinskerova, and M. A. R. Freeman, "Tibiofemoral movement 2 : the loaded and unloaded living knee studied by MRI," 2000.
- [17] R. K. Al Hares G, Eschweiler J, "Combined magnetic resonance imaging approach for the assessment of in vivo knee joint kinematics under full weight-bearing conditions," *Proc Inst Mech Eng H.*, vol. 229, no. 6, pp. 439–51, 2015.
- [18] Y. Chaibi, T. Cresson, B. Aubert, J. Hausselle, P. Neyret, O. Hauger, J. A. De, Guise, and W. Skalli, "Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays," no. October 2013, pp. 37–41, 2012.
- [19] J. Dubousset, G. Charpak, W. Skalli, F. Lavaste, J. Deguise, G. Kalifa, and S. Ferey, "Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : le système EOS ," *Radioprotection*, vol. 40, no. 2, pp. 245–255, 2005.
- [20] D. Folinais, P. Thelen, C. Delin, C. Radier, Y. Catonne, and J. Y. Lazennec, "Measuring femoral and rotational alignment: EOS system versus computed tomography.," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 99, no. 5, pp. 509–16, 2013.
- [21] A. Assi, Y. Chaibi, A. Presedo, J. Dubousset, I. Ghanem, and W. Skalli, "Three-dimensional reconstructions for asymptomatic and cerebralpalsy children's lower limbs using a biplanar X-ray system: A feasibility study," *Eur. J. Radiol.*, vol. 82, no. 12, pp. 2359–2364, 2013.
- [22] P. Than, K. Szuper, S. Somoskeöy, V. Warta, and T. Illés, "Geometrical values of the normal and arthritic hip and knee detected with the EOS imaging system," *Int. Orthop.*, vol. 36, no. 6, pp. 1291–1297, 2012.
- [23] S. Bendaya, J. Y. Lazennec, C. Anglin, R. Allena, N. Sellam, P. Thoumie, and W. Skalli, "Healthy vs. osteoarthritic hips: A comparison of hip, pelvis and femoral parameters and relationships using the EOS® system.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 30, no. 2, pp. 195–204, 2015.
- [24] I. Südhoff, S. Van Driessche, S. Laporte, J. a. de Guise, and W. Skalli, "Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait," *Gait Posture*, vol. 25, no. 4, pp. 533–543, 2007.
- [25] T. Jerbi, V. Burdin, C. Roux, and E. Stindel, "[2D-3D registration in the frequency domain for the study of the movement in quasi-static condition: Pilot study on the knee joint]," *IRBM*, vol. 33, pp. 18–23, 2012.
- [26] L. Dagneaux, P. Thoreux, B. Eustache, F. Canovas, and W. Skalli, "Sequential 3D analysis of patellofemoral kinematics from biplanar x-rays : In vitro validation protocol," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 101, no. 7, pp. 811–818, 2015.

- [27] C. Zhang, W. Skalli, P. Lagacé, F. Billuart, X. Ohl, T. Cresson, N. J. Bureau, D. M. Rouleau, A. Roy, P. Tétreault, C. Sauret, J. A. De Guise, and N. Hagemeister, "Investigation of 3D glenohumeral displacements from 3D reconstruction using biplane X-ray images : Accuracy and reproducibility of the technique and preliminary analysis in rotator cuff tear patients," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2015.
- [28] S. Quijano, A. Serrurier, B. Aubert, S. Laporte, P. Thoreux, and W. Skalli, "Three-dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs," *Med. Eng. Phys.*, vol. 35, no. 12, pp. 1703–12, Dec. 2013.
- [29] B. Schlatterer, I. Suedhoff, X. Bonnet, Y. Catonne, M. Maestro, and W. Skalli, "Skeletal landmarks for TKR implantations: Evaluation of their accuracy using EOS imaging acquisition system," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 95, no. 1, pp. 2–11, 2009.
- [30] S. W. Pillet H1, Sangeux M, Hausselle J, El Rachkidi R, "A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers.," *Gait Posture*, vol. 39, no. 1, pp. 655–8, 2014.
- [31] W. M. Reichmann, J. F. Maillefert, D. J. Hunter, J. N. Katz, P. G. Conaghan, and E. Losina, "Responsiveness to change and reliability of measurement of radiographic joint space width in osteoarthritis of the knee: A systematic review," *Osteoarthr. Cartil.*, vol. 19, no. 5, pp. 550–556, 2011.

CHAPITRE II : FUSION DE DONNEES ISSUES DE LA STEREO RADIOGRAPHIE (EOS®) ET DE L'ANALYSE DU MOUVEMENT (VICON®) POUR LA QUANTIFICATION DE MOMENTS ARTICULAIRES SUR SUJETS SYMPTOMATIQUES

1. CONTEXTE ET PROBLEMATIQUE

L'analyse de l'état de l'art dans le contexte de la quantification du moment externe d'adduction (MEA) (cf définition Partie II : 4.3.3.1) de genoux arthrosiques a mis en évidence des résultats mitigés que ce soit dans le cadre de la caractérisation de la pathologie ou de la mesure d'effets thérapeutiques comme les orthèses de décharge (cf partie 1). Par exemple, cet indicateur dynamique ne discrimine pas systématiquement une population arthrosique d'une population de sujets contrôles, ni une condition « sans » orthèse comparée à une condition « avec » orthèse. Par ailleurs, chez les sujets sains, un écart de MEA de 10% existerait entre les deux membres inférieurs (Lambach et al., 2014).

Ces écarts (entre les différentes études conduites sur les sujets arthrosiques) qui entraînent des réserves dans le recours au MEA, peuvent être imputés à des facteurs expérimentaux (profil des populations ; vitesse de marche (Mündermann et al. 2004)). Par contre, les facteurs méthodologiques ont aussi une influence sur les résultats (précision des outils de mesure ; méthodes de traitement des données (Newell et al. 2008)). C'est une partie de cette méthodologie qui fait l'objet de ce travail. Dans des contextes cliniques, cet indicateur dynamique est principalement quantifié par système optoélectronique lors de la marche.

Le calcul d'un moment articulaire est notamment dépendant :

- de la définition de la localisation du point où le moment est calculé. Usuellement, les moments articulaires du genou sont calculés en un point correspondant au milieu des marqueurs externes anatomiques, placés par l'opérateur, par palpation, en regard des régions épicondyliennes du fémur. Le point ainsi défini est utilisé pour approximer le centre des condyles fémoraux et est recommandé comme centre articulaire du genou (Dumas et al. 2007). Les erreurs de placement des marqueurs ont donc une répercussion directe sur le moment articulaire calculé. De plus, la distance inter-marqueurs prend en compte l'épaisseur des tissus mous et non pas directement le squelette. Plus récemment, des équations de régression ont été proposées pour améliorer l'estimation du centre articulaire à partir de marqueurs externes; elles définissent la situation du centre articulaire à partir de la situation des marqueurs anatomiques (Sandau et al. 2015).
- des déplacements des tissus mous au cours du mouvement qui met en cause l'hypothèse de corps rigide sur laquelle se fonde les modèles de l'analyse du mouvement. De nombreux travaux ont quantifié l'effet de la mobilité des tissus mous par rapport au segment osseux (soft tissue artefact) sur la cinématique articulaire de façon à proposer des méthodes de minimisation de ces erreurs (Partie I : 4.1.4). La mobilité des tissus mous par rapport à l'os induit au cours du

mouvement un déplacement des marqueurs externes par rapport au centre articulaire qui se répercute sur le calcul du moment articulaire.

- du repère d'expression du moment, c'est-à-dire de l'orientation de l'axe sur lequel est projeté le moment. En général, ce moment est exprimé dans le repère anatomique du segment sous-jacent ou sus-jacent à l'articulation pour permettre son interprétation.

Des études ont investigué l'impact de certains de ces facteurs sur le moment articulaire au niveau du genou. L'effet de la mobilité des tissus mous sur les résultats dynamiques a été étudié, sous simple fluoroscopie par Tsai et al. Ces auteurs ont quantifié lors de la montée d'une marche l'écart entre les paramètres dynamiques calculés à partir de marqueurs externes et à partir d'un modèle squelettique 3D obtenue par IRM et recalé sur la vue dynamique fluoroscopique (Tsai et al. 2011). Dans cette étude, sont comparés les moments sagittaux et frontaux en utilisant deux types de références pour le centre du genou au cours du mouvement: le centre des marqueurs externes placés sur les reliefs épicondyliens et le centre de ces marqueurs recalés sur le fémur. Ainsi, la position des marqueurs externes est recalculée à chaque instant à partir de leur position dans le repère du segment osseux défini dans la condition de référence. L'écart entre la position des marqueurs externes ainsi obtenue et la position des marqueurs externes mesurée au cours du mouvement caractérise les mouvements de tissus mous. Les résultats montrent une influence significative sur le moment externe de flexion avec une augmentation de 3 à 12% et une différence non significative sur le moment externe d'adduction. Toutefois, une simple fluoroscopie dans le plan sagittal est utilisée dans cette étude, et le recalage en dehors du plan de capture (c'est-à-dire dans le plan frontal) est de moindre précision que dans le plan de capture (Mahfouz et al. 2003).

Concernant l'influence du repère d'expression, il a été montré qu'en fonction du repère de calcul du moment (repère 2D tibia non anatomique ; repère 3D tibia anatomique ; repère 3D flottant combinant un axe du repère anatomique fémur et un axe du repère anatomique tibia), les différences entre un groupe arthrosique et un groupe contrôle étaient variables allant de 5,5% à 16,1% pour le moment externe d'adduction (Partie II : 4.3.3.1). De plus, la forme de la courbe du moment au cours du cycle de la marche diffère en fonction du repère (Newell et al. 2008).

Concernant la localisation du point de calcul du moment articulaire du genou, il n'existe pas de consensus. L'articulation du genou n'ayant pas de centre articulaire anatomique, le choix de ce point n'est pas trivial. Ainsi, à notre connaissance, aucune étude n'a quantifié les différences de moment articulaire au genou obtenu en un point issu d'une description anatomique du fémur avec le moment obtenu au centre des marqueurs externes usuellement utilisé en analyse du mouvement.

Pour cela, il est nécessaire de disposer simultanément d'un modèle personnalisé du fémur et des efforts de réaction du sol s'appliquant sur le membre inférieur dans un même espace de référence. Bénéficiant, dans le protocole décrit partie 2, à la fois d'un modèle du squelette personnalisé obtenue par stéréoradiographie basse dose et de données issues de l'analyse du mouvement, il est possible d'utiliser les données provenant de l'imagerie pour définir le centre articulaire et d'utiliser les marqueurs externes pour recalibrer et obtenir la position du squelette par rapport à la force de réaction du sol. Il s'agit donc de fusionner les données issues de la stéréoradiographie, soit le modèle osseux 3D et les données de l'environnement Vicon® correspondant à la force de réaction du sol donnée par les plateformes de force, le recalage du modèle osseux d'un environnement à l'autre étant effectué par l'intermédiaire des marqueurs externes. Dans ce cas, il est nécessaire d'obtenir la

position 3D du squelette par rapport à des marqueurs externes dans l'environnement EOS®, ce qui permet ensuite de recalibrer les segments osseux par ces marqueurs externes afin d'obtenir la localisation des segments osseux alors que le sujet est en appui sur les plateformes dans l'environnement Vicon®. Les moments externes de flexion (MEF) et d'adduction (MEA) peuvent alors être calculés en situation statique bipodal en utilisant soit la définition usuelle du centre du genou (milieu des marqueurs externes placé en regard des épicondyles) : condition « sans » recalibrage, soit un centre de genou issu de la reconstruction 3D personnalisée du fémur (origine du repère attaché au fémur, cf annexe 1.4): condition « avec » recalibrage. La position statique choisie correspond à une position usuellement destinée à quantifier les alignements de membres inférieurs. Le recalibrage proposé permet de visualiser et de situer l'effort de réaction du sol par rapport au squelette du membre inférieur.

Les hypothèses étant que

- 1/ les moments calculés à partir des marqueurs externes placés sur la peau diffèrent de ceux calculés à partir de la fusion des données issues de l'analyse du mouvement et de l'imagerie 3D ;
- 2 / la variation de ces moments entre les conditions « sans » et « avec » recalibrage dépend de facteurs comme l'indice de masse corporelle, l'angle fémoro-tibial mécanique et l'épaisseur des tissus mous.

L'objectif de cette partie était donc de quantifier l'effet de la fusion de données issues de deux environnements (EOS® et Vicon®) dans la quantification des moments articulaires. Le recalibrage du modèle osseux 3D étant réalisé par l'intermédiaire des marqueurs externes alors que le sujet est en position statique de référence dans les deux environnements. Cette question revient à identifier la différence de localisation du centre articulaire entre sa définition à partir d'un modèle osseux personnalisé ou à partir d'un modèle externe basé sur la position des marqueurs externes. Il s'agit donc de mesurer l'effet d'introduire un modèle interne personnalisé squelettique dans le calcul de paramètres dynamiques.

Les objectifs secondaires sont d'évaluer:

- si la variation entre les moments articulaires entre les conditions « sans et avec recalibrage » est du même ordre chez l'ensemble des sujets
- si des facteurs anthropométriques influent sur cette variation

Enfin, une méthode permettant d'estimer la précision du recalibrage du fémur par les marqueurs externes sera proposée. Le recalibrage du tibia sera également réalisé, même s'il n'intervient pas dans le calcul des paramètres d'intérêt.

2. MATERIEL ET METHODES

2.1. PROTOCOLE EXPERIMENTAL.

Le protocole est décrit dans la partie II du manuscrit.

Pour le recalage développé dans ce chapitre, les données utilisées sont :

- La capture en « free standing position » dans la cabine EOS® alors que le sujet est équipé de marqueurs sur la surface externe de la peau des segments cuisse et jambe.
- La capture en position statique dans l'environnement Vicon® réalisée en appui bipodal, un pied sur chaque plateforme de force.

2.2. TRAITEMENT DES DONNEES PREPARATOIRE AU RECALAGE:

2.2.1. TRAITEMENT DE LA CAPTURE DANS L'ENVIRONNEMENT EOS® :

- le modèle 3D personnalisé a été reconstruit selon la méthode décrite en Partie II : 4.2.1. Les repères os-fémur et os-tibia sont attachés à chacun des segments osseux (cf annexe 1.4). De plus, l'objet 3D étant régionalisé, il est possible d'extraire de la reconstruction le barycentre de régions d'intérêt telles que la tête fémorale, les sphères condyliennes postérieures médiale et latérale ainsi que les épicondyles médial et latéral
- des sphères ont été placées manuellement sur les marqueurs externes sur les vues de face et de profil (Tableau II-3). Le barycentre de ces sphères est utilisé comme coordonnées des marqueurs dans le repère EOS (Figure III-5).

Ce recalage en position statique utilise la capture dans la cabine EOS® en « free standing position » dont le protocole d'acquisition est standardisé (Chaibi et al. 2012). En fonction de la morphologie des sujets, certains marqueurs externes n'étaient pas visibles dans l'espace de capture. Il s'agit principalement des marqueurs hauts de l'ancillaire du fémur ainsi que plus rarement du marqueur condyle latéral.

Le protocole a donc été modifié en cours de recueillement à partir du sujet 11. Des marqueurs antérieurs haut et bas sur chacun des segments cuisse et jambe ont été ajoutés lors de la capture EOS® en free standing position, et conservés lors de l'enregistrement de la position statique dans l'environnement Vicon®. Pour les sujets n'ayant pas bénéficié de placement de marqueurs supplémentaires (sujets 3 à 10), le centre de la tête fémorale a également été utilisé pour le recalage. Ce centre a été obtenu dans l'environnement EOS comme barycentre de la région tête fémorale identifiée sur le modèle 3D personnalisé du fémur. Il a été calculé dans l'environnement VICON à partir des marqueurs du bassin (Sangeu. Pillet. Skalli, 2014). Le Tableau III-1 répertorie le nombre de marqueurs par segment, disponible pour le recalage, c'est-à-dire identifiable sur les vues stéréoradiographiques de face et de profil.

Au total, 20 membres inférieurs ont été utilisés à partir des 15 sujets symptomatiques ayant participé aux acquisitions EOS® et Vicon®. Pour 5 sujets, la visibilité du segment controlatéral et des marqueurs controlatéraux a permis de tester l'effet du recalage sur leur membre controlatéral.

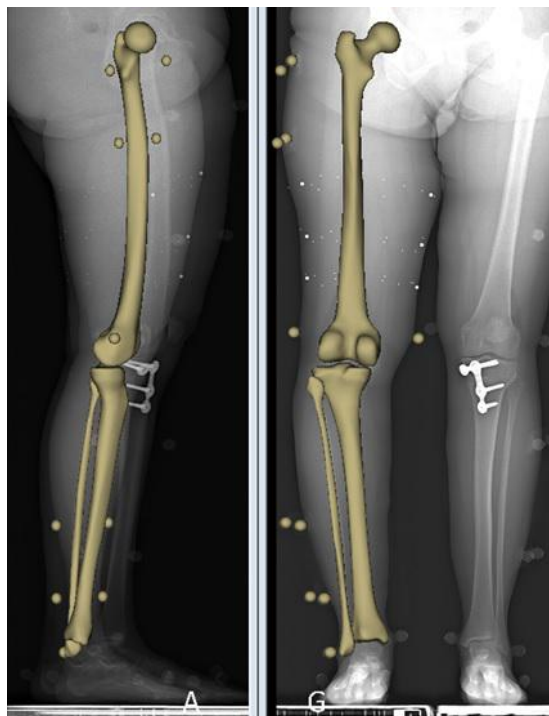


Figure III-5: image des vues de profil et de face en free standing position avec modèles 3D personnalisés du tibia et du fémur et marqueurs externes

Numéro de membre recalé	Sujets de l'étude	Bassin	Fémur	Tête fem	Tibia
1	sujet 3	moins de 3	6	*	6
2	sujet 4	moins de 3	6	*	6
3	sujet 5	moins de 3	4	*	6
4	sujet 6	moins de 3	6	*	6
5	sujet 7D	5	4	*	6
6	sujet 7G	5	6	*	6
7	sujet 8	4	6	*	6
8	sujet 9	3	6	*	6
9	sujet 10	5	6	*	5
10	sujet 11	moins de 3	3	*	6
11	sujet 12 G	moins de 3	7		6
12	sujet 12 D	moins de 3	8		8
13	sujet 13 D	moins de 3	6		8
14	sujet 13 G	moins de 3	8		8
15	sujet 14 D	4	8		8
16	sujet 14 G	4	5		7
17	sujet 15 D	5	8		8
18	sujet 16D	3	8		8
19	sujet 17 D	4	8		8
20	sujet 17 G	4	7		6

Tableau III-1 : Nombre de marqueurs visibles sur les vues de face et de profil par sujet. *utilisation du centre de la tête fémorale comme point supplémentaire calculé

2.2.2. TRAITEMENT DE LA CAPTURE DANS L'ENVIRONNEMENT VICON®:

A partir des fichiers issus de la capture sous Vicon®, les coordonnées des marqueurs externes sont obtenues, ainsi que la force de réaction au sol pour chaque pied et la localisation du centre de pression dans le repère de mesure du système Vicon® (Figure III-6).

2.3. RECALAGE ET OBTENTION DES RESULTATS :

2.3.1. METHODE DE RECALAGE:

Un recalage au moindre carré est réalisé sur l'ensemble des marqueurs (anatomiques, ancillaires et de recalage) entre les deux environnements, ce qui permet d'obtenir les matrices de transformation entre les deux environnements EOS® et Vicon® pour chaque segment osseux $M_{ReosRvic}^{os}$ (Söderkvist & Wedin 1993). Connaissant les coordonnées des points des modèles 3D dans le repère EOS, il est alors possible de représenter ces modèles 3D personnalisés dans l'environnement Vicon®.

2.3.2. EVALUATION DE LA QUALITE DU RECALAGE :

Afin d'apprécier la qualité du recalage, les coordonnées du milieu des marqueurs externes placés sur les épicondyles (latéral : CL et médial CM) ont été utilisés. Ce point est appelé Ovic dans la suite de ce chapitre. Les coordonnées de ce point sont connues, d'une part, dans le repère de référence du système EOS $\left[\overrightarrow{O_{eos}O_{vic}} \right]_{Reos}$ à partir des coordonnées des deux marqueurs externes visibles sur les radios. D'autre part, la position de ce point est également connue dans le repère de référence du système Vicon $\left[\overrightarrow{O_{eos}O_{vic}} \right]_{Rvic}$. En utilisant la matrice $M_{ReosRvic}^{osfemur}$ définie au paragraphe précédent, on peut calculer à nouveau les coordonnées de ce point dans le repère de référence du système EOS par recalage $\left[\overrightarrow{O_{eos}O_{vic}^{rec}} \right]_{Reos}$. En l'absence d'erreur de recalage, les deux vecteurs $\left[\overrightarrow{O_{eos}O_{vic}} \right]_{Reos}$ et $\left[\overrightarrow{O_{eos}O_{vic}^{rec}} \right]_{Reos}$ seraient égaux. La qualité du recalage a donc été évaluée en calculant le vecteur $\left[\overrightarrow{O_{vic}O_{vic}^{rec}} \right]_{Reos}$. La norme de ce vecteur est un indicateur de l'erreur de recalage et est rapportée dans la partie résultats. D'autre part, les coordonnées de ce vecteur ont également été exprimées dans le repère *os fémur*.

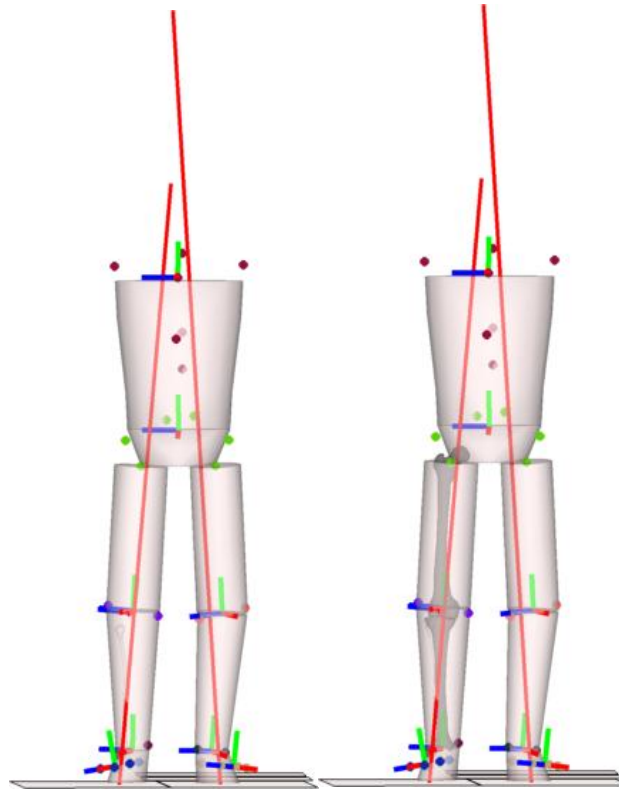


Figure III-6: Modèle externe du sujet sans et avec recalage du modèle interne par les marqueurs externes.

2.3.3. PARAMETRES CALCULES

Les moments externes d'adduction (MEA) et de flexion (MEF) sont ensuite calculés (en N.m /%BW*HT) dans les deux conditions « sans » et « avec » recalage du modèle osseux par les marqueurs externes. « Avec » recalage, les moments sont calculés au point correspondant à l'origine du repère os-fémur du genou et exprimé dans ce repère os-fémur. La robustesse de ce point qui correspond au centre du segment reliant les sphères condyliennes a été estimée (Schlatterer et al. 2009; Sauret C, Pillet H, Skalli W 2016). « Sans » recalage, les moments sont calculés au point correspondant au milieu des deux marqueurs externes placés sur les épicondyles (méthode de référence de l'analyse du mouvement). Les moments « sans » recalage sont également exprimés dans le repère os-fémur de façon à être comparable aux moments « avec » recalage. La visualisation du squelette en position statique de référence dans l'environnement Vicon® sous Matlab® permet de s'assurer de la cohérence du recalage. Le tibia est recalé pour la visualisation, mais il n'intervient pas dans le calcul des paramètres.

Les coordonnées des centres des marqueurs externes médial (CM) et latéral (CL) et les coordonnées des barycentres des régions épicondyliennes médiale (ECI) et latérale (ECE) sont exprimées dans le repère os-fémur. Les normes des vecteurs $\overrightarrow{ECE.CL}$ et $\overrightarrow{ECI.CM}$ ont été projetées sur l'axe médio-latéral ainsi que dans le plan sagittal (O,x,y) du repère os-fémur (Figure III-7).

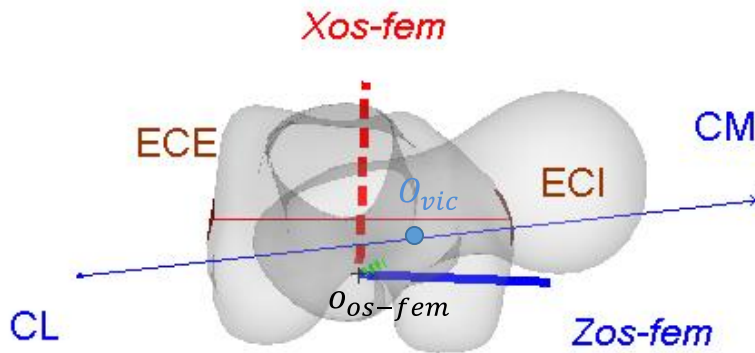


Figure III-7: Vue transversale du fémur, du repère attaché et des points d'intérêts CM, CL, ECI, ECE, O_{os-fem} ® et O_{vic} .

La localisation du centre articulaire obtenue à partir des marqueurs externes (O_{vic}) est donnée dans le repère os-fémur, ce qui correspond à obtenir les coordonnées dans le repère $os-fem$ du milieu des marqueurs condyliens (en mm). Cet origine étant considérée comme centre articulaire dans ce travail du fait de sa robustesse (Schlatterer et al. 2009; Sauret C, Pillet H, Skalli W 2016).

La répartition de la charge sur les deux membres quantifiée par les plateformes de force ainsi que l'écartement des pieds, calculée comme la distance entre les centres de pression au sol des deux membres, est également extraite.

Pour le traitement des données du groupe contenant des membres d'études droit et gauche, tous les résultats ont été transformés de sorte d'être interprétés comme des membres de latéralité « gauche ». La nécessité de ces transformations vient du fait que l'axe médio-latérale du repère os-fémur est orienté du dedans vers le dehors pour un membre droit et du dehors vers le dedans pour un membre gauche (cf annexe 1.4 et Figure II-9). Les paramètres d'intérêt qui présentent des signes opposés en fonction de la latéralité gauche/droite du membre étudié sont : le moment dans le plan frontal ainsi que la localisation de O_{vic} le long de l'axe medio latéral du repère os-fémur.

2.3.4. ANALYSE STATISTIQUE :

Une analyse de régression linéaire simple est utilisée pour tester la relation entre la variation du MEA et du MEF (calculés dans les conditions « sans » et « avec » recalage) et des paramètres anthropométriques comme l'AFTM et l'IMC ainsi que l'épaisseur des tissus mous en regard des régions épicondylaires du fémur.

3. RESULTATS DU RECALAGE STATIQUE

3.1. EVALUATION DE LA QUALITE DU RECALAGE DU FEMUR :

La qualité du recalage a pu être évaluée pour 18 des 20 membres. La qualité du recalage n'a pas pu être évaluée pour deux membres sur les 20 membres de cette partie de l'étude car le marqueur condyle latéral n'était pas visible sur les images stéréo radiographiques de face.

En moyenne, pour les 18 membres, l'erreur de recalage est de 2,6 mm (Ecart type de 1,4 mm) (résultats par sujet en annexe 2.2). Une erreur est supérieure à 4,4 mm pour un membre inférieur (10,9 mm pour le membre droit du sujet 7). Pour ce membre, seuls 4 marqueurs étaient exploitables pour le recalage. Sans ce cas particulier (outlier), l'erreur moyenne est de 2,1 mm pour l'ensemble des sujets (Ecart type de 0,9 mm). En moyenne, l'erreur diminue avec la quantité de marqueurs (Figure III-8).

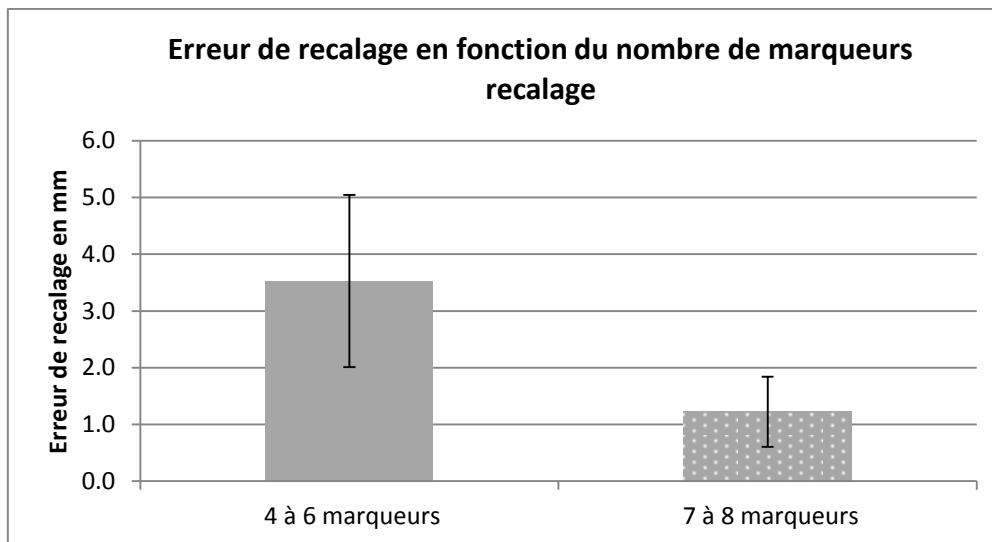


Figure III-8: Erreur de recalage (moyenne et écart type) en fonction du nombre de marqueurs exploitables pour ce recalage.

De plus, la distance entre les deux centres des marqueurs externes placés sur les épicondyles a été calculée dans les deux environnements. En moyenne, cette distance est de 142 mm. La différence entre ces distances quantifiées dans chaque environnement est de 0,9 mm (tableau en annexe 2.2).

3.2. MOMENTS ARTICULAIRES, MEA ET MEF « SANS » ET « AVEC » RECALAGE :

Les tableaux de cette partie présentent les moyennes et écart-types des paramètres calculés entre les conditions « sans » et « avec » recalage en position statique, ainsi que les coordonnées d'intérêt des points. Pour chaque sujet, une planche contenant les informations et figures du recalage est consultable en annexe 2.2. Par le recalage, la localisation des efforts de réaction du sol est connue par rapport à la position des segments fémur et tibia recalés dans l'environnement Vicon® (Figure III-9).

Les différences de MEA entre les conditions « avec » et « sans » recalage pour les 20 membres sont de l'ordre de 0,07 N.m/%BW*HT, supérieure pour la condition « avec » recalage. La moyenne des

différences des 10 membres inférieurs des sujets homme est de 0,054 N.m/%BW*HT, et celle des 10 membres des sujets femmes de 0,088 N.m/%BW*HT.

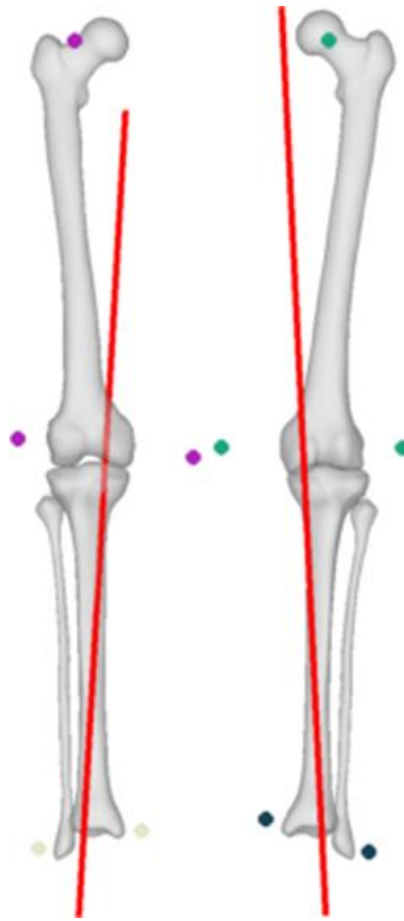


Figure III-9: situation de l'effort de réaction du sol par rapport au squelette recalé

Les valeurs du MEA pour les 15 membres arthrosiques sont supérieures à celle des 5 membres controlatéraux pour cette position d'appui bipodal en statique.

En considérant l'analyse des moyennes et écart-types, l'effet de la prise en compte de la tête fémorale (cf paragraphe 2.2) dans le recalage ne semble pas avoir une grande influence sur le calcul des moments articulaires projetés sur les axes postéro-antérieur et latéro-médial du repère os-fem, ni sur leur variation. Au contraire, l'effet de l'intégration de la tête fémorale au modèle externe, sur la localisation du centre articulaire (entre les conditions sans et avec recalage) est marqué selon l'axe caudo-céphalique.

Sur la Figure III-10, un MEA négatif correspond à un moment externe adduction dû à la réaction du sol au centre articulaire du genou ; l'effort de réaction du sol passant en vue de face, en dedans du centre articulaire du genou. Un MEF positif correspond à un moment externe d'extension dû à l'effort de réaction du sol au centre articulaire du genou ; l'effort de réaction du sol passant en vue de profil, en avant du centre articulaire du genou.

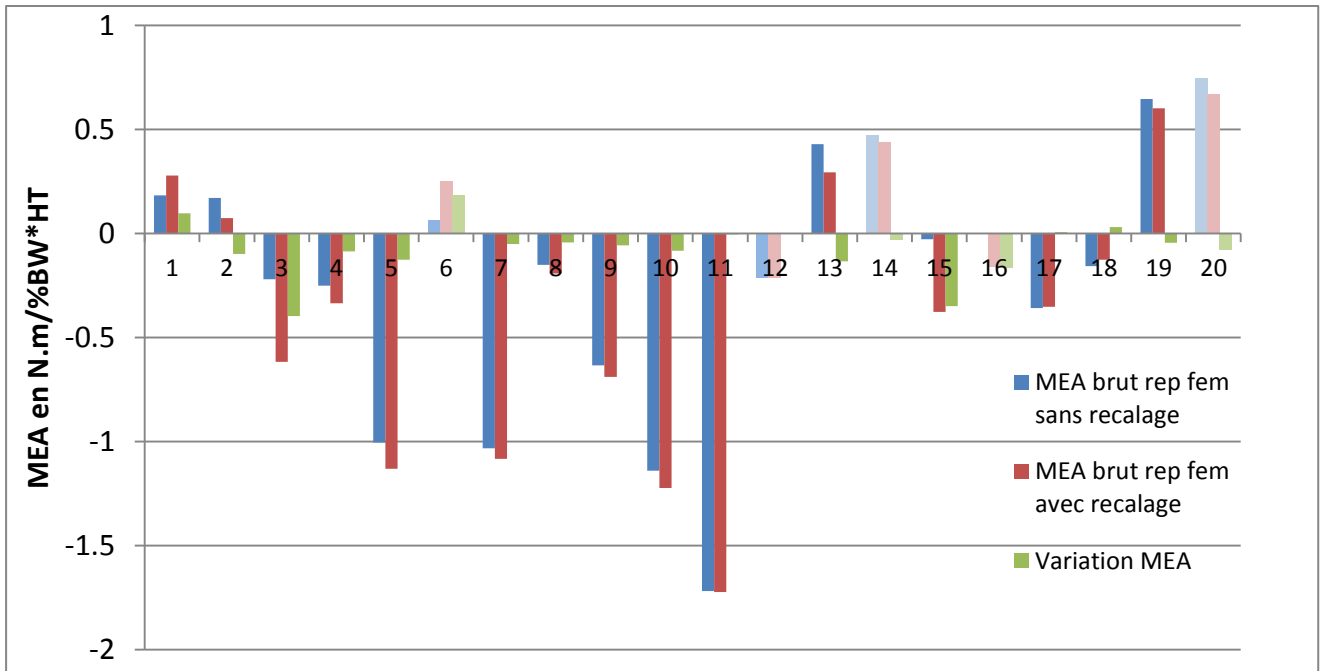


Figure III-10 : Moment externe d'adduction en statique pour les 20 membres dans les conditions sans (bleu) et avec (rouge) recalage. La différence entre les deux conditions est en vert. En transparent, les membres non arthrosiques.

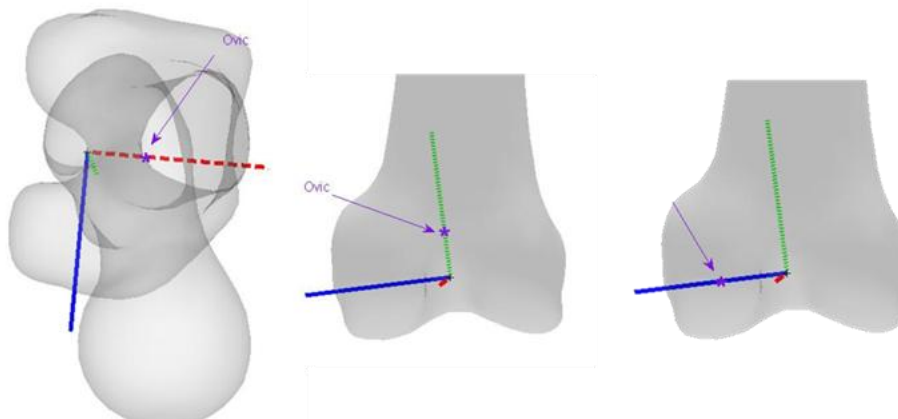
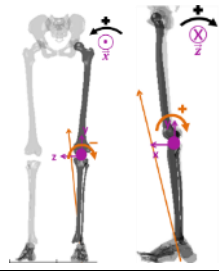


Figure III-11 : Situation du centre artulaire sous Vicon® (O vic) dans le repère fémur de centre O os-fem, centre du repère fémur.

Les coordonnées du milieu des deux marqueurs externes dans le repère *os-fem* sont rapportées dans le Tableau III-2. (Figure III-11)

- Selon x_{os-fem} (axe rouge d'orientation postéro-antérieure sur la Figure III-11), une coordonnée de Ovic positive indique un effet du recalage qui tend à postérioriser le centre artulaire considéré pour le calcul du moment avec recalage.
- Selon y_{os-fem} (axe vert d'orientation caudo-céphalique sur la Figure III-11), une coordonnée de Ovic positive indique un effet du recalage qui tend à abaisser le centre artulaire considéré pour le calcul du moment avec recalage.
- Selon z_{os-fem} (axe bleu d'orientation latéro-médiale sur la Figure III-11), une coordonnée de Ovic positive indique un effet du recalage qui tend à latéraliser le centre artulaire considéré pour le calcul du moment avec recalage.



		20 membres		15 membres OA		10 membres (sujet 3 à 11) en considérant la tête fémorale pour le recalage		10 membres (sujet 3 à 11) sans considérer la tête fémorale pour le recalage	
		Moyenne	écart type	Moyenne	écart type	Moyenne	écart type	Moyenne	écart type
MEA en N.m/%BW*H T	MEA sans recalage	-0,21	0,47	-0,35	0,50	-0,40	0,44	-0,40	0,43
	MEA avec recalage	-0,28	0,50	-0,44	0,51	-0,47	0,48	-0,47	0,48
	Variation du MEA	-0,07	0,08	-0,09	0,09	-0,07	0,09	-0,08	0,09
MEF en N.m/%BW*H T	MEF sans recalage	0,45	0,52	0,59	0,40	0,47	0,46	0,48	0,47
	MEF avec recalage	0,69	0,57	0,81	0,45	0,70	0,55	0,72	0,54
	Variation du MEF	0,24	0,17	0,22	0,15	0,22	0,14	0,24	0,12
Coordonnées de Ovic dans Ros-fem en mm	selon X EOS®	7,43	4,70	6,97	4,10	6,70	3,99	7,50	3,62
	selon Y EOS®	2,82	6,42	2,21	6,51	6,15	7,68	4,72	6,86
	selon Z EOS®	2,47	2,85	2,94	3,01	2,51	2,87	2,71	2,75

Tableau III-2: Résultats : moyennes et écart types pour les 20 membres (colonne 1 et 2) ; pour les 15 membres OA (colonne 3 et 4) ; Comparaison pour les sujets 3 à 11 de l'ajout de la tête fémorale pour le recalage (colonne 5 à 8).

3.3. ETUDE DES FACTEURS INFLUENTS:

L'écartement des pieds est de 25 cm en moyenne (+/-4 cm). Le rapport entre la force de réaction au sol du côté arthrosique et la force de réaction au sol sur le membre controlatéral est de 1,06 (+/-0,09).

Les coordonnées des vecteurs ECE.CL et ECI.CM entre les régions épicondyles du modèle 3D osseux et les marqueurs externes sur la peau en regard des reliefs formés par les épicondyles fournissent des informations de placement des marqueurs par rapport aux points anatomiques du squelette. L'erreur de placement est de 13 mm en moyenne pour les deux marqueurs réfléchissants.

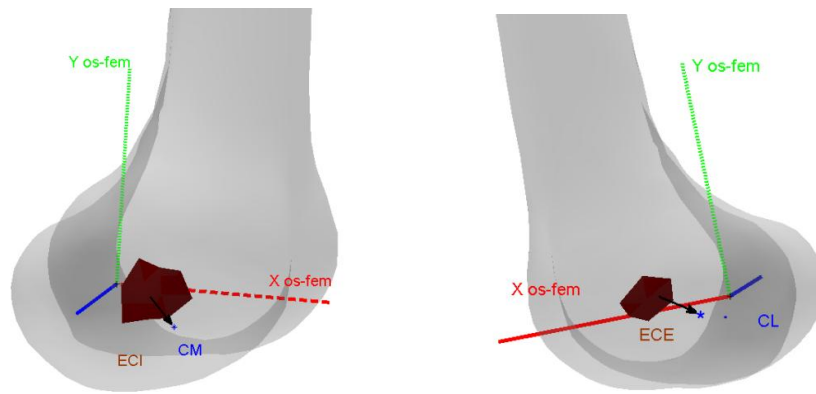


Figure III-12: Vue médiale et latérale des points d'intérêts: marqueurs médial (CM) et latéral (CL) ; région épicondyle médiale du fémur (ECI) et latérale (ECE)

Selon l'axe latéro-médial (axe Z du fémur), les coordonnées de ces deux vecteurs donnent une estimation de l'épaisseur de tissu cutané et sous cutané entre les épicondyles du fémur et la surface de la peau, avec la réserve de l'approximation de l'erreur de placement des marqueurs selon (O,x,y) du repère fémur. L'épaisseur de tissu sous cutané du côté médial du genou (partie distale du fémur) est en moyenne plus importante que du côté latéral.

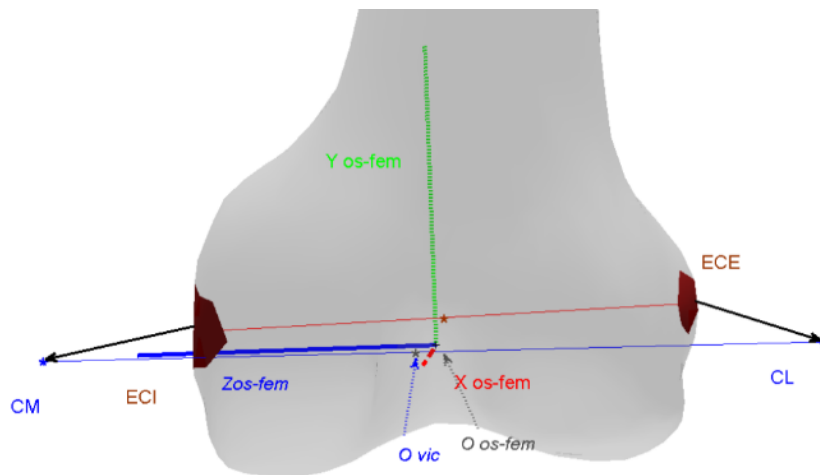


Figure III-13: Vue frontale des différents points d'intérêts.

	Norme de ECI.CM sur (O,z) en mm	Norme de ECE.CL sur (O,z) en mm	Diamètre genou : norme CM.CL sur (O,z) en mm	Diamètre genou : norme ECI.ECE sur (O,z) en mm	Coordonnées sur (O,z) du milieu de ECE.ECI en mm	Ratio : $\frac{CLz}{CL.CM_z}$	Erreur de placement dans plan (O, x, y) de CM par rapport à ECI en mm	Erreur de placement dans plan (O, x, y) de CL par rapport à ECE en mm
Moyenne	36,13	29,04	142,53	74,68	-0,11	0,473	13,25	13,28
Ecart type	6,95	3	8,84	6,30	0,78	0,022	5,40	8,50

Tableau III-3: Résultats des coordonnées des vecteurs d'intérêts reliant les points correspondant au centre des marqueurs médial (CM) et latéral (CL), au barycentre des régions épicondyles du modèle osseux du fémur médial (ECI) et latéral (ECE) (figure III-11)

Le Tableau III-4 des corrélations montre une relation significative entre d'une part les valeurs du MEA « sans » et « avec » recalage et d'autre part l'angle fémoro-tibial mécanique (AFTM). Le MEA évoluant positivement avec la diminution de l'AFTM. La relation est également mise en évidence avec l'angle tibial mécanique (ATM), mais pas l'angle fémoral mécanique (AFM).

Paramètre 1 de la corrélation	Paramètre 2 de la corrélation	R	pvalue
MEA SANS	AFTM	0,79	< 0.0001
MEA AVEC	AFTM	0.77	< 0.0001
MEA SANS	ATM	0.69	< 0.0001
MEA AVEC	ATM	0.69	< 0.0001
variation MEA	CM. ECI	-0.79	< 0.0001
variation MEA	CL. ECE	-0.096	0.69
variation MEA	Coordonnées de Ovic selon l'axe latéro-médial du Repère fémur	-0.97	< 0.0001
variation MEA	Erreur de placement du marqueur interne	0.073	0.76
variation MEA	Différence de norme selon l'axe latéro-médial des vecteurs CM. ECI et CL. ECE	0.86	< 0.0001

Tableau III-4: Corrélation entre les paramètres d'intérêt.

4. DISCUSSION :

L'objet de cette partie était de quantifier l'effet de l'intégration d'un modèle squelettique et personnalisé dans l'environnement de l'analyse du mouvement sur le calcul des moments articulaires. Le modèle squelettique personnalisé obtenu à partir des stéréoradiographies EOS a été fusionné par l'intermédiaire de marqueurs placés sur la surface externe de la peau avec les données d'actions mécaniques du sol sur les pieds mesurés par les plateformes de force en statique.

4.1. QUALITE DU RECALAGE :

L'appréciation de la qualité du recalage s'est appuyée sur la différence de coordonnées du milieu des deux marqueurs condyliens dans le repère *os-fem* à partir de données provenant des deux environnements, c'est-à-dire « sans recalage » dans l'environnement EOS®, et « avec recalage » dans l'environnement Vicon®. En moyenne, ces différences démontrent des valeurs inférieures à l'écart observé le centre des marqueurs externes placés sur les épicondyles et le centre des condyles du

modèle 3D personnalisé recalé dans l'environnement Vicon®. Ce résultat permet de considérer avec confiance le recalage du modèle osseux par les marqueurs externes.

Ainsi, l'erreur de recalage estimée par notre méthode (2,1 mm en moyenne en excluant un outlier) confirme les résultats de travaux antérieurs ayant simulé l'erreur de repérage des marqueurs de recalage EOS. (1.7 mm en moyenne pour le recalage d'un marqueur externe) (Sauret et al. 2015)

Il a été noté que l'ajout de marqueurs supplémentaires pour le recalage aux parties supéro-antérieure et inféro-antérieure de chaque segment (cuisse et jambe) a amélioré la précision du recalage. Dans les meilleures conditions, 8 marqueurs par segment étaient disponibles pour le recalage (dont 4 rigidifiés par un ancillaire). Là encore, nos résultats confirment l'amélioration du recalage avec le nombre de marqueurs utilisés déjà observée par Sauret et al. (Sauret C, Pillet H, Skalli W 2016). Dans cette dernière étude, les auteurs montraient par simulation une amélioration de 6 mm à 1,7 mm pour le passage de 4 à 5 marqueurs. Au vu des résultats, le nombre de 8 marqueurs assure d'une erreur de recalage inférieur à 1,6 mm. En moyenne, pour 7 et 8 marqueurs, l'erreur de recalage est de 1,2 mm.

4.2. VARIATIONS DES MOMENTS ARTICULAIRES AVEC LE RECALAGE :

Les valeurs du MEA en position bipodale statique sont en moyenne de 0,35 N.m/%BW*HT avec recalage chez les sujets arthrosiques (Tableau III-2). Comme à la marche (Sharma et al. 2010), les valeurs du MEA sont corrélées à l'AFTM (Tableau III-4). Peu d'études s'intéressent à cette position bipodale, ce qui réduit les possibilités de comparaison à la littérature. Toutefois, le paramètre d'intérêt de la méthode proposée dans cette partie porte davantage sur la variation de moment articulaire externe plutôt que sur la valeur brute des moments.

En comparaison, à la marche, le premier pic de MEA est de l'ordre de 3.2 N.m/%BW*HT chez cette population symptomatique (Partie 4. Au vu des résultats sus présentés, il est légitime de supposer que les valeurs de MEA à la marche issues de l'analyse optoélectronique sont sous estimées. En effet, il a été présenté une augmentation de l'ordre de 30% de la valeur du MEA avec la méthode de recalage du modèle interne en position statique.

Cependant, le résultat majeur concerne la variabilité interindividuelle observée dans les variations de MEA en position statique entre les conditions « sans » et « avec » recalage' (Figure III-10). Il a été montré que cette variation était corrélée à la différence d'épaisseur des tissus sous cutanés du côté latéral et médial du genou (partie distale du fémur).

La différence de moment entre les deux conditions proposées « sans » et « avec » recalage est en relation avec la localisation du centre articulaire considéré, principalement sur sa composante latéro-médiale, dans le calcul du moment articulaire: le centre des marqueurs externes pour le MEA sans recalage et le centre du milieu des sphères condyliennes, origine du repère os- fémur pour le MEA avec recalage. Les deux moments ayant été exprimés dans le repère os-fémur. Le centre articulaire pour la condition « avec recalage » est, en moyenne, latéralisé de 2,94 mm (+/- 3,01) en comparaison avec le centre articulaire de la condition « sans recalage ». Cette latéralisation influe directement sur le MEA, ce qui explique sa corrélation significative et évidente avec la variation du MEA (R=0,97).

4.3. EFFET DE LA LOCALISATION DES MARQUEURS CONDYLIENS SUR LA DEFINITION DU CENTRE ARTICULAIRE DU GENOU:

Les résultats montrent la différence de coordonnées du centre Ovic, milieu des deux marqueurs externes et O_{os_fem} milieu des centres des sphères condyliennes exprimées dans le repère Os fem. Dernièrement, une équation a été proposée afin de définir la localisation du centre articulaire dans les 3 directions à partir du marqueur placé en regard de l'épicondyle latéral. Dans la direction latéro-médiale, le centre est situé à 48,4% du marqueur latéral. Cette localisation a été déterminée à partir d'image IRM dans deux positions de flexion. Le centre articulaire dans chacune des positions de flexion étant estimé comme le centre du cercle 'approximant' la surface de contact fémoro-tibial (Sandau et al. 2015). Notre étude met en évidence que l'intégration du modèle osseux déplace ce centre en dehors de 2,94 mm ce qui place le centre articulaire à 47,3% du diamètre du genou calculé entre les marqueurs externes. Le diamètre du genou basé sur les épicondyles osseux est de 74,68 mm +/- 6,3 mm ce qui est cohérent avec des résultats obtenus par IRM : 77,3mm +/- 5,8mm. Ce diamètre représentant dans notre étude 58,2 % du diamètre calculé à partir des marqueurs externes.

Nos résultats montrent que cette latéralisation est liée à l'inégalité (différence en moyenne de 6 mm) entre les épaisseurs médiale et latérale des tissus sous cutanés, en faveur de la première. La différence des normes de ces deux vecteurs étant significativement corrélée à la variation du MEA ($R=0,86$), ce qui traduit que le milieu des centres des marqueurs condyles est plus proche du centre articulaire du fémur lorsque la différence entre la norme de ces deux vecteurs diminue.

De même, la variation de MEA est corrélée à la norme du vecteur joignant le barycentre de la région épicondyle médial et le marqueur externe placé en regard de l'épicondyle médial (ECL.CM), ce vecteur étant projeté sur l'axe latéro-médial du repère *os-fem* montrant que plus cette norme est importante, plus l'impact du recalage sur le calcul du MEA est grand, c'est-à-dire plus ce MEA tend vers des valeurs négatives et majorées avec le recalage ($R=-0,79$). La norme du vecteur ECL.CM pouvant apparaître comme un indice morphologique des sujets, il a été logique de tester la relation entre la variation de MEA et l'IMC des sujets d'une part et d'observer si le sexe avait une influence sur l'effet du recalage. Il n'a pas été retrouvé de relation avec l'IMC. Par contre, le critère du sexe différencie les résultats des variations des moments, mais de manière non significative du fait du nombre insuffisant de sujets (10 dans chaque groupe).

Par ailleurs, l'écart type des normes des vecteurs ECL.CM (7 mm) est le double de celui du vecteur ECE.CL (3mm) (vecteur joignant le barycentre de la région épicondyle latéral et le marqueur externe placé sur en regard de l'épicondyle latéral), montrant que la variabilité porte davantage sur le premier vecteur. L'erreur de placement est de 13mm pour les deux marqueurs externes et n'est pas corrélée à la variation de MEA. Ce résultat est attendu puisque l'erreur de placement est calculé à partir de la norme des vecteurs ECL.CM et ECE.CL dans le plan sagittal du repère fémur ($O_{os-fem}, x_{os-fem}, y_{os-fem}$).

4.4. EFFET DU RECALAGE SUR LE MOMENT EXTERNE DE FLEXION (MEF):

Le recalage du modèle osseux du fémur par les marqueurs externes dans l'environnement Vicon® a majoré la valeur du MEF, dû à un recul de 7,4 mm (+/- 4,7mm) du centre du repère fémur utilisé comme point de calcul du moment dans la condition « avec recalage » par rapport à la localisation postéro-antérieure du centre des marqueurs externes (centre articulaire de la condition « sans » recalage). L'erreur de placement du marqueur interne (calculé à partir de la localisation du marqueur interne par rapport au barycentre de la zone épicondylienne interne défini sur le modèle squelettique) selon l'axe postéro-antérieur semble avoir une influence sur cette variation ($R=0.8$; $p < 0,0001$).

Même si la définition de la position postéro-antérieure de l'origine du repère fémur comme point de calcul du moment peut être critiqué, ce centre des sphères condyliennes, origine du repère *os-fem* dans notre étude, obtenues à partir de la reconstruction du modèle 3D présente une très bonne fiabilité inférieure à 1 mm (Schlatterer et al. 2009) ce qui en fait un point d'intérêt.

4.5. AUTRES FACTEURS DE VARIATION DANS LE CALCUL DES MOMENTS ARTICULAIRES

Les méthodes d'obtention des paramètres dynamiques par AQM ont une influence sur les résultats. L'amplitude de ces influences étant un facteur à prendre en compte, surtout lorsque ces amplitudes atteignent des valeurs du même ordre que la mesure d'un effet thérapeutique par exemple. A ce jour, il n'existe pas de standardisation de la définition du point auquel est calculé le moment externe d'adduction. Quant à l'influence du repère d'expression du moment (et donc des axes sur lesquels sont projetés le moment vectoriel), selon l'étude de Newell, il apparaît que le choix du repère influence la différence entre un groupe arthrosique et un groupe contrôle dans une proportion de 5 à 14 % pour la valeur du premier pic (Newell et al. 2008). Il existe également un effet de la définition du repère sur la forme de la courbe du MEA au cours de la marche. Cette étude montre qu'il est risqué d'interpréter la nature du MEA dans l'arthrose en considérant des études dont le modèle n'est pas standardisé, et malgré la quantification, la différence de méthode peut entraîner de la subjectivité dans les paramètres quantifiés. C'est essentiellement l'orientation de l'axe transversal qui discrimine ces différents repères testés. Dans notre étude, le repère d'expression est celui du fémur recalé pour les deux situations 'sans' et 'avec' recalage. Ce repère présente une fiabilité satisfaisante (Schlatterer et al. 2009).

5. CONCLUSION ET PERSPECTIVES :

Lorsque l'on cherche à évaluer le mouvement, les méthodes utilisées lors des acquisitions et du post traitement des données influent sur les résultats. Cette évidence s'applique à la quantification du MEA. Plus particulièrement, lors des acquisitions, le placement et/ou le repérage des points anatomiques est déterminant car il influence la définition du centre articulaire.

La méthode de référence en analyse du mouvement se base sur le repérage de reliefs osseux les épicondyles en regard desquels des marqueurs externes sont placés à la surface de la peau pour définir le point de calcul du moment articulaire. La méthode alternative proposée dans cette thèse consiste à recalcr un modèle 3D squelettique personnalisé issu de l'imagerie dans l'environnement de l'analyse du mouvement par l'intermédiaire de marqueurs externes dont la position est connue dans ces deux modalités.

La précision de la méthode a été estimée et montre que, lorsqu'il est possible de disposer d'un modèle osseux 3D personnalisé, obtenu grâce à un système basse dose et en charge comme avec l'usage de la stéréoradiographie biplanare, l'intégration de ce modèle aux mesures des paramètres peut constituer une source de précision. En effet, cette méthode présente un triple avantage celui de s'affranchir du mauvais positionnement des marqueurs anatomiques externes, celui de définir un centre articulaire personnalisé d'origine squelettique et celui de définir les axes de projection du moment également à partir du modèle osseux. Enfin, la situation de l'effort de réaction du sol par rapport aux surfaces articulaires est directement visible.

Ce recalage permet de visualiser directement la situation de la force de réaction du sol par rapport au squelette du membre inférieur. Un des paramètres qui influence l'écart entre le calcul des moments articulaires « avec » et « sans » modèle squelettique personnalisé est l'épaisseur des tissus sous cutanés en regard des zones épicondyliennes du genou. Dans le contexte de l'analyse du mouvement par système optoélectronique et de la définition du centre articulaire il pourrait être envisagé une méthode de compensation qui tiendrait compte de ces épaisseurs quantifiées par échographie par exemple.

En appui bipodal, le MEA est peu important comparativement aux pics mesurés lors de la marche à l'attaque du talon et lors de la propulsion. Le recalage en situation de marche constitue une perspective logique de ce travail, avec un recalage multi-positionnel, qui pourrait permettre de minimiser l'impact de la mobilité des tissus mous par rapport aux structures osseuses sous-jacentes.

Partie IV : TRAVAIL PERSONNEL : CARACTERISATION D'UNE POPULATION DE SUJETS ARTHROSIQUES

Dans cette partie, sont présentés et analysés les résultats des sujets arthrosiques obtenus par le traitement des données :

- des scores fonctionnels
- des acquisitions EOS en position de référence et en positions de flexion (40° et 90°)
- de l'analyse quantifiée de la marche,

1. CARACTERISTIQUES FONCTIONNELLES DES SUJETS ARTHROSIQUES :

Les sujets ont renseigné les scores du WOMAC et du KOOS (questionnaires reproduits en annexe 1.9, résultats par sujet en Annexe 3.1). Les résultats montrent une répercussion de la pathologie de niveau moyen, mais avec un impact très marqué de la pathologie sur les activités supérieures et la qualité de vie (Tableau IV-1 Figure IV-1 Figure IV-2). La population était particulièrement active avec 7 sujets sur 16 en activité professionnelle. 7 sujets /16 pratiquaient une activité autre que la marche. La plupart des sujets déclarait avoir recours à l'orthèse pour éviter les traitements pharmacologiques mais également afin d'améliorer leur niveau d'activité. Au moment des enregistrements, 2/16 suivaient de façon quotidienne un traitement médical. Ils avaient tous bénéficié d'épisodes d'infiltration et/ou visco-supplémentation. La plainte majeure exprimée concernait les limitations des activités fonctionnelles consécutives à la douleur, et rarement directement la douleur. En moyenne, les débuts des symptômes dataient de 5,5 années (écart type : 3,5). L'examen clinique a révélé un déficit d'extension complète pour 9 sujets sur 16 et une limitation de l'amplitude maximum de flexion pour également 9 sujets sur 16 (6 sujets présentaient les deux limitations, en extension et en flexion).

Caractéristiques de la population	Moyenne	Ecart type
Age (en année)	59,1	7,7
Poids (en kg)	79	12,9
Taille (en m)	1,67	0,07
IMC	28,1	3,8
score KL	3	
WOMAC *Douleur	42%	9%
WOMAC *fonction	39%	8%
WOMAC *Raideur	45%	13%
KOOS **symptômes	62	10
KOOS **douleur	53	9
KOOS **fonction	57	15
KOOS **activités	20	10
KOOS **Qualité de vie	27	16

Tableau IV-1 Caractéristiques anthropométriques et fonctionnelles des 16 sujets symptomatiques. Pour le WOMAC : 100% indique une sévérité maximum ; pour le KOOS : un score de 100 indique une absence de problème.

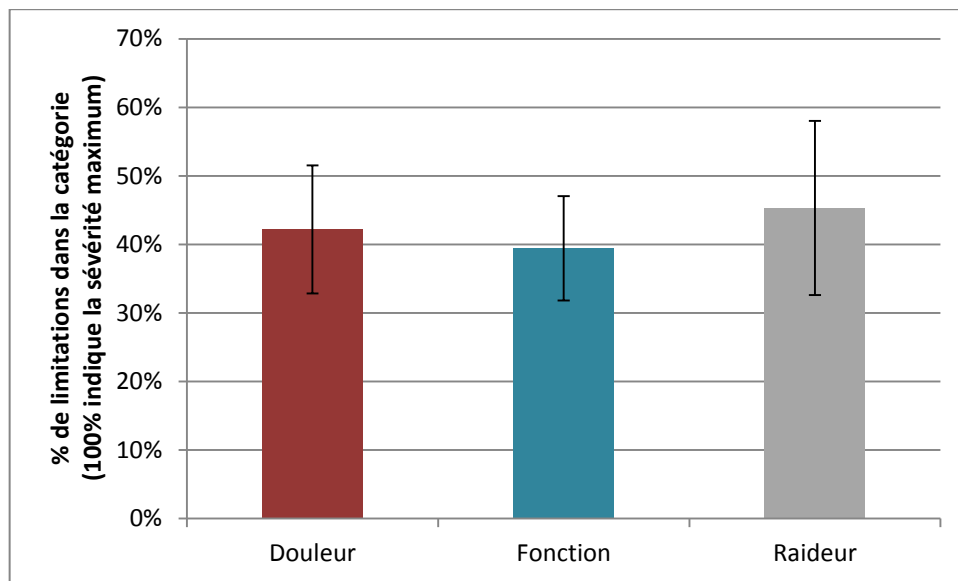


Figure IV-1: Score WOMAC en moyenne pour les 16 sujets (un score haut indique une altération dans la catégorie)

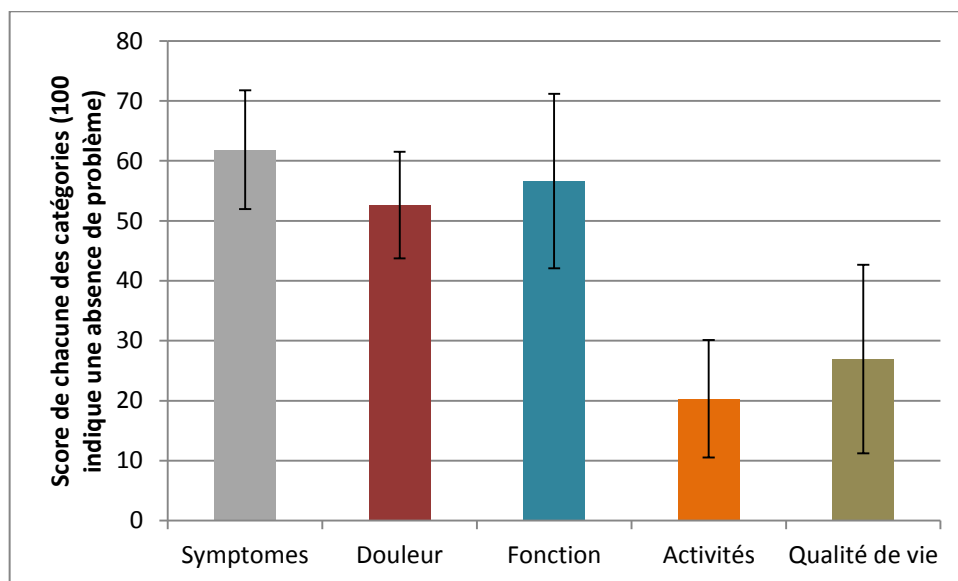


Figure IV-2 score KOOS en moyenne pour les 16 sujets (un score bas indique une altération dans la catégorie)

2. PARAMETRES MORPHOLOGIQUES ET POSITIONNELS EN POSITION DE REFERENCE EXTRAITS DES RECONSTRUCTIONS EOS® :

Les résultats, rapportés dans cette partie, concernent deux catégories de paramètres :

-En section 2.1, les paramètres morphologiques et positionnels extraits du logiciel idfx (traitement standardisé).

-En section 2.2, les paramètres angulaires positionnels spécifiques développés dans cette étude. Dans cette section, seront également rapportés la reproductibilité de ces paramètres spécifiques.

Les résultats par sujet sont reportés en annexe 3.2.

Tous ces paramètres sont obtenus à partir des modèles 3D personnalisés surfaciques des membres inférieurs et ont été calculés pour les 16 membres inférieurs symptomatiques gonarthrosiques. Les résultats ont été comparés aux paramètres d'une population de membres sains appariés en âge (16 membres). De plus, les résultats de ces deux populations arthrosiques et sujets contrôles appariés (SCA) en âge ont été situés par rapport à des valeurs (moyenne, un et deux écarts types) de 69 sujets contrôles jeunes (SCJ) provenant d'une collecte de données de l'Institut (138 membres).

2.1. PARAMETRES CLINIQUES USUELS (ISSUES DE LA FICHE CLINIQUE, LOGICIEL IDEFX)

La Figure IV-3 représente les paramètres cliniques traités dans cette section.

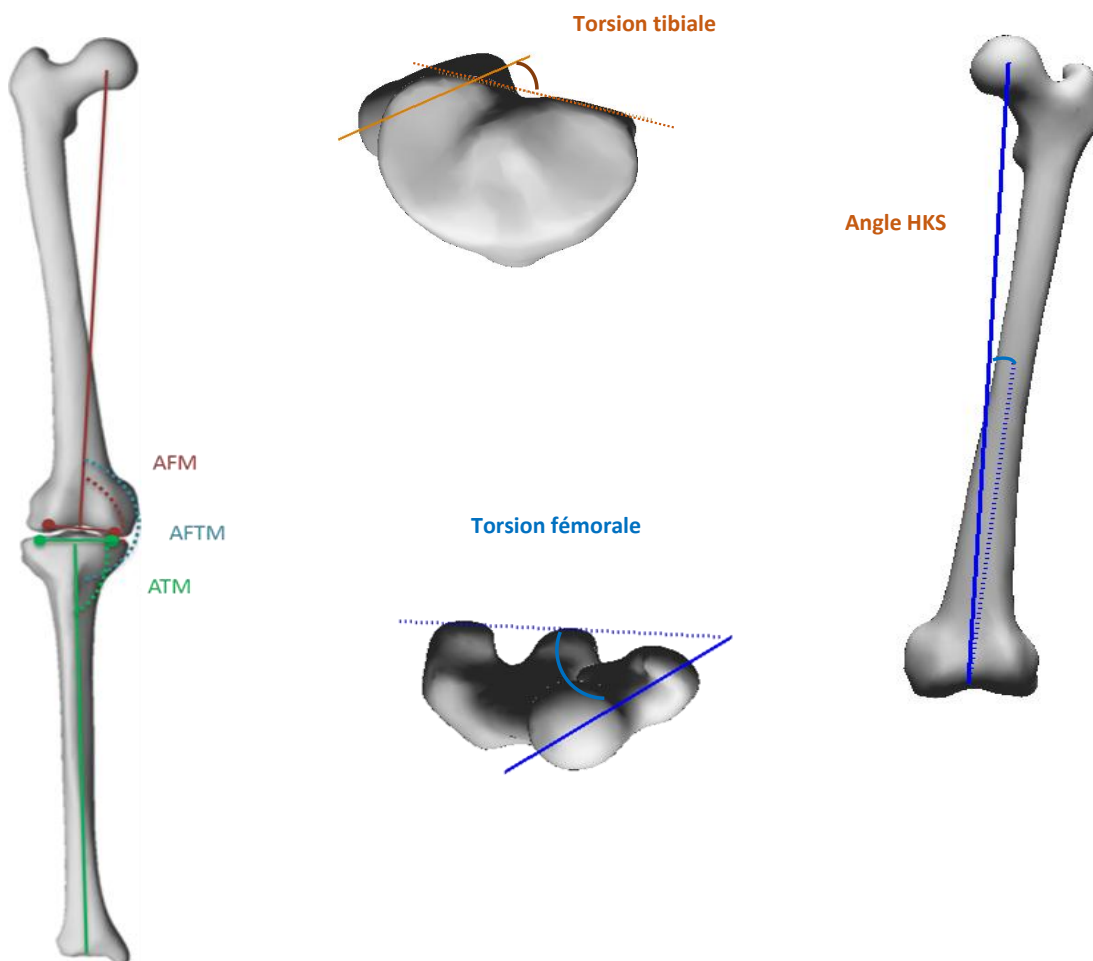


Figure IV-3 Illustration des angles rapportés dans le Tableau 1.2

Le tableau (Tableau IV-2) présente pour les trois échantillons les résultats des paramètres d'intérêt des indicateurs cliniques usuels liés au traitement sous l'interface *IdefX* (traitement des images stéréoradiographiques).

Angle en ° (annexe 1.6)	Sujets arthrosiques OA		Sujets contrôles Appariés SCA		Différence SCA/OA	p value Test de Mann-Whitney	Sujets contrôles jeunes SCJ		Différence SCJ/OA en °	IC 95% de reproductibilité ((Chaibi et al. 2012))
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type			Moyenne	Ecart type		
AFTM	168,9	4,0	175,2	2,4	6,3	0,0002	174,8	2,3	5,9	0.7°
ATM	85,3	2,7	87,0	1,6	1,7	0,147	87,3	1,6	2,0	2.6°
AFM	90,9	1,7	91,9	1,1	1,0	0,076	92,8	1,5	1,9	1.3°
HKS	6,9	1,1	6,4	1,0	-0,5		5,3	1,1	-1,6	0.8°
TT	27,3	5,3	31,0	5,7	3,8	0,1365	36,5	5,1	9,2	5.3°
TF	8,7	7,6	8,3	7,1	-0,3	0,925	13,3	7,7	4,7	3.9°
RFT	5,1	3,7	5,9	3,2	0,8	0,546	6,5	3,7	1,4	4.3°

Tableau IV-2 Angles cliniques usuels pour les 3 échantillons

Pour 3 angles d'intérêts, l'angle fémoro-tibiale mécanique (AFTM), l'angle tibial mécanique (ATM) et l'angle fémoral mécanique (AFM) (Annexe 1.6), les valeurs des sujets OA ont été situées en fonction des moyennes et écart types des sujets jeunes (SCJ). Les histogrammes de la Figure IV-4 montrent la distribution en fonction des catégories suivantes: les valeurs normales sont considérées entre '-1 écart type' et '+1 écart type' autour de la moyenne pour le paramètre d'intérêt ; les valeurs subnormales basses entre '-1 écart type' et '-2 écart type' ; les valeurs anormales basses au-delà de '-2 écart type' ; les valeurs subnormales hautes entre '+1 écart type' et '+2 écart type' ; les valeurs anormales hautes au-delà de '+2 écart type'(Tableau IV-3).

SCJ	AFTM	ATM	AFM
Moyenne	174,81	87,30	92,79
Ecart type	2,30	1,56	1,45
MOY + SD	177,10	88,86	94,24
MOY - SD	172,51	85,74	91,34
MOY + 2*SD	179,40	90,42	95,70
MOY - 2*SD	170,22	84,18	89,89

Tableau IV-3 Moyenne et écart type des sujets contrôles jeunes (SCJ) sur lesquels s'appuient les catégories, pour 3 angles d'intérêts : angle fémoro-tibial mécanique (AFTM), angle tibial mécanique (ATM) et angle fémoral mécanique (AFM).

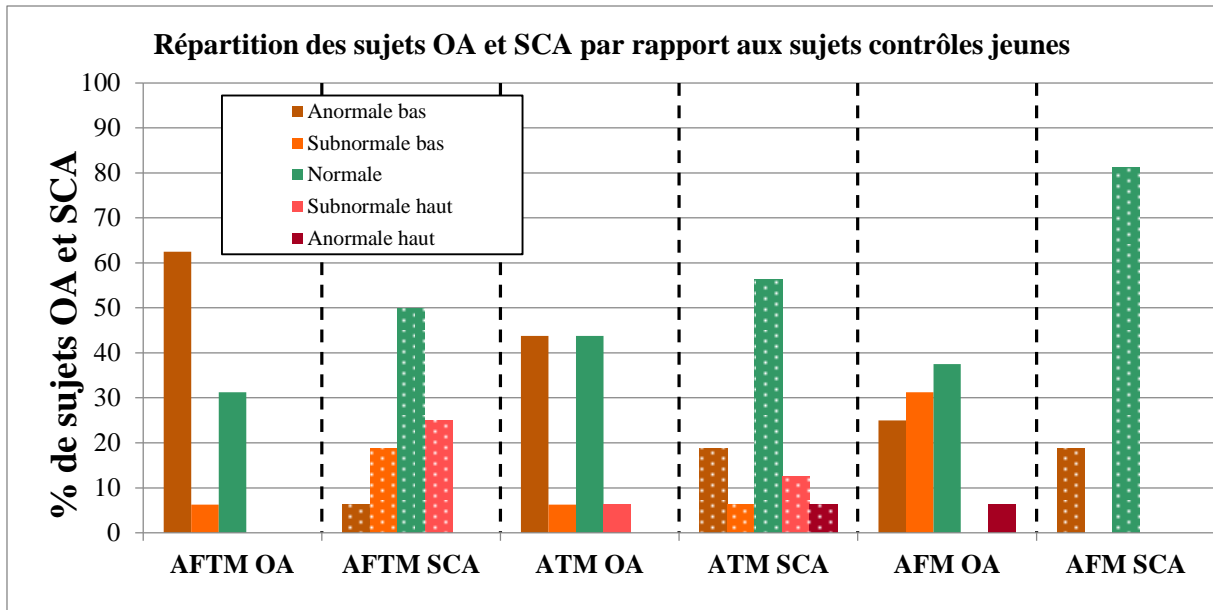


Figure IV-4 Répartition des valeurs des angles AFTM, ATM et AFM pour les membres arthrosiques (OA) et les membres contrôles des sujets appariés en âge à la population OA (SCA) en fonction de la distribution (moyenne et écart type) des sujets contrôles jeunes (SCJ).

Enfin, les Figure IV-5 et Figure IV-6 comparent la distribution des valeurs des sujets OA par rapport aux sujets contrôles âgés (SCA).

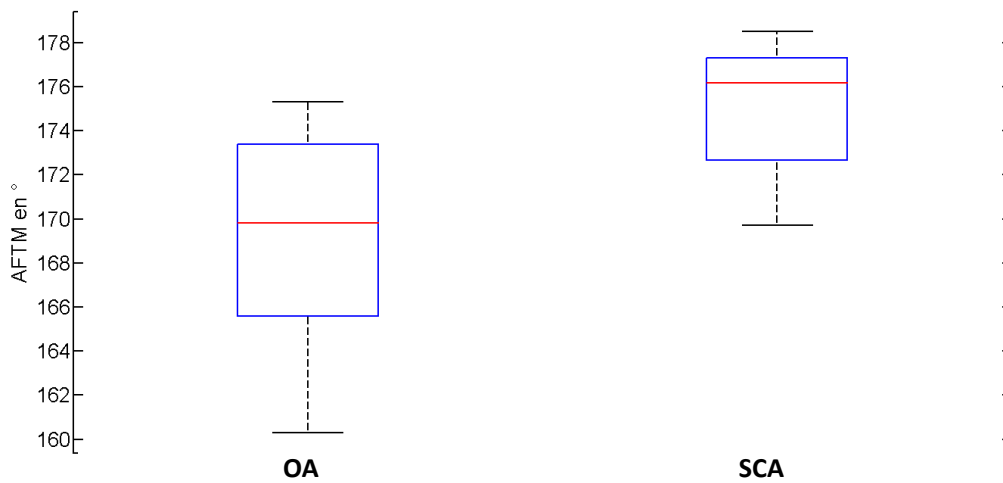


Figure IV-5 Angle fémoro-tibial mécanique (AFTM) pour les 16 membres arthrosiques (OA) et 16 membres contrôles appariés en âge (SCA)

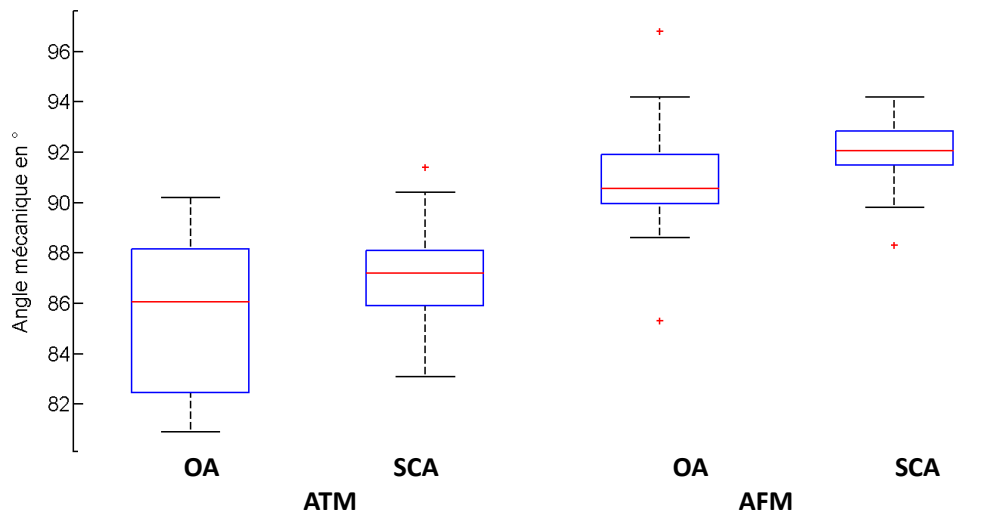


Figure IV-6 Angles morphologiques: angle tibial mécanique (ATM) et angle fémoral mécanique (AFM) pour les 16 membres arthrosiques (OA) et 16 membres contrôles appariés en âge (SCA)

La gonarthrose fémoro-tibiale médiale se caractérise, en comparaison à la population jeune, par une diminution de l'AFTM, ainsi qu'une déformation du tibia (ATM) et du fémur (AFM) puisque les angles morphologiques diminuent (Figure IV-4). Pour ces deux angles morphologiques, l'interprétation d'un schéma de déformation caractéristique de la pathologie doit tenir compte de la répétabilité de ces angles en fonction de la reconstruction (IC 95% de 2,6 ° pour l'ATM et 1,3° pour l'AFM (Chaibi et al. 2012)). Ainsi, en comparaison des sujets contrôles jeunes et des sujets contrôles appariés en âge, l'ATM des membres OA diminue respectivement de 2° et 1,7°. Ces valeurs étant situées entre un et deux écarts types de répétabilité de cet angle en fonction de l'étape de reconstruction du modèle 3D osseux. De même, l'AFM des sujets OA diminue par rapport aux deux populations contrôles d'une valeur moins importante que l'ATM. Par contre, ces différences pour l'AFM entre les populations OA et contrôles sont situées au-dessus de l'IC à 95% de répétabilité.

La répartition des sujets contrôles appariés en âge par rapport à la population de sujets contrôles jeunes démontrent une forte stabilité de l'AFM (Figure IV-4). Les valeurs des angles AFTM et ATM pour cette population s'inscrivent dans une distribution normale de la cohorte de sujets sains jeunes.

De façon à caractériser la déviation en varus, un sous-groupe de 11 sujets avec une déviation en varus caractérisée par un AFTM inférieur à 172,5° a été isolé. Cette valeur de 172,5° correspondant à la valeur moyenne des SCJ -1 écart type, soit : $174,8^\circ - 2,3^\circ = 172,5^\circ$. La Figure IV-7 montre la répartition des 11 membres par rapport aux SCJ. La densité des valeurs des angles ATM et AFM des 11 membres OA démontre qu'avec la déviation en varus, le tibia se déforme avec une plus grande amplitude que le fémur (64% des valeurs en catégorie 'anormale basse' pour l'ATM). Le fémur se déforme également mais avec 45 % de valeurs en catégorie subnormale basse.

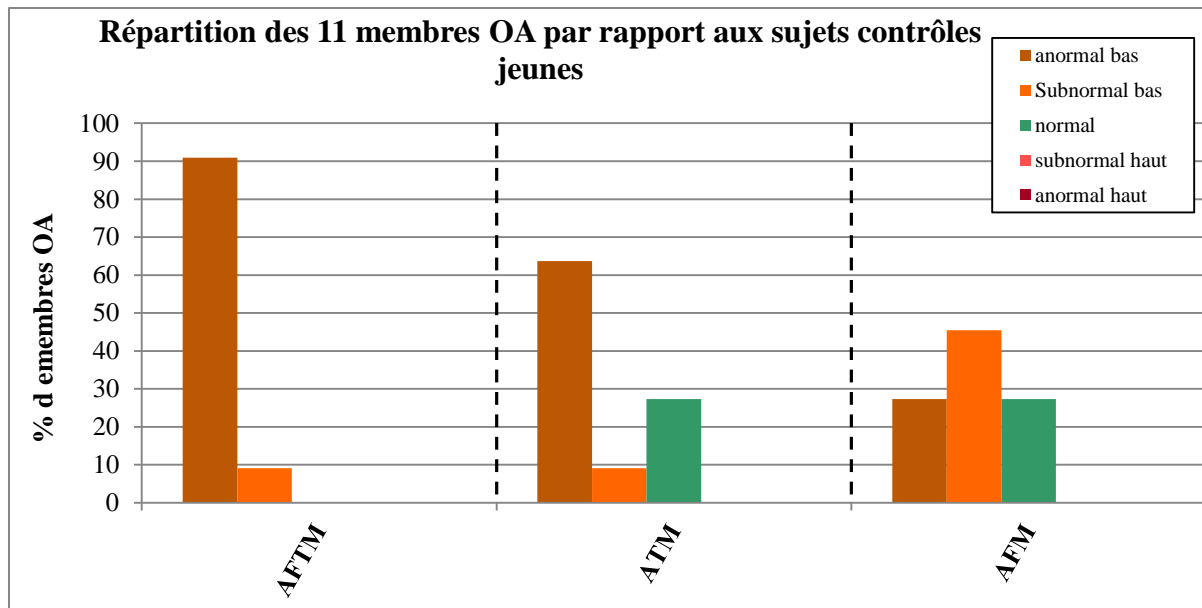


Figure IV-7 Répartition des valeurs des angles AFTM, ATM et AFM pour les 11 membres arthrosiques (OA) (AFTM inférieur à 172,5°) en fonction de la distribution (moyenne et écart type) des sujets contrôles jeunes (SCJ).

Par ailleurs, les corrélations entre l’AFTM et l’ATM d’une part, et l’AFTM et l’AFM d’autre part ont été testées pour les deux populations OA et SCA. Il apparaît que seul l’AFTM est corrélé de façon positive et significative à l’ATM dans la population OA (coefficient de corrélation de Pearson : 0,84 ; $P \leq 0,0001$).

Enfin, les résultats de l’angle entre l’axe mécanique du fémur et son axe diaphysaire (hip-knee-shaft Figure IV-3) HKS sont présentés en Figure IV-8 montrant l’ouverture de cet angle que ce soit avec l’âge ou avec la pathologie.

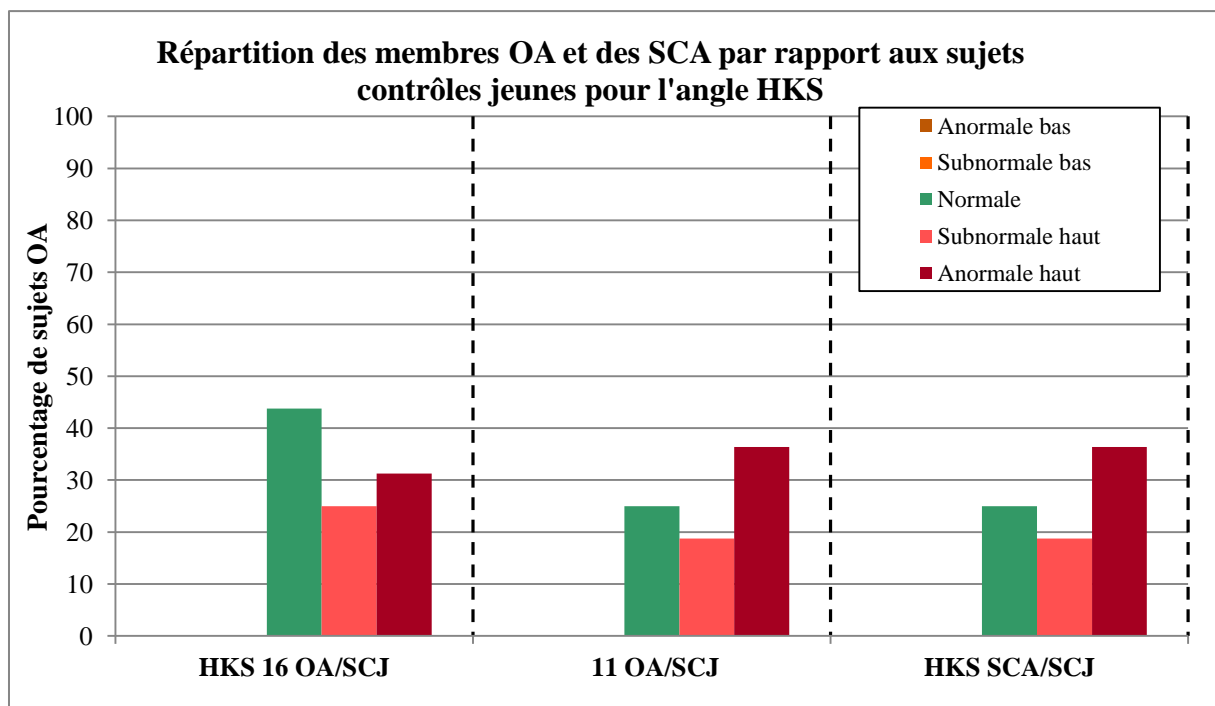


Figure IV-8 Répartition de l'angle HKS (pour la population OA et SCA (référence SCJ))

2.2. PARAMETRES POSITIONNELS SPECIFIQUES CALCULES A PARTIR DES RECONSTRUCTIONS EOS:

La Figure IV-9 représente les paramètres concernés dans cette section.

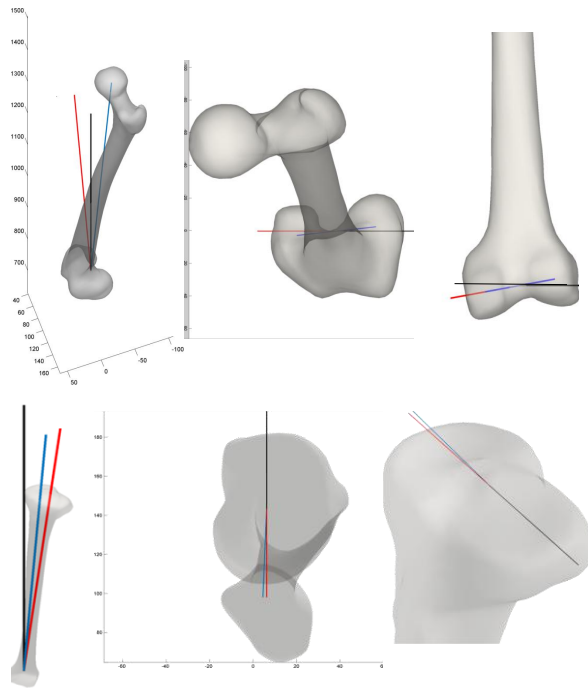


Figure IV-9 Illustration des angles positionnels spécifiques de fémur (haut : angle de l'axe mécanique à gauche et angle bicondylien , au milieu et à droite) et du tibia (bas angle de l'axe mécanique à gauche et angle biplateau , au milieu et à droite)

2.2.1. REPETABILITE DES ANGLES CALCULES :

Le tableau ci-dessous présente les écarts types pour chacun des angles et par sujet obtenus à partir de 6 reconstructions. 2 opérateurs ont répété 3 fois l'étape de reconstruction des membres inférieurs sous Idfex (logiciel de traitement des images biplanaires EOS®). Les angles positionnels spécifiques ont été calculés pour chacune des reconstructions. L'écart type est rapporté par sujet. La moyenne de ces écarts types par angle informe sur la répétabilité de cet angle.

	Orientation de l'axe mécanique du fémur	Orientation de l'axe bicondylien du fémur	Orientation de l'axe mécanique du tibia	Orientation de l'axe biplateau du tibia
sujet 1	0,08	0,44	0,07	0,18
sujet 2	0,15	0,93	0,15	0,30
sujet 3	0,05	0,60	0,10	0,13
sujet 4	0,05	0,51	0,06	0,51
sujet 5	0,09	0,73	0,12	0,33
sujet 6	0,06	0,57	0,26	0,86
moyenne des écarts types	0,08	0,63	0,13	0,38

Tableau IV-4 Ecart type des angles positionnels spécifiques sur 6 reconstructions pour 6 sujets sains

2.2.2. RESULTATS DES PARAMETRES POSITIONNELS SPECIFIQUES CALCULES SUR LES DIFFERENTES POPULATIONS :

Ces paramètres spécifiques qui informent sur l'orientation des axes mécaniques du fémur et du tibia ainsi que l'orientation de leurs surfaces articulaires dans le plan frontal ont été calculés grâce à un post traitement sous matlab à partir des modèles personnalisés issus des reconstructions EOS (partie 2 : 4.2.1). Les résultats sont présentés dans le Tableau IV-5. La distribution par rapport à l'échantillon de référence (138 membres SCJ) des valeurs des 4 angles spécifiques pour les deux échantillons OA et SCJ est rapportée sur la Figure IV-10.

Angle en °	OA		S C.Appariés		Différence OA/SCA	p value de la différence OA/SCA	S C jeunes		Différence OA/SCJ	Ecart type de reproductibilité (2.2.1)
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type			Moyenne	Ecart type		
Obliquité de l'axe mécanique du fémur en °	4,0	2,3	1,9	1,0	2,1	0,02	1,6	1,0	2,5	0.08
Obliquité de l'axe mécanique du tibia en °	4,7	2,7	2,6	1,4	2,2	0,002	2,9	1,5	1,8	0.13
Obliquité de l'axe bicondylien fémur en °	5,3	2,5	2,3	1,3	3,1	0,062	3,4	3,1	1,9	0.63
Obliquité de l'axe bi-plateau tibia en °	1,8	1,3	1,8	1,1	0,1	0,749	1,4	0,9	0,4	0.38

Tableau IV-5 Paramètres spécifiques pour les différentes populations (OA, SCA et SCJ)

Répartition des angles positionnels spécifiques des membres arthrosique (OA) et membres contrôles (SCA) par rapport aux sujets contrôles jeunes

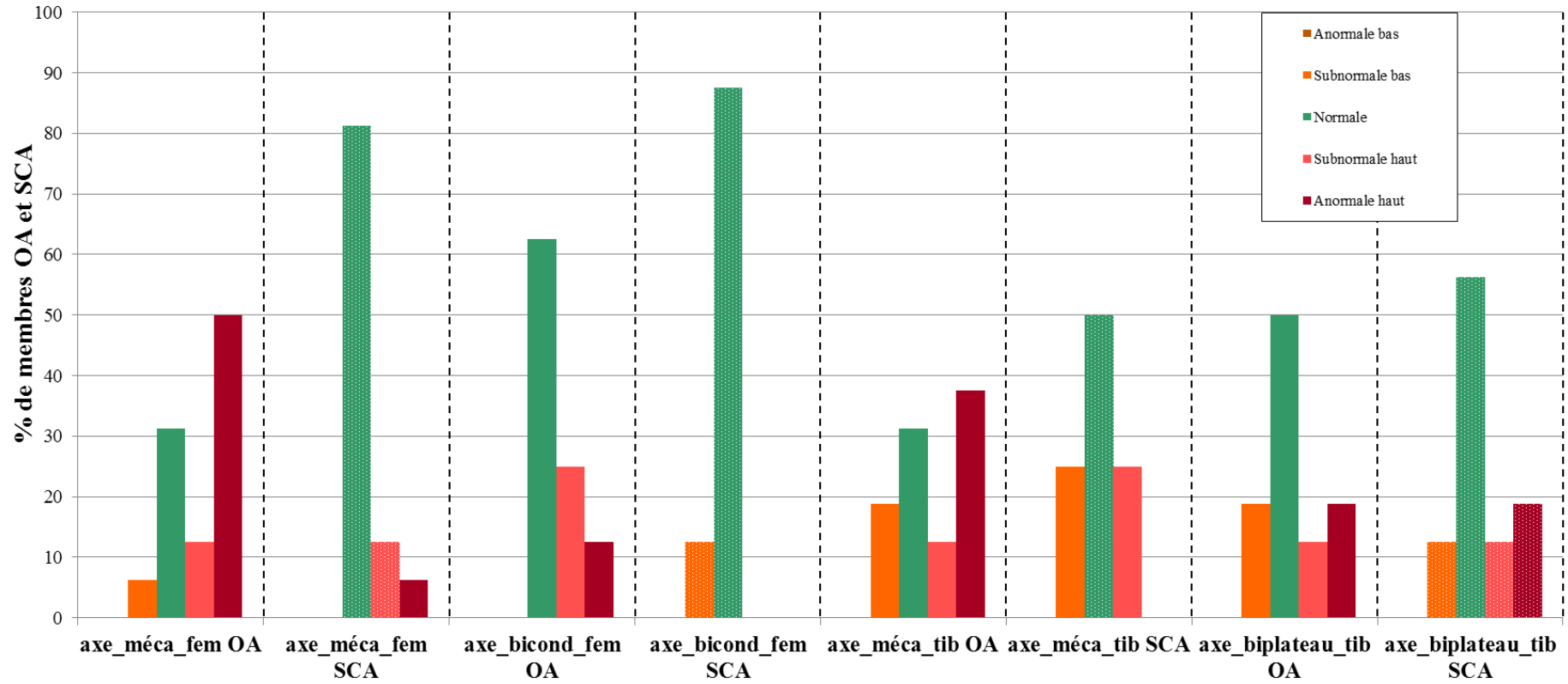


Figure IV-10 Répartition des valeurs des angles positionnels spécifiques pour les membres arthrosiques (OA) et ceux des sujets contrôles appariés en âge (SCA) en fonction de la distribution (moyenne et écart type) des sujets contrôles jeunes

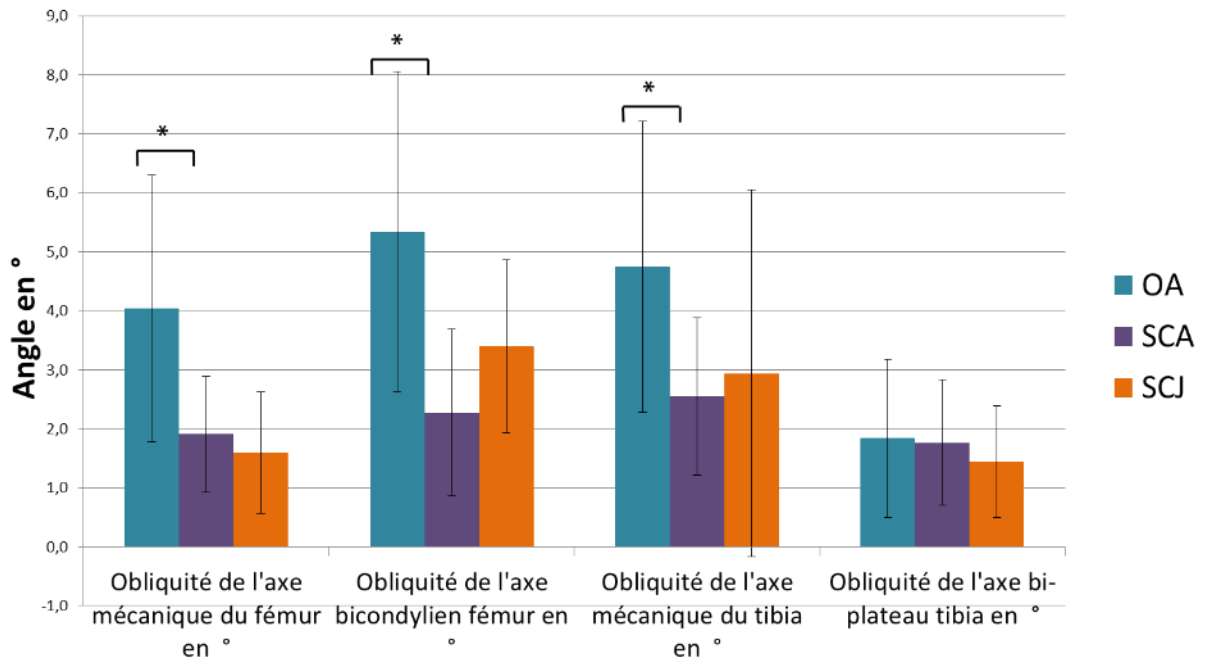


Figure IV-11: Résultats des paramètres positionnels spécifiques pour les 3 échantillons

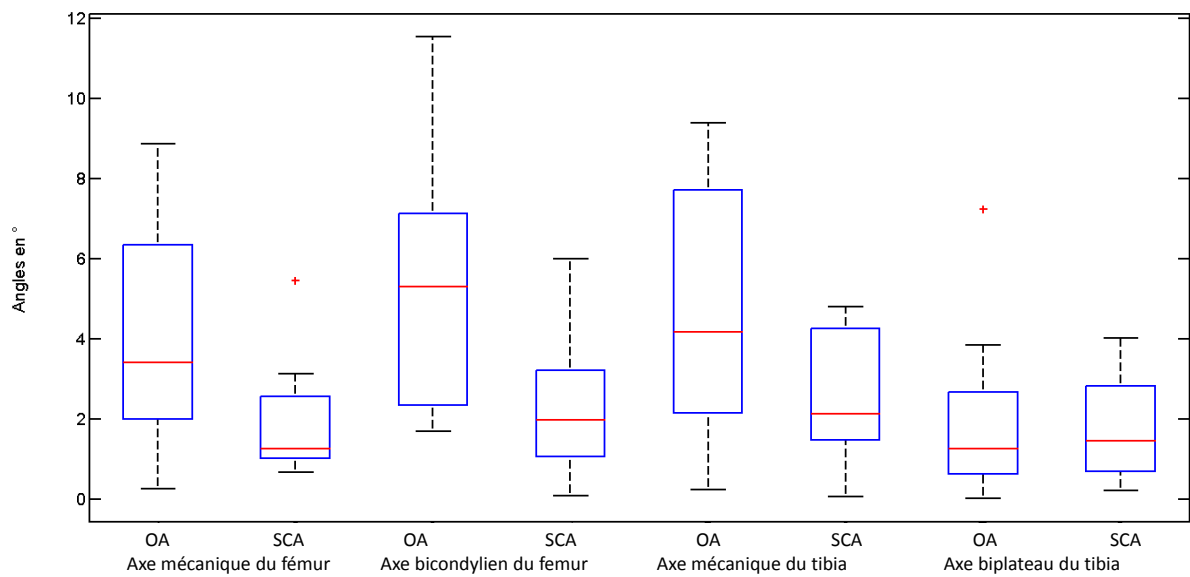


Figure IV-12 Paramètres positionnels spécifiques: Orientation des axes mécanique et bicondylien du fémur et des axes mécanique et biplateau du tibia pour les 16 membres -arthrosiques (OA) et 16 membres contrôles appariés en âge (SCA)

Avec l'âge (Figure IV-10) les angles d'orientation de l'axe mécanique du fémur par rapport à la verticale et de l'axe bicondylien du fémur par rapport à l'horizontal, dans le plan frontal, sont très stables, parfaitement dans la normalité des sujets jeunes. Les angles de l'axe mécanique du tibia par rapport à la verticale et de l'axe biplateau du tibia par rapport à l'horizontal, dans le plan frontal, sont davantage dispersés, mais avec 50% et plus des valeurs de ces angles dans la norme.

La répartition des valeurs des angles spécifiques des 16 membres des sujets gonarthrosiques démontre une répartition semblable aux sujets âgés concernant l'angle biplateau du tibia par rapport à la référence SCJ (Figure IV-10). La moyenne de cet angle pour la population des 16 membres OA est de 1,8° et de 1,4° pour les sujets jeunes. L'écart type de reproductibilité de cet angle est de 0,08° à 0,63° pour 6 répétitions (paragraphe 2.2.1 de cette partie).

Sur ces membres arthrosiques, les angles d'orientation des axes mécaniques du fémur (4°) et du tibia (4,7°) sont significativement modifiés par rapport à la répartition des sujets contrôles jeunes (1,6° et 2,9°) (Figure IV-10 et Tableau IV-5) et en comparaison aux valeurs des sujets contrôles âgés (1,9° et 2,6°) (Figure IV-11 Figure IV-12).

Ainsi, par rapport aux valeurs des deux échantillons contrôles, ce sont les deux angles qui caractérisent l'orientation du fémur (orientation de l'axe mécanique et de l'axe bicondylien) des membres OA qui subissent la plus grande variation. Par contre, par rapport à l'échantillon contrôle jeune, les 16 valeurs des sujets OA se répartissent à 60% sur des valeurs de la norme concernant l'axe biplateau du tibia.

De la même façon que pour le paragraphe 2.1, et afin de mieux comprendre le schéma de la modification d'AFTM dans le cas d'accentuation du varus du genou, les mêmes paramètres ont donc été calculés pour les 11 sujets OA présentant moins de 172,5° d'AFTM. Sur ces 11 membres OA d'un angle de varus moyen de 168,9° (ET : 3,97°), les trois premiers angles d'obliquité sont augmentés si on compare les résultats à ceux rapportés pour les 16 sujets OA (Tableau IV-6) (Figure IV-13).

	11 sujets OA		16 sujets OA	
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Obliquité de l'axe mécanique du fémur en °	5,21	1,92	4,0	2,3
Obliquité de l'axe mécanique du tibia en °	6,41	2,28	4,7	2,7
Obliquité de l'axe bicondylien fémur en °	5,61	2,85	5,3	2,5
Obliquité de l'axe bi-plateau tibia en °	1,79	1,46	1,8	1,3

Tableau IV-6: valeurs des angles complémentaires pour 11 sujets (AFTM inférieur à 173.3°), en comparaison des 16 sujets OA

Pour ces 11 sujets, la (Figure IV-13) situe les angles complémentaires par rapport à l'échantillon SCA. (en annexe par rapport à la population SCJ). Cette figure démontre clairement que les 3 premiers angles sont nettement modifiés alors que l'angle biplateau reste stable. Les valeurs de répétabilité étant très correcte (paragraphe 2.2.1 et Tableau IV-4) pour ces angles et les différences étant significatives avec la population contrôle (Tableau IV-5), ces résultats montrent que, dans la déviation du membre inférieur en varus, l'angle biplateau du tibia demeure un indice invariant et témoigne d'une certaine horizontalité du plateau tibial.

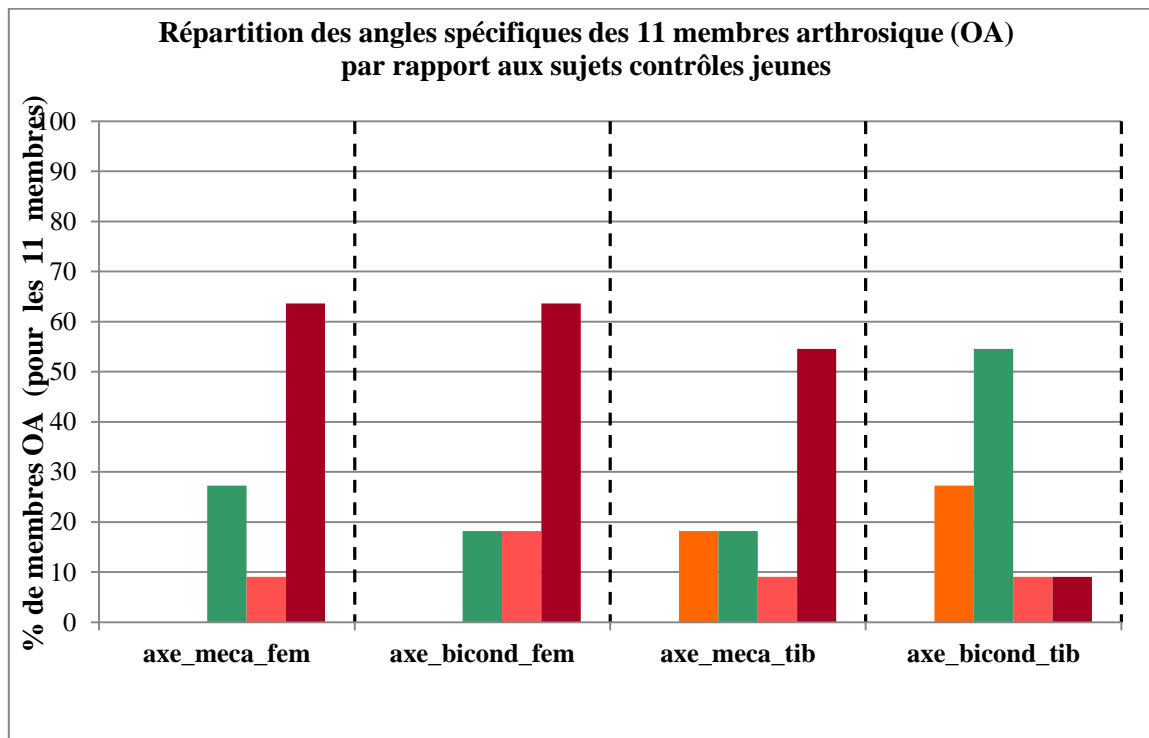


Figure IV-13 Répartition des valeurs des angles spécifiques pour les 11 membres OA (AFTM inférieur à 172.5°) en fonction de la distribution (moyenne et écart type) des sujets contrôles jeunes (SCJ).

La corrélation de chacun de ces angles positionnels avec l'AFTM est rapportée pour la population des 16 sujets OA (Tableau IV-7).

	AFTM	
	<i>R</i>	<i>pvalue</i>
Obliquité de l'axe mécanique du fémur en °	-0,64	<0.005
Obliquité de l'axe mécanique du tibia en °	-0,65	0,006
Obliquité de l'axe bicondylien fémur en °	-0,68	<0.005
Obliquité de l'axe bi-plateau tibia en °	0,06	0,8

Tableau IV-7: Corrélation entre l'angle fémoro-tibiale mécanique et les angles spécifiques (coefficient de Pearson)

De plus, il apparaît que, sur la population OA étudiée dans ce travail, les deux angles d'obliquité du fémur sont corrélés ($R=0,66$ $p=0,005$) alors que ce n'est pas le cas pour les deux angles d'obliquité du tibia ($R=-0,31$ $p=0,25$).

2.3. DISCUSSION

Le but de cette partie était de caractériser sur le plan quantitatif la contribution des déviations et/ou déformations segmentaires (du fémur et du tibia) dans la gonarthrose fémoro-tibiale du compartiment médial, c'est-à-dire plus spécifiquement dans le cadre de la fermeture de l'angle fémoro-tibiale mécanique (cliniquement nommé 'genu varum').

Les mesures ont été réalisées par un traitement des modèles 3D du fémur et du tibia obtenus par reconstruction à partir des vues biplanaires de sujets arthrosiques et de sujets contrôles, alors que les acquisitions des stéréoradiographies étaient réalisées sur les sujets en position recommandée (free standing position (Chaibi et al. 2012)).

Il a été quantifié d'une part des angles dits morphologiques car ces angles sont calculés entre deux axes situés sur un même segment osseux. D'autre part, des angles positionnels 3D de deux types ont été évalués : l'AFTM 3D qui donne la position relative du tibia par rapport au fémur et des angles spécifiques qui renseignent sur les orientations du fémur et du tibia (axes mécaniques et surface articulaire).

2.3.1. LES ANGLES MORPHOLOGIQUES

L'angle tibial mécanique (ATM) subit une diminution plus importante que l'angle fémoral mécanique (AFM) lorsque ces angles sont répartis sur l'échantillon contrôle âgé (SCA). Les deux angles pour la population OA diminuent d'une même valeur (2°) par rapport à la population de référence des sujets contrôles jeunes (SCJ). Toutefois, l'AFM bénéficie d'un meilleur IC à 95% de répétabilité (Chaibi et al. 2012). Ainsi, il est possible d'énoncer que l'AFM diminue par rapport à la population de SCJ. Pour l'ATM, cette déformation, que ce soit par rapport à la population SCA ou SCJ, se situe dans un intervalle compris entre un et deux écarts types de répétabilité, même si cette déformation est d'une plus grande valeur que l'AFM (notamment dans la comparaison à la population SCA). La diminution de ces angles informe sur une déformation structurelle, cette modification morphologique au tibia peut se traduire sous l'effet d'un liseré opaque au niveau de l'os sous chondral, au niveau de l'épiphyse du tibia, du côté médial.

Avec la pathologie arthrosique, l'AFM évolue vers des valeurs basses, comparativement à l'évolution des sujets SCA par rapport au SCJ. Au contraire, l'ATM semble déjà affecté par l'âge.

L'HKS (hip-knee-shaft angle) ou angle anatomique de valgus fémoral est un angle de référence en vue de la coupe du fémur lors de la pose d'arthroplastie du genou (Deakin et al. 2012). Dans notre étude, l'angle HKS est quantifié à partir d'un modèle 3D du fémur, il est peu modifié par rapport à la population de SCA (-0.5°). Cet angle HKS chez les sujets SCA est affecté par l'âge, avec une augmentation par rapport à la population de référence SCJ de 1.1°. Ainsi, par rapport à l'échantillon de référence SCJ, l'angle HKS est augmenté chez les sujets OA. En comparaison à nos résultats pour la population OA, soit 6.9° (ET :1.1°), Deakin a évalué en s'appuyant sur des vues planaires, cet angle à 5.7° (ET : 1.2°) et Desmé, en vue planaire également, a obtenu un angle de 6.3° (D. Desmé, S. Galand-Desmé, J.-L. Besse, J. Henner, B. Moyen 2006).

2.3.2. LES ANGLES POSITIONNELS :

L'angle fémoro-tibial mécanique (AFTM : 168.9° en moyenne ; ET : 4°) est fortement diminué chez la population OA, (60% des valeurs anormales basses) comparativement aux sujets SCJ. Cette déviation de l'AFTM (nommé 'genu varum') constitue un facteur favorisant de la pathologie primaire arthrosique (Miyazaki et al. 2002; Hurwitz et al. 2001; D. Desmé, S. Galand-Desmé, J.-L. Besse, J. Henner, B. Moyen 2006; Deakin et al. 2012). Ces études ont eu recours à des vues planaires pour quantifier dans le plan frontal cet alignement du tibia par rapport au fémur. Dans ce contexte (vue de face d'un sujet debout), il a été montré que la position rotatoire du membre inférieur ainsi que la position dans le plan sagittal du genou, avait une influence sur les résultats de l'angle 2D (AFTM) (Koshino et al. 2002).

L'AFTM rapporté dans la partie résultat est un angle 3D et provient du modèle reconstruit à partir de vues biplanaires obtenues sur un sujet debout dans la cabine EOS® (position standardisée). A ce jour, l'influence de la position du sujet dans la cabine sur l'AFTM calculé en 3D n'a pas été quantifiée. Cette influence a été quantifiée sur des paramètres de la coxo-fémorale uniquement (Ghostine B, Sauret C, Assi A, Bakouny Z, Khalil N, Skalli W 2016). Mais on peut s'attendre à une moindre influence de la variation de la position du sujet qu'en 2D du fait de l'avantage de la prise en compte des deux plans pour la reconstruction du modèle 3D.

Des angles positionnels spécifiques ont été développés et calculés dans ce travail. L'objectif étant de préciser les déviations segmentaires des sujets OA. Les résultats démontrent une modification des obliquités des axes mécaniques du fémur et du tibia par rapport aux SCA et SCJ, avec des différences respectivement de 1,8° et 2,2° pour l'orientation de l'axe tibial mécanique et de respectivement 2,5° et 1,9° pour l'orientation de l'axe fémoral mécanique. Par rapport à la population SCJ, c'est l'orientation de l'axe fémoral mécanique qui subit la plus grande variation. Par rapport à la population des SCA, les variations sont du même ordre (2°) pour les segments. Ce résultat est en contradiction avec ceux de Desmé, qui à partir de radio planaires montre que les modifications, dans le contexte du genu varum, siège essentiellement au tibia (D. Desmé, S. Galand-Desmé, J.-L. Besse, J. Henner, B. Moyen 2006).

L'obliquité des segments est une information utile dans le cadre des traitements chirurgicaux par ostéotomies ou arthroplasties, où la restauration de l'alignement est un pré requis recommandé. Toutefois, les résultats sont contradictoires en ce qui concerne l'influence de la qualité du réalignement sur la reprise des arthroplasties du genou à 15 ans. Alors que Fang démontre cette influence (Fang et al. 2009), elle est réfutée par l'étude de Parratte (Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT 2010).

L'angle biplateau du tibia chez les sujets OA reste stable, c'est-à-dire d'une répartition normale par rapport aux sujets SCA et SCJ, contrairement à l'angle bicondylien du fémur. La Figure IV-13 démontre clairement ce phénomène dans la comparaison des 11 sujets OA par rapport aux SCJ. Toutefois, ces résultats peuvent être considérés comme préliminaires étant donné le nombre de sujets. Par ailleurs, cet angle est d'une fiabilité correcte au vue des résultats de l'étude de répétabilité (2.2.1). Cette étude montre que l'angle biplateau du tibia semble être un angle invariant avec des valeurs et distributions semblables pour les différents échantillons.

2.3.3. POINTS CLES DE L'ETUDE DES ANGLES POSITIONNELS ET MORPHOLOGIQUES :

Grâce à l'analyse des angles positionnels et morphologiques de l'échantillon arthrosique comparés à ceux de l'échantillon contrôle jeune et âgé, il est possible de caractériser le genu varum: le tibia s'incline et se déforme, avec le maintien d'une 'horizontalité' des plateaux tibiaux ; alors que le fémur s'incline d'un angle supérieure à celui du tibia et se déforme dans une moindre mesure que ce dernier. Ces informations extraites de cette partie doivent être considérées avec précaution du fait du nombre limité de sujets inclus (16 sujets).

De plus, les angles positionnels spécifiques que nous avons développés offrent une excellente répétabilité comparée aux angles morphologiques. Ces angles sont de petites valeurs et nécessitent des outils et méthodes précis afin de les quantifier.

3. ANALYSE QUANTIFIEE DE LA MARCHÉ :

Sur les 16 sujets symptomatiques de l'étude, la marche de 15 sujets a été quantifiée par système optoélectronique dans deux situations : 'sans et avec orthèse'. En moyenne, 16,9 (ET : 4,5) essais ont été nécessaires dans la situation 'sans orthèse' pour obtenir 6 essais valides par membre (OA et sain) et 13 (ET : 3,65) pour la situation 'avec orthèse'.

Les paramètres d'intérêt (cf partie 2 protocole) sont donnés pour les deux membres des sujets (OA symptomatique et controlatéral) et pour la situation 'sans orthèse'.

3.1. PARAMETRES DYNAMIQUES :

Pour les membres OA, l'évolution du moment externe d'adduction (MEA) pendant le cycle de la marche exprimé sous la forme de courbe, démontre des profils variables (Figure IV-14). Pour 12 sujets, 2 pics sont repérables. Pour 8 sujets sur ces 12, le premier pic de MEA est supérieur au second pic de MEA. Les courbes de 3 sujets ne montrent qu'un seul pic de MEA. Une répartition similaire est notée pour les côtés asymptomatiques, sans que ces différences soient appariées aux sujets.

Les courbes du moment externe de flexion (MEF) ont un profil semblable pour les deux membres (Figure IV-14), avec un premier pic MEF plus marqué du côté controlatéral.

Les valeurs des pics pour les moments (MEA et MEF) ainsi que les indices moyens (% du cycle de la marche) sont reportées dans le Tableau IV-8 pour les deux membres inférieurs.

Concernant la puissance articulaire au genou le premier pic de puissance discrimine les deux membres ; il correspond au début de la phase d'appui du membre étudié (Tableau IV-8 et Figure IV-15). Pendant l'intervalle de la phase d'appui (situé entre 4%-45% du cycle de la marche), le pourcentage de cet intervalle où la puissance est supérieure à 0,15 W/kg est de 22,8% pour les membres controlatéraux contre 15,1 % pour les membres OA.

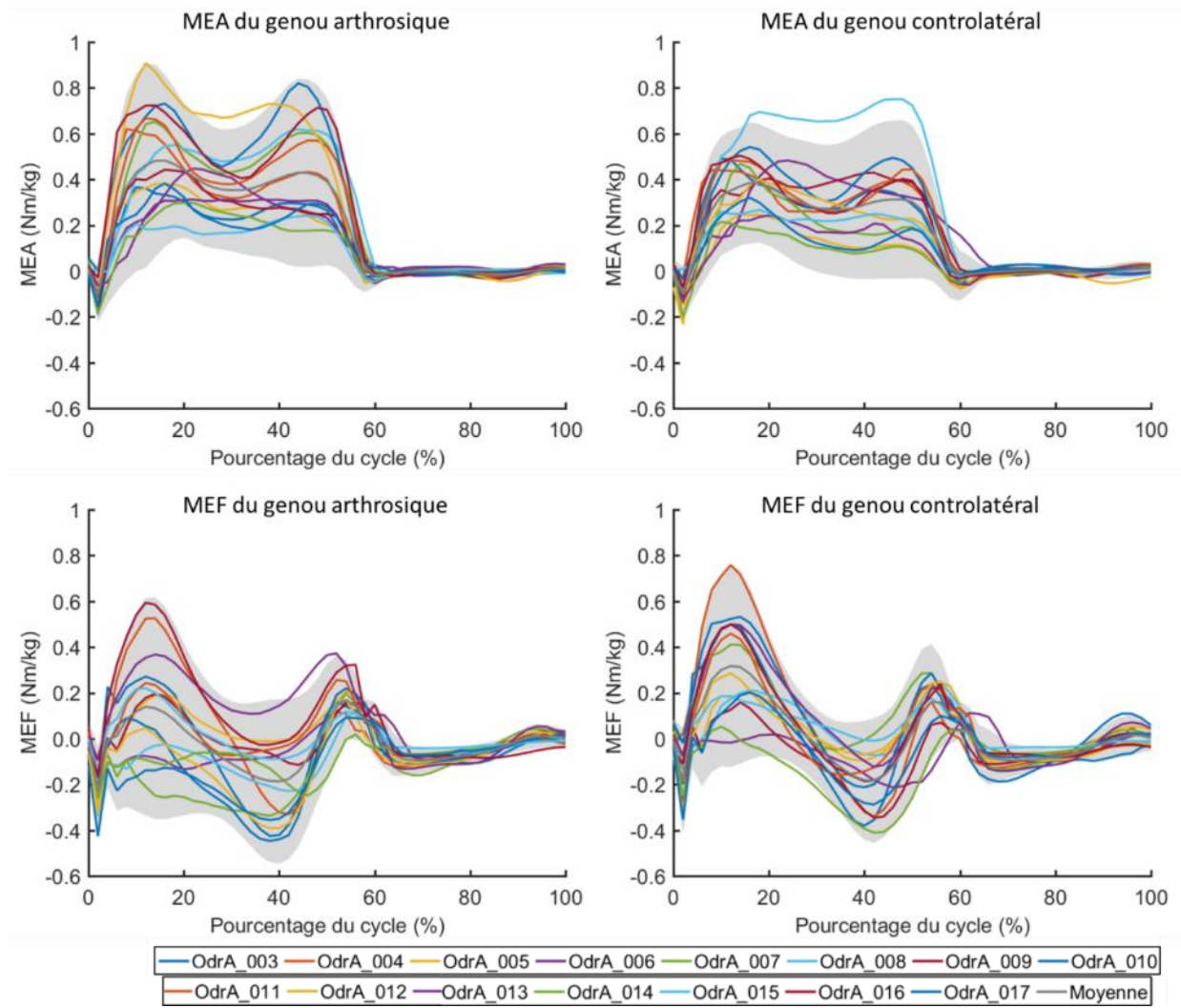


Figure IV-14: Moment externe d'adduction (MEA) et de flexion (MEF) au genou au cours du cycle de la marche

Paramètres	Unités	Coté OA			Coté controlatéral			p value
		Moyenne	SD	Indice en %	Moyenne	SD	Indice en %	
Dynamique								
MEA pic 1	N.m/%BW*HT	3,1	1,0	16,6	2,5	0,6	16,4	0,24
MEA pic 2	N.m/%BW*HT	2,7	1,1	43,1	2,0	0,8	44,0	0,11
MEF pic 1	N.m/%BW*HT	1,1	0,9	10,3	2,0	1,1	12,6	0,04
MEE pic 2	N.m/%BW*HT	-1,3	0,9	38,0	-1,2	0,7	40,5	0,74
MEF pic 3	N.m/%BW*HT	1,1	0,4	54,3	1,2	0,4	55,5	0,48
Puissance pic 1	W/kg	-0,1	0,3	5,7	-0,3	0,4	6,0	0,04
Puissance pic max	W/kg	-0,7	0,4	54,9	-0,8	0,5	55,5	0,37
"Puissance seuil"	%	15,1	14,5		22,8	20,7		0,6
MEA pic 1	N.m/kg	0,52	0,17	16,6	0,42	0,11	16,4	0,28
MEA pic 2	N.m/kg	0,45	0,18	43,1	0,34	0,13	44,0	0,15
MEF pic 1	N.m/kg	0,18	0,15	10,3	0,34	0,18	12,6	0,06
MEE pic 2	N.m/kg	-0,21	0,15	38,0	-0,20	0,11	40,5	0,84
MEF pic 3	N.m/kg	0,19	0,07	54,3	0,20	0,07	55,5	0,45

Tableau IV-8: résultats des paramètres dynamiques pour le genou OA comparé au genou controlatéral

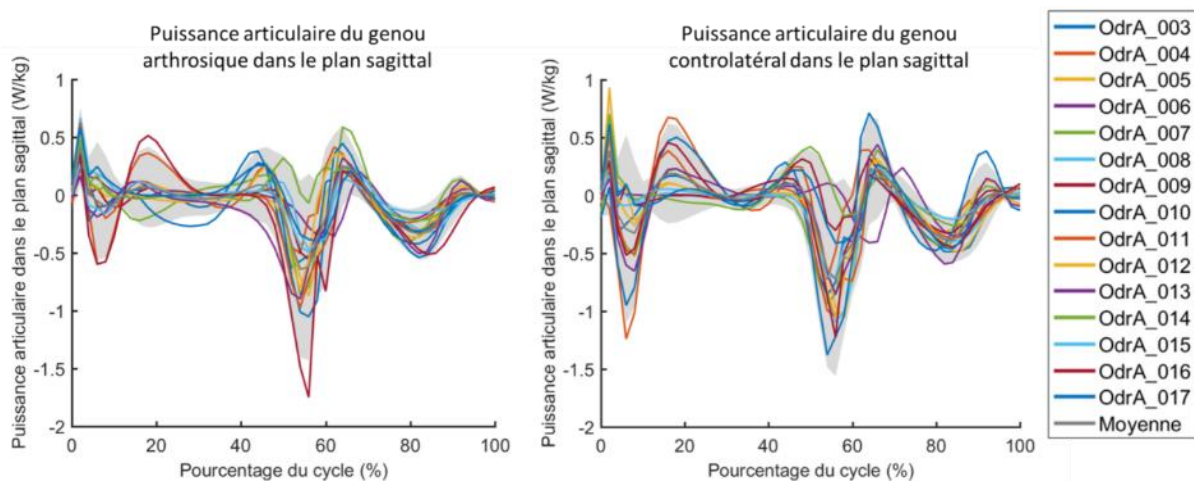


Figure IV-15: Evolution au cours du cycle de la marche de la puissance articulaire au genou (membre arthrosique à gauche, membre controlatéral à droite) dans le plan sagittal

Les paramètres dynamiques ont été corrélés aux angles morphologiques et positionnels obtenues à partir de l'analyse du modèle squelettique 3D surfacique. Le premier pic et le second pic du MEA sont corrélés à l'angle fémoro-tibial mécanique l'AFTM. La corrélation du MEA avec l'ATM est davantage marquée, notamment avec le second pic du MEA. Enfin, les pics de MEA sont en relation avec l'orientation de l'axe mécanique du segment tibia quantifié également en statique sous stéréoradiographie (paragraphe 2.2 de cette partie).

De plus, les corrélations avec l'ATM sont plus marquées lorsque les moments sont normalisés en incluant la masse et la taille.

Paramètres corrélés		R	p
AFTM	MEA pic 1 en N.m/kg	-0.71	0,003
AFTM	MEA pic 1 en N.m/%BW*HT	-0.68	0,006
ATM	MEA pic 1 en N.m/kg	-0.72	0,003
ATM	MEA pic 1 en N.m/%BW*HT	-0.72	0,002
AFTM	MEA pic 2 en N.m/kg	-0.70	0,003
AFTM	MEA pic 2 en N.m/%BW*HT	-0.67	0,006
ATM	MEA pic 2 en N.m/kg	-0.80	<0.001
ATM	MEA pic 2 en N.m/%BW*HT	-0.80	<0.001
Orientation de l'axe mécanique tibia	MEA pic 1 en N.m/%BW*HT	0,63	0,01
Orientation de l'axe mécanique tibia	MEA pic 2 en N.m/%BW*HT	0,57	0,03

Tableau IV-9: Corrélation entre le MEA et les angles morphologiques et positionnels (*coefficient de Pearson*)

Enfin, les relations entre les pics 1 et 2 de MEA et les résultats des sous-sections des scores fonctionnels ont été testées, sans démontrer de relations significatives entre les moments d'adduction et les scores des activités et de la douleur issues des questionnaires KOOS et WOMAC.

3.2. PARAMETRES CINEMATIQUES :

En moyenne, l'angle de flexion du genou pendant la phase d'appui présente un pic supérieur pour les membres controlatéraux (10,8° ; ET : 4,6°) en comparaison des membres arthrosiques (8,5 ; ET : 3,3°) (Tableau IV-10). L'indice (% du cycle de la marche) du pic de flexion en phase d'appui est plus tardif pour les côtés OA (16,7 % du cycle contre 14,3 % pour les côtés controlatéraux).

Les corrélations de Pearson non significatives entre l'angle d'ouverture du pas à 30% avec les pics de MEA sont de $R = -0,28$ ($p=0,32$) et de $R = -0,32$ ($p=0,24$) respectivement pour le premier et le second pic.

L'angle de flexion en appui est corrélé à la « puissance seuil » (paramètre 3 de la puissance ; cf partie 2 : 4.3.1) ($R=0,52$, $p=0,049$) sans que cela soit vérifié pour le MEF pic 1 ($R=0,46$ $p=0,08$)

<i>Paramètres</i>	<i>Unités</i>	<i>Coté OA</i>			<i>Coté controlatéral</i>			<i>P value</i>
		Moyenne	SD	Indice	Moyenne	SD	Indice	
<i>Cinématique</i>								
Pic de l'angle du genou en appui	°	8,5	3,27	16,70	10,8	4,57	14,30	0,28
Angle de flexion du genou à l'attaque du talon au sol	°	-1,3	4,07	0	-0,5	4,85	0	0,55
Différence d'amplitude entre attaque talon et pic de flexion en appui (joint excursion)	°	9,7	2,13		11,3	2,71		0,16
Flexion du genou en phase oscillante	°	53,8	3,27	70,70	55,3	3,59	71,30	0,34
Angle d'ouverture du pied au sol en plein appui ou angle de progression	°	23,24	3,18	30,00	24,99	6,79	30,00	0,9

Tableau IV-10 Résultats des paramètres cinématiques pour le genou OA comparé au genou controlatéral

3.3. PARAMETRES SPATIAUX TEMPORELS :

<i>Paramètres</i>	<i>Unités</i>	<i>Coté OA</i>		<i>Coté controlatéral</i>	
		Moyenne	SD	Moyenne	SD
<i>Spatio-temporels</i>					
Vitesse de marche	m/sec	1,05	0,14		
Longueur du pas	m	0,55	0,05	0,56	0,06
Largeur du pas	m	0,16	0,03	0,16	0,02
Temps du cycle	sec	1,15	0,1	1,16	0,8
% de phase d'appui unipodal	%	36,15	2,41	37,18	2,18

Tableau IV-11 Résultats des paramètres spatiaux temporels pour le genou OA comparé au genou controlatéral

Les résultats des paramètres spatiaux temporels démontrent un temps d'appui unipodal légèrement inférieur pour les membres arthrosiques (Tableau IV-11).

3.4. DISCUSSION

Les valeurs des pics 1 et 2 du MEA des membres OA (3,13 et 2,7 N.m/% BW * HT) sont conformes à celles retrouvées dans la littérature : 3,01 N.m/% BW * HT pour le pic 1 du MEA ,(Chehab et al. 2014) , 2,94 à 3,8 N.m/% BW * HT (Mündermann et al. 2004). Dans notre étude, deux pics du MEA sont clairement identifiés pour les deux tiers des sujets. Les courbes ont été volontairement présentées pour l'ensemble des sujets de façon à rendre compte de l'hétérogénéité des profils (Figure IV-14).

Si la relation entre le MEA et la force résultante sur le compartiment médial a été mise en évidence par l'étude de Zhao (Zhao et al. 2007), la différence significative entre le MEA de membres OA et de membres controlatéraux est controversée en fonction des études. Pourtant compte tenu que le MEA est associé à l'AFTM, qu'il est en relation avec l'amplitude de la force sur le compartiment médial et que les deux (AFTM et force) sont augmentés dans la gonarthrose fémoro-tibiale interne, il pourrait être attendu que le MEA soit augmenté pour les membres OA. Toutefois, cette association n'est pas si évidente à montrer faisant du MEA un paramètre contesté dans l'analyse de l'OA. Par ailleurs, Walter a montré que la diminution du premier pic MEA ne garantissait pas la diminution de la force résultante sur le compartiment médial. Par contre, la variation du second pic semble avoir un effet sur l'effort résultant sur le compartiment médial du genou (Walter et al. 2010).

Dans notre étude, les membres arthrosiques et les membres controlatéraux ont été évalués montrant des différences entre les deux groupes de membres pour le MEA (pic 1 et 2) et le MEF (pic 1). Toutefois les différences pour le MEA ne sont pas statistiquement significatives. Dans le contexte de gonarthrose primaire, il n'est pas rare que les deux membres d'un sujet soit concerné par la pathologie, ce qui peut contre indiqué le comparatif des membres arthrosiques symptomatiques aux cotés controlatéraux dans cette étude. En effet, dans notre population, plusieurs sujets démontrent un morphotype bilatéral en varus (sujet 4, 8 et 16). Cette fermeture de l'AFTM peut majorer le MEA par rapport au reste du groupe 'membre controlatéral'. Dans ce contexte, O'Connell rapporte 13 à 18% d'atteinte bilatérale dans sa population arthrosique (O'Connell et al. 2016). Ainsi, un sujet présentant deux membres en varus peut présenter un MEA plus important du côté asymptomatique, en n'instaurant pas de stratégies antalgiques de diminution de ce MEA du côté arthrosique. En effet, il a été montré que parmi la population OA, ceux qui sont le plus douloureux ont des pics de MEA inférieur pour des mêmes niveaux d'atteintes (Mündermann et al. 2004).

Plusieurs origines peuvent expliquer cette absence de différence significative concernant le MEA entre les deux membres (OA et controlatéral):

- l'hétérogénéité des valeurs sur le même groupe : nos résultats révèlent, pour le pic 1 MEA, un écart type de 1N.m /%BW*Ht pour les membres OA contre 0,65 pour les membres controlatéraux. Cet écart type, parfaitement conforme à la littérature, démontre toutefois une amplitude de dispersion importante pour un paramètre 'gold standard'.

- les méthodes de quantification et de traitement : la majorité des études ont recours à l'analyse optoélectronique pour quantifier les moments articulaires au cours de la marche. La mobilité des tissus mous (soft tissue artefact) (Tsai et al. 2011), le placement des marqueurs pour la définition du centre articulaire ainsi que les repères d'expression (Newell et al. 2008) ont une influence sur les résultats des moments articulaires.

- l'hétérogénéité des atteintes au sein d'un groupe OA : la relation entre le niveau de sévérité et les valeurs de MEA a été établie. Notre étude inclue un nombre insuffisant de sujets pour les répartir dans des sous-groupes en fonction du niveau de gravité de l'OA. Hors, des différences peuvent être non significatives pour un groupe global OA et l'être pour des sous-groupes réalisés selon le niveau d'atteinte (Mündermann et al. 2004).

Du côté des membres arthrosiques, le MEF est en moyenne inférieur aux résultats de la littérature, alors que la vitesse de marche est parfaitement conforme à celles rapportées dans les autres études. Les facteurs entrant en compte dans ce MEF sont l'amplitude et la situation de l'effort au sol par rapport au point déterminé comme centre articulaire pour le calcul du moment. Il existe une différence significative pour le pic 1 du MEF ($p=0,04$) entre les membres OA et les membres controlatéraux, avec des valeurs inférieures pour les membres symptomatiques. La diminution de MEF pour le groupe OA pourrait correspondre à une tentative de diminution de la charge sur le compartiment médial du genou. En effet, les moments dans le plan sagittal ont une influence sur la charge sur le compartiment médial (Trepczynski et al. 2014).

L'analyse des résultats cinématiques du genou dans le plan sagittal a révélé un angle de flexion en appui de $8,5^\circ$ pour les sujets arthrosiques. Cette valeur est moindre que celles retrouvés dans la littérature, avec des vitesses de marche pourtant équivalentes (1,1 m/s). Lors de l'examen clinique, il a été noté que 9 sujets/ 16 présentaient un déficit d'amplitude d'extension du côté OA. Cette position en flexion du genou alors que les sujets sont en position debout a été confirmée par le calcul de la position relative entre le tibia et le fémur en position d'extension (cf Tableau IV-12). Or, les angles cinématiques calculés au cours du mouvement correspondent à des variations de position articulaire par rapport à cette position statique de référence en extension. Ainsi, chez ces sujets, la position angulaire du genou n'était probablement pas en extension complète. Ceci peut donc expliquer des valeurs de flexion du genou au cours de la marche plus faibles que celles retrouvées dans la littérature. Pour les sujets présentant les plus grands déficits d'extension du genou (cas des membres OA des sujets 12 et 8), l'angle de flexion du genou lors de l'attaque talon est négatif et le pic de flexion du genou en appui très minime. Ce point est important à prendre en compte dans les analyses. Ainsi, l'amplitude du mouvement entre la flexion à l'attaque du talon et le pic de flexion est légèrement supérieure au pic de flexion en appui pour les deux populations ($9,7^\circ$ pour le groupe des membres OA), car cette amplitude tient compte de la position à l'attaque du pas contrairement au paramètre correspondant au pic de flexion en phase d'appui.

La puissance articulaire est un indicateur peu évoqué dans la littérature qui traite des modifications biomécaniques des membres arthrosique. Et pourtant cet indicateur qui combine des informations dynamiques et cinématiques reflète la caractéristique d'absorption et de production de l'articulation. Les résultats montrent une puissance inférieure dans le groupe arthrosique ($p=0,04$) entre les deux groupes pour le premier pic au moment du début de la phase d'appui, qui correspond classiquement à une phase excentrique utile à l'amortissement de la force de réaction du sol.

Notre étude met en relation des paramètres morphologiques et positionnels 3D avec les moments articulaires dans le plan frontal. Ainsi, l'AFTM et l'angle d'orientation de l'axe mécanique du tibia (cf paragraphe 2.2 de cette partie 4) mesurés sous stéréoradiographie en statique sont significativement corrélés aux valeurs des pics du MEA mesurés en dynamique. De plus, l'ATM qui est un paramètre morphologique est fortement corrélé aux pics de MEA, ce qui peut paraître surprenant pour un indicateur morphologique. Toutefois, l'AFTM est significativement corrélé à l'ATM et la définition de ce paramètre (cf annexe 1.6) le rapproche d'un indicateur positionnel. En effet, pour le calcul de l'ATM, est considéré l'angle entre l'axe mécanique du tibia et l'axe bi-plateau. Hors ce dernier semble invariant et proche de l'horizontal (Tableau IV-5), rapprochant ainsi l'ATM d'un paramètre positionnel ce qui peut expliquer la relation de l'ATM et des pics de MEA. Ces associations ne sont pas retrouvées avec le fémur (AFM ; obliquité du fémur) démontrant que c'est la position du tibia qui a la plus grande influence sur les moments quantifiés dans le plan frontal.

Il a été montré que l'AFTM 2D obtenu par radiographie était corrélé au MEA avec des corrélations de l'ordre de 0,75 avec le second pic MEA (Hurwitz et al. 2001) et 0,23 avec le pic maximum du MEA (Miyazaki et al. 2002). La corrélation significative entre l'AFTM_3D obtenu à partir du modèle squelettique 3D de notre étude est de l'ordre de 0,7 pour les deux pics ; pour l'ATM_3D et le second pic du MEA, le coefficient d'association est de l'ordre de 0,8. Il s'agit de la première étude qui met en relation des paramètres extraits de la stéréoradiographie et ceux issues de l'analyse du mouvement. Ces résultats attestent de la validité des paramètres 3D quantifiés. Par ailleurs, ces paramètres 3D ont une excellente fiabilité (Chaibi et al. 2012) supérieures aux mesures 2D de l'AFTM qui sont dépendantes de la position de capture (Specogna AV, Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Fowler PJ 2007).

L'inclinaison du segment jambier en statique a été quantifiée à 4.7° (ET : 2.7°) à partir du modèle personnalisé 3D (Tableau IV-5). En dynamique, cette inclinaison a été mesurée par système optoélectronique à 5,12° et sa relation significative aux pics de MEA était de 0,39 (Nasim Foughi; Richard M. Smith; Lange et al. 2010). Dans notre étude, l'association avec le pic 2 du MEA est plus marquée alors que l'inclinaison est quantifiée en statique (0,57 ; $p=0,03$). Par contre, cette inclinaison est quantifiée à partir du modèle osseux acquis sous EOS®.

Il n'a pas été retrouvé de corrélations entre les scores fonctionnels (WOMAC ; KOOS) et les paramètres dynamiques. Ce constat est assez général dans les études hormis celle de Baliunas qui a établi une relation entre le MEA et la douleur évalué à l'EVA (-0,34)(Baliunas et al. 2002).

4. CINEMATIQUE SEQUENTIELLE SOUS EOS® DES GENOUX ARTHROSIQUES :

4.1. PARAMETRES ET GRAPHIQUES RELATIFS AUX GENOUX DES SUJETS CONTROLES ET OA :

A partir du traitement (Partie II : 4.2.3.2) des acquisitions des sujets gonarthrosiques et contrôles (sujets de l'étude de répétabilité présentés en partie 3.1) en position d'extension, de flexion à 40° et flexion à 90°, les paramètres de la cinématique séquentielle des genoux arthrosiques et des 6 sujets contrôles ont été extraits selon la méthode décrite en Partie II : 4.2.3.2. Sont présentés dans le

Tableau IV-12 et les Figure IV-16 et Figure IV-17, les positions relatives du tibia par rapport au fémur pour les paramètres angulaires ainsi que les coordonnées de l'origine du repère fémur par rapport à l'origine du repère tibia projeté sur les axes du repère tibia pour les paramètres linéaires. Seulement 9 « genoux arthrosiques » ont été analysés dans cette partie. En effet, les premiers sujets (sujet 2 à sujet 8) n'ont pas bénéficié de vues en flexion sans le port de l'orthèse.

		<i>Sujets contrôles</i>		<i>Sujets OA</i>	
		<i>Moyenne</i>	<i>Ecart type</i>	<i>Moyenne</i>	<i>Ecart type</i>
Tx (mm)	Position1 (ext)	-6,4	1,6	-5,6	1,7
	Position2 (flex_40°)	-6,7	2,7	-4,8	1,4
	Position3 (flex_90°)	-9,6	1,7	-7,8	1,7
Ty (mm)	Position1 (ext)	23,8	1,7	21,2	1,5
	Position2 (flex_40°)	21,7	2,1	19,5	1,8
	Position3 (flex_90°)	21,0	3,0	20,1	1,1
Tz (mm)	Position1 (ext)	3,9	1,5	8,9	2,6
	Position2 (flex_40°)	4,2	1,7	7,2	2,2
	Position3 (flex_90°)	4,4	1,6	6,7	2,2
Rx (°)	Position1 (ext)	-0,4	1,9	-8,6	4,7
	Position2 (flex_40°)	-3,4	2,9	-9,5	4,2
	Position3 (flex_90°)	-3,7	2,9	-8,8	3,9
Ry (°)	Position1 (ext)	7,2	3,3	-4,2	5,3
	Position2 (flex_40°)	-11,9	3,9	-8,8	3,3
	Position3 (flex_90°)	-11,1	3,2	-11,2	3,3
Rz (°)	Position1 (ext)	3,8	3,0	-6,8	4,1
	Position2 (flex_40°)	-42,5	4,2	-49,7	5,6
	Position3 (flex_90°)	-80,1	3,2	-80,7	4,1

Tableau IV-12: Paramètres linéaires et angulaires de position relative du tibia par rapport au fémur pour les genoux Contrôles et OA

L'ensemble des résultats est présenté pour des membres de latéralité gauche (Figure II-9). L'interprétation des paramètres calculés requiert les informations de répétabilité du recalage des objets fémur et tibia sur les vues 2D (partie 3.1). Pour rappel, le tableau des résultats des écarts type de répétabilité figure en regard du tableau des résultats (Tableau IV-13)

		Tibia par rapport au fémur			
		<i>Positions recalées</i>	20°	40°	90°
Paramètres linéaires	Tx (mm)		0,9	1,1	1,2
	Ty (mm)		1	1,1	1,7
	Tz (mm)		1,2	1,5	1,8
Paramètres angulaires	Rx (°)		1	1,4	2,1
	Ry (°)		1,8	1,5	1,6
	Rz (°)		0,3	0,3	0,3

Tableau IV-13: Répétabilité des paramètres linéaires et angulaires de la position du tibia par rapport au fémur présentée dans la partie 3.1

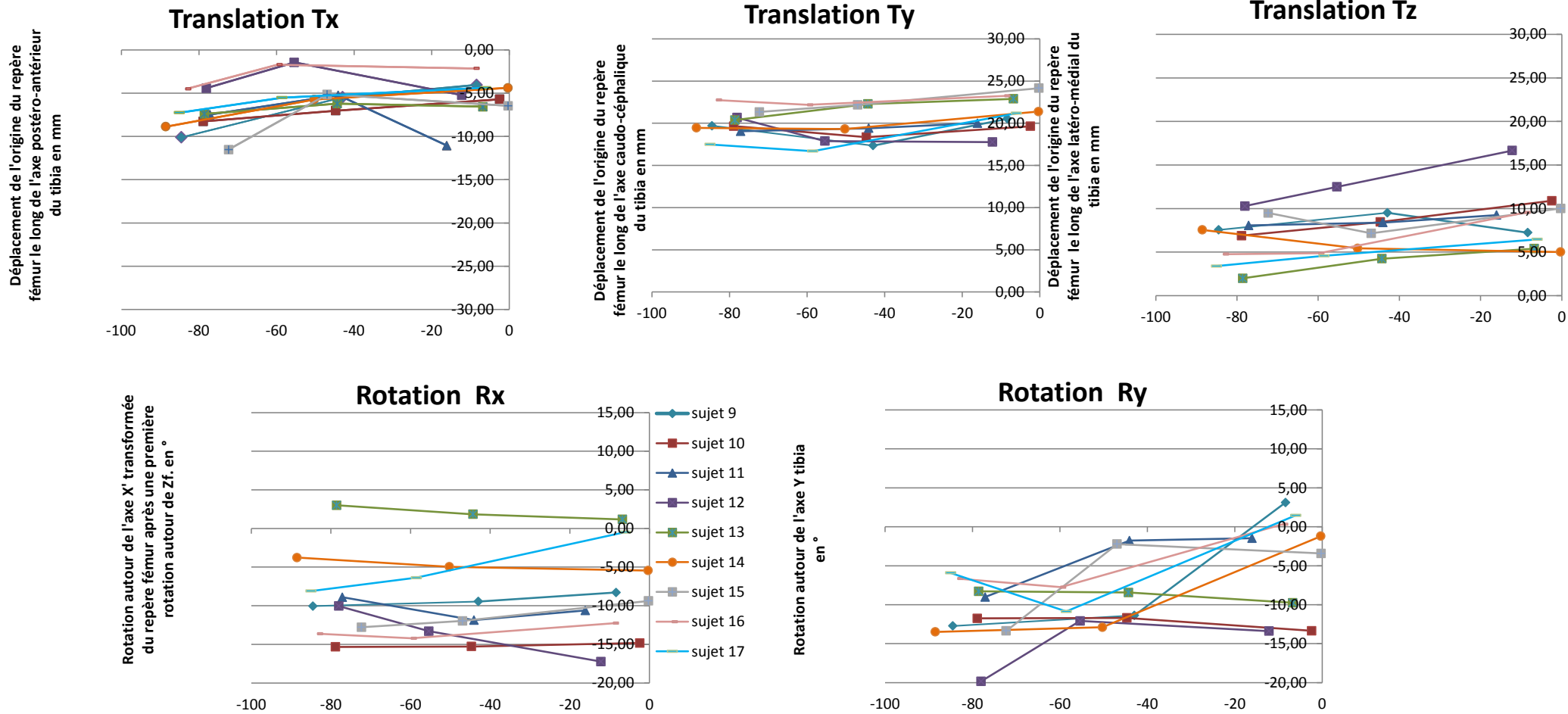


Figure IV-16: Paramètres de position linéaire et angulaire du tibia par rapport au fémur représentés en fonction de l'angle de flexion du genou (en °) en abscisse pour chacun des sujets OA (sujets 9 à 17)

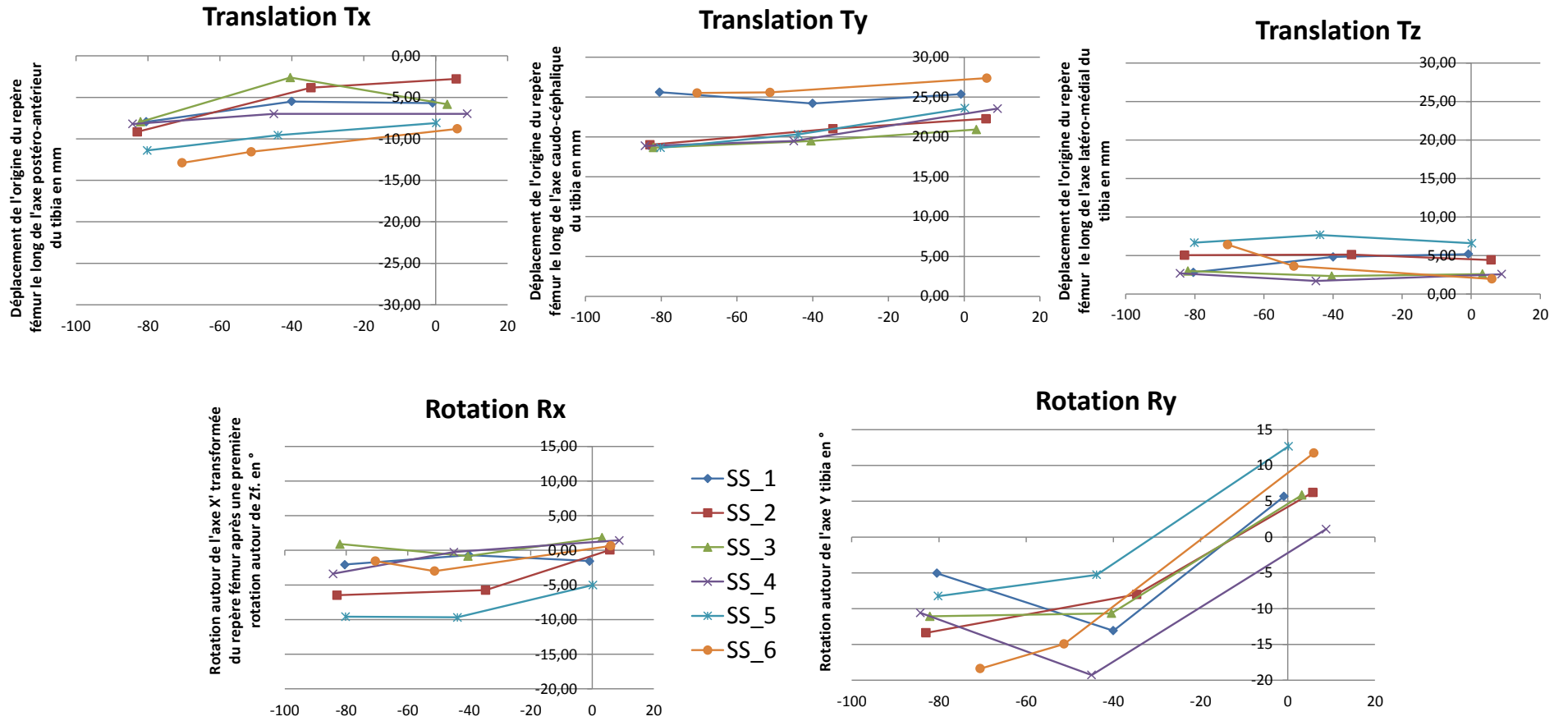


Figure IV-17 Paramètres de position linéaire et angulaire du tibia par rapport au fémur représentés en fonction de l'angle de flexion du genou (en °) en abscisse (Sujets sains : SS 1 à 6)

4.2. DISCUSSION:

La situation de l'origine du repère fémur (milieu des centres des sphères condyliennes du fémur) est en arrière, en haut et en dedans par rapport à l'origine du repère tibia (cf annexe 1.4) pour l'ensemble des sujets, contrôles et OA. Toutefois, chez les sujets OA, l'origine de ce repère fémur est davantage en dedans de l'origine du repère tibia, ce qui peut traduire une translation en dehors du tibia ou en dedans du fémur.

En condition « d'extension » du genou, les sujets OA présentent une adduction beaucoup plus marquée que les sujets contrôles (en moyenne $8,6^\circ$ versus $0,4^\circ$), ce qui est cohérent avec la fermeture de l'angle fémoro-tibiale mécanique chez cette population OA (Figure IV-4). Cette attitude en adduction a été mesurée par Farrokhi et al., chez une population de 7 sujets OA par double fluoroscopie lors de l'attaque du talon au sol (Farrokhi et al. 2012). De plus, les sujets OA sont également positionnés en flexion comparativement aux sujets contrôles (9° de différence en moyenne). Deux remarques s'imposent pour comprendre cette différence. Premièrement, les membres étudiés des sujets contrôles sont tous des membres gauches, ces membres étant situés légèrement postérieurement dans la cabine lors de l'acquisition en 'free standing position'. Les 9 membres OA, étudiés dans cette analyse séquentielle du genou, sont en majorité des membres droits situés en avant du membre gauche lors de l'acquisition ; il est possible que la position entraîne un positionnement en légère flexion du genou antérieur. Deuxièmement, à l'examen clinique, il a été relevé des déficits d'amplitude d'extension des sujets OA (6 sujets /9).

Concernant l'évolution des paramètres entre l'extension et la flexion à 40° et la flexion à 40° et à 90° , les sujets contrôles démontrent une évolution d'allure homogène pour les 6 sujets (Figure IV-16). Les évolutions en translation sont de faible amplitude, comme les degrés de libertés passifs articulaires en général. Selon l'axe postéro antérieur, la translation en arrière du fémur est cohérente avec l'étude de Esfandiarpour et al. qui a capturé en IRM multi séquentielle la flexion du genou sur 25 genoux sains (Esfandiarpour et al. 2013). Cette translation traduit le recul des condyles du fémur sur le tibia. Ce résultat est également cohérent avec ceux de Farrokhi et al., qui sur ces deux populations (contrôles et arthrosiques) a mesuré un déplacement postérieur du fémur simultanément à la flexion entre l'attaque du talon au sol et le pic de flexion en phase d'appui (Farrokhi et al. 2012). Les évolutions des sujets arthrosiques, sur ce paramètre linéaire postéro-antérieur (Tx), présentent des allures moins homogènes, avec une translation postérieure prédominante après 40° de flexion (Figure IV-17).

Pour les sujets contrôles, selon l'axe latéro-médial, le déplacement du fémur est dans la zone d'incertitude du recalage des objets 3D sur des vues 2D en flexion. Pour les sujets arthrosiques, les graphes d'évolution des positions relatives du tibia par rapport au fémur (Figure IV-17) montrent des mouvements de plus grande amplitude, pouvant traduire la laxité de ces genoux retrouvés pour 5 sujets / 9 à l'examen clinique.

Concernant les paramètres angulaires, une rotation médiale est démontrée simultanément à la flexion. Cette rotation est prédominante pour le passage de la position d'extension à la position de flexion à 40° . Dans la littérature, ce mouvement a été décrit à partir d'étude sur spécimens de membres inférieurs (Rochongar et al. 2016; Wilson et al. 2000; Van Sint Jan et al. 2002) mais aussi pour les études in vivo en double fluoroscopie, simple fluoroscopie et par IRM multiséquentielle

(Esfandiarpour et al. 2013; Farrokhi et al. 2012; Moro-Oka et al. 2008). Par contre, les études ayant eu recours à des pins intracorticaux démontrent une légère rotation latérale simultanément à la flexion (Daniel L. Benoit et al. 2006; Lafortune 1992). Les sujets OA démontrent une moindre amplitude de rotation que les sujets contrôles. Par contre, autour de l'axe postéro antérieur, les membres OA maintiennent la position d'adduction au cours de la flexion. Seule une légère augmentation est relevée entre la position à 0° et 40°, mais, en moyenne, cette valeur se situe au sein de l'incertitude de la méthode de recalage. Farrhoki et al. ont retrouvé des résultats semblables dans la comparaison entre sujets contrôles et OA en phase initiale de la marche, avec des amplitudes de mouvement plus faibles étant donné sa situation expérimentale (Farrokhi et al. 2012).

4.3. POINTS CLES DES RESULTATS DE L'ANALYSE SEQUENTIELLE:

Ces résultats sur les sujets contrôles démontrent que l'analyse séquentielle du genou par stéréoradiographie peut être retenue. Les résultats sont proches des études ayant recours à des moyens comme la double fluoroscopie ou l'IRM. L'étude de la répétabilité en partie 3.1 nous a permis de quantifier l'incertitude de la méthode. L'outil et la méthode que nous avons proposé est particulièrement intéressant en ce qui concerne l'évaluation des translations. En effet, sur ce point, l'analyse du mouvement a démontré, du fait des mouvements de la peau par rapport au segment osseux, de fortes imprécisions (Garling et al. 2008; Daniel L. Benoit et al. 2006).

Les évaluations des déplacements angulaires en rotation axiale et en adduction pâtissent de la répétabilité du recalage située entre 1 et 2,1° (un écart type) en fonction des positions du genou dans le plan sagittal. Les amplitudes de rotation médiale quantifiée étant supérieures à cette incertitude, il a été possible de comparer les sujets OA et les sujets contrôles.

Au final, la comparaison de l'analyse séquentielle des membres OA aux membres contrôles a mis en évidence : une attitude en adduction qui est conservée pendant le mouvement de flexion, une moindre rotation médiale simultanément à la flexion, une moindre postériorisation du fémur et une attitude en translation médiale du fémur sur le tibia.

L'altération du cartilage altère la performance et la mobilité du genou, et même si, les amplitudes fonctionnelles de flexion du genou OA sont conservées chez les patients de l'étude, cette analyse séquentielle démontre que les patterns des sujets OA diffèrent en translation et dans les mouvements associés de ceux des sujets contrôles.

Partie V : TRAVAIL PERSONNEL : CONTRIBUTION A L'ANALYSE BIOMECHANIQUE DE L'ORTHESE DE GENOU ODRA

1. CONTEXTE DE L'ETUDE ODRA

1.1. CONCEPTS DE L'ODRA :

L'OdrA (orthèse de distraction et de rotation latérale pour l'arthrose), est équipée de deux systèmes pignon/crémaillère. Ces deux liaisons sont caractérisées par un roulement sans glissement. Ainsi, lors de la rotation d'une pièce par rapport à l'autre, un déplacement linéaire est simultanément au déplacement angulaire. Les amplitudes de ces deux déplacements sont corrélées et la valeur du déplacement linéaire est ainsi dépendante de l'amplitude de rotation et du rayon des pignons des liaisons. Ces liaisons sont inversées du côté médial et du côté latéral. Ainsi, l'un des pignons, côté médial, est lié à l'embrasse fémorale et se déplace dans une crémaillère liée à l'embrasse tibiale, tandis que l'autre pignon, côté latéral est lié à l'embrasse tibiale et se déplace dans une crémaillère liée à l'embrasse fémorale. L'OdrA fonde son mode d'action sur un effet de décharge du compartiment fémoro-tibiale interne par un double mécanisme de distraction et de rotation externe du genou lorsque celui-ci, équipé de l'orthèse, passe de la position de flexion à celle d'extension. Ainsi, c'est la cinématique originale de l'orthèse portée par le sujet symptomatique qui serait à l'origine de la diminution des efforts de contact articulaire.

1.2. MODELISATION 2D DU FONCTIONNEMENT DE L'ORTHESE ODRA

Plus précisément, la modélisation 2D a permis d'identifier l'influence de chaque liaison. La modélisation 2D a permis de relier la distraction théorique obtenue du côté médial ainsi que la rotation latérale induite du tibia par rapport au fémur à la géométrie des systèmes pignon/crémaillère.



Figure V-1: OdrA installée en flexion et en extension

Les vues sagittales montrent les positions des liaisons pignons crémaillères en flexion et en extension (Figure V-1). Du côté médial, le pignon est attaché à l'embrasse supérieure et la crémaillère à

l'embrasse inférieure. La vue latérale montre le système inverse. La rotation de la flexion vers l'extension est associée un déplacement linéaire du fait de la caractéristique de roulement sans glissement de ces liaisons.

Plusieurs estimations ont été extraites du modèle 2D de cette orthèse (annexe 4.1). Cette analyse étant subordonnée à l'hypothèse :

-de liaison rigide entre les montants de l'orthèse et les segments osseux, pour l'analyse cinématique de l'OdrA installée sur le genou du sujet.

-d'absence de glissement entre l'orthèse et les segments corporels pour l'analyse biomécanique.

Pour rappel, l'amplitude de la distraction est dépendante de l'angle de flexion. Aussi, le placement de l'orthèse sur le sujet doit se faire en regard du centre articulaire du genou du côté médiale.

1.3. ETUDE CLINIQUE DES EFFETS DU PORT DE L'ORTHESE ODR A

A ce jour, en dehors de notre analyse, 2 cohortes de patients ayant bénéficié d'un traitement par l'orthèse OdrA ont été conduites. La première à Dijon a inclu 20 patients symptomatiques évalués sans et avec le port de l'OdrA à J0 (début du traitement), à 5/6 semaines (Laroche et al. 2014) et à 1 an (Ornetti et al. 2014). L'évaluation à J0 et J5 semaines portait sur des critères cliniques et biomécaniques (analyse du mouvement standard à partir du modèle plug in gait intégré au système Vicon®) ; le suivi à 1 an s'est intéressé exclusivement à des critères cliniques et fonctionnels. A un an, 76% des sujets semblaient satisfaits avec globalement 10% d'amélioration de la douleur et 20% de progrès sur les items 'qualité de vie' et 'sports et loisirs' du KOOS. L'évaluation biomécanique a montré une diminution du second pic du MEA entre les conditions sans et avec orthèse aux deux temps des acquisitions. Mais les résultats du membre controlatéral ne sont pas rapportés. Une différence significative est également rapportée sur l'angle de progression du pas de 0,8°. Toutefois, les angles dans le plan transversal démontrent une fiabilité médiocre bien inférieure à cet angle.

La seconde étude, conduite au Canada, incluait 24 sujets symptomatiques traités en cross-over par 3 types d'orthèses (3 points ; OdrA ; et ligamentaire) lors de 3 sessions par sujet. Les critères du confort, de la douleur et les paramètres biomécaniques à la marche ont été évalués en début et à la fin de chacune des sessions. Le second pic du MEA est diminué sans qu'une modification sur l'angle de progression du pas ne soit notée. Aucune différence entre les 3 traitements sur la douleur n'a été relevée. Les résultats sur les membres controlatéraux ne sont pas rapportés (Dessery et al. 2014).

1.4. HYPOTHESES DES MODES D' ACTIONS DE L'ODRA

A partir de la littérature (cf chapitre 1), les différents modes d'action des orthèses ont pu être identifiés (Figure V-2). Globalement, 3 types d'actions sont attendus :

-l'amélioration de la stabilité du fait d'une orthèse présentant des montants du côté médial et latéral du membre inférieur.

-la décharge fémoro-tibiale médiale par un double effet. Premièrement, celui de la rotation de la jambe par rapport à la cuisse induite par la liaison latérale de l'Odra, qui tend à favoriser la rotation médiale de la cuisse par rapport à la jambe lors du passage de la flexion à l'extension (ce qui équivaut à une rotation latérale du genou, c'est-à-dire du segment sous-jacent par rapport au sus-jacent). Cette rotation latérale correspondant à une forme de 'toe out' qui permettrait de latéraliser le centre de pression et ainsi de diminuer le MEA (cf partie 1 et partie 2). Deuxièmement, l'effet attendu du fait de la liaison médiale est la décharge du compartiment médial par une distraction simultanément au déplacement linéaire de l'embrasse supérieure par rapport à l'embrasse inférieure, lors du passage de la flexion vers l'extension du genou. L'effet pouvant alors être dimensionnel (effet direct peu probable du fait des tissus mous assurant la liaison fémoro-tibiale), positionnel avec un réalignement et une médialisation du centre articulaire (effet peu probable du fait des montants courts), mécanique par diminution du MEA résultant au genou (un moment externe d'abduction de l'Odra se soustrayant au MEA de la force de réaction du sol exercé sur l'ensemble jambe pied au centre du genou).

Une amélioration de la proprioception d'origine extéroceptive.

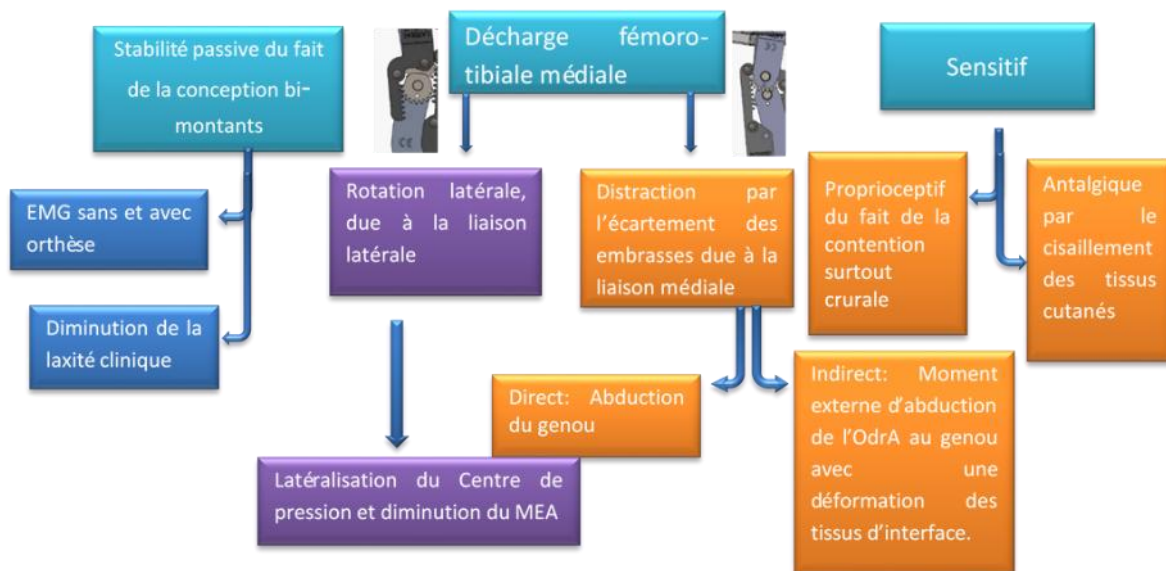


Figure V-2 Modélisation des différents modes d'action de l'Odra

2. OBJECTIFS DE L'ETUDE BIOMECHANIQUE DE L'ODRA ET HYPOTHESES

Premièrement, il s'agit de compléter l'analyse théorique 2D de la cinématique de l'orthèse par une évaluation expérimentale de la cinématique 3D de l'embrasse tibiale par rapport à l'embrasse fémorale d'une orthèse isolée, non installée sur un sujet. Pour cela, un protocole spécifique a été mis en place en utilisant la stéréoradiographie pour l'orthèse isolée.

Deuxièmement, il s'agit de quantifier l'effet de l'orthèse portée par des patients symptomatiques. Cette évaluation s'appuie sur:

- L'analyse cinématique 3D de l'orthèse et du genou équipé de l'orthèse à partir de la stéréoradiographie et de séquences d'images dans différentes positions de flexion. A partir de ces données, il est également possible de quantifier les mouvements relatifs des embrasses par rapport au squelette, c'est-à-dire de quantifier le mouvement aux interfaces orthèse/segment osseux.
- L'analyse cinématique et dynamique 3D du genou pendant la marche grâce à un système optoélectronique du mouvement.

Au regard de ces objectifs, les hypothèses sont :

- La cinématique de l'orthèse isolée est conforme avec la modélisation 2D
- La cinématique de l'orthèse installée est corrélée à la cinématique de l'orthèse isolée mais avec des écarts qui traduisent à la fois la déformation des embrasses fonction du serrage par les sujets et la géométrie de chacune des orthèses réalisées sur mesure.
- La différence de cinématique entre le genou et l'OdrA met en évidence des mouvements aux interfaces possibles du fait de l'absence de liaisons rigides entre l'orthèse et les segments osseux
- Ces mouvements aux interfaces se traduisent par une déformation des tissus mous.

3. MATERIEL ET METHODES

3.1. PROTOCOLE ET ANALYSE DE LA CINEMATIQUE DE L'ODRA ISOLEE

3.1.1. PROTOCOLE

Pour compléter l'analyse 2D de l'OdrA isolée, la position des différents éléments de l'orthèse isolée a été capturée dans le système EOS® dans plusieurs conditions de flexion. Le maintien de l'orthèse a été réalisé grâce à des modèles de segments corporels de jambe et de cuisse réalisés dans une mousse radiotransparente et permettant d'assurer un serrage intense des embrasses sur les modèles.

Une séquence de 4 positions, mesurées avec un goniomètre, a ensuite été réalisée dans la cabine de stéréoradiographie EOS® et une paire de radios acquises dans chacune de ces positions. Les positions sont décrites ci-dessous et représentées sur la Figure V-3. Les vues de face des radios obtenues sont représentées sur la Figure V-4.

Séquence des positions imposées à l'orthèse :

-en extension : OdrA_EXT

-en flexion à 20° : OdrA_FLEX_20°

-en flexion à 40° : OdrA_FLEX_40°

-en flexion à 60° : OdrA_FLEX_60°

-en flexion à 90° : OdrA_FLEX_90°



Figure V-3: Photos des positions de l'OdrA isolée dans la cabine de stéréoradiographie Orthèse de latéralité 'droite'.

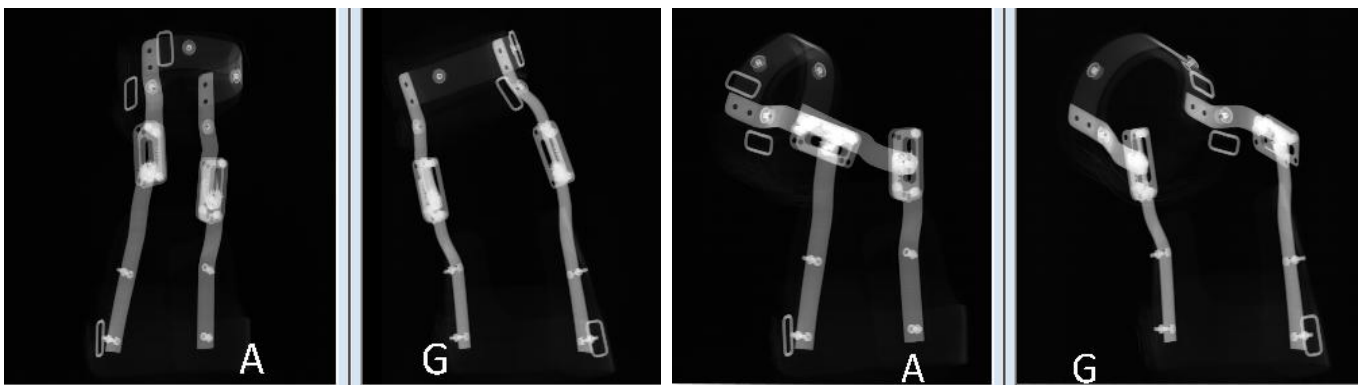


Figure V-4: radios (vue de face et de profil) de l'OdrA isolée dans deux positions.

3.1.2. ANALYSE DES DONNEES : OBTENTION DE LA POSITION 3D DES EMBRASSES DE L'ORTHESE ISOLEE

L'analyse des données se base sur l'hypothèse que les embrasses tibiale et fémorale sont des solides rigides. Pour déterminer leur position dans l'espace, un repère est construit pour chacun de ces solides (annexe 1.5) à partir de points caractéristiques (axes des pignons et des rivets) identifiables sur les différentes vues de l'orthèse dans les différentes positions de flexion. (Figure V-5).

L'étape de repérage et de placement des cylindres en regard des pignons et rivets de l'orthèse sur les vues de face et de profil a un impact sur les résultats cinématiques. Pour évaluer la robustesse des repères choisis, une simulation de Monte Carlo a été réalisée. Cette simulation consiste à introduire un bruit gaussien représentant l'incertitude sur le placement des cylindres pour chaque coordonnées de chaque cylindre. Ce bruit d'entrée correspondait à un écart type de 0,7 mm (Sauret C, Pillet H, Skalli W 2016), double de l'erreur de positionnement des marqueurs externes évaluée dans une étude précédente A l'issue de 5000 itérations, la dispersion des paramètres de position linéaire et angulaire de l'OdrA isolée a pu être calculée et donne une estimation de l'impact de l'erreur de positionnement des points de l'orthèse.

Ensuite, à partir des repères 3D des embrasses supérieure et inférieure, la position de l'embrasse inférieure par rapport à l'embrasse supérieure a été calculée illustrant la cinématique séquentielle de l'OdrA dans les différentes conditions de flexion.

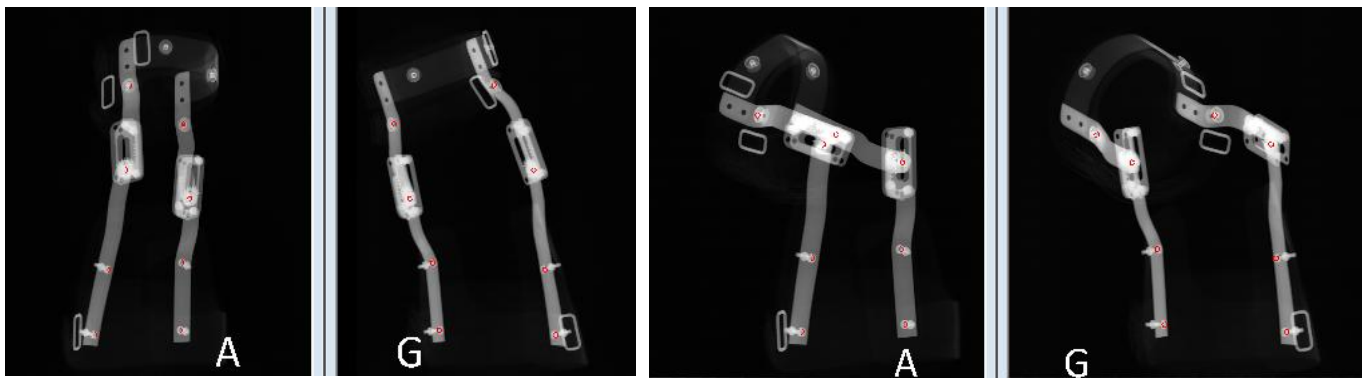


Figure V-5: Repérage des pièces de l'OdrA permettant la construction des repères embrasse supérieure et inférieure dans deux positions

3.2. PROTOCOLE IN VIVO SUR COHORTE SYMPTOMATIQUE ET ANALYSE DES DONNEES

Le protocole des expérimentations sur sujet symptomatique et le traitement des données ont été présentés en partie 2.

3.2.1. SYNTHESE DES PARAMETRES A EXTRAIRE DES DONNEES ACQUISES:

L'acquisition des données et leur traitement permet d'aboutir à la quantification de différents paramètres utiles à la compréhension des effets biomécaniques de l'OdrA.

3.2.1.1. A PARTIR DES DONNEES DE LA STEREO RADIOGRAPHIE :

Le traitement des vues stéréoradiographiques permet d'obtenir des paramètres cinématiques séquentielles 3D linéaires et angulaires :

- de l'OdrA installée sur les 16 sujets (15 sujets arthrosiques et un sujet test)
- des genoux symptomatiques équipés de l'OdrA. Les résultats sans et avec OdrA ont été analysés pour la position en extension et au cours du mouvement de flexion vers l'extension.
- des mouvements aux interfaces entre les embrasses et les segments osseux. Il s'agit ainsi de quantifier les mouvements entre d'une part l'embrasse supérieure et le fémur et d'autre part entre l'embrasse inférieure et le tibia.

3.2.1.2. A PARTIR DES DONNEES DE L'ANALYSE DU MOUVEMENT PAR SYSTEME OPTO ELECTRONIQUE

Le traitement des acquisitions de la marche par système opto-électronique dans les conditions « sans » et « avec » le port de l'OdrA conduisent à l'obtention de paramètres cinématiques et dynamiques du membre inférieur et plus particulièrement du genou dans cette étude. Le modèle segmentaire utilisé dans le traitement des données capturées est issu d'une position statique de référence commune pour les deux conditions.

Les paramètres d'intérêt calculés ont été sélectionnés au vue de la littérature (partie 1) et des spécificités de l'OdrA. Dans la partie 4.4, les résultats de ces paramètres sont rapportés pour la situation « sans OdrA ».

Ils regroupent :

- les indicateurs dynamiques pour le genou : le MEA (premier et second pics), le MEF (trois pics) et la puissance articulaire (premier pic et « puissance seuil », défini en partie 2).
- les indicateurs cinématiques comme le pic de flexion en phase d'appui et en phase oscillante ainsi que l'axe du pied en plein appui à 30% du cycle.
- Les indicateurs spatiaux temporels : principalement, la vitesse de marche et le pourcentage de temps d'appui unipodal.

4. RESULTATS

4.1. CINEMATIQUE DE L'ODRA ISOLEE

Les graphes ci-dessous montrent la cinématique de l'embrasse inférieure tibiale par rapport à l'embrasse supérieure femorale dans les différentes conditions de flexion avec serrage des embrasses. Il est noté un mouvement de rotation latérale et un mouvement d'abduction simultanément à l'extension (Figure V-7). L'amplitude de ces mouvements associés augmentent avec l'amplitude dans le plan sagittal (flex/ext). L'interprétation de ces résultats doit tenir compte de la

séquence de rotation d'axes mobiles choisie zxy . De même, l'utilisation des termes d'abduction, d'adduction, de rotation latérale et médiale suppose que les axes des repères des embrasses soient parallèles aux axes des repères anatomiques attachés aux segments. La Figure V-6 montre l'orientation respective de ces repères embrasse et osseux pour l'orthèse de latéralité droite par rapport à des segments fémur et tibia en position d'extension.

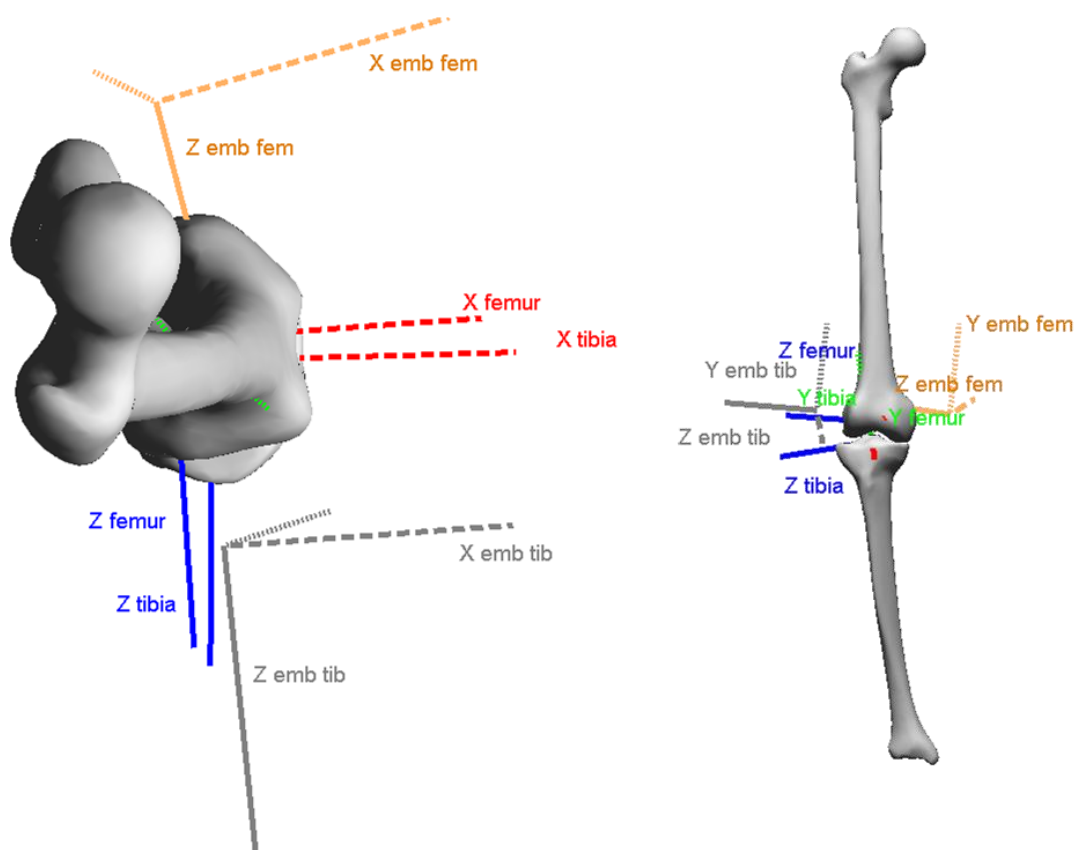


Figure V-6: situation des repères embrasses (emb fem, emb tib) et osseux (fémur, tibia) en vue transverse et en vue frontale du membre inférieur

Les résultats de la simulation de Monte carlo, destinée à évaluer l'impact de l'incertitude du placement des cylindres en regard des pièces de l'OdrA sur les vues de face et de profil, sont rapportés dans le Tableau V-1, pour chacune des positions de flexion. En déplacement linéaire le long des 3 axes de l'embrasse inférieure, la dispersion des paramètres est inférieure à 2.5mm. En déplacement angulaire, la dispersion des paramètres angulaires est inférieure à 1.11°.

Positions de l'OdrA isolée	Tx en mm	Ty en mm	Tz en mm	Rx en °	Ry en °	Rz en °
Extension	1.63	2.41	0.99	1.08	0.6	1.08
20° flexion	1.63	2.38	0.97	1.05	0.63	1.09
40° flexion	1.62	2.4	0.94	1.02	0.69	1.1
60° flexion	1.55	2.41	0.91	0.98	0.75	1.11
90° flexion	1.49	2.39	0.88	0.95	0.79	1.11

Tableau V-1 Résultats de la simulation MonteCarlo.

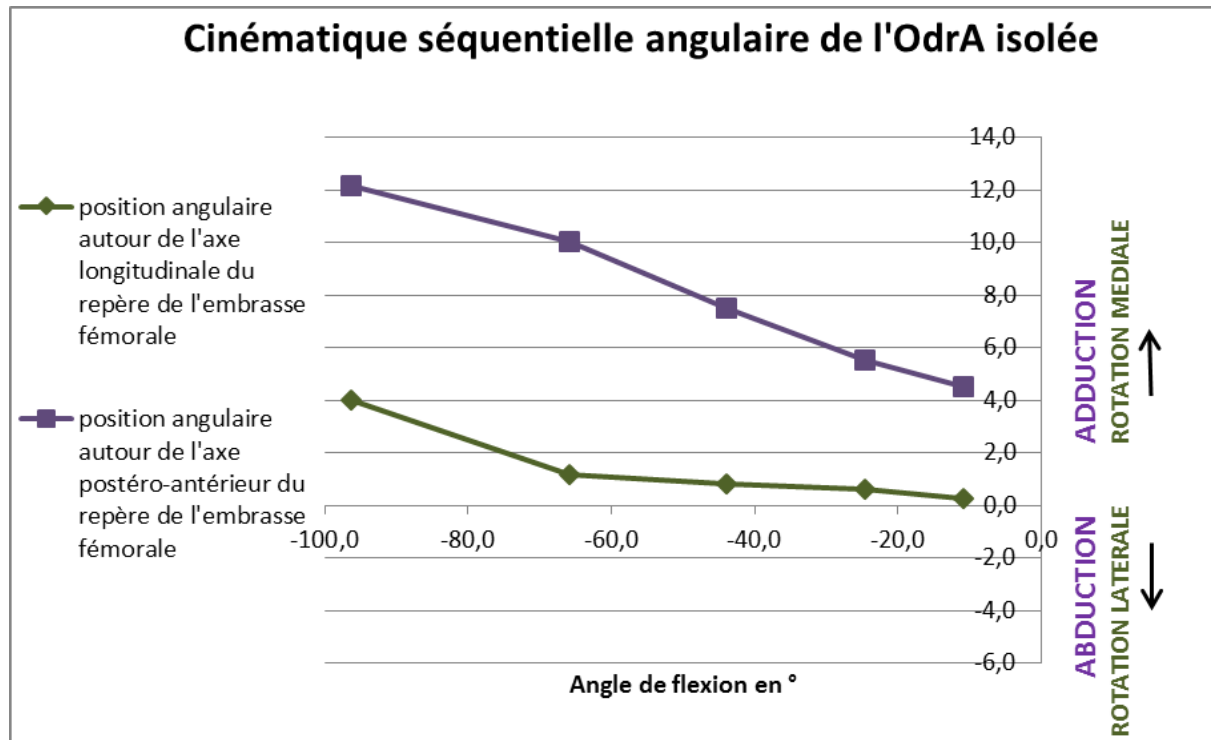


Figure V-7: Cinématique séquentielle de l'OdrA isolée (basée sur les résultats des paramètres de position relative de l'embrasse tibiale par rapport à l'embrasse fémorale, pour cette orthèse de latéralité droite). Angle de la rotation autour de $y''f = yt$ ou angle de rotation médiale-latérale (vert) et Angle de la rotation autour de $x'f$ transformé de $x'f$ lors de la première rotation autour de $z'f$ (séquence $z'f, x'f, y''f=yt$), ou angle d'abduction-adduction (violet) en fonction de l'angle de flexion.

La cinématique séquentielle angulaire de l'OdrA isolée est cohérente avec les systèmes pignons crémaillères et montre une abduction et une rotation latérale lorsque l'orthèse passe de la flexion à l'extension. Comparativement à la modélisation 2D, les valeurs diffèrent légèrement. Ces écarts peuvent être attribués à la déformation des embrasses lors du mouvement de la flexion vers l'extension. Cette déformation vient en contradiction de l'hypothèse de corps rigides posée pour cette évaluation. A la différence de la rotation latérale, l'abduction évolue de façon linéaire par rapport à l'angle de flexion.

En considérant les résultats des positions relatives de l'embrasse tibiale par rapport à l'embrasse fémorale, simultanément à l'extension depuis la flexion (débattement sagittal de $85,4^\circ$), il est donc mis en évidence que :

-l'OdrA réalise un mouvement d'abduction de la partie tibiale par rapport à la partie fémorale de $7,6^\circ$ (Figure V-7) dans un secteur d'adduction de l'orthèse, ce qui est cohérent avec l'écartement le long de l'axe longitudinal entre les deux embrasses.

-une rotation latérale de la partie tibiale par rapport à la partie fémorale est également observée (Figure V-7) d'une valeur de $3,8^\circ$.

En analysant le déplacement de l'origine du repère de l'embrasse fémorale (ou centre du pignon fémoral) par rapport à l'origine du repère de l'embrasse tibiale le long de l'axe longitudinal du repère tibia (parallèle à la crémaillère médiale), la distraction attendue du fait du pignon crémaillère médial

est observée (Figure V-9 et Figure V-9). Elle est de 14,2 mm pour une amplitude de flexion de 84,4° de l'orthèse. Cette amplitude est cohérente avec le modèle 2D (annexe 4.1). Ce déplacement correspond à la projection du vecteur $O_t O_f$ le long de l'axe longitudinal du repère tibia.

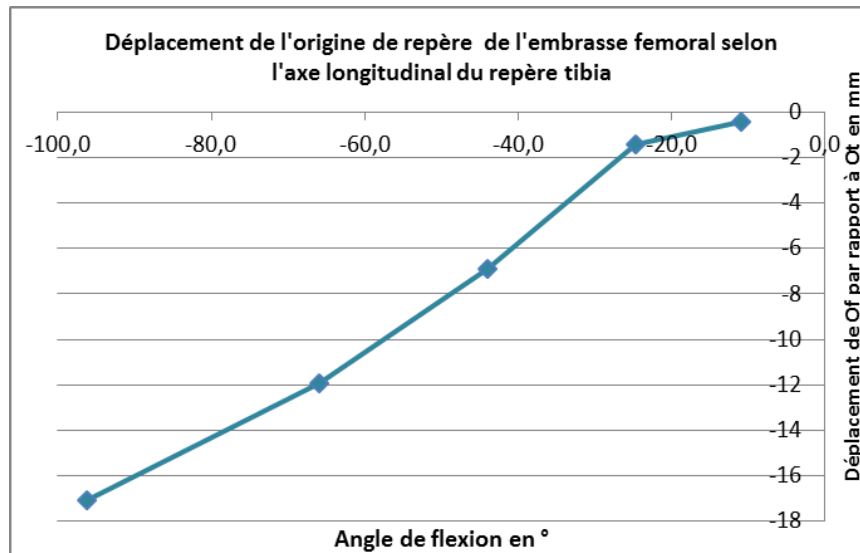


Figure V-9 Déplacement rectiligne de l'origine du repère attaché à l'embrasse supérieure (O_f) par rapport à l'origine du repère attaché à l'embrasse inférieure (O_t) sur l'OdrA isolée

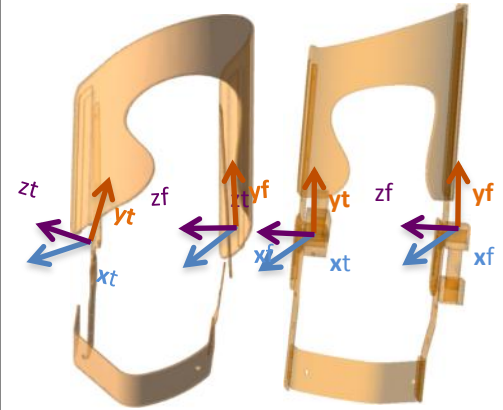


Figure V-8: Vue de face de l'OdrA en flexion à gauche et en extension à droite

4.2. CINEMATIQUE SEQUENTIELLE 3D DE L'ORTHESE INSTALLEE SUR LE SUJET

A partir des deux vues en flexion à 90° et en extension, les mouvements de l'OdrA qui ont lieu simultanément à l'extension ont été analysés. Les figures et tableaux suivants montrent les résultats pour les 16 sujets. Les deux premières figures montrent d'une part l'angle d'abduction (Figure V-10) et d'autre part l'angle de rotation axiale (Figure V-11) en fonction de l'angle de flexion calculé pour les deux vues utilisées. En reliant les points correspondant à la condition d'extension et à la condition de flexion à 90°, on peut observer que les pentes des droites obtenues sont du même ordre pour la majorité des sujets. Ces graphes ont été établis à partir des positions relatives des embrasses supérieures par rapport aux inférieures en condition d'extension et en condition de flexion. En comparaison, l'évolution des mêmes paramètres pour l'OdrA isolée (paragraphe 4.1) a été ajoutée sur les figures.

Les positions d'adduction de l'orthèse (position de l'embrasse supérieure par rapport à l'inférieure) lorsque le genou est en extension sont variables entre les sujets (Moyenne : 5,9 ; Ecart type : 2,7°). L'OdrA est une orthèse confectionnée sur mesure à partir d'un plâtre moulée sur le membre inférieur en position d'extension. Ainsi, la variabilité de morphotype en varus/valgus se répercute sur l'ordonnée des points symbolisant la position en extension du genou (Figure V-10).

Cette figure démontre aussi, qu'in vivo, l'OdrA tend à réaliser un mouvement d'abduction dans un secteur d'adduction entre la position de flexion et la position de référence. Ce résultat est cohérent

avec l'effet du pignon crémaillère médiale qui théoriquement entraîne un mouvement de distraction simultanément à l'extension du genou.

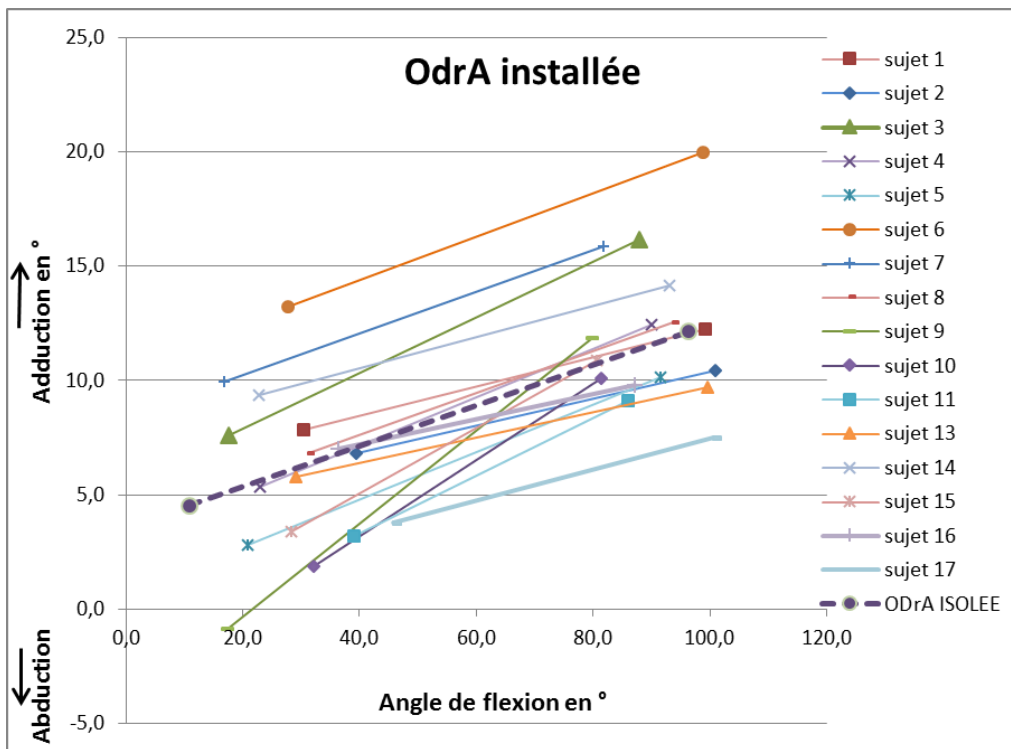


Figure V-10 Position d'abduction de l'OdrA installée en condition d'extension (point de gauche) et en condition de flexion (point de droite)

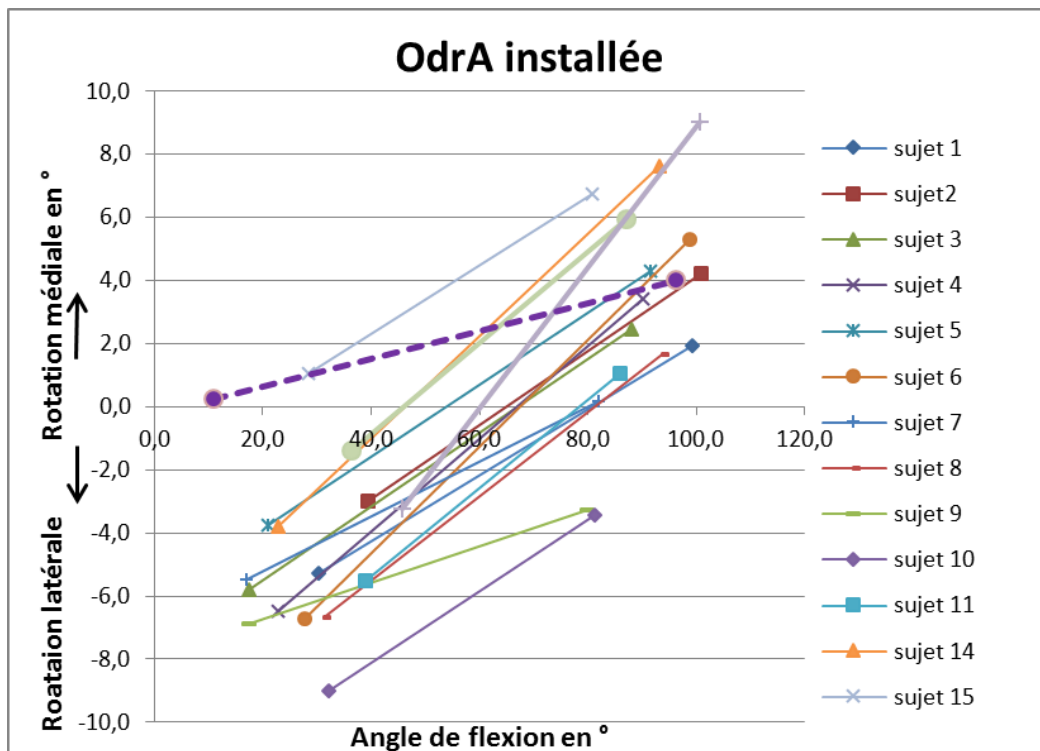


Figure V-11 Position de rotation axiale de l'OdrA installée en condition d'extension (point de gauche) et en condition de flexion (point de droite)

		Moyenne pour l'OdrA installée sur 16 sujets	Ecart Type	OdrA Isolée
Position de l'OdrA en condition d'extension	Rx: adduction en °	5,87	2,71	5,5
	Ry: rotation latérale en °	-4,40	2,28	0,6
	Rz: flexion en °	-28,63	6,80	-24,6
Position de l'OdrA en condition de flexion	Rx: adduction en °	12,1	2,38	12,1
	Ry: rotation médiale en °	2,9	2,95	4
	Rz: flexion en °	90,8	6,41	-96,3

Tableau V-2: moyenne des positions angulaires de l'OdrA installée en condition d'extension et en condition de flexion (cf répartition par sujet en annexe 4.2.2)

La Figure V-11 et les valeurs du Tableau V-2: moyenne des positions angulaires de l'OdrA installée en condition d'extension et en condition de flexion (cf répartition par sujet en annexe 4.2.2) mettent en évidence que la position moyenne de rotation latérale en condition d'extension est de 4,4° (+/- 2,3°) et la position en rotation médiale en condition de flexion est de 2,9° (+/- 2,95°). L'amplitude de rotation latérale parcourue entre la flexion et l'extension est de 5,6° en moyenne (+/- 2,1°) sur le calcul de la variation de position relative et 6,2° (+/-1,9°) en moyenne sur la différence de position relative entre les conditions d'extension et de flexion de l'OdrA. Cette amplitude est nettement supérieure à celle de l'OdrA isolée (amplitude de 4°, cf paragraphe 4.1). La Figure V-11 montre aussi que la position de rotation latérale en condition d'extension pour les orthèses installées est plus marquée que pour l'OdrA isolée avec une position de rotation médiale en condition d'installation en flexion moins marquée que pour l'OdrA isolée.

Les valeurs du Tableau V-2: moyenne des positions angulaires de l'OdrA installée en condition d'extension et en condition de flexion (cf répartition par sujet en annexe 4.2.2) sont des angles de position relative de l'embrasse supérieure par rapport à l'embrasse inférieure. Ainsi l'angle de flexion de l'OdrA (28,6° en moyenne) en condition d'extension est la conséquence du non alignement dans le plan sagittal des montants de l'embrasse supérieure et inférieure.

L'orthèse utilisée pour l'analyse de la cinématique de l'orthèse isolée était celle d'un des sujets de l'étude. Ainsi, il a été possible pour cette orthèse de comparer les deux conditions isolée et installée. Les Figure V-12 et V-13 comparent cette orthèse isolée et installée pour les deux mouvements d'intérêts (abduction, Figure V-12 et rotation latérale, Figure V-13).

Les deux phénomènes décrits pour l'ensemble des sujets sont identifiés: 1/ lorsque l'orthèse est installée en flexion du genou, l'embrasse inférieure se positionne davantage en rotation latérale par rapport à l'embrasse supérieure que dans le cas de l'OdrA isolée 2/lorsque le genou est en extension, l'OdrA installée démontre une plus grande rotation latérale en comparaison de la même orthèse en condition isolée. La première remarque illustre l'influence du serrage de l'embrasse supérieure de l'orthèse qui place l'embrasse en rotation médiale par rapport à l'embrasse inférieure (le serrage s'effectue dans le sens antihoraire pour une orthèse droite. Cette embrasse est plus déformable que

l'embrasse inférieure (annexe 4.2). La modification de position entre la situation isolée et installée illustre la répercussion de cette déformation. La seconde remarque démontre que la déformation de l'embrasse supérieure, attendue du fait de la cinématique des deux liaisons pignons crémaillères inversées (lors du mouvement de l'orthèse de la flexion vers l'extension) se majore lorsque l'orthèse est installée sur le sujet.

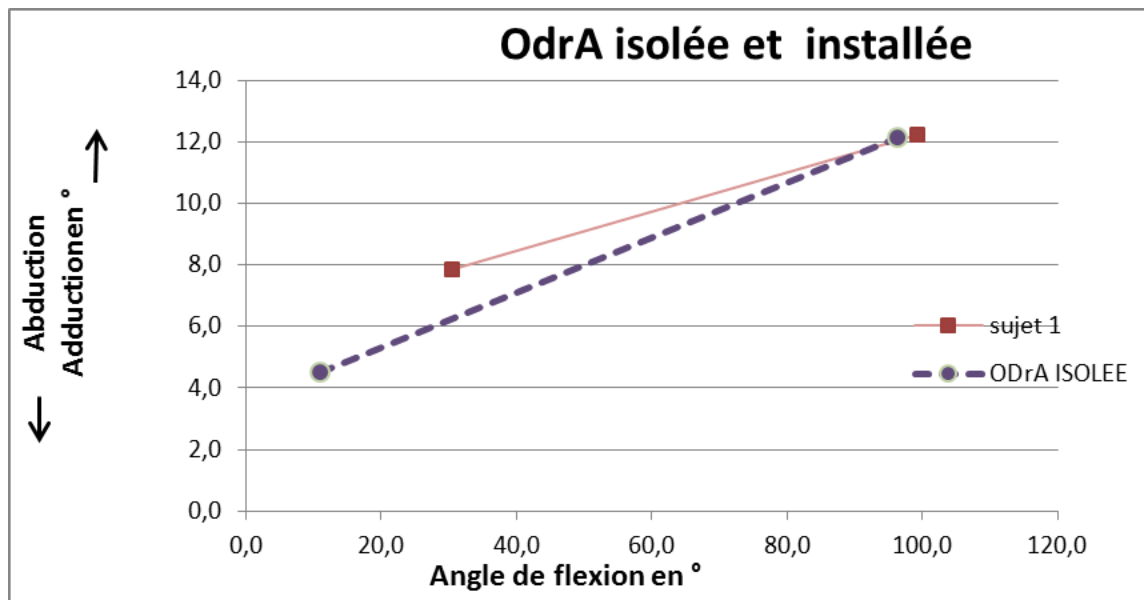


Figure V-12: Comparaison de l'orthèse en situation isolée et installée (mouvement d'abduction/adduction)

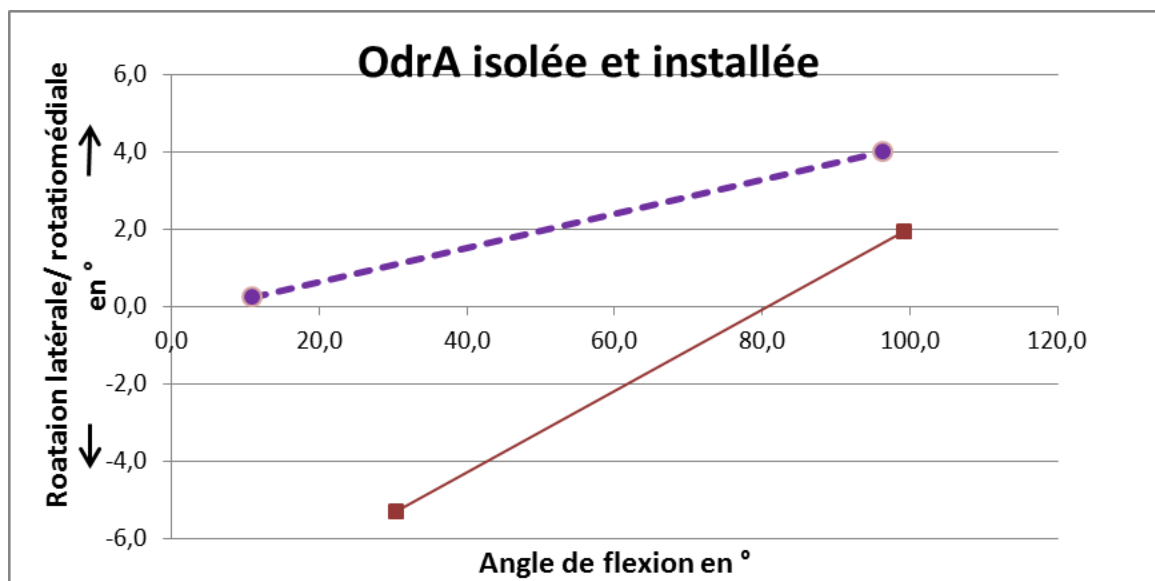


Figure V-13 Comparaison de l'orthèse en situation isolée et installée (mouvement de rotation axiale)

Les histogrammes en annexe 4.2.2 montrent par sujet et pour chacun des mouvements associés (abduction et rotation latérale) les valeurs en condition de flexion et en condition d'extension.

4.3. RELATION ENTRE LA POSITION ANGULAIRE DU GENOU ET CELLES DES EMBRASSES

Les premières sections (4.1 et 4.2) de cette partie ont été consacrées aux résultats issus du traitement des vues stéréoradiographiques de l'OdrA isolée et installée. Dans les paragraphes 4.3.1 à 4.3.3, les positions tridimensionnelles des segments (fémur et tibia) dans les deux conditions (flexion et extension) sont rapportées ainsi que leur positions relatives par rapport aux embrasses. Ainsi à partir des modèles reconstruits et des repères qui y ont été attachés (annexe 1.4 et 1.5) , il a pu être quantifié:

- la mobilité relative des embrasses par rapport aux segments osseux et plus particulièrement: l'embrasse fémorale par rapport au fémur et l'embrasse tibiale par rapport au tibia alors que le genou passe de la position de flexion à la position d'extension.

- la position angulaire du genou (tibia par rapport au fémur) autour de chacun des axes alors que le genou est en rectitude (sujet debout en appui bipodal) dans les deux conditions '.

- la cinématique séquentielle autour des 3 axes entre les deux conditions (extension et flexion) pour le genou. Ces résultats pouvant être analysés parallèlement aux mouvements de l'OdrA de sorte de repérer les sollicitations aux interfaces orthèse/segment osseux.

4.3.1. MOBILITÉ RELATIVE DES EMBRASSES PAR RAPPORT AUX SEGMENTS OSSEUX DANS LE PLAN SAGITTAL:

De façon à quantifier les mouvements relatifs des embrasses par rapport aux segments osseux entre les deux conditions capturées avec l'orthèse (extension du genou et flexion du genou), la position des segments osseux a été obtenue grâce à une méthode de recalage manuelle . Ainsi, les modèles 3D surfaciques personnalisés obtenus par la reconstruction à partir des vues en "free standing position" (position d'extension) ont été recalés de façon rigide sur les vues en flexion. La partie 3.1 a rapporté l'étude de fiabilité de cette méthode qui a été conduite sur 6 sujets sains. Les résultats de cette méthode de recalage des modèles 3D du fémur sur les vues biplanaires en flexion ont montré une très faible incertitude en rotation autour de l'axe de flexion-extension. Dans l'étude de fiabilité du recalage rapportée en partie 3.1, l'écart type de répétabilité dans ce plan a été estimée à 0.6°. Ainsi, il est possible d'interpréter avec fiabilité les déplacements, en rotation autour de cet axe, des embrasses par rapport aux segments osseux. (Figure V-14 et Figure V-15).

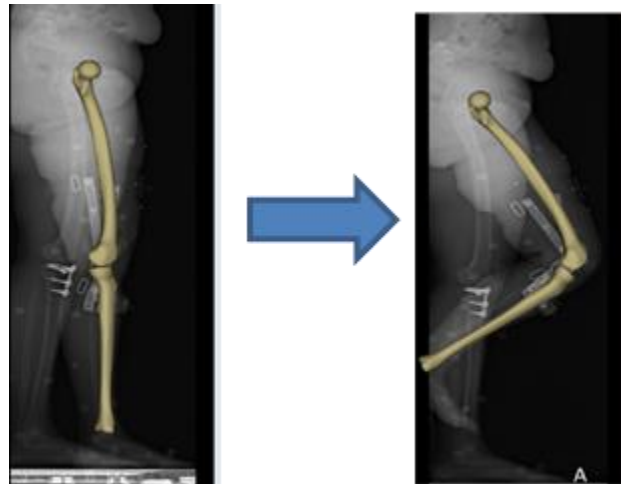


Figure V-14: modèles 3D des segments en extension et recalé en flexion sur un genou gauche

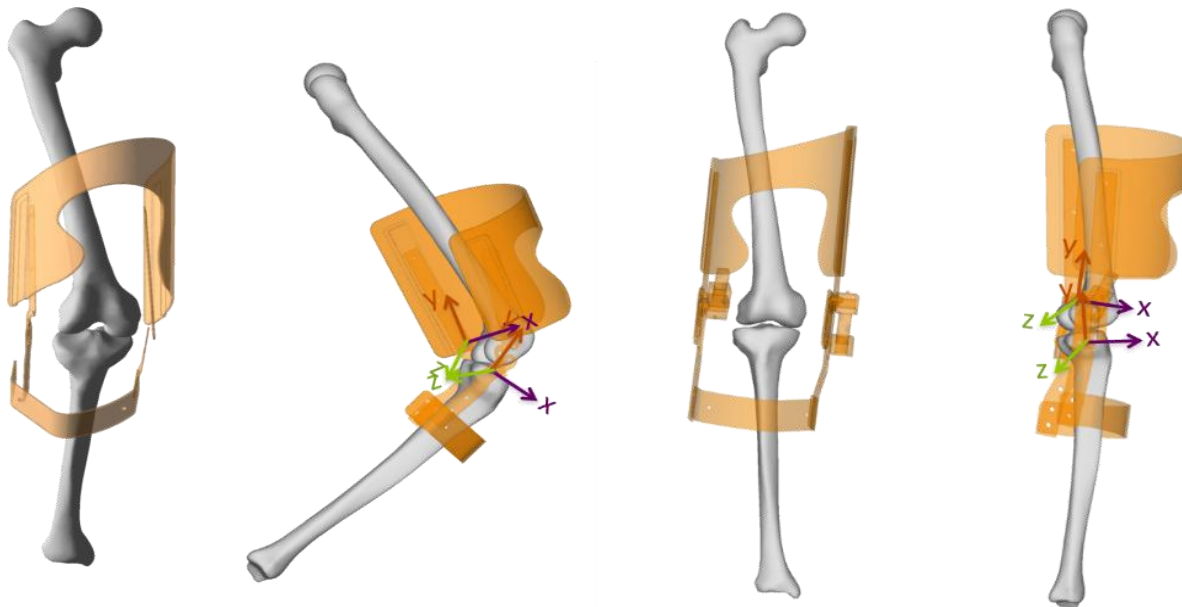


Figure V-15: Représentation de l'OdrA et du genou (latéralité droite)

Sur la Figure V-16, les amplitudes du mouvement de flexion du genou (entre les deux conditions d'extension et de flexion) pour chaque sujet apparaissent en vert. En violet, les amplitudes en flexion de l'OdrA alors qu'elle subit simultanément au genou, un mouvement depuis la flexion jusqu'à l'extension. Il est noté une différence entre le genou et l'OdrA (représentée en bleu). L'OdrA présente un débattement en flexion inférieur à celui du genou pour l'ensemble des sujets.

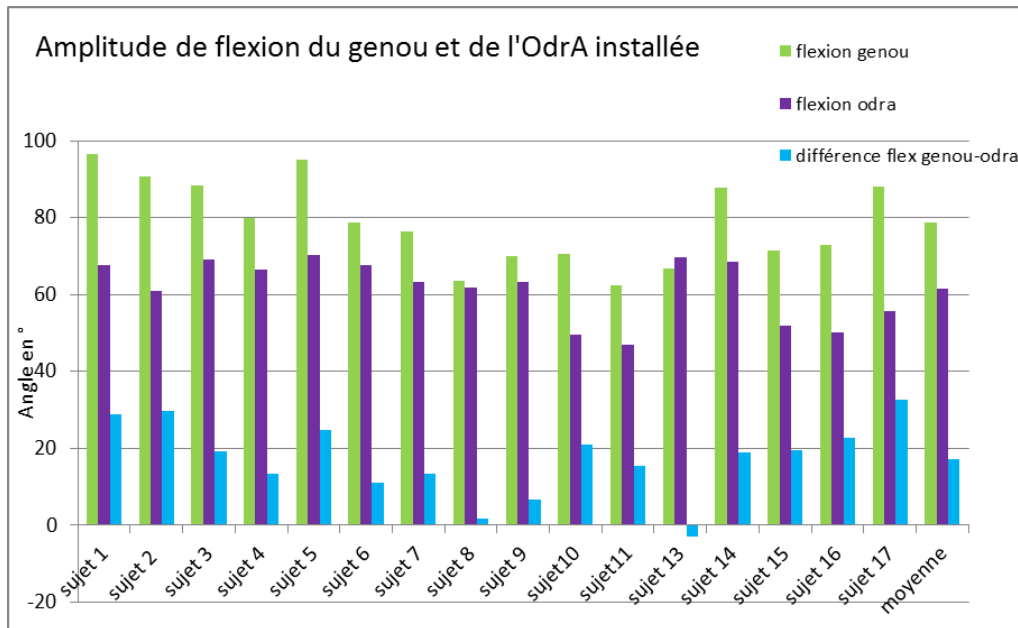


Figure V-16: Mobilité dans le plan sagittal du genou (fémur par rapport au tibia) et de l'Odra (embrace fémorale par rapport à embrace tibiale) (par sujet)

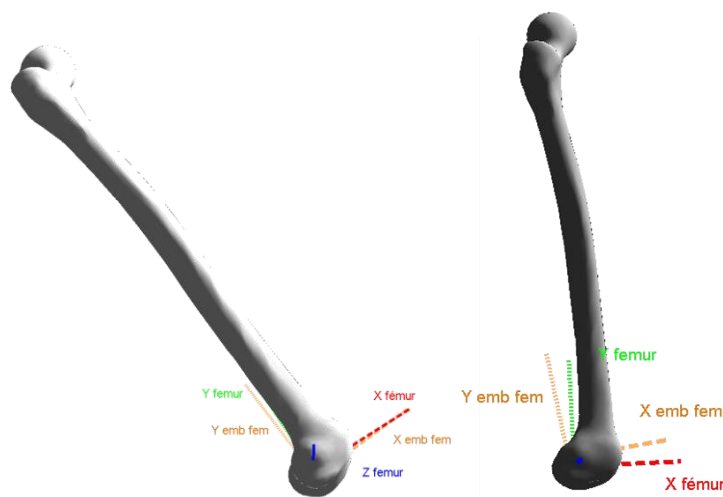


Figure V-17: Lorsque le genou, équipé de l'Odra passe de la flexion à l'extension, le fémur subit une rotation plus importante que l'embrace fémorale (repère attaché à l'embrace fémorale en orange)

Les histogrammes des Figure V-16 et Figure V-18 rapportent ces différences entre l'amplitude de flexion du genou et de celle de l'Odra respectivement pour l'ensemble des sujets et pour la moyenne de ces 16 sujets (le sujet_1 test a été inclus dans la cohorte d'étude de la cinématique de l'Odra). La différence entre ces amplitudes du genou et de l'Odra est significative ($p= 0.036$; test de Wilkison).

Cette différence, en couleur bleue sur les histogrammes, exprime une mobilité des embrasses par rapport aux segments osseux. Plus précisément, le fémur subit un mouvement de rotation autour de

l'axe médio-latéral (lorsque le genou oscille de la flexion vers l'extension) d'une amplitude supérieure à celui de l'embrasse fémorale (orange sur la

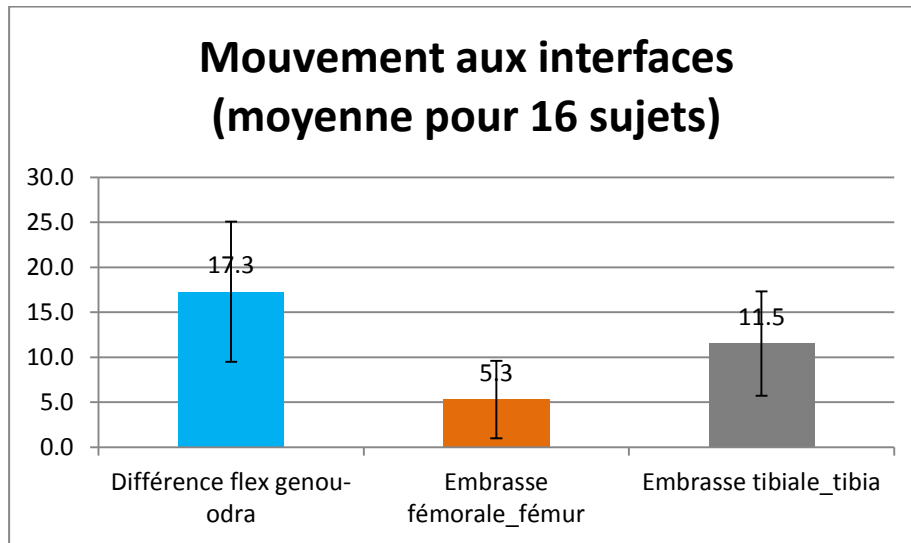


Figure V-19). De la même façon le tibia subit un mouvement de rotation de plus grande amplitude que celui de l'embrasse tibiale (gris sur la

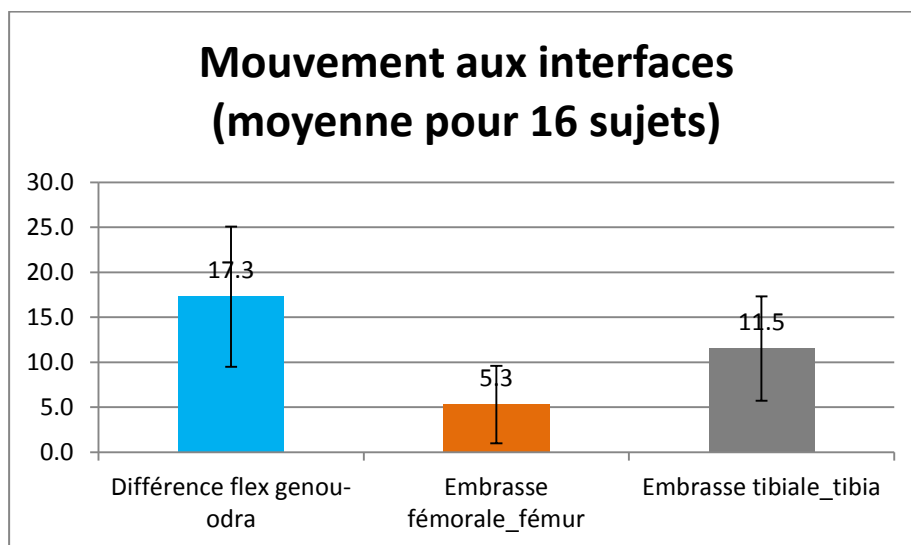


Figure V-19). L'analyse des déplacements relatifs de l'embrasse fémorale par rapport au fémur et de l'embrasse tibiale par rapport au tibia a permis de préciser ces mobilités (Figure V-18).

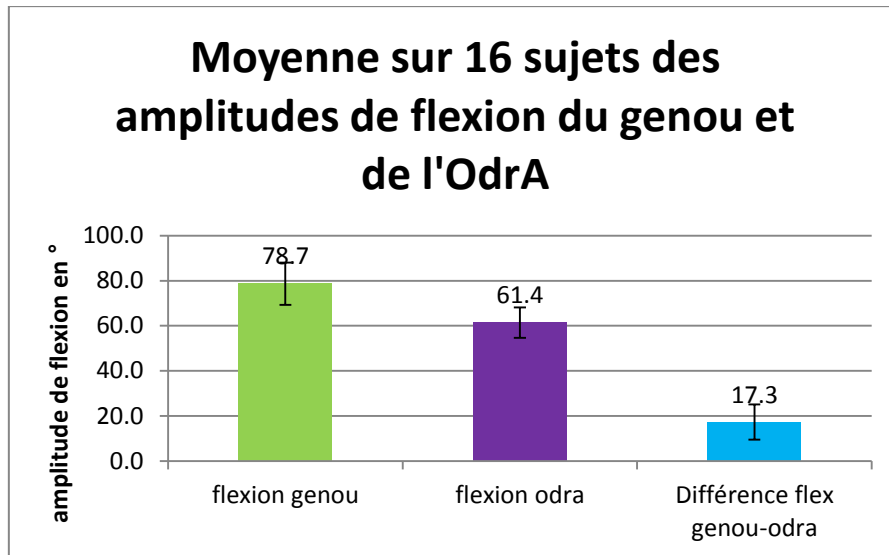


Figure V-18: Mobilité dans le plan sagittal du genou et de l'OdrA (moyenne et écart type)

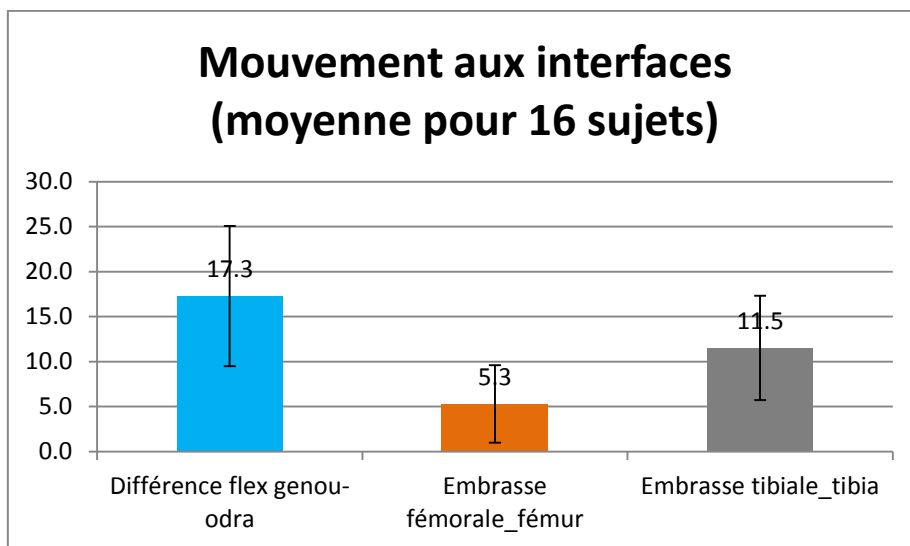


Figure V-19: Différence de mobilité entre le genou et l'OdrA reportée sur chaque interface

Comme le montre la

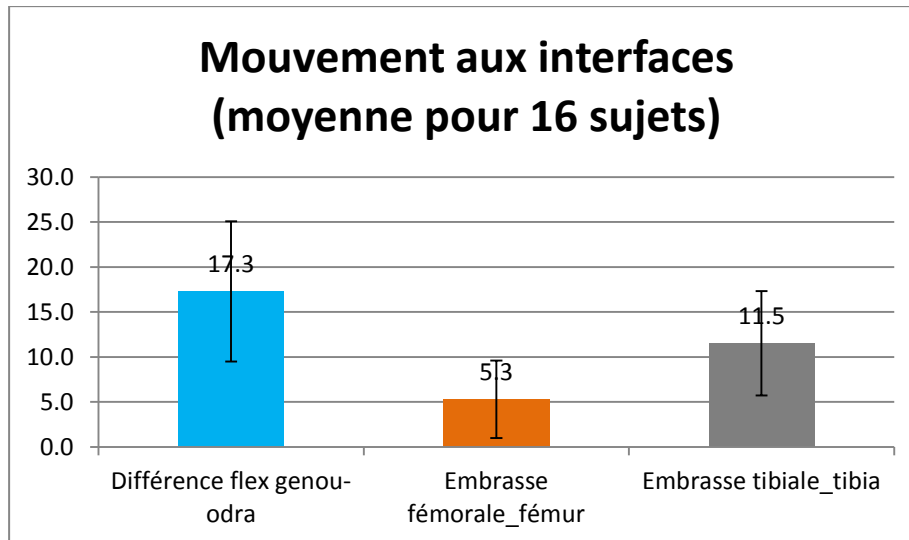


Figure V-19, la différence de mobilité en flexion entre le genou et l'OdrA se reporte pour 33 % à l'interface fémorale et pour 67% à l'interface tibiale. Ainsi, lors du mouvement de la flexion vers l'extension, les embrasses fémorales et tibiales démontrent un mouvement de rotation moindre que les segments osseux, ce qui induit donc une mobilité aux interfaces segment osseux/embrasses ; cette mobilité étant supérieure à l'interface entre le tibia et l'embrasse tibiale de l'OdrA.

La Figure V-16 rapporte par sujet l'amplitude de la différence de rotation entre la flexion du genou et la flexion de l'OdrA. En annexe 4.2.3, la répartition de cette différence sur les deux interfaces (fémorale et tibiale) figure par sujet. Pour 10 sujets, la différence entre l'amplitude de flexion du genou et de l'OdrA est supérieure à 15°. Pour les sujets 8 et 9, cette différence est inférieure à 10°. Pour les sujets 7, 10, 14 et 15: la différence de mobilité entre le genou et l'OdrA se répercute essentiellement sur l'interface tibiale. Ce sont par ailleurs des sujets qui ont rapporté des rougeurs ou phlyctènes en regard de l'embrasse tibiale.

Dans le cadre des thérapeutiques physiques par orthèse de décharge, le problème de la compliance est fréquemment évoqué. En effet, les patients estiment que le bénéfice sur la douleur et la fonction n'équilibre pas toujours la gêne ou l'inconfort résultant de l'encombrement, de l'irritation cutanée, de problèmes d'ordre vestimentaire et du glissement de l'orthèse sur le membre.

4.3.2. CINÉMATIQUE SÉQUENTIELLE DU GENOU COMPARÉE À L'ODRA DANS LE PLAN FRONTAL

L'OdrA est une orthèse de faible encombrement car son concept n'est pas celui d'une orthèse correctrice. Elle est fondée sur une cinématique spécifique (due aux liaisons pignons-crémaillère) avec des embrasses congruentes aux segments cuisse et tibia (confectionnée sur mesure). La décharge pouvant être la conséquence de l'effet de la distraction (abduction de l'orthèse) sur les segments. La cinématique séquentielle autour de l'axe de flexion/extension de l'OdrA a été comparée à celle du genou pour chacun des sujets entre les deux conditions d'extension et de flexion à la section précédente ce qui a mis en lumière les mouvements aux interfaces dans le plan sagittal. La Figure V-20 illustre, pour le plan frontal, ces différences de rotation entre l'OdrA et les genoux pour l'ensemble des sujets (moyenne et écart type). (L'annexe 4.2.3 présente les résultats par sujet pour chacun des 16 sujets).

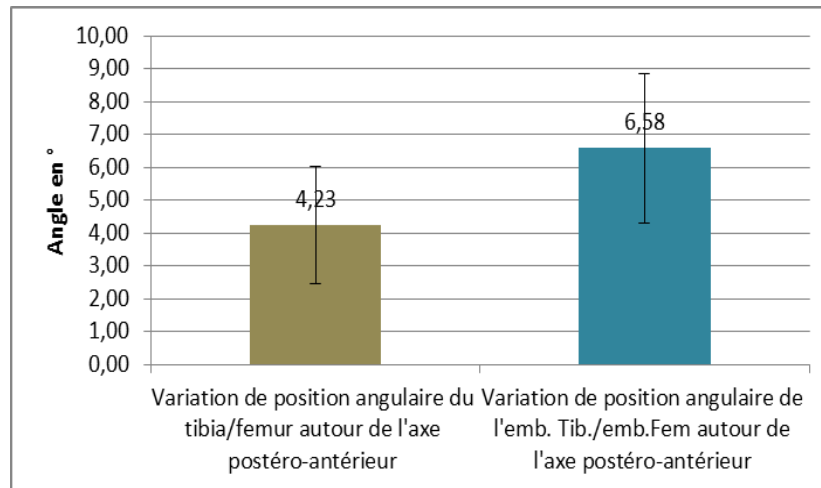


Figure V-20: variation de position dans le plan frontal du genou et de l'OdrA (moyenne sur 16 sujets)

Pour la majorité des sujets l'amplitude parcourue par l'OdrA est supérieure à l'amplitude parcourue par le genou. Dans l'étude de fiabilité du recalage en partie 3.1, l'écart type de répétabilité dans ce plan a été estimée à 2.1°, ce qui permet une confiance dans les résultats de la majorité des sujets.

Ainsi, il est montré que la cinématique en abduction/adduction de l'orthèse est de plus grande amplitude que celle du genou alors que le genou équipé de l'orthèse passe d'une position de flexion à la position d'extension. Cette différence de cinématique peut exprimer deux phénomènes en fonction des conditions de frottement (deux conditions limites) entre l'orthèse et les tissus cutanés :

- 1/ l'adhésion est parfaite, et dans ce cas, la différence de cinématique se traduit par une mise en tension des tissus mous des parties médiales. L'hypothèse est que cette traction est transmise aux segments osseux et pourraient diminuer la résultante des efforts de contact articulaire sur le compartiment médial du genou (cf modélisation de l'action mécanique de l'OdrA en annexe 4.1). Cette hypothèse pourrait expliquer, qu'en l'absence d'effet dimensionnel de l'OdrA sur le genou (voire paragraphe ci-dessous) qu'une diminution des efforts de contact puisse s'opérer avec le port de l'OdrA du fait de la distraction.
- 2/ le coefficient de frottement est faible, et dans ce cas les embrasses glissent sur la cuisse et le tibia. Cet effet est certainement minimisé du côté tibial du fait de la couche de silicone présente sur l'embrace tibiale.

4.3.3. RESULTATS EN EXTENSION SANS ET AVEC ODRA

La mesure de l'effet dimensionnel de la distraction correspond à quantifier l'effet de la distraction sur l'ouverture de l'interligne médial du genou. La comparaison de la position angulaire du genou autour de l'axe postéro-antérieur (Figure V-21 Figure V-22) ne permet pas de conclure à une modification positionnelle entre les conditions « sans » et « avec » OdrA. En effet, les valeurs se situent au sein de la zone d'incertitude du recalage des modèles 3D osseux sur les vues biplanaires (cf partie 3.1).

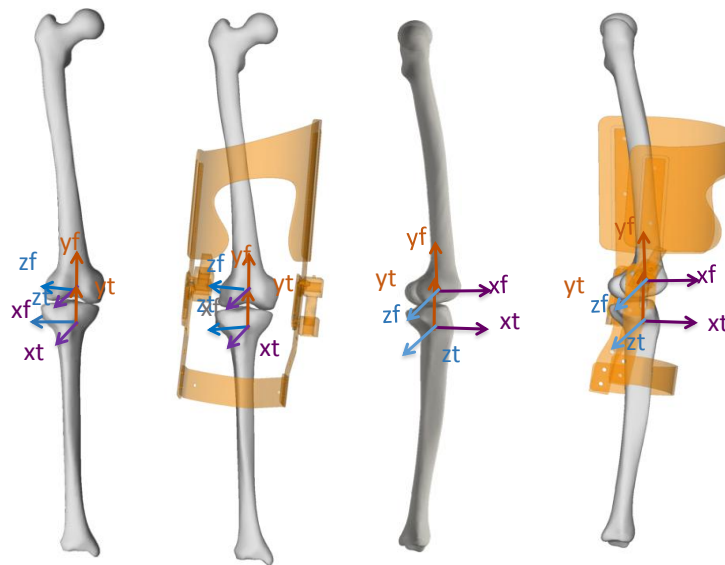


Figure V-21: Vues sagittales et frontales du genou droit dans les conditions 'sans' et 'avec' OdrA

De la même façon, les résultats ne montrent pas de modification de la position sagittale du genou entre les conditions « sans » et « avec » OdrA (Figure V-21 et Figure V-22) en condition d'extension. Autour de cet axe médio-latéral plan, la zone d'incertitude est beaucoup plus réduite que dans le plan frontal (Ecart type de répétabilité du recalage à 0,6° pour le plan sagittal et 2,1° pour le plan frontal, résultats de l'étude rapportée en partie 3.1). Ainsi, il est possible d'affirmer qu'en moyenne, le port de l'OdrA ne modifie pas la position d'extension du genou. Ce point est important car les moments articulaires dans le plan sagittal pourraient être augmentés si l'OdrA limitait les amplitudes du genou du sujet dans ce secteur, ce qui pourrait entraîner une augmentation des efforts de contact par augmentation du moment articulaire de flexion.

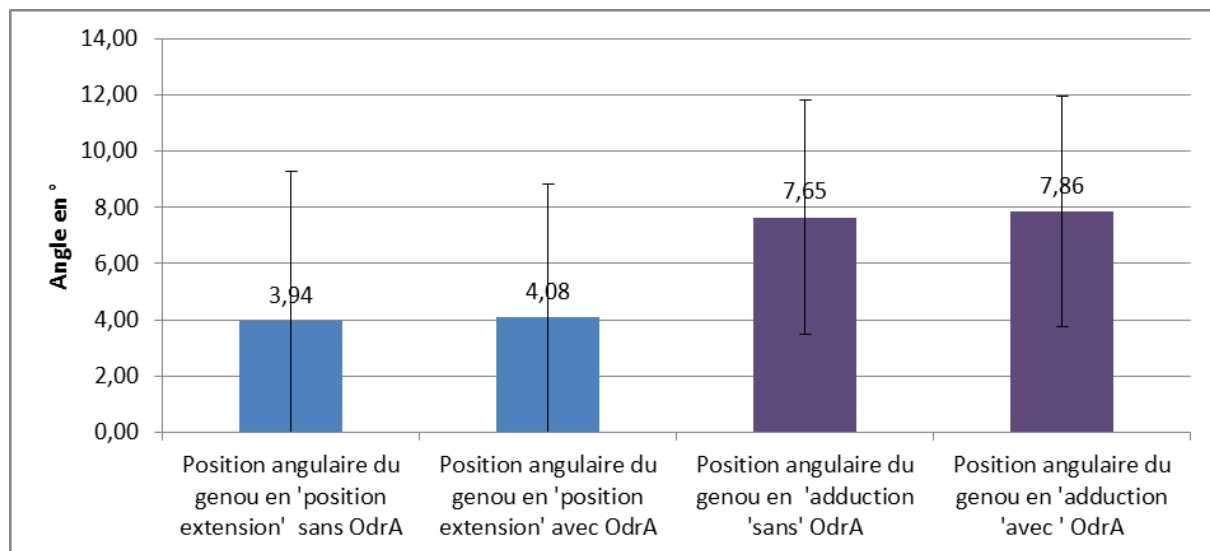


Figure V-22 Positions angulaires du genou dans les conditions 'sans' et 'avec' OdrA, dans les plans sagittal et frontal

4.4. RESULTATS DE L'ANALYSE DE LA MARCHE AVEC ODR A

La plupart des études qui quantifient les effets biomécaniques du port d'une orthèse ont recours à l'analyse du mouvement et évaluent les modifications de paramètres de la marche entre les conditions « sans » et « avec » orthèse. Les indicateurs principaux correspondent aux paramètres usuels de la caractérisation de la gonarthrose : moment externe d'adduction (MEA); moment externe de flexion (MEF); pic d'angle de flexion du genou; angle d'attaque du pied (cf partie 1). L'analyse de la littérature a mis en évidence des limites quant à l'utilisation du MEA pour la quantification des effets d'une orthèse. Ces limites sont à la fois d'ordre méthodologique (cf partie 3.2) mais aussi liées au fait que la diminution du moment résultant articulaire doit tenir compte du moment externe d'abduction de l'orthèse. Concernant les sources de biais des études de quantification du MEA dans les conditions comparatives « sans » et « avec » orthèse, le fait de mesurer à deux temps différents la marche sans et avec orthèse pose le problème de la définition du point où sont calculés les moments. Ce point, en l'absence de modèle squelettique personnalisé, étant défini à partir des marqueurs externes, un placement différent de marqueurs aura un impact sur le calcul du MEA. Enfin, très peu d'études ont eu recours à l'imagerie, seul une équipe du Tennessee (Komisteck, Nadaud, Dennis) et Haladik et al. ont utilisé la fluoroscopie 3D, pour l'évaluation de l'effet d'une orthèse 3 points sur l'interligne articulaire (Haladik et al. 2014).

L'orthèse de distraction OdrA est d'un concept original du fait de son faible encombrement et de ses liaisons pignons crémaillères, qui entraîne une cinématique spécifique. Cette cinématique (paragraphe 4.1) est à l'origine du concept de décharge par la distraction/abduction et par la rotation latérale induite ; celle-ci pourrait latéraliser le centre de pression et diminuer le MEA, à la condition que la force de réaction du sol sur le sujet reste identique. Ainsi, même en l'absence de réalignement, l'hypothèse est que le MEA à la marche pourrait diminuer avec le port de l'OdrA par cette latéralisation du centre de pression, mais aussi par le fait de stabiliser le genou du fait de la conception bi-montant de cette orthèse.

Dans la partie 4 qui portent sur les résultats de l'analyse de la marche par système optoélectronique dans la condition « sans » OdrA, plusieurs paramètres usuels ont été calculés auxquels ont été ajoutés des indicateurs de puissance articulaire. Pour la quantification de l'effet du port de l'OdrA, les mêmes indicateurs dynamiques et cinématiques ont été calculés à partir des données enregistrées. Les deux situations « marche sans OdrA » et « marche avec OdrA » ont donc été comparées (cf protocole , partie 2).

L'analyse statistique s'est appuyée sur des tests non paramétriques pour données appariées.

4.4.1. PARAMETRES DYNAMIQUES

Les résultats sont présentés ci-dessous (Figure V-25 à Figure V-26 ; Tableau V-3) pour le côté arthrosique (OA) entre les conditions « sans » et « avec » OdrA. Pour le côté controlatéral, les tableaux et histogrammes sont consultables en annexe 4.3.

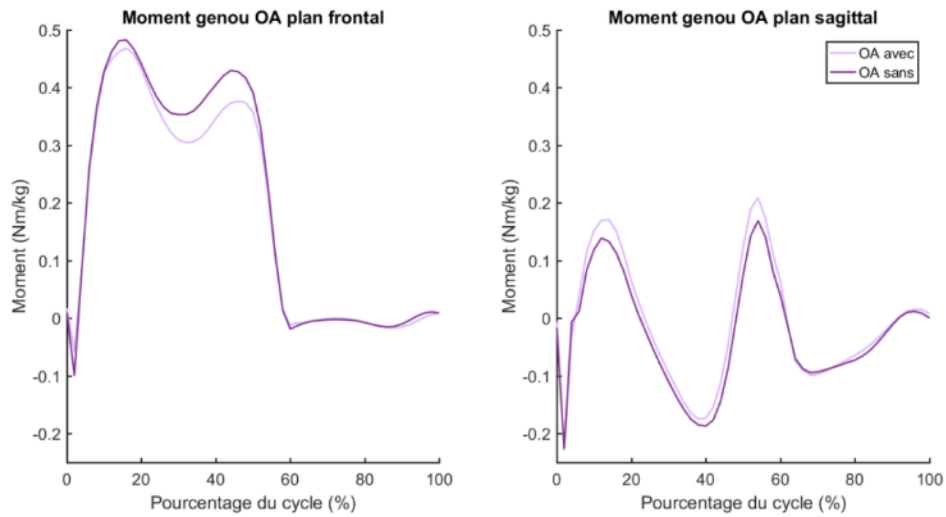


Figure V-23 courbes comparatives entre les conditions 'sans' et 'avec ' OdrA pour le MEA (à gauche) et MEF (à droite)

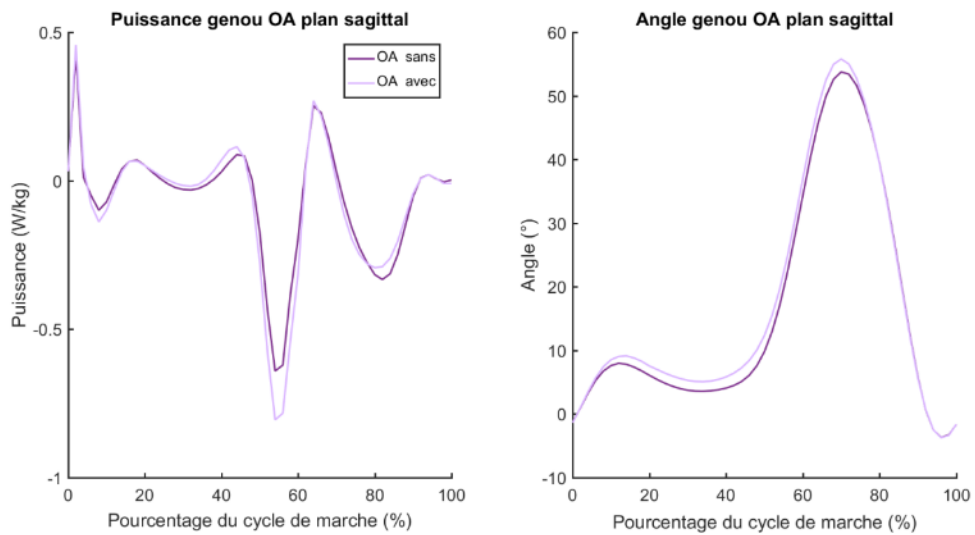


Figure V-24 Courbes comparatives entre les conditions 'sans' et 'avec ' OdrA pour la puissance articulaire dans le plan sagittal (à gauche) et l'angle dans le plan sagittal

<i>Paramètres</i>	<i>Unités</i>	<i>OA sans OdrA</i>			<i>OA avec OdrA</i>			<i>différence</i>	<i>p value</i>
		Moyenne	SD	Indice	Moyenne	SD	Indice		
Dynamique									
MEA pic 1	N.m/%BW*HT	3,13	1,00	16,6	2,95	1,00	15,5	0,18	0,20
MEA pic 2	N.m/%BW*HT	2,74	1,07	43,1	2,25	0,98	45,5	0,49	0,06
MEF pic 1	N.m/%BW*HT	1,07	0,89	10,3	1,27	0,94	10,8	-0,20	0,07
MEF pic 2	N.m/%BW*HT	-1,29	0,93	38,0	-1,14	1,14	37,6	-0,15	1,00
MEF pic 3	N.m/%BW*HT	1,13	0,39	54,3	1,31	0,54	54,2	-0,18	0,09
Puissance pic 1	W/kg	-0,06	0,27	5,7	-0,08	0,34	6,4	0,03	0,70
Puissance pic max	W/kg	-0,69	0,45	54,9	-0,85	0,56	54,9	0,16	0,12
"Puissance seuil "	%	15,07	14,49		13,20	11,70		1,87	0,61
MEA pic 1	N.m/kg	0,516	0,174	16,6	0,516	0,163	15,5	0,000	0,24
MEA pic 2	N.m/kg	0,453	0,183	43,1	0,393	0,147	45,5	0,059	0,06
MEF pic 1	N.m/kg	0,181	0,150	10,3	0,228	0,156	10,8	-0,047	0,07
MEF pic 2	N.m/kg	-0,210	0,151	38,0	-0,195	0,182	37,6	-0,016	0,90
MEF pic 3	N.m/kg	0,187	0,066	54,3	0,231	0,088	54,2	-0,044	0,07

Tableau V-3 Résultats des paramètres dynamiques du côté OA entre les conditions 'sans 'et 'avec' OdrA

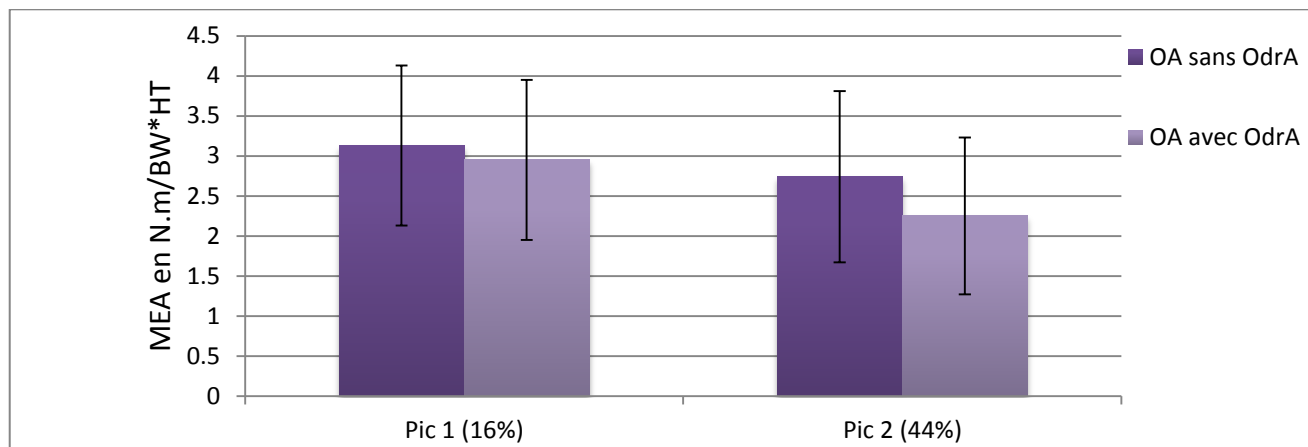


Figure V-25: Comparaison des deux pics du MEA du coté arthrosique entre les conditions 'sans ' et 'avec' OdrA

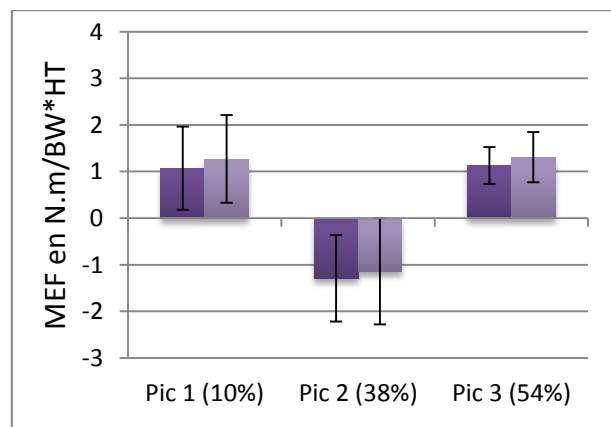


Figure V-26 : Comparaison des trois pics du MEF du coté OA entre les conditions 'sans ' et 'avec' OdrA

4.4.2. PARAMETRES CINEMATIQUES

Paramètres	Unités	OA sans OdrA			OA avec OdrA			différence	p value
		Moyenne	SD	Indice	Moyenne	SD	Indice		
Cinématique									
Pic de l'angle du genou en appui	°	8,53	3,27	16,70	9,69	3,02	18,00	-1,16	0,30
Angle de flexion du genou à l'attaque du talon au sol	°	-1,34	4,07	0	-1,37	4,15	0	0,03	0,90
Différence d'amplitude entre attaque talon et pic de flexion en appui (joint excursion)	°	9,70	2,13		11,05	2,09		-1,35	0,02
Flexion du genou en phase oscillante	°	53,80	3,27	70,70	56,18	2,49	69,80	-2,38	0,01
Angle d'ouverture du pied au sol en plein appui	°	23,25	3,18	30,00	23,47	3,28	30,00	-0,22	1,00

Tableau V-4 Résultats des paramètres cinématiques du coté OA entre les conditions 'sans' et 'avec' OdrA:

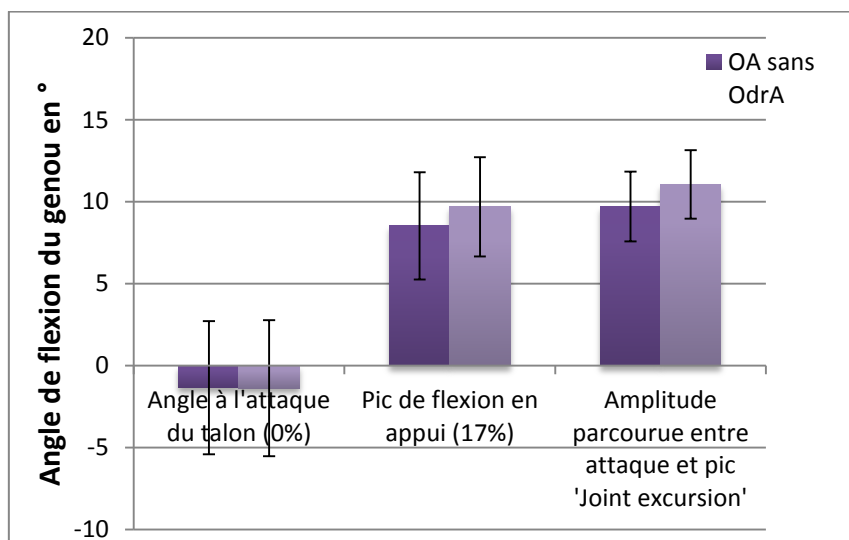


Figure V-27: Comparaison des paramètres angulaires dans le plan sagittal entre les conditions 'sans' et 'avec' OdrA

4.4.3. PARAMETRES SPATIAUX TEMPORELS

Paramètres	Unités	OA sans OdrA		OA avec OdrA	
		Moyenne	SD	Moyenne	SD
Spatio-temporels					
Vitesse de marche	m/sec	1,05	0,14	1,10	0,10
Longueur du pas	m	0,55	0,05	0,57	0,05
Largeur du pas	m	0,16	0,03	0,17	0,02
Temps du cycle	sec	1,15	0,1	1,10	0,05
% de phase d'appui unipodal (en fonction du % du cycle)	%	36,15	2,41	37,10	1,45

Tableau V-5 Résultats des paramètres spatiaux temporels du coté OA entre les conditions 'sans' et 'avec' OdrA

4.4.4. DISCUSSION DE L'EFFET DU PORT DE L'ODRA QUANTIFIÉ PAR AQM

Les paramètres spatiaux temporels (Tableau V-5) sont stables entre les deux conditions « sans » et « avec » OdrA. Seul le temps d'appui unipodal exprimé en pourcentage du cycle, varie pour le membre arthrosique avec un temps d'appui unipodal de 37,1 % du cycle en condition « avec » OdrA (soit 1% de plus que la condition « sans » OdrA). Cette modification, absente du côté controlatéral entre les deux conditions, peut traduire une meilleure confiance en l'appui sur le membre arthrosique (amélioration de la stabilité, diminution de la douleur).

Comme discuté dans les parties 1 et 4 du manuscrit, le MEA renseigne sur la distribution des efforts de contact entre les deux compartiments du genou (Andriacchi et al. 2004) Il est corrélé à la charge sur le compartiment médial (Zhao et al. 2007). Dans le contexte des thérapies physiques comme celui des ostéotomies de réaxation, la diminution du MEA est un des effets biomécaniques recherchés. L'hypothèse est que la diminution du MEA a pour conséquence une diminution de la charge sur le compartiment médial puis une diminution des symptômes et une décélération de l'évolution de la pathologie. Cette relation entre diminution du MEA et diminution de la charge sur le compartiment médial a toutefois été remise en cause (Walter et al. 2010).

La diminution de MEA peut avoir plusieurs origines selon les composantes affectées par la thérapie (cf modélisation MEA en partie 2) : une diminution de l'effort de réaction du sol sur le sujet ainsi qu'une diminution du bras de levier de cet effort par rapport au centre articulaire du genou (point auquel est calculé le MEA). La variation de bras de levier peut être liée à une médialisation du centre articulaire (réalignement de l'AFTM et/ou contrôle d'une instabilité en phase d'appui) et/ou à une latéralisation du centre de pression. Dans notre étude, la comparaison des pics de MEA du côté arthrosique entre les conditions « sans » et « avec » OdrA démontre une diminution du second pic du MEA de l'ordre de 18% (de la valeur « sans » OdrA) lorsque l'orthèse est portée par le sujet, alors que les composantes latéro-médiale et verticale de l'effort de réaction du sol restent constantes entre les deux conditions (« sans » et « avec » OdrA. Pour la même condition, le MEA du côté controlatéral reste stable (Annexe 4.3). La diminution du MEA du côté arthrosique peut donc refléter une stabilisation du genou (en effet une laxité entraîne une latéralisation du centre articulaire en appui) et/ou une latéralisation du centre de pression par la rotation latérale induite par l'orthèse. L'analyse des résultats d'AQM n'a pas permis de détecter de modification de l'angle de progression du pas entre les deux conditions (annexe 4.3). La diminution du second pic du MEA (Figure V-25) dans notre étude (0,49 N.m/%BW*HT ; 0,06N.m/kg), soit de 18 % de sa valeur initiale (sans OdrA), est supérieure à celles mesurées par Dessery sur des genoux équipés de l'OdrA (0,033 N.m/kg) et par Moyer (0,38 N.m/%BW*HT ; Ossur unloader) mais inférieure à celles quantifiées par Fantini (-0,09N.m/kg) sur une orthèse 3 points (Dessery et al. 2014; Moyer et al. 2013; Fantini Pagani et al. 2010). Contrairement au premier pic dont la diminution n'entraînerait pas de réduction des efforts de contact articulaire sur le compartiment médial, la diminution du second pic assurerait de la diminution de cette charge sur le compartiment médial (Walter et al. 2010). Dans la littérature, la variation de MEA sous l'effet du port d'une orthèse n'est pas systématique. 9 études sur 17, incluses dans la méta analyse de Moyer, montrent une variation significative ; mais sur ces 9 études, 4 considèrent le MEA net et non brut (R. F. Moyer et al. 2015). Le MEA net prend en compte le

moment externe d'abduction de l'orthèse, moment qui est quantifié par instrumentation (Pollo et al. 2002; Fantini Pagani et al. 2010) ou éléments finis (Della Croce et al. 2013).

L'arthrose est une pathologie qui altère la performance de l'articulation. Aussi, même si le plan frontal est souvent le plan de la déviation primaire, le plan sagittal peut être affecté par la pathologie. Les paramètres cinématiques et cinétiques dans ce plan deviennent ainsi des indicateurs d'intérêt ces dernières années. Notamment la relation entre la dégradation articulaire et le MEF a été explorée (Chehab et al. 2014). Dans le contexte de la mesure des effets des orthèses de décharge, seules 4 études sur les 17, exploitées dans la méta analyse de Moyer, rapportent des paramètres sagittaux (R. F. Moyer et al. 2015).

Lors de l'examen clinique, il a été relevé une perte de l'amplitude d'extension du genou arthrosique par rapport au controlatéral pour 9 sujets sur 16 de notre étude.

A la marche, le premier pic du moment de flexion (Figure V-23 et Figure V-26) est augmenté de 0,2 N.m /%BW*Ht entre les conditions « sans » et « avec » OdrA ($p=0,07$) du côté arthrosique, soit de 19% de sa valeur initiale (sans OdrA). Dans un même temps, le pic d'angle de flexion du genou en appui augmente alors que l'angle de flexion à l'attaque du talon reste stable entre les deux conditions « sans » et « avec » OdrA (Tableau V-4 et Figure V-27). Ainsi, sur le plan cinématique, l'amplitude de flexion du genou entre l'attaque du talon au sol et le pic de flexion (joint excursion) augmente de façon significative avec le port de l'OdrA pour le genou arthrosique (+ 1,35°; $p=0,02$). Cette augmentation d'amplitude parcourue, qui participe à l'augmentation du premier pic du MEF, pourrait permettre de meilleures conditions d'amortissement de la force de réaction du sol du fait d'un travail excentrique de l'appareil extenseur du genou (le premier pic de puissance articulaire augmente de façon non significative Figure V-24). Cette augmentation du premier pic du MEF (+ 0,047 N.m/kg ; $p= 0,07$) est inférieure à celle non significative retrouvée par Schmalz (0,1 N.m /kg) (Schmalz et al. 2010).

Quant à l'angle de flexion du genou parcourue entre l'attaque du talon et le pic de flexion en appui, il avait été noté une diminution du côté arthrosique par rapport au côté controlatéral dans la condition « sans » OdrA (1,6° ; $p=0,16$). Avec le port de l'orthèse et l'augmentation de cet angle du côté arthrosique en condition « avec » OdrA, ce dernier approche la valeur du côté controlatéral (autour de 11°).

Contrairement au côté arthrosique, la condition « avec » OdrA ne modifie ni les moments dans le plan frontal ni la cinématique dans le plan sagittal des cotés controlatéraux (annexe 4.3). Seuls, des paramètres dynamiques dans le plan sagittal sont modifiés. Il s'agit du premier pic du MEF qui augmente et de la « puissance seuil » pendant la phase d'appui. Ce dernier paramètre diminuant du côté controlatéral dans la condition « avec » OdrA. (annexe 4.3). Les modifications du côté controlatéral du fait du port d'une orthèse dans le plan sagittal ont été observées par Toriyama, mais essentiellement sur la hanche dans le plan frontal et sagittal (Toriyama et al. 2011).

Le pic de flexion en phase oscillante est augmenté de façon significative du côté arthrosique avec le port de l'OdrA (Figure V-27 et Tableau V-4). Avec le port d'une orthèse 3 points, Ersafilian a rapporté une diminution de ce pic en phase oscillante (Ersafilian et al. 2012). L'augmentation de ce pic dans notre étude témoigne de l'absence de restriction de mobilité articulaire du fait du port de l'OdrA.

5. CONCLUSION SUR L'ÉTUDE DE L'ODRA ET PERSPECTIVES :

Afin d'approfondir le mécanisme d'action de l'OdrA, un protocole utilisant la stéréoradiographie a été mis en place. Ce choix de l'imagerie était motivé par plusieurs arguments :

- 1/ L'objectif de décharge qui suppose une action directe et/ou indirecte de l'orthèse sur les segments osseux
- 2/ La spécificité du concept dynamique de l'OdrA, basée sur une cinématique propre tridimensionnelle du fait de ses liaisons pignons crémaillères inversée
- 3/ La visualisation des mouvements aux interfaces
- 4/ Les résultats controversés des études n'ayant eu recours qu'à l'analyse par système opto électronique.

Aussi, l'analyse des positions en flexion et en extension de l'orthèse et du genou s'est appuyée sur les résultats de l'étude de fiabilité de repositionnement des objets 3D rigides sur des vues 2D.

Dans un premier temps, la cinématique séquentielle de l'OdrA, à partir d'un protocole sur l'orthèse isolée, a permis de quantifier la cinématique 3D de l'OdrA avec un mouvement d'abduction et de rotation latérale simultanément au passage de la flexion vers l'extension. Des différences ont été notées comparativement à la modélisation 2D, dues essentiellement à la déformation de l'embrasse supérieure lors du mouvement de la flexion vers l'extension.

L'analyse des positions en flexion et en extension des orthèses OdrA alors que celles-ci étaient installées sur les sujets symptomatiques a montré une cohérence vis-à-vis de la cinématique de l'orthèse isolée. Quelques différences ont été notées entre sujets que l'on peut attribuer d'une part à des déformations variables entre ces sujets du fait de serrage différent et d'autre part à des orthèses de taille différente du fait de morphologies diverses.

Il a été quantifié de façon fiable dans le plan sagittal les mouvements aux interfaces entre les embrasses et les segments osseux. La mobilité au niveau de l'embrasse inférieure est supérieure à la mobilité entre l'embrasse supérieure et le fémur. Contrairement à l'embrasse supérieure, l'embrasse inférieure de l'orthèse est rigide avec une faible surface de congruence. Majoritairement, les sujets qui présentaient des zones d'inconfort et d'irritation le décrivaient au niveau de l'embrasse tibiale. Cet aspect est important car un des problèmes des traitements par orthèse est celui de la compliance au traitement notamment du fait de sensations d'irritations, d'inconfort (R. F. Moyer et al. 2015) ou de blessures cutanées telles que des phlyctènes. Il a été montré sur une étude randomisée comparant un traitement par semelle plantaire à un traitement par orthèse de genou sur 91 sujets symptomatiques, qu'à 6 mois, 71% des sujets suivaient encore le traitement par semelle contre 45% seulement pour le groupe orthèse (Van Raaij et al. 2010). Le suivi des sujets que nous avons inclus dans l'étude permettra d'obtenir cette information de compliance au traitement. Par ailleurs, les patientes porteuses de l'orthèse se sont plaintes du problème vestimentaire entraîné par le port de l'orthèse. En effet, l'OdrA doit être porté sans interface entre la peau et les embrasses.

Notre étude n'a pas montré de différence au niveau de l'interligne articulaire en position de référence entre les conditions « sans » et « avec » OdrA. Les différences relevées étant situées dans la zone d'incertitude de la méthode de recalage (cf partie 3.1). Les études par imagerie 3D (fluoroscopie) de Nadaud et Haladik ont montré des résultats contradictoires sur les effets d'orthèse sur l'épaisseur de l'interligne articulaire (Nadaud et al. 2005; Haladik et al. 2014). De plus, des sujets qui ne présentaient pas d'augmentation de l'interligne étaient nettement améliorés par le port de l'orthèse, confirmant ainsi, que l'effet dimensionnel n'est pas le seul marqueur de l'effet de décharge d'une orthèse.

Alors qu'il a été noté une absence de réalignement de l'angle fémoro-tibial mécanique en condition statique, le second pic de MEA en condition dynamique est diminué. Ce fait peut être expliqué par une stabilisation articulaire dans le plan frontal en phase d'appui due à la caractéristique « bimontant » de l'OdrA. Il a été également suspecté que cette diminution de MEA pouvait être liée à la latéralisation du centre de pression. Par ailleurs, le moment quantifié par dynamique inverse ne prend pas en compte le moment d'abduction de l'orthèse qui peut être quantifié grâce à une instrumentation à l'aide de capteurs munis de jauges de déformation installés sur les montants de l'orthèse.

De plus, la différence de cinématique séquentielle entre l'orthèse et le genou dans le plan frontal, quantifiée par stéréoradiographie, appuie l'hypothèse selon laquelle la mise en tension des tissus d'interface dans ce plan pourrait participer à la décharge.

La spécificité de l'OdrA incite à un positionnement rigoureux. En effet, comme il a été démontré par une modélisation 2D (annexe 4.1), le placement des pignons par rapport au centre articulaire a une influence sur l'effet théorique. Lors des expérimentations, les sujets ont fait la démonstration de ce qu'ils avaient compris des précautions d'usage de l'installation de l'OdrA. A la lumière de ces informations, il ressort que la standardisation des précautions d'installation doit être renforcée et qu'une forme d'éducation (suivi et explication) pourrait être bénéfique.

CONCLUSION GENERALE:

Le contexte général de ce travail était celui de la gonarthrose du compartiment médial de l'articulation fémoro-tibiale et de son traitement par orthèse de décharge. La quantification d'un effet d'une thérapeutique physique peut obéir à des critères cliniques, biologiques et mécaniques. En effet, dans l'étiopathogénie de la pathologie, il est supposé que les efforts de contact jouent un rôle dans la perturbation du métabolisme du cartilage et de l'environnement articulaire. Les thérapeutiques physiques visent la diminution de ces efforts de contact. C'est le cas de l'OdrA, l'orthèse évaluée dans ce travail, et dont la cinématique spécifique fonde l'objectif de décharge du compartiment médial de l'articulation fémoro-tibiale. Nous avons proposé un protocole expérimental et le traitement des données obtenues qui obéissent au cahier des charges suivants: le recours à des outils de routine clinique non invasif et une quantification précise de la cinématique et de la dynamique du genou équipé de l'orthèse.

A cette fin, deux méthodes spécifiques ont été développées : l'analyse séquentielle du genou et la fusion des données issues de deux modalités d'analyse pour le calcul du moment externe d'adduction. De plus, des angles d'analyse positionnelle ont été proposés dans l'objectif de caractériser la gonarthrose. Parallèlement au développement et à l'usage de ces méthodes, nous avons cherché à quantifier l'incertitude de ces méthodes d'investigation. En effet, en vue d'une application de l'outil, des méthodes associées et des indicateurs extraits, l'interprétation nécessite des informations de fiabilité mais aussi des valeurs de référence d'un échantillon contrôle, de façon à situer les résultats calculés pour les sujets symptomatiques.

Concernant l'analyse séquentielle de la cinématique du genou, la précision de la méthode de recalage manuel d'objet 3D sur des vues 2D est très correcte avec un biais inférieur à 1,6 mm et à 0,6°. Le recalage en rotation dans le plan transverse est le moins précis. Des résultats antérieurs ont montré que l'incertitude de la reconstruction à partir des vues stéréoradiographiques biplanaires est la plus faible dans ce plan transverse pour le membre inférieur. Les résultats de précision du recalage des objets 3D sur les vues 2D sont dans la moyenne de ceux de la simple fluoroscopie. Pour ces études sous simple fluoroscopie, les valeurs en dehors du plan d'acquisition du fluoroscope (out of plane) sont peu satisfaisantes. Nos résultats démontrent dans ce plan une meilleure précision avec notre outil, le paramètre de translation concernée étant T_z (translation selon l'axe latéro-médial). L'analyse séquentielle grâce au système EOS présente les avantages d'un faible niveau d'irradiation et d'une position d'acquisition du sujet en charge. La limite majeure étant le fait d'être « séquentielle ». Les résultats des sujets contrôles sont cohérents avec l'analyse séquentielle conduite sur 25 genoux sains par IRM, avec une rotation médiale simultanée à la flexion et un déplacement postérieur du fémur (Esfandiarpour et al. 2013). L'étude de répétabilité a porté sur la variation des paramètres cinématiques traduisant la variation de position relative du tibia par rapport à sa position initiale rendu solidaire de la position du fémur. Le fait de calculer les variations a permis de s'affranchir dans une certaine mesure de l'impact de l'étape de reconstruction et de la différence de position relative du tibia par rapport au fémur en position initiale de référence (extension du genou lors de la position 'free standing' dans la cabine EOS).

L'étude de l'échantillon arthrosique par rapport aux sujets contrôles s'est basée sur les paramètres linéaires et angulaires obtenus par le calcul des positions relatives. Les différences entre les deux échantillons contrôles et arthrosiques concernent majoritairement l'angle d'adduction, plus important chez les sujets arthrosiques depuis l'extension jusqu'à la position de flexion à 90°, une moindre amplitude de rotation médiale et une translation latéro-médiale du fémur par rapport au tibia plus marquée. La modification du pattern des membres arthrosiques peut être mise en relation avec l'altération du cartilage, tissu dont le rôle dans les conditions de glissement et d'arthrocinématique articulaire est connu.

Quantifier directement la cinématique en suivant les déplacements des segments osseux permet, en comparaison de l'analyse du mouvement par système optoélectronique, de s'affranchir de la mobilité des tissus mous par rapport au squelette. Les résultats relatifs à la fiabilité de cette méthode faisant appel à la stéréoradiographie démontrent un potentiel de l'analyse séquentielle en ce qui concerne l'évaluation de la translation (écart type de répétabilité inférieur à 1,8mm, justesse inférieur à 1,6mm), alors que l'évaluation par système optoélectronique démontre des différences de l'ordre de 13 à 16 mm entre la cinématique directe du squelette et indirecte à l'aide des marqueurs externes (Daniel L. Benoit et al. 2006). Même dans le plan transverse, et malgré le fait que ce soit le plan le moins répétable de la reconstruction des modèles 3D osseux, les résultats montrent une répétabilité de l'ordre de 4,2° (IC à 95 % de répétabilité). L'amélioration des méthodes de reconstruction devrait impacter les résultats du recalage dans ce plan transverse notamment pour le tibia, qui est le plus affecté par ce problème.

La deuxième méthode proposée dans ce travail personnel est la fusion de deux données issues des deux environnements : stéréoradiographiques EOS et d'analyse du mouvement Vicon®. A l'Institut, cette fusion a déjà été utilisée dans le but de valider une méthode de localisation de la tête fémorale à partir de marqueurs externes du bassin (Sangeux M., Pillet H, 2014) mais également dans le but de donner la situation des axes moyens du mouvement de rotation du genou par rapport à des repères anatomiques du fémur (Sauret C, Pillet H, Skalli W 2016). Dans le contexte de l'étude, l'objectif était de préciser le calcul du MEA (moment de la force de réaction du sol projeté sur l'axe postéro antérieur du repère fémur calculé à l'origine de ce repère) en définissant le point auquel est calculé le moment à partir du modèle 3D osseux du fémur recalé par l'intermédiaire des marqueurs externes. Ce recalage dans l'environnement Vicon® permettant d'obtenir la localisation de la force de réaction du sol par rapport au squelette puisque le sujet est en appui sur deux plateformes de force (un membre inférieur sur chaque plateforme). Il a été montré une différence entre les valeurs du MEA calculé « sans » et « avec » recalage du modèle osseux du fémur obtenu par la reconstruction à partir des vues biplanaires en position de référence. Cette différence est fortement corrélée au rapport entre l'épaisseur des tissus mous du côté médial et du côté latéral en regard des épicondyles du fémur et donc fortement variable entre les sujets.

Une méthode alternative, à la fusion de données proposée dans cette thèse, pourrait consister en la quantification de ces épaisseurs par échographie par exemple. Ainsi, il semble que l'estimation du MEA calculé au point correspondant au milieu des marqueurs externes peut s'avérer insuffisante et pourrait constituer un des biais méthodologiques contribuant aux résultats controversés de cet indicateur dans le contexte de la gonarthrose. Le calcul de la précision de la méthode de fusion proposée a permis de considérer les effets du recalage sur le MEA avec confiance. Il a par ailleurs été

relevé que la qualité du recalage était directement lié au nombre de marqueurs utilisés pour le réaliser.

Le point auquel a été calculé le moment dans la condition « avec » recalage correspond au milieu du segment joignant les centre des sphères condyliennes, le point auquel a été calculé le moment dans la condition « sans » recalage correspond au milieu du segment joignant les épicondyles. Il a été montré que la projection du point (milieu du segment joignant les deux sphères condyliennes), sur l'axe latéro-médial du repère attaché, au fémur est très proche du milieu des épicondyles osseux (0,11 mm en moyenne). Par contre, le long de l'axe postéro-antérieur du repère fémur, la distance entre la projection de ce point et le milieu des barycentres des régions épicondyliennes, est beaucoup plus marquée. Cette remarque questionne la localisation à retenir en ce qui concerne le centre articulaire du genou. En effet, la position de l'axe moyen de rotation de l'articulation fémoro-tibiale, tout comme le celle du centre articulaire varie au cours du mouvement du fait de l'absence de congruence et de la forme des surfaces articulaires (rayon de courbures des condyles fémoraux, forme des plateaux tibiaux). Dans ce contexte, la définition d'un point unique auquel calculer le moment articulaire externe ne peut être entièrement satisfaisant.

Le recalage a été proposé dans une position statique d'appui bipodal, chaque membre inférieur reposant sur une plateforme de force. Cette condition est insuffisante. Dans la perspective de quantification du MEA, la condition de marche s'impose et constitue une suite logique de ce travail. Le recalage en situation de marche pourrait par ailleurs être multi positionnel du fait de l'avantage de disposer de la position relative des segments par rapport aux marqueurs externes dans plusieurs positions articulaires (0°, 40° et 90°).

La stéréoradiographie est actuellement moins utilisée pour l'étude du genou que pour des régions comme la hanche ou le rachis qui ont bénéficié de travaux récents. Les reconstructions du fémur et du tibia obtenues à partir des vues biplanaires en charge ont permis d'accéder à des informations morphologique et positionnelle des membres des sujets arthrosiques. Grâce à une base de données de l'Institut, il a été possible de situer les caractéristiques des 16 membres arthrosiques par rapport à 138 membres de sujets contrôles jeunes et de comparer les 16 membres arthrosiques à 16 membres de sujets appariés en âge à cette population symptomatique. Les angles morphologiques rendent compte d'une déformation des segments osseux, alors que les angles positionnels situent la position d'un segment osseux dans l'espace ou relativement à un autre segment. Ici encore, les résultats des angles obtenus ont pu être interprétés grâce aux informations de répétabilité de ces angles mais aussi grâce aux valeurs de référence établies à partir des sujets contrôles.

Des angles positionnels ont été développés dans ce travail de façon à analyser les déviations et/ou déformations des segments dans le cadre de la fermeture de l'angle fémoro-tibial mécanique. L'accès aux modèles 3D des membres inférieurs arthrosiques en position debout a fondé ce développement, non étudié dans ce sens jusqu'alors. Il a notamment été montré que l'un des angles positionnels reste invariant, l'angle biplateau du tibia, contrairement à l'angle bicondylien du fémur.

Le nombre de 16 sujets peut sembler insuffisant mais ces premiers résultats sont utiles dans la compréhension de la déviation du membre inférieur et des thérapeutiques correctrices chirurgicales (ostéotomies et arthroplasties).

Dans le cadre de l'analyse de l'effet de l'OdrA portée par les sujets symptomatiques, les indicateurs utilisés ont été positionnels, cinématiques et dynamiques. L'usage de la stéréoradiographie ne nous a pas permis de mesurer d'effet positionnel entre la position d'extension « sans » et « avec » le port de l'OdrA. L'analyse séquentielle cinématique avec le port de l'OdrA a permis de quantifier avec une précision connue les mouvements aux interfaces entre les embrasses et les segments osseux. Ces informations sont utiles car l'un des écueils majeurs du traitement par orthèse est le manque de compliance des sujets du fait de l'inconfort et/ou des irritations cutanées. Les conditions de serrage et d'installation (le positionnement du centre articulaire doit être en regard du centre du pignon médial lorsque l'orthèse est installée en flexion à 90°) de cette orthèse fabriquée sur mesure sont importantes dans l'étude de cette orthèse. Les modalités pratiques de serrage et d'installation résultaient de la phase d'appareillage et de recommandations des orthoprothésistes.

Il a été mis en évidence que dans le plan frontal, la cinématique de l'OdrA était d'une plus grande amplitude que la mobilité du genou ; ce résultat va dans le sens de l'hypothèse de l'effet biomécanique de décharge par étirement des tissus d'interface (annexe 4).

La quantification du MEA en situation de marche entre les conditions « sans » et « avec » OdrA a été réalisée sans le recalage du modèle squelettique 3D personnalisé puisque la situation dynamique du recalage n'a pas été traitée et constitue une perspective de ce travail. Il a néanmoins été montré une diminution significative du second pic du MEA avec le port de l'OdrA alors que les moments des membres controlatéraux ainsi que les composantes des efforts sont stables entre les deux conditions « sans » et « avec » OdrA. Ainsi, la diminution du MEA a pour origine probable une diminution du bras de levier par médialisation du centre articulaire ou /et de la latéralisation du centre de pression. Les sujets arthrosiques, dont les laxités du genou ont pu être évaluées lors de l'examen clinique, percevaient avec le port de l'OdrA une stabilité du genou, qui va dans ce sens.

La diminution du MEA est une mesure indirecte de l'effet de l'OdrA, qui va contribuer à redistribuer les efforts de contact sur la surface articulaire du genou, en diminuant l'intensité sur le compartiment médial. Un effet direct de décharge correspondrait à un effet dimensionnel. Enfin, ce moment n'exprime qu'une partie du moment résultant externe au genou dans le cas du port d'une orthèse. En effet, un moment externe d'abduction (créé par la distraction de l'orthèse) pourrait modifier le moment résultant net et assurer une décharge complémentaire à celle obtenue par diminution du second pic du MEA.

Cette étude, axée sur la population arthrosique et la quantification de paramètres biomécaniques caractéristiques de cette pathologie, s'est donc appuyée sur des outils d'exploration clinique et des méthodes d'investigations de recherche. Dans le contexte de la personnalisation des modèles support du calcul des indicateurs positionnels, cinématiques et dynamiques, il importe que l'imprécision des différentes étapes de la personnalisation n'entraîne pas d'incertitude supérieure à la méthode d'origine remise en question. C'est la raison pour laquelle, au cours de ce travail, parallèlement aux développements d'indicateurs basés sur les méthodes proposées : 1/ les précisions ont été estimées et 2/ les valeurs extraites ont été comparées à celles de populations contrôles.

Evaluer l'effet d'une thérapeutique physique sur une pathologie à composante mécanique conduit naturellement au choix d'indicateurs biomécaniques. Toutefois, il a été constaté que les outils et méthodes d'investigations doivent être suffisamment précis afin d'obtenir des informations fiables. Ne pas prendre en compte les dimensions biologique et clinique peut sembler une erreur, mais ce n'était pas l'objet de ce travail. Par contre, approfondir la relation entre des indicateurs du mouvement perturbé par la pathologie, quantifié par des outils fiables, et la dimension biologique constitue une perspective qui devrait contribuer à mieux comprendre les mécanismes d'action des thérapeutiques.

LISTE DES FIGURES

Figure I-1: Cycle de l'homéostasie et de la dégradation du cartilage (Andriacchi et al., 2009)	5
Figure I-2 Radiographie de face d'un genou arthrosique	6
Figure I-3: Quantification de l'angle fémoro-tibial mécanique entre les axes mécaniques du fémur et du tibia	7
Figure I-4: Répartition par genre et âge de la prévalence estimée de la gonarthrose (Guillemin et al., 2011)	8
Figure I-5 Le moment au genou entraîné par l'effort de réaction du sol	9
Figure I-6: Moment externe d'adduction (MEA en Nm/kg) en fonction du cycle de la marche	10
Figure I-7: Moment externe de flexion en fonction du cycle de la marche	12
Figure I-8: Evolution de l'angle de flexion du genou en fonction du cycle de la marche	14
Figure I-9 : Schémas illustrant l'impact de l'angle de progression du pied sur le moment d'adduction créé par la réaction du sol sur le sujet (extrait de Simic et al., 2013).	15
Figure I-10: Bénéfice/risque des différents traitements physiques et médicaux de l'arthrose (réalisé à partir de (McAlindon et al., 2014)).	17
Figure I-11: Orthèse OdrA et ses deux liaisons pignons crémaillères	18
Figure II-1: Schéma des étapes du recrutement aux acquisitions pour les patients symptomatiques	26
Figure II-2 Positions des acquisitions de la condition « sans » OdrA et images correspondantes	31
Figure II-3 Positions des acquisitions de la condition « avec » OdrA et images correspondantes	31
Figure II-4 Position du sujet en acquisition statique sous Vicon	32
Figure II-5: recalage du modèle 3D sur les vues en flexion (vues 1 et 2 : vues sagittales et frontales en position de référence, le modèle 3D surfacique est en rouge ; vues 3 et 4 : vues sagittales et frontales en flexion du genou d'intérêt, la position du modèle surfacique est celle des vues précédentes 1 et 2 ; vues 5 et 6 : même vues que 3 et 4, mais le modèle surfacique a été déplacé pour coller aux contours visibles sur les images).	36
Figure II-6: Illustration des angles extraits d'Idefx, logiciel de traitement des images biplanaires.	37
Figure II-7: Schéma illustrant les angles positionnels spécifiques du fémur : angle d'inclinaison (avec la verticale du repère de mesure, en noir, de l'axe mécanique en bleu) projeté dans le plan frontal du repère attaché au fémur (en rouge) (à droite de la figure) ; angle d'inclinaison de l'axe bicondylien, en bleu (avec l'horizontale du repère de mesure en noir) projeté dans le plan frontal du repère attaché au fémur, en rouge (au milieu de la figure et à gauche).	38
Figure II-8 Schéma illustrant les angles positionnels spécifiques du tibia : angle d'inclinaison (avec la verticale du repère de mesure, en noir, de l'axe mécanique en bleu) projeté dans le plan frontal du repère attaché au tibia(en rouge) (à droite de la figure) ; angle d'inclinaison de l'axe biplateau, en bleu (avec l'horizontale du repère de mesure en noir) projeté dans le plan frontal du repère attaché au tibia, en rouge (au milieu de la figure et à gauche).	39
Figure II-9: Repères associés à des fémurs droit et gauche	40
Figure II-10 : Position des segments (membre droit) dans les 3 conditions et dans les 3 plans.	41
Figure II-11 Description schématique du cycle de marche (tiré de Villa, thèse 2014)	42
Figure II-12: Activité alternée des deux membres inférieurs	42
Figure II-13: Schéma illustrant le principe de la dynamique inverse	45
Figure II-14 Schéma illustrant les différents paramètres intervenant dans le calcul du MEA	46
Figure II-15 Courbe et points d'intérêts: angle de flexion du genou (°)	48
Figure II-16: Courbe et points d'intérêts: Moment externe d'adduction au genou (Nm/kg)	50
Figure II-17 Courbe et points d'intérêts: moment externe de flexion au genou (Nm/kg)	51
Figure II-18 Courbe et points d'intérêts: puissance articulaire au genou (W/kg)	51
Figure II-19 : Signes de l'angle et du moment du genou dans le plan sagittal (position du fémur par rapport au tibia) (adapté de Villa 2014)	52

Figure II-20 Signes de l'angle et du moment du genou dans le plan frontal (fémur par rapport au tibia pour le genou gauche) (adapté de Villa 2014)	52
Figure III-1 In vitro views in extension condition, in 20° & 40° flexion conditions. Clusters markers in each bones are also identifiable.	56
Figure III-2 In vivo views in different conditions of the current study: extension, 20°, 40° and 90° flexion knee (top). Illustration of the process from the left to the right pictures: 1/the lower limb reconstruction on the standing position view picture and 2/ the manual registration of the 3D skeletal models of the femur and the tibia on each position of knee flexion (down)	56
Figure III-3 Illustration of the manual process on views on healthy subjects: skeletal personalized 3D reconstruction (views 1 & 2); importation of the 3D surfacic model on flex knee position (views 3 & 4) and manual registration across flexion (here 20 flexion) both sagittal and frontal views (views 5 & 6)	57
Figure III-4 Graph illustrating the methods to compare both kinematics assessment techniques	58
Figure III-5: image des vues de profil et de face en free standing position avec modèles 3D personnalisés du tibia et du fémur et marqueurs externes	72
Figure III-6: Modèle externe du sujet sans et avec recalage du modèle interne par les marqueurs externes.	74
Figure III-7: Vue transversale du fémur, du repère attaché et des points d'intérêts CM, CL, ECI, ECE, Oos – fem® et Ovic.	75
Figure III-8: Erreur de recalage (moyenne et écart type) en fonction du nombre de marqueurs exploitables pour ce recalage.	76
Figure III-9: situation de l'effort de réaction du sol par rapport au squelette recalé	77
Figure III-10 : Moment externe d'adduction en statique pour les 20 membres dans les conditions sans (bleu) et avec (rouge) recalage. La différence entre les deux conditions est en vert. En transparent, les membres non arthrosiques.	78
Figure III-11 : Situation du centre articulaire sous Vicon® (O vic) dans le repère fémur de centre O os-fem, centre du repère fémur.	78
Figure III-12: Vue médiale et latérale des points d'intérêts: marqueurs médial (CM) et latéral (CL) ; région épicondyle médiale du fémur (ECI) et latérale (ECL)	80
Figure III-13: Vue frontale des différents points d'intérêts.	80
Figure IV-1: Score WOMAC en moyenne pour les 16 sujets (un score haut indique une altération dans la catégorie)	87
Figure IV-2 score KOOS en moyenne pour les 16 sujets (un score bas indique une altération dans la catégorie)	87
Figure IV-3 Illustration des angles rapportés dans le Tableau I 2	88
Figure IV-4 Répartition des valeurs des angles AFTM, ATM et AFM pour les membres arthrosiques (OA) et les membres contrôles des sujets appariés en âge à la population OA (SCA) en fonction de la distribution (moyenne et écart type) des sujets contrôles jeunes (SCJ).	90
Figure IV-5 Angle fémoro-tibial mécanique (AFTM) pour les 16 membres arthrosiques (OA) et 16 membres contrôles appariés en âge (SCA)	90
Figure IV-6 Angles morphologiques: angle tibial mécanique (ATM) et angle fémoral mécanique (AFM) pour les 16 membres arthrosiques (OA) et 16 membres contrôles appariés en âge (SCA)	91
Figure IV-7 Répartition des valeurs des angles AFTM, ATM et AFM pour les 11 membres arthrosiques (OA) (AFTM inférieur à 172,5°) en fonction de la distribution (moyenne et écart type) des sujets contrôles jeunes (SCJ).	92
Figure IV-8 Répartition de l'angle HKS (pour la population OA et SCA (référence SCJ))	92
Figure IV-9 Illustration des angles positionnels spécifiques de fémur (haut : angle de l'axe mécanique à gauche et angle bicondylien , au milieu et à droite) et du tibia (bas angle de l'axe mécanique à gauche et angle biplateau , au milieu et à droite)	93
Figure IV-10 Répartition des valeurs des angles positionnels spécifiques pour les membres arthrosiques (OA) et ceux des sujets contrôles appariés en âge (SCA) en fonction de la distribution (moyenne et écart type) des sujets contrôles jeunes	95

Figure IV-11: Résultats des paramètres positionnels spécifiques pour les 3 populations	96
Figure IV-12 Paramètres positionnels spécifiques: Orientation des axes mécanique et bicondylien du fémur et des axes mécanique et biplateau du tibia pour les 16 membres -arthrosiques (OA) et 16 membres contrôles appariés en âge (SCA)	96
Figure IV-13 Répartition des valeurs des angles spécifiques pour les 11 membres OA (AFTM inférieur à 172.5°) en fonction de la distribution (moyenne et écart type) des sujets contrôles jeunes (SCJ).	98
Figure IV-14: Moment externe d'adduction (MEA) et de flexion (MEF) au genou au cours du cycle de la marche	102
Figure IV-15: Evolution au cours du cycle de la marche de la puissance articulaire au genou (membre arthrosique à gauche, membre controlatéral à droite) dans le plan sagittal	103
Figure IV-16: Paramètres de position linéaire et angulaire du tibia par rapport au fémur représentés en fonction de l'angle de flexion du genou (en °) en abscisse pour chacun des sujets OA (sujets 9 à 17)	110
Figure IV-17 Paramètres de position linéaire et angulaire du tibia par rapport au fémur représentés en fonction de l'angle de flexion du genou (en °) en abscisse (Sujets sains : SS 1 à 6)	111
Figure V-1: OdrA installée en flexion et en extension	114
Figure V-2 Modélisation des différents modes d'action de l'OdrA	116
Figure V-3: Photos des positions de l'OdrA isolée dans la cabine de stéréoradiographie Orthèse de latéralité 'droite'.	118
Figure V-4: radios (vue de face et de profil) de l'OdrA isolée dans deux positions.	118
Figure V-5: Repérage des pièces de l'OdrA permettant la construction des repères embrasse supérieure et inférieure dans deux positions	119
Figure V-6: situation des repères embrasses (emb fem, emb tib) et osseux (fémur, tibia) en vue transverse et en vue frontale du membre inférieur	121
Figure V-7: Cinématique séquentielle de l'OdrA isolée (basée sur les résultats des paramètres de position relative de l'embrasse tibiale par rapport à l'embrasse fémorale, pour cette orthèse de latéralité droite). Angle de la rotation autour de $y''f = yt$ ou angle de rotation médiale-latérale (vert) et Angle de la rotation autour de $x'f$ transformé de xf lors de la première rotation autour de zf (séquence $zf, x'f, y''f=yt$), ou angle d'abduction-adduction (violet) en fonction de l'angle de flexion.	122
Figure V-8: Vue de face de l'OdrA en flexion à gauche et en extension à droite	123
Figure V-9 Déplacement rectiligne de l'origine du repère attaché à l'embrasse supérieure (Of) par rapport à l'origine du repère attaché à l'embrasse inférieure (Ot) sur l'OdrA isolée	123
Figure V-10 Position d'abduction de l'OdrA installée en condition d'extension (point de gauche) et en condition de flexion (point de droite)	124
Figure V-11 Position de rotation axiale de l'OdrA installée en condition d'extension (point de gauche) et en condition de flexion (point de droite)	124
Figure V-12: Comparaison de l'orthèse en situation isolée et installée (mouvement d'abduction/adduction)	126
Figure V-13 Comparaison de l'orthèse en situation isolée et installée (mouvement de rotation axiale)	126
Figure V-14: modèles 3D des segments en extension et recalé en flexion sur un genou gauche	128
Figure V-15: Représentation de l'OdrA et du genou (latéralité droite)	128
Figure V-16: Mobilité dans le plan sagittal du genou (fémur par rapport au tibia) et de l'OdrA (embrasse fémorale par rapport à embrasse tibiale) (par sujet)	129
Figure V-17: Lorsque le genou, équipé de l'OdrA passe de la flexion à l'extension, le fémur subit une rotation plus importante que l'embrasse fémorale (repère attaché à l'embrasse fémorale en orange)	129
Figure V-18: Mobilité dans le plan sagittal du genou et de l'OdrA (moyenne et écart type)	131
Figure V-19: Différence de mobilité entre le genou et l'OdrA reportée sur chaque interface	131
Figure V-20: variation de position dans le plan frontal du genou et de l'OdrA (moyenne sur 16 sujets)	133
Figure V-21: Vues sagittales et frontales du genou droit dans les conditions 'sans ' et 'avec' OdrA	134
Figure V-22 Positions angulaires du genou dans les conditions 'sans ' et 'avec' OdrA, dans les plans sagittal et frontal	134

<i>Figure V-23 courbes comparatives entre les conditions 'sans' et 'avec ' OdrA pour le MEA (à gauche) et MEF (à droite)</i>	136
<i>Figure V-24 Courbes comparatives entre les conditions 'sans' et 'avec ' OdrA pour la puissance articulaire dans le plan sagittal (à gauche) et l'angle dans le plan sagittal</i>	136
<i>Figure V-25: Comparaison des deux pics du MEA du côté arthrosique entre les conditions 'sans ' et 'avec' OdrA</i>	138
<i>Figure V-26 : Comparaison des trois pics du MEF du côté OA entre les conditions 'sans ' et 'avec' OdrA</i>	138
<i>Figure V-27: Comparaison des paramètres angulaires dans le plan sagittal entre les conditions 'sans et 'avec' OdrA</i>	139

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I-1: critères diagnostiques de l'arthrose	6
Tableau II-1 Sujets arthrosiques (étude ODRA) et sains (étude répétabilité)	27
Tableau II-2: Durée des étapes de l'expérimentation	33
Tableau II-3: Les différentes étapes du traitement des images EOS®	35
Tableau II-4 : Paramètres calculés à partir des captures AQM	49
Tableau III-1 : Nombre de marqueurs visibles sur les vues de face et de profil par sujet. *utilisation du centre de la tête fémorale comme point supplémentaire calculé	72
Tableau III-2: Résultats : moyennes et écart types pour les 20 membres (colonne 1 et 2) ; pour les 15 membres OA (colonne 3 et 4) ; Comparaison pour les sujets 3 à 11 de l'ajout de la tête fémorale pour le recalage (colonne 5 à 8).	79
Tableau III-3: Résultats des coordonnées des vecteurs d'intérêts reliant les points correspondant au centre des marqueurs médial (CM) et latéral (CL), au barycentre des régions épicondyles du modèle osseux du fémur médial (ECI) et latéral (ECE) (figure III-11)	80
Tableau III-4: Corrélation entre les paramètres d'intérêt.	81
Tableau IV-1 Caractéristiques anthropométriques et fonctionnels des 16 sujets symptomatiques. Pour le WOMAC : 100% indique une sévérité maximum ; pour le KOOS : un score de 100 indique une absence de problème.	86
Tableau IV-2 Angles cliniques usuels pour les 3 populations	89
Tableau IV-3 Moyenne et écart type des sujets contrôles jeunes (SCJ) sur lesquels s'appuient les catégories, pour 3 angles d'intérêts : angle fémoro-tibial mécanique (AFTM), angle tibial mécanique (ATM) et angle fémoral mécanique (AFM).	89
Tableau IV-4 Ecart type des angles positionnels spécifiques sur 6 reconstructions pour 6 sujets sains	93
Tableau IV-5 Paramètres spécifiques pour les différentes populations (OA, SCA et SCJ)	94
Tableau IV-6: valeurs des angles complémentaires pour 11 sujets (AFTM inférieur à 173.3°), en comparaison des 16 sujets OA	97
Tableau IV-7: Corrélation entre l'angle fémoro -tibiale mécanique et les angles spécifiques (coefficient de Pearson)	98
Tableau IV-8: résultats des paramètres dynamiques pour le genou OA comparé au genou controlatéral	103
Tableau IV-9: Corrélation entre le MEA et les angles morphologiques et positionnels (coefficient de Pearson)	104
Tableau IV-10 Résultats des paramètres cinématiques pour le genou OA comparé au genou controlatéral	105
Tableau IV-11 Résultats des paramètres spatiaux temporels pour le genou OA comparé au genou controlatéral	105
Tableau IV-12: Paramètres linéaires et angulaires de position relative du tibia par rapport au fémur pour les genoux Contrôles et OA	109
Tableau IV-13: Répétabilité des paramètres linéaires et angulaires de la position du tibia par rapport au fémur présentée dans la partie 3.1	109
Tableau V-1 Résultats de la simulation MonteCarlo.	121
Tableau V-2: moyenne des positions angulaires de l'OdrA installée en condition d'extension et en condition de flexion (cf repartition par sujet en annexe 4.2.2)	125
Tableau V-3 Résultats des paramètres dynamiques du côté OA entre les conditions 'sans 'et 'avec' OdrA	137
Tableau V-4 Résultats des paramètres cinématiques du côté OA entre les conditions 'sans 'et 'avec' OdrA:	139
Tableau V-5 Résultats des paramètres spatiaux temporels du côté OA entre les conditions 'sans 'et 'avec' OdrA	139

RÉFÉRENCES

- Alkjaer, T. et al., 2015. Gait variability and motor control in people with knee osteoarthritis. *Gait and Posture*, 42(4), pp.479–484.
- Altman, R.D., 1991. Classification of disease: Osteoarthritis. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 20(6 SUPPL. 2), pp.40–47.
- Andriacchi, T.P. et al., 2004. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(3), pp.447–457.
- Andriacchi, T.P., Koo, S. & Scanlan, S.F., 2009. Gait Mechanics Influence Healthy Cartilage Morphology and Osteoarthritis of the Knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 91(Supplement 1), pp.95–101. Available at: <http://jbjs.org/cgi/doi/10.2106/JBJS.H.01408>.
- Andriacchi, T.P. & Mündermann, A., 2006. The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Current opinion in rheumatology*, 18(5), pp.514–518.
- Baliunas, a. J. et al., 2002. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 10(7), pp.573–579.
- Beaudreuil, J. et al., 2009. Clinical practice guidelines for rest orthosis, knee sleeves, and unloading knee braces in knee osteoarthritis. *Joint Bone Spine*, 76(6), pp.629–636.
- Benoit, D.L. et al., 2006. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. , 24, pp.152–164.
- Benoit, D.L. et al., 2006. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait and Posture*, 24(2), pp.152–164.
- Blazek, 2014. Age and Obesity Alter the Relationship Between Femoral Articular Cartilage Thickness and Ambulatory Loads in Individuals Without Osteoarthritis. *JOURNAL OF ORTHOPAEDIC RESEARCH*, online lib, pp.394–402.
- Cappozzo, A. et al., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait & posture*, 21(2), pp.186–196.
- Chaibi, Y. et al., 2012. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. , (October 2013), pp.37–41.
- Chang, A. et al., 2004. Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis and Rheumatism*, 50(12), pp.3897–3903.
- Chang, a. H. et al., 2014. External knee adduction and flexion moments during gait and medial tibiofemoral disease progression in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(7), pp.1099–1106. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2015.02.005>.
- Chehab, E.F. et al., 2014. Baseline knee adduction and flexion moments during walking are both associated with 5year cartilage changes in patients with medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 22(11), pp.1833–1839.

- Collins, N.J. et al., 2015. Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS): Systematic review and meta-analysis of measurement properties. *Osteoarthritis and Cartilage*.
- Della Croce, U. et al., 2013. A preliminary assessment of a novel pneumatic unloading knee brace on the gait mechanics of patients with knee osteoarthritis. *PM and R*, 5(10), pp.816–824.
- D. Desmé, S. Galand-Desmé, J.-L. Besse, J. Henner, B. Moyen, J.-L.L., 2006. Axial lower limb alignment and knee geometry in patients with osteoarthritis of the knee. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*, 92(7), pp.673–79.
- Dagneaux, L. et al., 2015. Sequential 3D analysis of patellofemoral kinematics from biplanar x-rays : In vitro validation protocol. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 101(7), pp.811–818. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2015.07.017>.
- Deakin, A.H. et al., 2012. Natural distribution of the femoral mechanical-anatomical angle in an osteoarthritic population and its relevance to total knee arthroplasty. *Knee*, 19(2), pp.120–123.
- Dennis, D.A. et al., 2006. Evaluation of Off-Loading Braces for Treatment of Unicompartmental Knee Arthrosis. *Journal of Arthroplasty*, 21(4 SUPPL.), pp.2–8.
- Dessery, Y. et al., 2014. Comparison of three knee braces in the treatment of medial knee osteoarthritis. *Knee*, 21(6), pp.1107–1114. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2014.07.024>.
- Dubousset, J. et al., 2010. EOS: A new imaging system with low dose radiation in standing position for spine and bone and joint disorders. *Journal of Musculoskeletal Research*, 13(1), pp.1–12. Available at: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-77955452459&partnerID=tZ0tx3y1>.
- Duffell, L.D. et al., 2014. Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. *Gait and Posture*, 39(4), pp.1057–1061.
- Duivenvoorden, T. et al., 2015. Braces and orthoses for treating osteoarthritis of the knee. *The Cochrane database of systematic reviews*, 3, p.CD004020.
- Dumas, R., Chèze, L. & Verriest, J.P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3), pp.543–553.
- Elbaz, A. et al., 2014. Novel classification of knee osteoarthritis severity based on spatiotemporal gait analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 22(3), pp.457–463.
- Erhart-Hledik, J.C.. J.F.P.A., 2015. New insight in the relationship between regional patterns of knee cartilage thickness, osteoarthritis disease severity, and gait mechanics. *Journal of Biomechanics*, 5(48), pp.3868–75.
- Esfandiarpour, F. et al., 2013. Comparison of kinematics of ACL-deficient and healthy knees during passive flexion and isometric leg press. *Knee*, 20(6), pp.505–510.
- Esrailian, A., Karimi, M.T. & Eshraghi, A., 2012. Design and evaluation of a new type of knee orthosis to align the mediolateral angle of the knee joint with osteoarthritis. *Advances in orthopedics*, 2012(1987), p.104927. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3345217&tool=pmcentrez&render type=abstract>.

- Fang, D.M., Ritter, M.A. & Davis, K.E., 2009. Coronal Alignment in Total Knee Arthroplasty. Just How Important is it? *Journal of Arthroplasty*, 24(6 SUPPL.), pp.39–43.
- Fantini Pagani, C.H., Potthast, W. & Brüggemann, G.P., 2010. The effect of valgus bracing on the knee adduction moment during gait and running in male subjects with varus alignment. *Clinical Biomechanics*, 25(1), pp.70–76.
- Farrokhi, S. et al., 2012. Clinical Biomechanics Are the kinematics of the knee joint altered during the loading response phase of gait in individuals with concurrent knee osteoarthritis and complaints of joint instability? A dynamic stereo X-ray study ☆. *JCLB*, 27(4), pp.384–389. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.009>.
- Favre, J. et al., 2016. Baseline ambulatory knee kinematics are associated with changes in cartilage thickness in osteoarthritic patients over 5 years. *Journal of Biomechanics*, 49(9), pp.1859–1864.
- Ferreira, G.E. et al., 2015. The effect of exercise therapy on knee adduction moment in individuals with knee osteoarthritis: A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 30(6), pp.521–527.
- Fu, H.C.H. et al., 2015. Prospective study on the effects of orthotic treatment for medial knee osteoarthritis in Chinese patients: clinical outcome and gait analysis. *Hong Kong medical journal = Xianggang yi xue za zhi / Hong Kong Academy of Medicine*, 21(2), pp.98–106. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25756275>.
- Gaasbeek, R.D. a et al., 2007. Valgus bracing in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. A gait analysis study of a new brace. *Gait and Posture*, 26(1), pp.3–10.
- Gandek, B., 2015. Measurement properties of the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index: A systematic review. *Arthritis Care and Research*, 67(2), pp.216–229.
- Garling, E.H. et al., 2008. Soft-tissue artefact assessment during step-up using fluoroscopy and skin-mounted markers (Journal of Biomechanics (2007) 40, SUPPL. 1, (S18-S24) DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.003). *Journal of Biomechanics*, 41(10), pp.2332–2333.
- Ghostine B, Sauret C, Assi A, Bakouny Z, Khalil N, Skalli W, G.I., 2016. Influence of patient axial malpositioning on the trueness and precision of pelvic parameters obtained from 3D reconstructions based on biplanar radiographs. *Eur Radiol*, (juin).
- Goujon, H. et al., 2006. A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait. *Prosthetics and orthotics international*, 30(2), pp.213–223.
- Guillemin, F. et al., 2011. Prevalence of symptomatic hip and knee osteoarthritis: A two-phase population-based survey1. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(11), pp.1314–1322. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2011.08.004>.
- Haladik, J.A. et al., 2014. Bracing improves clinical outcomes but does not affect the medial knee joint space in osteoarthritic patients during gait. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(11), pp.2715–2720.
- Henriksen, M. et al., 2010. Gait changes in patients with knee osteoarthritis are replicated by experimental knee pain. *Arthritis Care and Research*, 62(4), pp.501–509.
- Hewett TE, Noyes FR, Barber-Westin SD, H.T., 1998. Decrease in knee joint pain and increase in

- function in patients with medial compartment arthrosis: a prospective analysis of valgus bracing. *Orthopedics*, 21(2), pp.131–8.
- Huang, S.C. et al., 2008. Effects of severity of degeneration on gait patterns in patients with medial knee osteoarthritis. *Medical Engineering and Physics*, 30(8), pp.997–1003.
- Hurley, S.T. et al., 2012. Is there a dose response for valgus unloader brace usage on knee pain, function, and muscle strength? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(3), pp.496–502.
- Hurwitz, D.E. et al., 2001. Static Alignment is a Better Indicator of the Dynamic Knee Joint Loads During Gait in Subjects with Knee Osteoarthritis Than Radiographic Disease Severity, Toe Out Angle and Pain. *Orthopedic Research Society*, 20, pp.101–107.
- Hutchins, S.W. et al., 2011. Feasibility study for a controllable orthotic knee joint. *Disability and rehabilitation. Assistive technology*, 6(6), pp.536–545.
- Jones, R.K. et al., 2013. A comparison of the biomechanical effects of valgus knee braces and lateral wedged insoles in patients with knee osteoarthritis. *Gait and Posture*, 37(3), pp.368–372.
- Kaufman, K.R. et al., 2001. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of biomechanics*, 34(7), pp.907–915.
- Khanna, D. et al., 2012. 2012 American college of rheumatology guidelines for management of gout. part 1: Systematic nonpharmacologic and pharmacologic therapeutic approaches to hyperuricemia. *Arthritis Care and Research*, 64(10), pp.1431–1446.
- Kirkley, a et al., 1999. The effect of bracing on varus gonarthrosis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 81(4), pp.539–548.
- Komistek, R.D. et al., 1999. An in vivo analysis of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace during heel-strike of gait. *Journal of Arthroplasty*, 14(6), pp.738–742.
- Koshino, T. et al., 2002. Underestimation of varus angulation in knees with flexion deformity. *Knee*, 9(4), pp.275–279.
- Kutzner, I. et al., 2010. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics*, 43(11), pp.2164–2173.
- Lafortune, M.A., 1992. THREE-DIMENSIONAL KINEMATICS OF THE HUMAN KNEE DURING WALKING *. , 25(4), pp.347–357.
- Laroche, D. et al., 2014. Biomechanical effectiveness of a distraction-rotation knee brace in medial knee osteoarthritis: Preliminary results. *Knee*, 21(3), pp.710–716.
- Lathrop-Lambach, R.L. et al., 2014. Evidence for joint moment asymmetry in healthy populations during gait. *Gait and Posture*, 40(4), pp.526–531.
- Leardini, A. et al., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait and Posture*, 21(2), pp.212–225.
- Lynn, S.K., Kajaks, T. & Costigan, P.A., 2008. The effect of internal and external foot rotation on the adduction moment and lateral-medial shear force at the knee during gait. *Journal of Science*

- and Medicine in Sport*, 11(5), pp.444–451.
- Mahfouz, M.R. et al., 2003. A Robust Method for Registration of Three-Dimensional Knee Implant Models to Two-Dimensional Fluoroscopy Images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(12), pp.1561–1574.
- McAlindon, T.E. et al., 2014. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 22(3), pp.363–388.
- Mills, K. et al., 2013. A systematic review and meta-analysis of lower limb neuromuscular alterations associated with knee osteoarthritis during level walking. *Clinical Biomechanics*, 28(7), pp.713–724.
- Miyazaki, T. et al., 2002. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annals of the rheumatic diseases*, 61, pp.617–622.
- Moro-Oka, T.A. et al., 2008. Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(4), pp.428–434.
- Moyer, R.F. et al., 2015. Biomechanical effects of valgus knee bracing: A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(2), pp.178–188.
- Moyer, R.F. et al., 2015. Biomechanical effects of valgus knee bracing: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, 23(2), pp.178–88. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25447975>.
- Moyer, R.F. et al., 2013. Combined Effects of a Valgus Knee Brace and Lateral Wedge Foot Orthotic on the External Knee Adduction Moment in Patients With Varus Gonarthrosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(1), pp.103–112. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999312009185>.
- Mündermann, A. et al., 2004. Potential Strategies to Reduce Medial Compartment Loading in Patients With Knee Osteoarthritis of Varying Severity: Reduced Walking Speed. *Arthritis and Rheumatism*, 50(4), pp.1172–1178.
- Nadaud, M.C. et al., 2005. In vivo three-dimensional determination of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace: a multiple brace analysis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 87 Suppl 2, pp.114–119.
- Nasim Foroughi; Richard M. Smith; Lange, A.K., Baker, M.K. ; Mari. A.F.S.C. & Vanwanseele, B., 2010. Dynamic alignment and its association with knee adduction moment in medial knee osteoarthritis. *The Knee*, 17, pp.210–16.
- Newell, R.S. et al., 2008. Detecting differences between asymptomatic and osteoarthritic gait is influenced by changing the knee adduction moment model. *Gait and Posture*, 27(3), pp.485–492.
- O’Connell, M., Farrokhi, S. & Fitzgerald, G.K., 2016. The role of knee joint moments and knee impairments on self-reported knee pain during gait in patients with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 31, pp.40–46.
- Oak, S.R. et al., 2013. Radiographic joint space width is correlated with 4-year clinical outcomes in patients with knee osteoarthritis: Data from the osteoarthritis initiative. *Osteoarthritis and*

- Cartilage*, 21(9), pp.1185–1190. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2013.06.024>.
- Ornetti, P. et al., 2014. Clinical effectiveness and safety of a distraction-rotation knee brace for medial knee osteoarthritis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 58(3), pp.126–131. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rehab.2015.03.004>.
- Pagani, C.H.F., Hinrichs, M. & Brüggemann, G.P., 2012. Kinetic and kinematic changes with the use of valgus knee brace and lateral wedge insoles in patients with medial knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(7), pp.1125–1132.
- Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT, B.D., 2010. Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am.*, 92(12), pp.2143–9.
- Le Pen, C., Reygobellet, C. & Gérentes, I., 2005. Financial cost of osteoarthritis in France: The “COART” France study. *Joint Bone Spine*, 72(6), pp.567–570.
- Petersen, W. et al., 2016. Biomechanical effect of unloader braces for medial osteoarthritis of the knee: a systematic review (CRD 42015026136). *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 136(5), pp.649–656.
- Pillet, H. et al., 2010. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait and Posture*, 31(2), pp.147–152.
- Piperno, M. et al., 1998. Quantitative evaluation of joint space width in femorotibial osteoarthritis: Comparison of three radiographic views. *Osteoarthritis and Cartilage*, 6(4), pp.252–259.
- Pollo, F.E. et al., 2002. Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee. *The American journal of sports medicine*, 30(3), pp.414–421.
- Quijano, S. et al., 2013. Three-dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. *Medical engineering & physics*, 35(12), pp.1703–12. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453313001495> [Accessed June 30, 2015].
- Van Raaij, T.M. et al., 2010. Medial knee osteoarthritis treated by insoles or braces a randomized trial. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(7), pp.1926–1932.
- Ramsey, D.K. et al., 2007. A mechanical theory for the effectiveness of bracing for medial compartment osteoarthritis of the knee. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 89(11), pp.2398–2407. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3217466&tool=pmcentrez&render_type=abstract.
- Rannou, F., Poiraudou, S. & Beaudreuil, J., 2010. Role of bracing in the management of knee osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology*, 22(2), pp.218–22.
- Reichmann, W.M. et al., 2011. Responsiveness to change and reliability of measurement of radiographic joint space width in osteoarthritis of the knee: A systematic review. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(5), pp.550–556. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2011.01.023>.
- Rochongar, G. et al., 2016. A new method for the evaluation of the end-to-end distance of the knee

- ligaments and popliteal complex during passive knee flexion. *Knee*, 23(3), pp.420–425.
- Sandau, M. et al., 2015. New equations to calculate 3D joint centres in the lower extremities. *Medical Engineering and Physics*, 37(10), pp.948–955.
- Sangeux, M. et al., 2006. Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging. *Clinical Biomechanics*, 21(9), pp.984–991.
- sangeux m., Pillet H, S.W., 2014. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis. *Gait and Posture*, 20, pp.20–25.
- Sauret, C. et al., 2015. Fusing data between motion capture and D medical images. In *3D-AHM*. pp. 327–330.
- Sauret C, Pillet H, Skalli W, S.M., 2016. On the use of knee functional calibration to determine the medio-lateral axis of the femur in gait analysis: Comparison with EOS biplanar radiographs as reference. *Gait and Posture*, 12(50), pp.180–184.
- Schlatterer, B. et al., 2009. Skeletal landmarks for TKR implantations: Evaluation of their accuracy using EOS imaging acquisition system. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 95(1), pp.2–11. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877056808000108>.
- Schmalz, T. et al., 2010. Analysis of biomechanical effectiveness of valgus-inducing knee brace for osteoarthritis of knee. *Journal of rehabilitation research and development*, 47(5), pp.419–429.
- Sharma, L. et al., 2010. Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 69(11), pp.1940–1945. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20511608> \n<http://ard.bmj.com/content/69/11/1940.full.pdf>.
- Simic, M. et al., 2013. Altering foot progression angle in people with medial knee osteoarthritis: The effects of varying toe-in and toe-out angles are mediated by pain and malalignment. *Osteoarthritis and Cartilage*, 21(9), pp.1272–1280.
- Van Sint Jan, S. et al., 2002. Registration of 6-DOFs electrogoniometry and CT medical imaging for 3D joint modeling. *Journal of Biomechanics*, 35(11), pp.1475–1484.
- Söderkvist, I. & Wedin, P.Å., 1993. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 26(12), pp.1473–1477.
- Specogna AV, Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Fowler PJ, G.J., 2007. Radiographic measures of knee alignment in patients with varus gonarthrosis: effect of weightbearing status and associations with dynamic joint load. *Am J Sports*, 35(1), pp.65–70.
- Stagni, R. et al., 2005. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: A study on two subjects. *Clinical Biomechanics*, 20(3), pp.320–329.
- Südhoff, I. et al., 2007. Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait and Posture*, 25(4), pp.533–543.
- Than, P. et al., 2012. Geometrical values of the normal and arthritic hip and knee detected with the EOS imaging system. *International Orthopaedics*, 36(6), pp.1291–1297. Available at:

<http://link.springer.com/10.1007/s00264-011-1403-7>.

- Thorp, L.E. et al., 2007. Relationship between pain and medial knee joint loading in mild radiographic knee osteoarthritis. *Arthritis Care and Research*, 57(7), pp.1254–1260.
- Toriyama, M. et al., 2011. Effects of unloading bracing on knee and hip joints for patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 26(5), pp.497–503. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.003>.
- Trepczynski, A. et al., 2014. Modulation of the relationship between external knee adduction moments and medial joint contact forces across subjects and activities. *Arthritis and Rheumatology*, 66(5), pp.1218–1227.
- Tsai, T. et al., 2011. Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent. *Journal of Biomechanics*, 44(6), pp.1182–1188. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.009>.
- Walter, J.P. et al., 2010. Decreased knee adduction moment does not guarantee decreased medial contact force during gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 28(10), pp.1348–1354.
- Wilson, D.R. et al., 2000. The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. *Journal of Biomechanics*, 33(4), pp.465–473.
- Wu, G. & Cavanagh, P.R., 1995. ISB Recommendations in the Reporting for Standardization of Kinematic Data. *Journal of Biomechanics*, 28(10), pp.1257–1261.
- Zeni, J.A. & Higginson, J.S., 2009. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed? *Clinical Biomechanics*, 24(4), pp.372–378.
- Zhang, W. et al., 2010. EULAR evidence-based recommendations for the diagnosis of knee osteoarthritis. *Annals of the rheumatic diseases*, 69(3), pp.483–489.
- Zhang, W. et al., 2010. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis. Part III: Changes in evidence following systematic cumulative update of research published through January 2009. *Osteoarthritis and Cartilage*, 18(4), pp.476–499. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2010.01.013>.
- Zhao, D. et al., 2007. Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(6), pp.789–797.

LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

Publication soumise dans des revues internationales avec comité de lecture

Langlois K., Pillet H., Lavaste F., Rochcongar G., Rouch P., Thoreux P., Skalli W. 3D sequential kinematics of the knee joint from multiple biplanar Xrays : accuracy and reproducibility *Clinical Biomechanics*.

Publications dans des revues internationales avec comité de lecture

Villa C., Loiret I., **Langlois K.**, Bonnet X., Lavaste F., Fodé P., Pillet H. (2016) Cross-slope and level walking strategies during swing in individuals with a lower limb amputation, accepté dans *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*

Langlois K., Villa C., Bonnet X., Lavaste F., Fodé P., Martinet N., Pillet H. (2013) Influence of transtibial amputee physical capacities on gait adjustments on sloped surfaces, *J Rehabil Res*

Publications nationales avec comité de lecture :

Pillet H, Villa C, **Langlois K**, FODE P, Rapin N, Loiret I, Martinet N, (2016) APSIC : Appareillage des Personnes amputées de membre inférieur dans des Situations Contraignantes de la vie courante. *Kinésithér Scient*, 0573:19-29

Ouvrage nationale :

Co-auteur de la réédition : Dufour M, Pillu M., **Langlois K**, Del Valle S. *Biomécanique fonctionnelle, édition masson*, janvier 2017.

Communications internationales avec comité de lecture et publication des actes

Langlois K, Lavaste F., Thoreux P, Pillet H. The 3D motion analysis of both a distraction brace and the knee on symptomatic subjects by biplanar radiography with EOS imaging. *OT world*, Leipzig, Germany

Langlois K, Pillet H, Lavaste F, Rochcongar G, Rouch P, Thoreux P, Skalli W. Assessing the accuracy and precision of manual registration of both femur and tibia using EOS imaging system with multiple views. . *Société de Biomécanique, Paris, Comput Methods Biomech Biomed Engin.*; 2015 Oct;18 Suppl 1:1972–3.

Langlois K, Villa C, Bonnet X, Lavaste F, Fode P, Martinet N, Pillet H. Influence of transtibial amputee physical capacities on gait adjustments on sloped surfaces. *Reha-Technik*. Leipzig, Germany; 2014

Villa C, **Langlois K**, Bonnet X, Fode P, Sauret C, Lavaste F, et Pillet H. Physiological and prosthetic ankle behaviour on cross-slopes. *International Society of Prosthetics and Orthotics World congress*. Lyon, France; 2015.

Villa C, **Langlois K**, Bonnet X, Fode P, Sauret C, Lavaste F, Pillet H. Physiological and prosthetic ankle behaviour on cross-slopes. *International Society of Biomechanics*. Glasgow, Scotland; 2015.

Villa C, Drevelle X, **Langlois K**, Martinet N, Lavaste F, Pillet H. Amputee people locomotion on cross-slopes. 3D Analysis of Human Movement. Lausanne, Switzerland; 2014

Communications nationales avec comité de lecture et publication des actes

Villa C, **Langlois K**, Martinet N, Loiret I, Fode P, Lavaste F, Pillet H. Gait adjustments of transfemoral amputee gait on cross-slopes. Société Française de Médecine Physique et Réadaptation. Marseille, France; 2014.

Langlois K, Villa C, Bonnet X, Lavaste F, Fode P, Martinet N, et Pillet H. Influence des capacités physiques de sujets amputés sur leurs adaptations à la marche en pente. Société Française d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte. Saint-Fargeau Ponthierry, France; 2014.

Langlois K, Lavaste F, Pillet H. The analysis of an original unloading brace for knee osteoarthritis. Société Française d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte. Marseille, France; 2014.

Langlois K, Pillet H, Lavaste F, Salinger W, Thoreux P. Analyse d'une orthèse de décharge originale pour les arthroses du compartiment fémoro-tibial médial. Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique. Paris, France; 2014

Langlois K, Salinger W, Pillet H, Lavaste F, Thoreux P. Indicators to analysis of an original unloading brace for osteoarthritic knee. Société Française de Médecine Physique et Réadaptation. Marseille, France; 2014

Communications affichés :

Langlois K, Pillet H, Lavaste F, Thoreux P. In vivo evaluation of the knee brace OdrA® on symptomatic knees with medial compartment osteoarthritis. Congrès français de l'International Society of Prosthetics and Orthotics. Lyon, France; 2015.

Communications nationales avec comité de lecture:

Langlois K, Macron A, Vacherand E, Lavaste F., Thoreux P., Pillet H. Quantification du moment externe d'adduction en appui bipodal par recalage d'un modèle 3D osseux sur des captures par système opto électronique chez des sujets gonarthrosiques, SOFAMEA, janvier 2016, Brest, France.

Lavaste F., **Langlois K.**, Thoreux P, Pillet H. Comportement mécanique et biomécanique de l'orthèse OdrA®. Congrès afa/ampan journées de perfectionnement en appareillage, 28 & 29 mai 2015 Bordeaux, France.

Langlois K., **Villa C.**, Bonnet X., Lavaste F., Fodé P., Martinet N., Pillet H. (2014) Influence des capacités physiques de sujets amputés sur leurs adaptations à la marche en pente, 13^{ème} journées de la SOFAMEA, 22-24 janvier 2014, Saint Fargeau Ponthierry, France.

Séminaires et autres communications

Langlois K., Lavaste F., Thoreux P., Pillet H. Modélisation du comportement mécanique de l'orthèse de genou « ODRA » 21^{ème} forum du val : « douleur et appareillage », janvier 2014, Paris, France.

Langlois K., **Villa C.**, Drevelle X., Sauret C., Pillet H., Fodé P., Martinet N., Lavaste F. (2013) Appareillage des personnes amputées du membre inférieur dans les situations contraignantes de la vie courante, Congrès de la SORNEST, 21 mars 2013, Charleville-Mézières, France

1 TABLE DES MATIERES

1. Annexe 1 : Protocole Expérimental	3
1.1 Placement des marqueurs optoélectroniques	3
1.2 Modèle segmentaire retenu pour le traitement de l'analyse quantifié du mouvement : ..	4
1.3 Construction des repères attachés aux segments corporels :.....	5
1.4 Construction des repères attachés aux segments osseux :.....	6
1.5 Construction des repères attachés aux embrasses	7
1.6 Définition des axes et angles du 'traitement standardisé des vues EOS® (fiche clinique <i>Idefx</i>)	8
1.7 Obtention des paramètres linéaires et angulaires à partir des modèles surfaciques 3D du fémur et du tibia dans les différentes positions d'acquisition (Extension et Flexion 20°, 40° et 90°) :	9
1.7.1 Orientation des repères	9
1.7.2 Orientation et localisation des repères attachés aux segments osseux dans chacune des positions (Extension et Flexion) exprimés dans le repère absolu, repère de mesure transformé..	10
1.7.3 Position relative du tibia par rapport au fémur dans chacune des positions (Extension et Flexion) :	12
1.7.4 Variation de position relative du tibia par rapport au fémur exprimé dans le repère tibia :.....	13
1.8 Processus du traitement des captures issues de l'AQM :	15
1.9 Fiche support de l'examen clinique	17
1.10 Scores fonctionnels :.....	19
1.10.1 WOMAC :	19
1.10.2 KOOS :	20
2 Annexe 2 : Résultats de la partie II du Manuscrit	21
2.1 Analyse séquentielle – Procédure de l'étude de répétabilité	21
2.2 Fusion des environnements EOS® ET Vicon® en position statique bipodale :.....	22
3 Annexe 3 : Résultats des sujets arthrosiques (Partie IV manuscrit)	41
3.1 Scores fonctionnels.....	41
3.2 Résultats issus de la stéréoradiographie Eos®	42
3.3 Résultats issus de l'analyse du mouvement Vicon®	44
3.4 Résultats issus de l'analyse cinématique séquentielle	45
4 Annexe 4 : Résultats étude Odra (Partie V Manuscrit).....	47
4.1 Modélisation 2D de l'Odra : étude cinématique et biomécanique (28 mai 2015 journées AFA)	47
4.1.1 Hypothèses.....	47

4.1.2	La particularité de la liaison pignon-crémaillère :	47
4.1.3	La Fabrication	48
4.1.4	OdrA isolée	48
4.1.5	OdrA Installée :	49
4.2	Résultats de l'étude Odra EOS.....	52
4.2.1	OdrA Isolée :.....	52
4.2.2	OdrA Installée :.....	53
4.2.3	Position relative des embrasses par rapport aux segments osseux.....	54
4.2.4	Position du tibia par rapport au fémur entre les conditions 'sans' et 'avec' le port de l'OdrA.....	56
4.3	Résultats de l'analyse du mouvement entre les conditions 'sans' et 'avec Odra.....	58
4.4	Tableaux de littérature mesure de l'effet du port des orthèse de décharge	65
4.5	Matériaux de l'Odra :	69
5	Complements au contexte de l'étude :.....	70
5.1	Couts globaux de l'arthrose en France :	70
5.2	Taille et design des études de quantification de mesures de l'effet des orthèses :	70
5.2.1	Taille de l'échantillon	70
5.2.2	« Design » des études :.....	71

1. ANNEXE 1 : PROTOCOLE EXPERIMENTAL

1.1 PLACEMENT DES MARQUEURS OPTOELECTRONIQUES

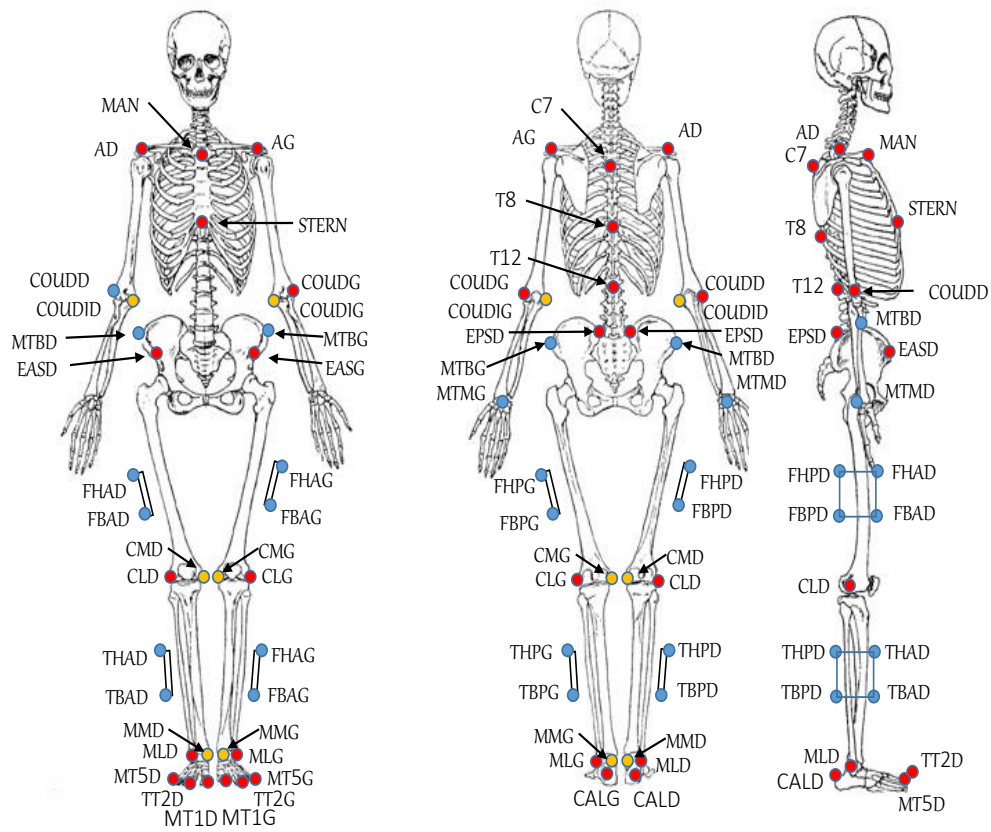


Figure 1 : Placement des marqueurs optoélectroniques

1.2 MODELE SEGMENTAIRE RETENU POUR LE TRAITEMENT DE L'ANALYSE QUANTIFIE DU MOUVEMENT :

Segment	Points du segment	Nom du point	Côtés
Pied	Calcaneum	CAL	G/D
	Tête du 1 ^{er} Métatarsien	MT1	G/D
	Extrémité du 2 ^{ème} orteil	TT2	G/D
	Tête du 5 ^{ème} Métatarsien	MT5	G/D
Tibia	Malléole latérale	ML	G/D
	Malléole médiale (statique)	MM	G/D
	Marqueurs techniques de l'ancillaire de Tibia	THP	G/D
		THA	G/D
		TBP	G/D
		TBA	G/D
	Marqueur recalage jambe haut anterieur	JHA	G/D
Marqueur recalage jambe bas anterieur	JBA	G/D	
Tibia et Fémur	Condyle latéral	CL	G/D
	Condyle médial (statique)	CM	G/D
Fémur	Marqueurs techniques de l'ancillaire de Fémur	FHP	G/D
		FHA	G/D
		FBP	G/D
		FBA	G/D
	Tête fémorale	Tfem	G/D
	Marqueur recalage cuisse haut anterieur	CHA	G/D
	Marqueur recalage cuisse bas anterieur	CBA	G/D
Bassin	Epine iliaque antéro-supérieure	EAS	G/D
	Epine iliaque postéro-supérieure	EPS	G/D
	Marqueur technique du bassin	MTB	G/D
Tronc	Processus épineux de la 7 ^{ème} vertèbre cervicale	C7	-
	Processus épineux de la 8 ^{ème} vertèbre thoracique	T8	-
	Processus épineux de la 12 ^{ème} vertèbre thoracique	T12	-
	Manubrium sternal (partie supérieure du sternum)	MAN	-
	Processus xiphoïde (partie inférieure du sternum)	STERN	-
	Acromion	A	G/D
Membre supérieur	Epicondyle médial de l'humérus (statique)	COUDI	G/D
	Epicondyle latéral de l'humérus	COUD	G/D
	Marqueur technique de la main	MTM	G/D
Orthèse : Embrasse supérieure	Embrasse cuisse partie médiale	EFM	G ou D
	Embrasse cuisse partie antérieure	EFA	G ou D
	Embrasse cuisse partie latérale	EFL	G ou D
Orthèse : Embrasse inférieure	Embrasse jambe partie médiale	ETM	G ou D
	Embrasse jambe partie antérieure	ETA	G ou D
	Embrasse jambe partie latérale	ETL	G ou D

Tableau 1-1 : Modélisation segmentaire et marqueurs

1.3 CONSTRUCTION DES REPERES ATTACHES AUX SEGMENTS CORPORELS :

Segment	Pied	Jambe	Cuisse	Bassin	Tronc	
Points anatomiques utilisés	MT1 : Tête du 1 ^{er} Métatarsien MT5 : Tête du 5 ^{ème} Métatarsien CAL : Calcanéum	ML : Malléole latérale MM : Malléole médiale CL : Condyle latéral CM : Condyle médial	CL : Condyle latéral CM : Condyle médial Tfem : Tête fémorale	EASD : Epine iliaque antéro-supérieure droite EASG : Epine iliaque antéro-supérieure gauche EPSD : Epine iliaque postéro-supérieure droite	MAN : Manubrium sternal STERN : Processus xiphoïde C7 : Processus épineux de la 7 ^{ème} vertèbre cervicale T8 : Processus épineux de la 8 ^{ème} vertèbre thoracique	
Origine	Milieu des métatarses	Milieu des malléoles	Milieu des condyles	Barycentre des points anatomiques utilisés	Manubrium sternal	
\vec{x}	Vecteur orthogonal à \vec{y} et au vecteur défini par les métatarses	Vecteur orthogonal à \vec{y} et au vecteur défini par les condyles	Vecteur orthogonal à \vec{y} et au vecteur défini par les condyles	Vecteur orthogonal à \vec{y} et \vec{z}	Vecteur orthogonal à \vec{y} et \vec{z}	
\vec{y}	Vecteur normal au plan défini par MT1/MT5 et CAL	Vecteur passant par le milieu des malléoles et le milieu des condyles	Vecteur passant par le milieu des condyles et la tête fémorale	Vecteur normal au plan défini par les épines iliaques utilisées	Vecteur dirigé vers le haut reliant les milieux de MAN/C7 et STERN/T8	
\vec{z}	Vecteur orthogonal à \vec{x} et \vec{y}	Vecteur orthogonal à \vec{x} et \vec{y}	Vecteur orthogonal à \vec{x} et \vec{y}	Vecteur passant par EASD et EASG	Vecteur normal au plan défini par MAN, C7 et le milieu de STERN/T8	
Représentation						

Tableau 1-2: Repères attachés aux segments corporels

1.4 CONSTRUCTION DES REPERES ATTACHES AUX SEGMENTS OSSEUX :

Segment	Fémur		Tibia	
Points et régions utilisés	<p>CCL et CCM : centres des sphères condyliennes médiales et latérales avec \vec{z} axe passant par ces deux points</p> <p>CTF centre de la tête fémorale CGF milieu de [CCL.CCM]</p>		<p>CP : barycentre de la surface articulaire du pilon tibial BPL et BPM : extrémité postérieure des plateaux tibiaux</p> <p>ET : centre des épines tibiales intersection de la surface spinale avec l'axe diaphysaire</p>	
Origine	CGF		ET	
\vec{x}	Vecteur orthogonal à \vec{y} et au vecteur porté par la droite (CCL-CCM) tel que l'axe x soit orienté vers l'avant		Vecteur orthogonal à \vec{y} et au vecteur porté par la droite (BPL-BPM) tel que l'axe x soit orienté vers l'avant	
y	Vecteur $\overrightarrow{CGF.CTF}$		Vecteur $\overrightarrow{CP.ET}$	
\vec{z}	Produit vectoriel de \vec{x} et de \vec{y}		Produit vectoriel de \vec{x} et de \vec{y}	
Représentation du repère attaché au segment osseux				

Tableau 1-3: Repères attachés aux segments osseux

1.5 CONSTRUCTION DES REPERES ATTACHES AUX EMBRASSES



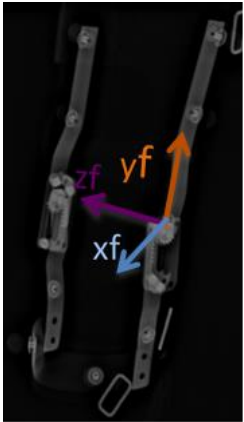
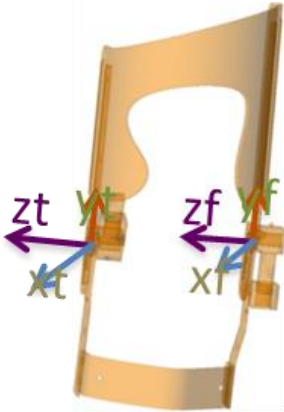
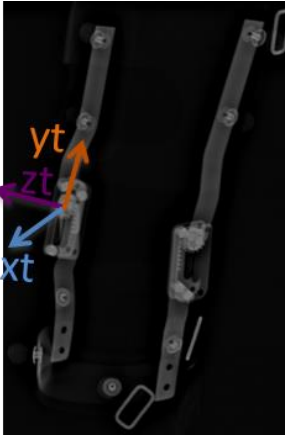
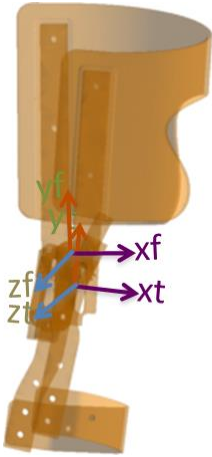
Segment	Embrasse supérieure		Embrasse inférieure	
Points utilisés	EFMB : Barycentre du cylindre assimilé au rivet inférieur du montant médial EFLB : Barycentre du cylindre assimilé Rivet inférieur du montant latéral CFP : Barycentre du cylindre assimilé centre du pignon fémoral		ETL : Rivet supérieur du montant latéral ETM : Rivet supérieur du montant latéral CTP : centre du pignon tibia	
Origine	CFP		CTP	
\vec{x}	Vecteur orthogonal à \vec{y} et au vecteur $\overrightarrow{EFMB.EFLB}$		Vecteur orthogonal à \vec{y} et au vecteur $\overrightarrow{ETM.ETL}$	
\vec{y}	Vecteur $\overrightarrow{CFP.EFMB}$		Vecteur $\overrightarrow{ETL.CTP}$	
\vec{z}	Vecteur orthogonal à \vec{x} et \vec{y}		Vecteur orthogonal à \vec{x} et \vec{y}	
Représentation				

Tableau 1-4: Repères attachés aux embrasses de l'orthèse.

1.6 DEFINITION DES AXES ET ANGLES DU 'TRAITEMENT STANDARDISE DES VUES EOS® (FICHE CLINIQUE IDEFX)

Axes	Description
Axe mécanique du femur	Rejoint les points CGF et CTF
Axe mécanique du tibia	Rejoint les points CP et ET
Axe bicondylien fémoral distal	Rejoint les points les plus distaux des condyles fémoraux
Axe bicondylien fémoral postérieur	Rejoint les points les plus postérieurs des condyles fémoraux
Axe inter-plateaux	Rejoint les points CPM et CPL
Axe bicondylien postérieur	Rejoint les bords postérieurs des plateaux tibiaux
Axe du col fémoral	Passe par CTF et le fût du col (milieu de la section minimale du col)
Axe bimalléolaire distal Rejoint les parties distales des deux malléoles	

Tableau1-5 : Définition des axes utilisés dans le traitement des modèles 3D (standardisé et extrait d'Idefx , logiciel de traitement des vues EOS)

Angles	Description	Normes Amabile et al. 2016	Fiabilité IC 95% modèle 3D Full 3D. Chaibi et al 2012
AFTM : angle femoro tibial mécanique	Angle entre AFM et ATM	174.7° (3.1°)	0.7°
AFM : angle fémoral mécanique	Angle entre axe mécanique et axe bicondylien fémorale	92.9 °(1.7°)	1.3°
ATM : angle tibial mécanique	Angle entre axe mécanique et axe interplateaux	87.2 °(2.2°)	2.6°
Torsion col fémoral	Angle entre l'axe du col et l'axe bicondylien postérieur projeté sur le plan fémoral mécanique	12.9° (9.6°)	3.9°
Torsion tibiale	Angle entre l'axe bimalléolaire distal et l'axe biglénoidien	37.1° (6°)	4.9°

Tableau1-6 : Définition des angles utilisés dans le traitement des modèles 3D (standardisé et extrait d'Idefx , logiciel de traitement des vues EOS)

1.7 OBTENTION DES PARAMETRES LINEAIRES ET ANGULAIRES A PARTIR DES MODELES SURFACIQUES 3D DU FEMUR ET DU TIBIA DANS LES DIFFERENTES POSITIONS D'ACQUISITION (EXTENSION ET FLEXION 20°, 40° ET 90°) :

1.7.1 ORIENTATION DES REPERES



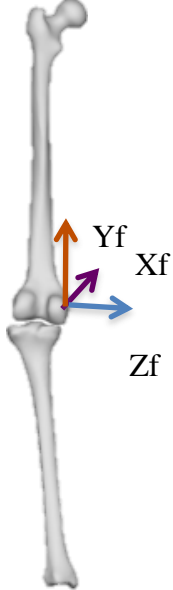
Repère de mesure EOS :	Repère absolu : transformation du repère EOS	Repère fémur (voir Annexe 1.3)
		

Tableau1-7 : Définition des repères de mesure et attaché aux segments

Transformation de R_{eos} en R_{abs} : coordonnées des vecteurs directeurs de R_{abs} dans R_{eos} :

Matrice de transformation de position angulaire:

$$[P_{ReosRabs}] = \begin{pmatrix} i_{absxeos} & j_{absxeos} & k_{absxeos} \\ i_{absyeos} & j_{absyeos} & k_{absyeos} \\ i_{abszeos} & j_{abszeos} & k_{abszeos} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}$$

1.7.2 ORIENTATION ET LOCALISATION DES REPERES ATTACHES AUX SEGMENTS OSSEUX DANS CHACUNE DES POSITIONS (EXTENSION ET FLEXION) EXPRIMES DANS LE REPERE ABSOLU, REPERE DE MESURE TRANSFORME..

- ✓ Coordonnées des vecteurs directeurs des segments fémur et tibia dans R_{abs} . Loi de composition des matrices de position angulaires :

$$\begin{aligned} [P_{RabsRf}] &= [P_{RabsReos}] * [P_{ReosRf}] = [P_{ReosRabs}]^T * [P_{ReosRf}] \\ &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -10 & 0 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} i_{fxeos} & j_{fxeos} & k_{fxeos} \\ i_{fyeos} & j_{fyeos} & k_{fyeos} \\ i_{fzeos} & j_{fzeos} & k_{fzeos} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} i_{fxeos} & j_{fxeos} & k_{fxeos} \\ i_{fzeos} & j_{fzeos} & k_{fzeos} \\ -i_{fyeos} & -j_{fyeos} & -k_{fyeos} \end{pmatrix} \end{aligned}$$

A partir de la relation entre la matrice de position angulaire et la matrice de rotation, on détermine les angles qui caractérisent la position angulaire des segments dans R_{abs} en utilisant la séquence $Z_{abs}X'Y_f$.

$$[R_{RabsRf}]_{Rabs} = [P_{RabsRf}]$$

Trois rotations élémentaires sont réalisées :

- Première rotation autour de Z_{abs} qui transforme R_{abs} en R'
- Deuxième rotation autour de X' qui transforme R' en R''
- Troisième rotation autour de Y_f qui transforme R'' en R_f .

$$[P_{RabsRf}] = [P_{RabsR'}] * [P_{R'R''}] * [P_{R''Rf}]$$

Première rotation :

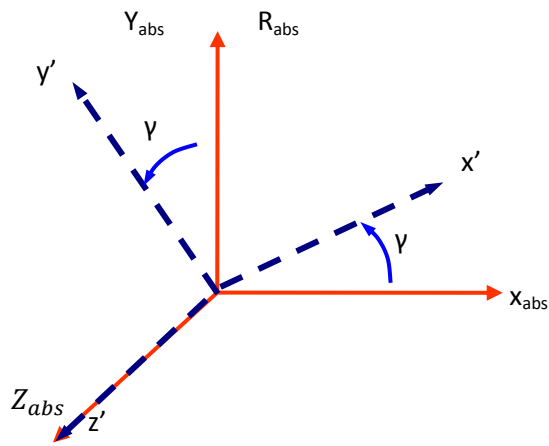
$$[R_{RabsR'}]_{Rabs} = [P_{RabsR'}] = \begin{pmatrix} i_{xabs} & j_{xabs} & k_{xabs} \\ i_{yabs} & j_{yabs} & k_{yabs} \\ i_{zabs} & j_{zabs} & k_{zabs} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = [C]$$

Deuxième rotation :

$$[R_{R'R''}]_{R'} = [P_{R'R''}] = \begin{pmatrix} i''_{x'} & j''_{x'} & k''_{z'} \\ i''_{y'} & j''_{y'} & k''_{z'} \\ i''_{z'} & j''_{z'} & k''_{z'} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 \cos \beta & -\sin \beta & 0 \\ 0 \sin \beta & \cos \beta & 0 \end{pmatrix} = [A]$$

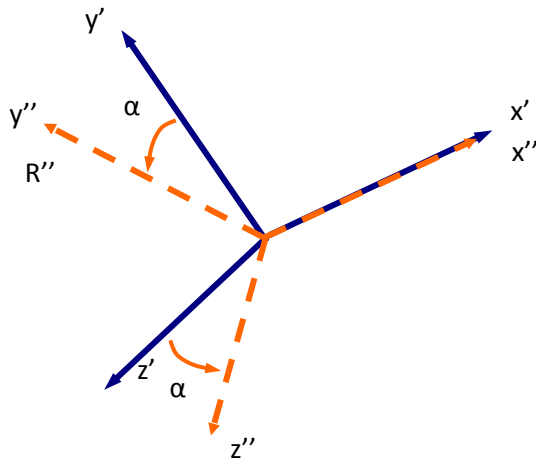
Troisième rotation :

$$[R_{R''Rf}]_{Rf} = [P_{R''Rf}] = \begin{pmatrix} i_{fx''} & j_{fx''} & k_{fz''} \\ i_{fy''} & j_{fy''} & k_{fz''} \\ i_{fz''} & j_{fz''} & k_{fz''} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \gamma & 0 & \sin \gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \gamma & 0 & \cos \gamma \end{pmatrix} = [B]$$



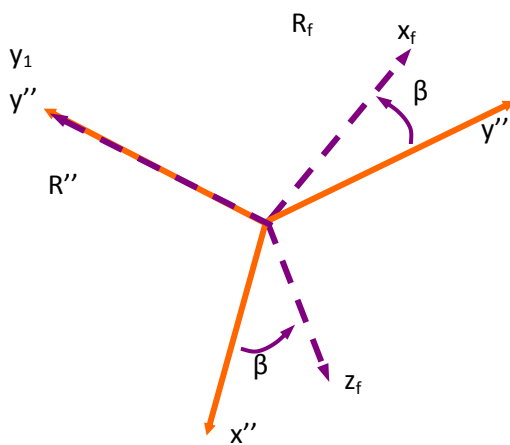
$$R_{abs} \rightarrow R'$$

$$[R_{R_{abs}R'}]_{R_{abs}} = [P_{R_{abs}R'}] = [C(\gamma)]$$



$$R' \rightarrow R''$$

$$[R_{R'R''}]_{R'} = [P_{R'R''}] = [A(\alpha)]$$



$$R'' \rightarrow R_f$$

$$[R_{R''R_f}]_{R''} = [P_{R''R_f}] = [B(\beta)]$$

$$\begin{aligned}
\left[R_{RabsRf} \right]_{Rabs} &= \left[C \right] * \left[A \right] * \left[B \right] \\
&= \left[R'(Z, \alpha) \right]_{Rabs} * \left[R''(X, \beta) \right]_{R'} * \left[R_f(Y, \gamma) \right]_{R''} \\
&= \begin{pmatrix} \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\beta & -\sin\beta \\ 0 & \sin\beta & \cos\beta \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} \cos\gamma & 0 & \sin\gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\gamma & 0 & \cos\gamma \end{pmatrix}
\end{aligned}$$

✓ Position du centre repère segment dans R_{abs}

On cherche les coordonnées du vecteur $\overrightarrow{(O_{abs} O_f)}_{Rabs}$, coordonnées du centre du repère fémur dans R_{abs} .

On a: $\overrightarrow{(O_{abs} O_f)}_{Rabs} = [P_{RabsReos}] * \overrightarrow{(O_{eos} O_f)}_{Reos}$

$$\begin{pmatrix} X_{Ofabs} \\ Y_{Ofabs} \\ Z_{Ofabs} \end{pmatrix}_{Rabs} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} X_{Ofeos} \\ Y_{Ofeos} \\ Z_{Ofeos} \end{pmatrix}_{Reos} = \begin{pmatrix} X_{Ofeos} \\ Z_{Ofeos} \\ -Y_{Ofeos} \end{pmatrix}_{Reos}$$

Si les centres des repères R_{eos} et R_{abs} sont confondus, alors $\overrightarrow{(O_{abs} O_f)}_{Rabs} = \overrightarrow{(O_{eos} O_f)}_{Reos}$.

1.7.3 POSITION RELATIVE DU TIBIA PAR RAPPORT AU FEMUR DANS CHACUNE DES POSITIONS (EXTENSION ET FLEXION) :

On choisit de calculer les angles qui transforment le repère fémur en repère tibia :

$$\left[R_{RfRt} \right]_{Rf} = \left[P_{RfRt} \right], \text{ selon la séquence d'angle } Z_f X' Y_t$$

$$\left[P_{RfRt} \right] = \left[P_{RfRabs} \right] * \left[P_{RabsRt} \right] = \left[P_{RabsRf} \right]^T * \left[P_{RabsRt} \right]$$

Pour les paramètres linéaires ou translation, on calcule :

$$\overrightarrow{(O_t O_f)}_{Rt} = [P_{RfRabs}] * \overrightarrow{(O_t O_f)}_{Rabs}$$

$$\overrightarrow{(O_t O_f)}_{Rabs} = \overrightarrow{(O_t O_{abs})}_{Rabs} + \overrightarrow{(O_{abs} O_f)}_{Rabs} = \begin{pmatrix} -X_{Oteos} \\ -Z_{Oteos} \\ Y_{Oteos} \end{pmatrix}_{Rabs} + \begin{pmatrix} X_{Ofeos} \\ Z_{Ofeos} \\ -Y_{Ofeos} \end{pmatrix}_{Rabs}$$

1.7.4 VARIATION DE POSITION RELATIVE DU TIBIA PAR RAPPORT AU FEMUR EXPRIME DANS LE REPERE TIBIA :

L'avantage de l'étude de la variation est de s'affranchir des différences de position initiale entre les sujets. On cherche à calculer la variation de position du tibia par rapport au fémur à partir des situations connues de chaque segment dans le repère absolu (défini en 1.7).

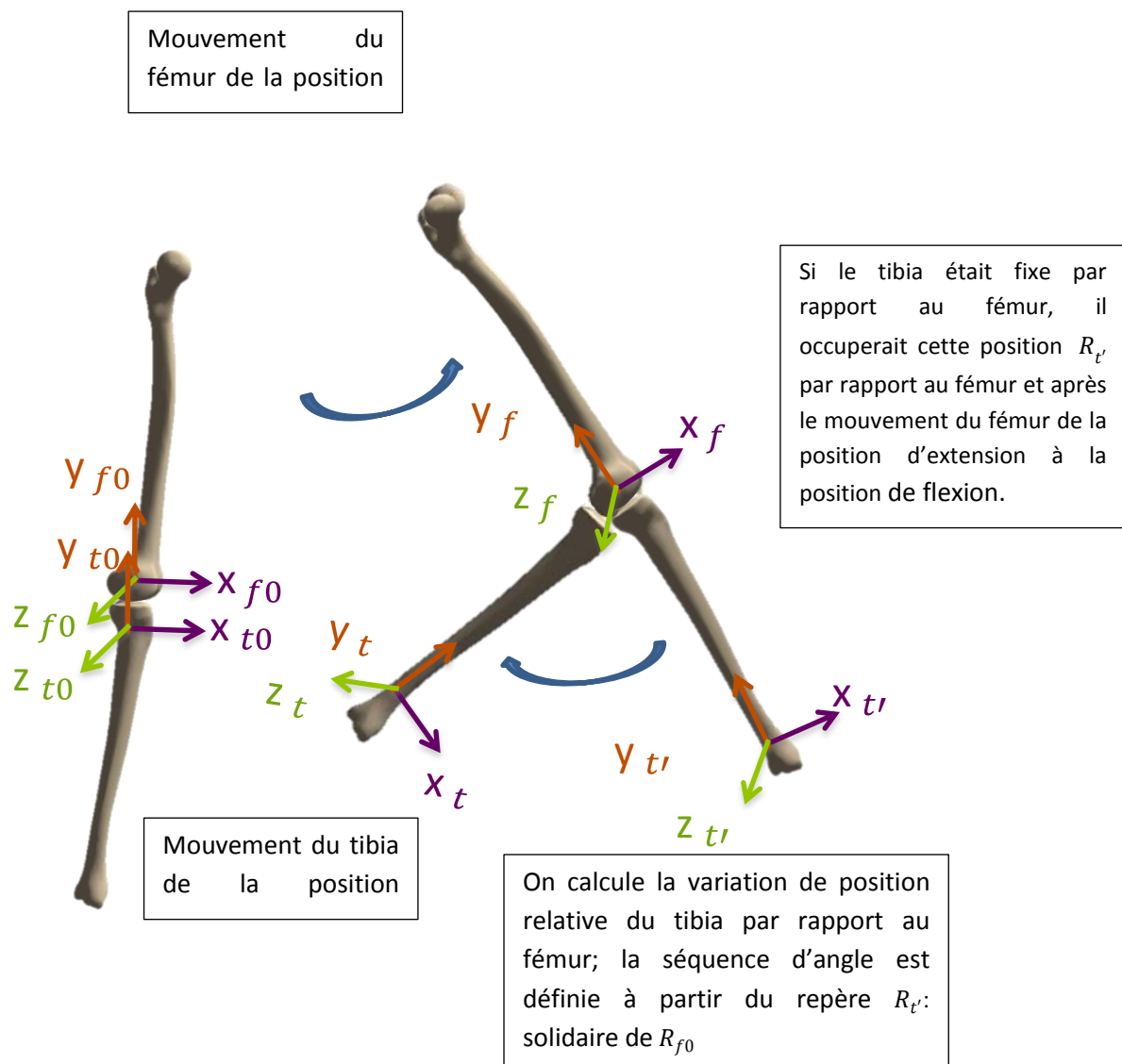
R_{t0} : repère tibia dans R_{abs} au temps t_0 (position extension)

$R_{t'}$: repère tibia attaché et solidaire du fémur au temps t_0 (position extension)

R_t : repère tibia dans R_{abs} au temps t (position flexion)

R_{f0} : repère fémur dans R_{abs} au temps t_0 (position extension)

R_f : repère fémur dans R_{abs} au temps t (position flexion)



A la position angulaire de $(R_t)/(R_f)$ est substituée la position angulaire de $(R_t)/(R_{t'})$, ainsi à t_0 les valeurs des 3 angles de BRYANT définissant la position angulaire de $(R_t)/(R_{t'})$, sont nulles et l'on peut alors calculer les variations des positions angulaires du tibia par rapport au fémur

Les 3 angles de BRYANT définissant les variations de position angulaires du tibia par rapport au fémur ou les évolutions des positions angulaires de $(R_t)/(R_{t'})$, sont donnés par l'équation:

$$[RR_{t'}R_t(t)]_{R_{t'}} = [PR_{t'}R_t(t)]$$

$$\text{Or } [PR_{t'}R_t(t)] = [PR_{t'}R_f(t)][PR_fR_t(t)] = [PR_{t'}R_f(t)][PR_fR_{eos}(t)][PR_{eos}R_t(t)]$$

$$\text{Or } [PR_{t'}R_f(t)] = [PR_{t'}R_f(t_0)] = [PR_{t'}R_{f1}(t_0)]$$


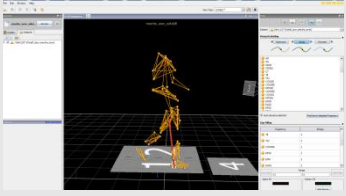
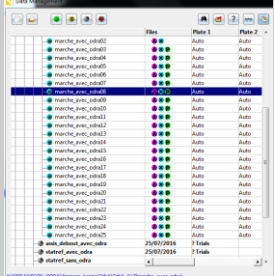
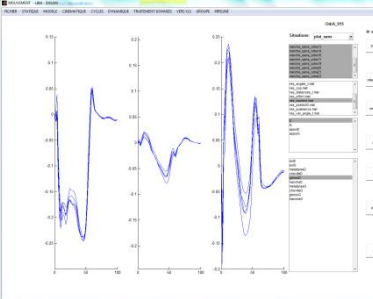
D'où l'équation donnant les 3 angles de BRYANT:

$$[RR_{t'}R_t(t)]_{R_{t'}} = [PR_{eos}R_t(t_0)]^T [PR_{eos}R_f(t_0)][PR_{eos}R_f]^T [PR_{eos}R_t]$$

Pour la translation, on calcule :

$$\overrightarrow{Ot'Ot_{Rf}}$$

1.8 PROCESSUS DU TRAITEMENT DES CAPTURES ISSUES DE L'AQM :

Etapes	Procédure	Support	Image	Temps
<p>Capture, après équipement du sujet, de différentes conditions en salle d'analyse du mouvement (12 caméras optoélectroniques et 4 plateformes ATMI, calibrés et synchronisés) : statique et marche. Renseignement d'une fiche de suivi de la</p>	<p>Consiste à obtenir la position 3D de marqueurs optoélectroniques</p>	<p>Vicon® system</p>		
<p>Labellisation sous Vicon® à partir d'un template spécifique</p>	<p>Consiste en la labellisation des marqueurs et l'attachement d'un modèle associant les marqueurs pour définir des segments, et précisant les ddl des liaisons entre ces</p>	<p>Vicon® system</p>		
<p>Premier Tri des essais en fonction des notes rapportées sur la' fiche manip'.</p>	<p>Consiste en la suppression des essais pendant lesquels le ou les pieds du sujet a (ont) mordu sur les plateformes de force.</p>			
<p>Traitement des données c3d pour obtenir les résultats cinématiques et dynamiques</p>	<p>Consiste en l'organisation des données dans des fichiers appropriés :</p> <p>Fichier protocole contenant le .prot</p> <p>Fichier patient contenant les fichiers reference et les fichiers cinématiques.</p>	<p>Matlab 'mouvement'</p>		

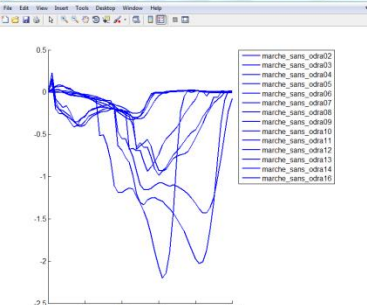
<p>Tri des courbes</p>	<p>Consiste à analyser les courbes et à identifier des erreurs ou incohérence.</p>	<p>Matlab 'mouvement'</p>	
<p>Calcul des moyennes par paramètres pour les différents cycles et par sujet.</p> <p>Puis Réalisation de Groupe par situation :</p> <p>Plat sans</p> <p>Plat avec</p>	<p>Post traitement mouvement sous matlab</p>	<p>Matlab 'mouvement'</p>	<p>sortie excel de:</p> <p>MEA 1er pic</p> <p>MEA 2nd pic</p> <p>MEF 1 er pic</p> <p>MEF 2nd pic</p> <p>MEF 3ème pic</p> <p>Puissance pic 1 et 2</p>

Tableau 1-1: processus du traitement des captures Vicon

1.9 FICHE SUPPORT DE L'EXAMEN CLINIQUE

FICHE CLINIQUE_ODRA_GENOU

Sujet :

Date de l'acquisition :

INFORMATIONS SUJET

NOM :

Prénom :

Sexe :

Date de naissance :

N°SS :

Taille :

Poids :

Profession :

en activité:

retraité:

Loisirs et activités sportives actuels :

Loisirs et activités sportives antérieures :

Estimation journalière de temps de marche :

Commentaires :

INFORMATIONS PATHOLOGIE

Genou arthrosique :

Genou arthrosique compartiment médial (entourez le coté ; Si atteinte bilatérale, noter + pour le genou le plus symptomatique)	Date de début des symptômes (noter la date pour chaque genou si bilatéral)	Genou appareillé (entourez le coté)
Droit		Droit
Gauche		Gauche

ATCD médicaux et/ou chirurgicaux tronc et membres inférieurs :

Examens complémentaires (score radio ; Imagerie) :

EXAMEN CLINIQUE

RESTRICTION mobilité hanche et cheville si oui précisez secteurs restreints et quantifiez la restriction :

Articulation	Restriction : notez No limit (NL) si normal ou L+secteur limité.
Hanche droite :	
Hanche gauche :	
Cheville droite (genou fléchît puis tendu) :	
Cheville gauche (genou fléchît puis tendu) :	

Commentaires :

GENOUX :**Mobilité :**

	Genou Droit	Genou Gauche
Fémoro-patellaire (noter Nal ou limité)		
Extension (noter Nal, ou hyper ou flessum de ...°)		
Flexion (noter amplitude en °)		
Rot Latérale (noter Fel ou lim)		
Rot Médiale (noter Fel ou lim)		

Stabilité :

	Laxité sagittal (abs/+ /++/+++)		Laxité frontal (abs/+ /++/+++)	
	Tiroir ant	Tiroir post	Varus	Valgus
Genou droit				
Genou gauche				

1.10 SCORES FONCTIONNELS :

1.10.1 WOMAC :

Western Ontario and Mc Master University osteoarthritis index (indice WOMAC)

Évaluation : Initiale Intermédiaire Finale DATE : _____

Renseignements socio-administratifs :

Nom _____ Prénom _____

	Aucun = 0	Minime = 1	Modérée = 2	Sévère = 3	Très sévère = 4
Domaine douleur : quelle est l'importance de la douleur ?					
1. Lorsque vous marchez sur une surface plane ?					
2. Lorsque vous montez ou descendez les escaliers ?					
3. La nuit, lorsque vous êtes au lit ?					
4. Lorsque vous vous levez d'une chaise ou vous vous asseyez ?					
5. Lorsque vous vous tenez debout ?					
Domaine fonction : quelle est l'importance de la difficulté que vous éprouvez à :					
1. Descendre les escaliers ?					
2. Monter les escaliers ?					
3. Vous relever de la position assise ?					
4. Vous tenir debout ?					
5. Vous pencher en avant ?					
6. Marcher en terrain plat ?					
7. Entrer et sortir d'une voiture ?					
8. Faire vos courses ?					
9. Enfiler collants ou chaussettes ?					
10. Sortir du lit ?					
11. Enlever vos collants ou vos chaussettes ?					
12. Vous étendre sur le lit ?					
13. Entrer ou sortir d'une baignoire ?					
14. Vous asseoir ?					
15. Vous asseoir et vous relever des toilettes ?					
16. Faire le ménage "à fond" de votre domicile ?					
17. Faire l'entretien quotidien de votre domicile ?					
Domaine raideur : Quelle est l'importance de la raideur de votre articulation ?					
1. Lorsque vous vous levez le matin ?					
2. Lorsque vous bougez après vous être assis, couché ou reposé durant la journée ?					
TOTAL					

1.10.2 KOOS :

Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), version française LK 1.0 1

QUESTIONNAIRE DE GENOU KOOS

DATE: _____ DATE DE NAISSANCE: _____

NOM: _____

INSTRUCTIONS
Ce questionnaire vous demande votre opinion sur votre genou. Il nous permettra de mieux connaître ce que vous ressentez et ce que vous êtes capable de faire dans votre activité de tous les jours.
Répondez à chaque question. Veuillez cocher une seule case par question. En cas de doute, cochez la case qui vous semble la plus adaptée à votre cas.

Symptômes
Ces questions concernent vos symptômes au cours des **huit derniers jours**.

S1. Est-ce que votre genou gonfle?
Jamais Rarement Parfois Souvent Tout le temps

S2. Ressentez-vous des ou entendez-vous des craquements ou n'importe quel autre type de bruit en bougeant le genou?
Jamais Rarement Parfois Souvent Toujours

S3. Est-ce que votre genou accroche ou se bloque en bougeant?
Jamais Rarement Parfois Souvent Toujours

S4. Pouvez-vous étendre votre genou complètement?
Toujours Souvent Parfois Rarement Jamais

S5. Pouvez-vous plier votre genou complètement?
Toujours Souvent Parfois Rarement Jamais

Raideur
Ces questions concernent la raideur de votre genou au cours des **huit derniers jours**. La raideur est la sensation d'avoir du mal à bouger le genou.

S6. Le matin au réveil, la raideur de votre genou est:
Absente Légère Modérée Forte Extrême

S7. Après être resté(e) assis(e), couché(e), ou au repos pendant la journée, la raideur de votre genou est:
Absente Légère Modérée Forte Extrême

Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), version française LK 1.0 3

A3. Vous relever d'une position assise
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A4. Rester debout
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A5. Vous pencher en avant pour ramasser un objet
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A6. Marcher sur un terrain plat
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A7. Monter ou descendre de voiture
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A8. Faire vos courses
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A9. Mettre vos chaussettes ou vos collants
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A10. Sortir du lit
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A11. Enlever vos chaussettes ou vos collants
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A12. Vous retourner ou garder le genou dans la même position en étant couché(e)
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A13. Entrer ou sortir d'une baignoire
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A14. Rester assis(e)
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A15. Vous asseoir ou vous relever des toilettes
Absente Légère Modérée Forte Extrême

Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), version française LK 1.0 2

Douleur
P1. Avez-vous souvent mal au genou?
Jamais Une fois par mois Une fois par semaine Tous les jours Tout le temps

Au cours des **huit derniers jours**, quelle a été l'importance de votre douleur du genou en faisant les activités suivantes?
P2. En tournant, pivotant sur votre jambe
Absente Légère Modérée Forte Extrême

P3. En étendant complètement le genou
Absente Légère Modérée Forte Extrême

P4. En pliant complètement le genou
Absente Légère Modérée Forte Extrême

P5. En marchant sur un terrain plat
Absente Légère Modérée Forte Extrême

P6. En montant ou en descendant les escaliers
Absente Légère Modérée Forte Extrême

P7. Au lit la nuit
Absente Légère Modérée Forte Extrême

P8. En restant assis(e) ou couché(e)
Absente Légère Modérée Forte Extrême

P9. En restant debout
Absente Légère Modérée Forte Extrême

Fonction, vie quotidienne
Les questions suivantes concernent ce que vous êtes capable de faire. Au cours des **huit derniers jours**, quelle a été votre difficulté pour chacune des activités suivantes?
A1. Descendre les escaliers
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A2. Monter les escaliers
Absente Légère Modérée Forte Extrême

Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), version française LK 1.0 4

A16. Faire de gros travaux ménagers (déplacer des objets lourds, rincer les sols,...)
Absente Légère Modérée Forte Extrême

A17. Faire des petits travaux ménagers (faire la cuisine, faire la poussière,...)
Absente Légère Modérée Forte Extrême

Activités, sport et loisirs
Les questions suivantes concernent ce que vous êtes capable de faire au cours d'autres activités. Au cours des **huit derniers jours**, quelle a été votre difficulté pour les activités suivantes?
SP1. Rester accroupi(e)
Absente Légère Modérée Forte Extrême

SP2. Courir
Absente Légère Modérée Forte Extrême

SP3. Sauter
Absente Légère Modérée Forte Extrême

SP4. Tourner, pivoter sur votre jambe
Absente Légère Modérée Forte Extrême

SP5. Rester à genoux
Absente Légère Modérée Forte Extrême

Qualité de vie
Q1. Pensez-vous souvent à votre problème de genou?
Jamais Une fois par mois Une fois par semaine Tous les jours Tout le temps

Q2. Avez-vous modifié votre façon de vivre pour éviter les activités qui pourraient aggraver votre problème de genou?
Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup Totalemment

Q3. Est-ce qu'un manque de confiance dans votre genou vous gêne?
Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup Totalemment

Q4. Finalement, êtes-vous gêné(e) par votre genou?
Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup Extrêmement

Merci beaucoup d'avoir répondu à ce questionnaire

2 ANNEXE 2 : RESULTATS DE LA PARTIE II DU MANUSCRIT

2.1 ANALYSE SEQUENTIELLE – PROCEDURE DE L'ETUDE DE REPETABILITE

		Specimen 1			Specimen 2			Specimen 3			Specimen 4			Specimen 5			Specimen 6												
IN VITRO ANALYSIS		0	20	40	0	20	40	0	20	40	0	20	40	0	20	40	0	20	40										
Operator_1	1	reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering											
	2	reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering											
	3	reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering											
Operator_2	1	reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering											
	2	reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering											
	3	reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering											
Operator_3	1	reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering											
	2	reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering											
	3	reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering		reconstruction	registering											
		Subject 1			Subject 2			Subject 3			Subject 4			Subject 5			Subject 6												
IN VIVO ANALYSIS		0	20	40	90	0	20	40	90	0	20	40	90	0	20	40	90	0	20	40	90	0	20	40	90				
Operator_1	1	reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering		
	2	reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering		
	3	reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering		
Operator_2	1	reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering		
	2	reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering		
	3	reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering			reconstruction	registering		

Tableau 2-1 : Répétition des recalages des opérateurs pour l'étude in vivo et in vitro

2.2 FUSION DES ENVIRONNEMENTS EOS® ET VICON® EN POSITION STATIQUE BIPODALE :

Sujet	MEA rep os-fem 'sans recalage' (Nm/%BW*HT)	MEA rep os-fem 'avec recalage' (Nm/%BW*HT)	Variation MEA Sans Tfem (Nm/%BW*HT)	MEF rep os-fem 'sans recalage' (Nm/%BW*HT)	MEF rep os-fem 'avec recalage' (Nm/%BW*HT)	Variation MEF (recalage) Sans Tfem (Nm/%BW*HT)	Abaissement du centre de l'articulation (delta y) - mm	Latéralisation du centre de l'articulation (delta z) - mm	Recul du centre de l'articulation (delta x) - mm
Odra_003 OAG	0,183	0,279	0,097	1,313	1,687	0,374	-1,489	-3,460	13,180
Odra_004 OAG	0,171	0,074	-0,098	0,660	0,999	0,340	2,218	3,447	11,198
Odra_005 OAG	-0,220	-0,617	-0,397	1,077	1,353	0,276	20,211	11,868	7,619
Odra_006 OAG	-0,250	-0,335	-0,085	0,191	0,204	0,013	-1,874	5,502	1,046
Odra_007 OAG	-1,005	-1,130	-0,125	0,728	1,102	0,374	17,408	3,115	8,966
Odra_007D	0,067	0,252	0,185	-0,335	0,033	0,374	17,408	-3,115	8,966
Odra_008OA D	-1,032	-1,083	-0,051	0,005	0,028	0,023	-2,504	1,714	0,878
Odra_009 OA D	-0,150	-0,192	-0,042	0,209	0,504	0,295	-1,037	1,391	10,058
Odra_010 OA D	-0,633	-0,689	-0,056	0,890	1,112	0,222	3,157	1,673	6,872
Odra_011 OAG	-1,140	-1,223	-0,083	0,001	-0,065	-0,066	7,959	2,942	-1,787
Odra_012 OAG	-1,718	-1,722	-0,004	0,759	0,832	0,074	-4,560	0,409	3,108
Odra_012 D	-0,213	-0,212	0,002	-0,909	-1,032	-0,123	7,196	0,268	-4,384
Odra_013 OA G	0,429	0,295	-0,134	0,075	0,642	0,143	6,317	4,866	19,708
Odra_013 D	0,472	0,440	-0,032	-0,607	-0,052	0,555	1,035	1,031	17,213
Odra_014 OA D	-0,027	-0,376	-0,349	0,356	0,499	0,143	-2,068	11,446	4,885
Odra_014 G	0,000	-0,164	-0,164	0,931	1,471	0,540	2,965	5,089	15,659
Odra_015 OA D	-0,359	-0,352	0,006	1,192	1,655	0,463	7,012	-0,348	8,800
Odra_016 OA D	-0,157	-0,125	0,032	0,338	0,475	0,138	-5,559	-0,967	5,856
Odra_017 OAD	0,647	0,602	-0,045	1,093	1,179	0,086	-12,055	0,495	4,220
Odra_017 G	0,746	0,670	-0,076	1,026	1,213	0,187	-5,300	2,011	6,576
moyenne	-0,209	-0,280	-0,071	0,450	0,692	0,221	2,822	2,469	7,432
ecart type	0,468	0,500	0,087	0,517	0,568	0,160	6,423	2,852	4,705
moyenne des 15 membres OA	-0,351	-0,440	-0,089	0,592	0,814	0,193	2,209	2,939	6,974
ecart type des 15 membres OA	0,504	0,510	0,088	0,396	0,455	0,132	6,509	3,015	4,095

Tableau 2-2: Résultats des moments articulaires externes entre les situations 'sans' et 'avec' recalage. Les 3 dernières colonnes rapportent les coordonnées de O vic dans O os fem

	vecteur ECI_CM sur (O,x,y)	vecteur ECE_CL sur (O,x,y)	ABS (ECI_CM) _z	ABS (ECE_CL) _z	ECE_ECI z	coordonnées du milieu des ECE_ECI dans Oos- fem	CL_CM z	Clz/CL_CM z
3G	16,67	13,80	24,67	28,69	84,60	0,11	137,96	0,51
4G	10,74	23,92	25,95	21,43	81,45	-2,16	128,82	0,50
5G	7,85	20,23	64,30	35,11	76,99	-1,01	176,40	0,42
6G	7,90	15,80	43,80	32,77	66,44	0,03	143,01	0,46
7G	18,99	13,51	43,38	33,41	67,90	-0,10	144,69	0,47
7D	8,52	6,01	36,59	32,51	68,84	0,33	137,94	0,49
8D	15,97	21,86	32,82	26,23	76,92	-0,04	135,97	0,48
9D	5,30	8,51	34,21	26,15	79,53	0,53	139,89	0,48
10D	5,32	14,82	36,82	27,22	76,86	-0,01	140,89	0,47
11G	13,39	8,51	34,83	26,15	82,36	0,45	ND	ND
12G	2,93	14,82	29,39	27,22	77,11	-0,21	ND	ND
12D	25,83	24,23	25,73	28,26	76,99	-1,01	176,40	0,42
13G	7,60	6,10	39,58	34,92	70,39	2,83	144,88	0,46
13D	20,21	8,98	36,24	31,98	70,99	0,21	139,21	0,49
14D	12,70	9,90	50,29	24,59	70,51	1,22	145,39	0,42
14G	22,78	20,64	43,71	30,30	66,87	-1,22	140,88	0,46
15D	11,90	22,01	31,37	31,38	83,75	-0,59	146,51	0,50
16D	15,40	19,29	25,72	28,07	87,90	-0,51	141,69	0,50
17D	24,04	24,19	28,14	27,79	64,65	0,95	120,58	0,51
17G	10,95	19,19	35,15	26,73	62,54	-1,89	124,42	0,48
moyenne	13,25	13,28	36,13	29,04	74,68	-0,11	142,53	0,47
ecart type	5,40	8,50	6,95	3,00	6,30	0,78	8,84	0,02

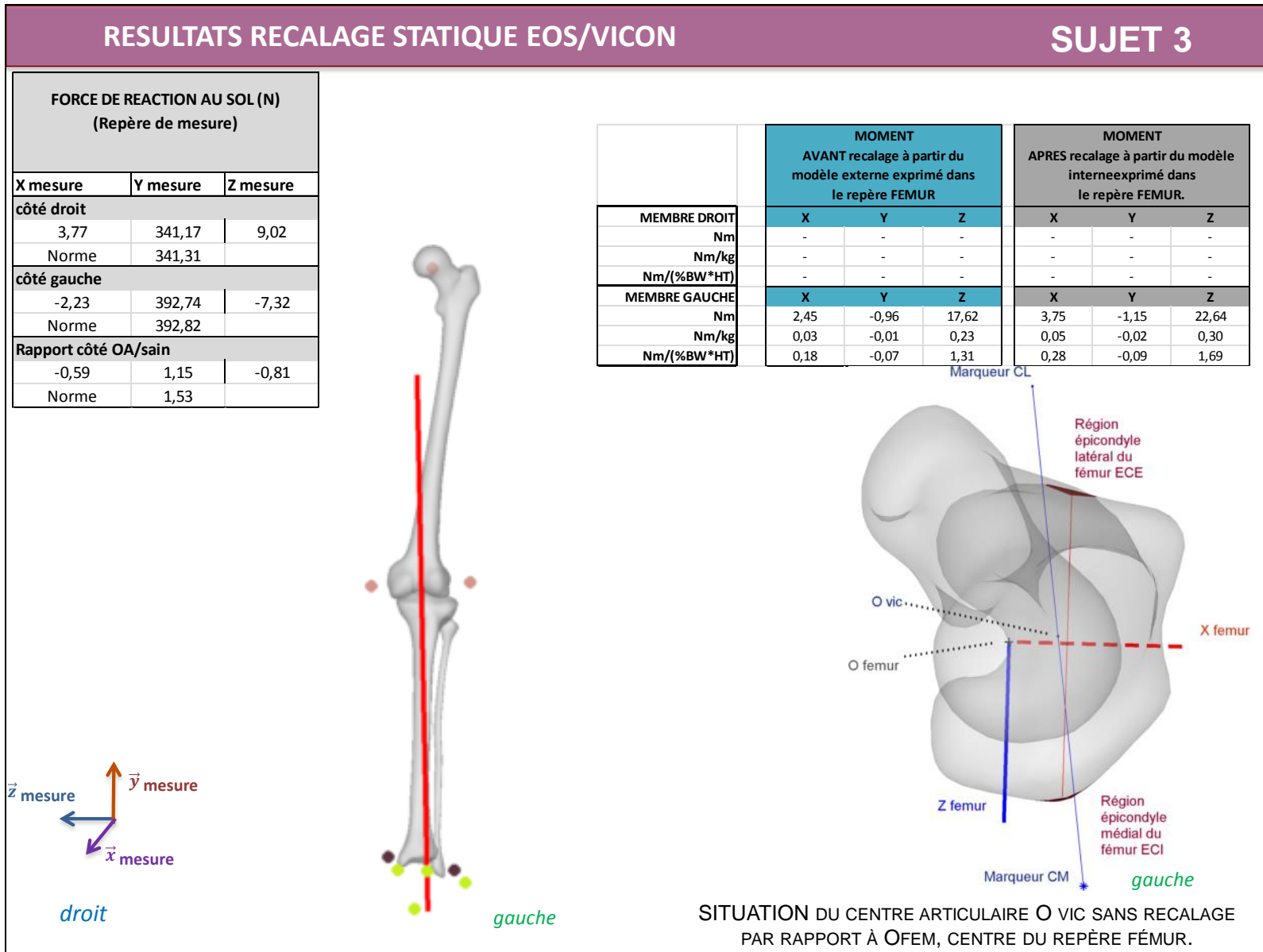
Tableau 2-3: résultats des coordonnées des points et vecteurs d'intérêts

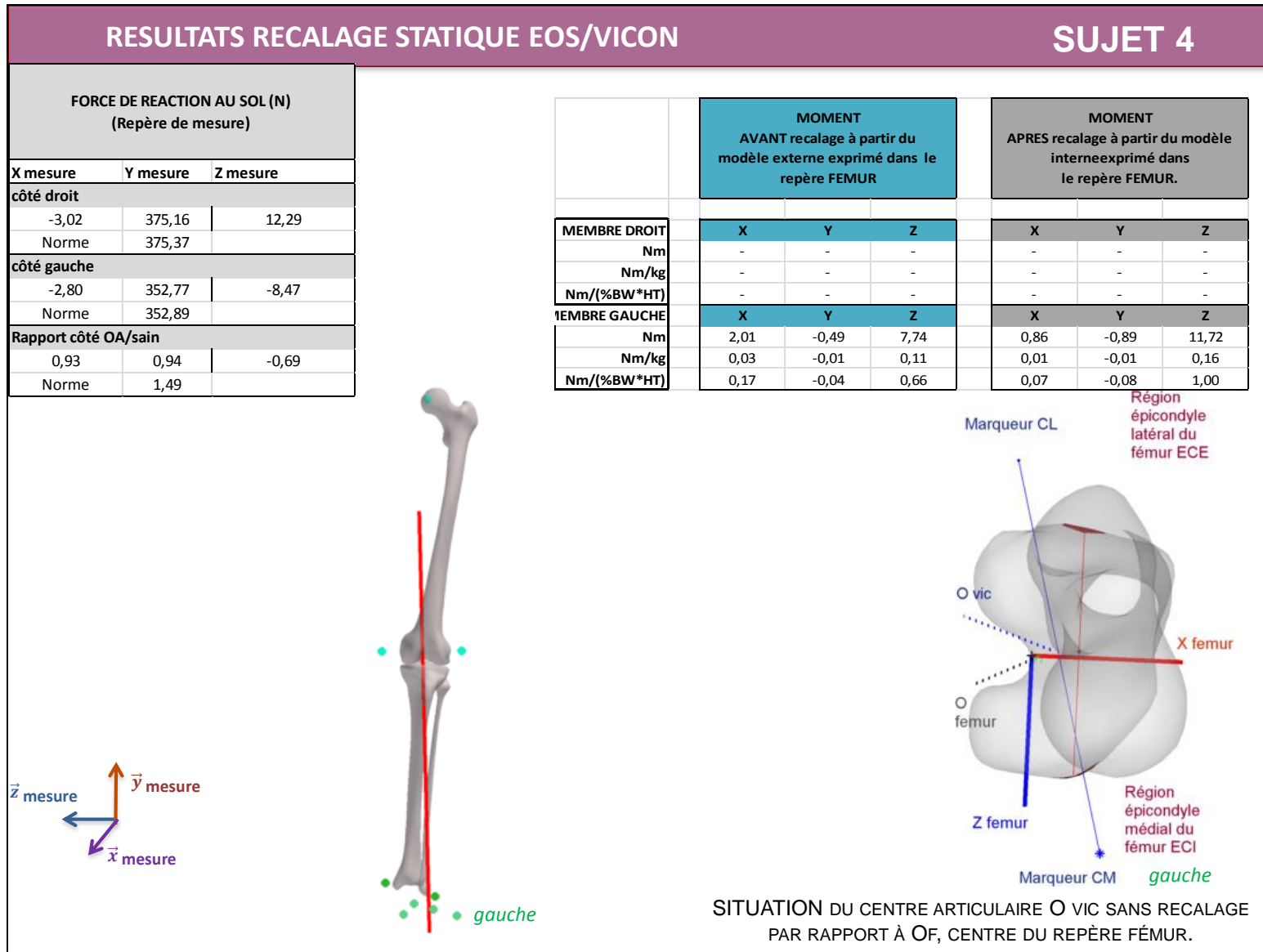
	Distance entre les marqueurs externes condyliens EOS	Distance entre les marqueurs externes condyliens Vicon	Différence
sujet_3G	139,6	138,5	1,1
sujet_4G	132,9	134,6	1,7
sujet_5G	178,5	179,2	0,7
sujet_6G	143,1	141,9	1,2
sujet_7G	145,3	143,5	1,8
sujet_7D	138,0	138,6	0,5
sujet_8D	136,7	137,8	1,1
sujet_9D	140,5	141,0	0,6
sujet_10D	141,4	141,5	0,1
sujet_12D	134,8	133,8	1,0
sujet_13G	145,1	144,0	1,0
sujet_13D	143,0	141,6	1,4
sujet_14G	147,9	149,1	1,1
sujet_14D	145,7	145,3	0,4
sujet_15	150,4	150,6	0,2
sujet_16	143,1	142,1	1,0
sujet_17G	127,4	127,3	0,1
sujet_17D	126,8	127,4	0,6
Moyenne	142,2	142,1	0,9
ecart type	6,9	6,6	0,4

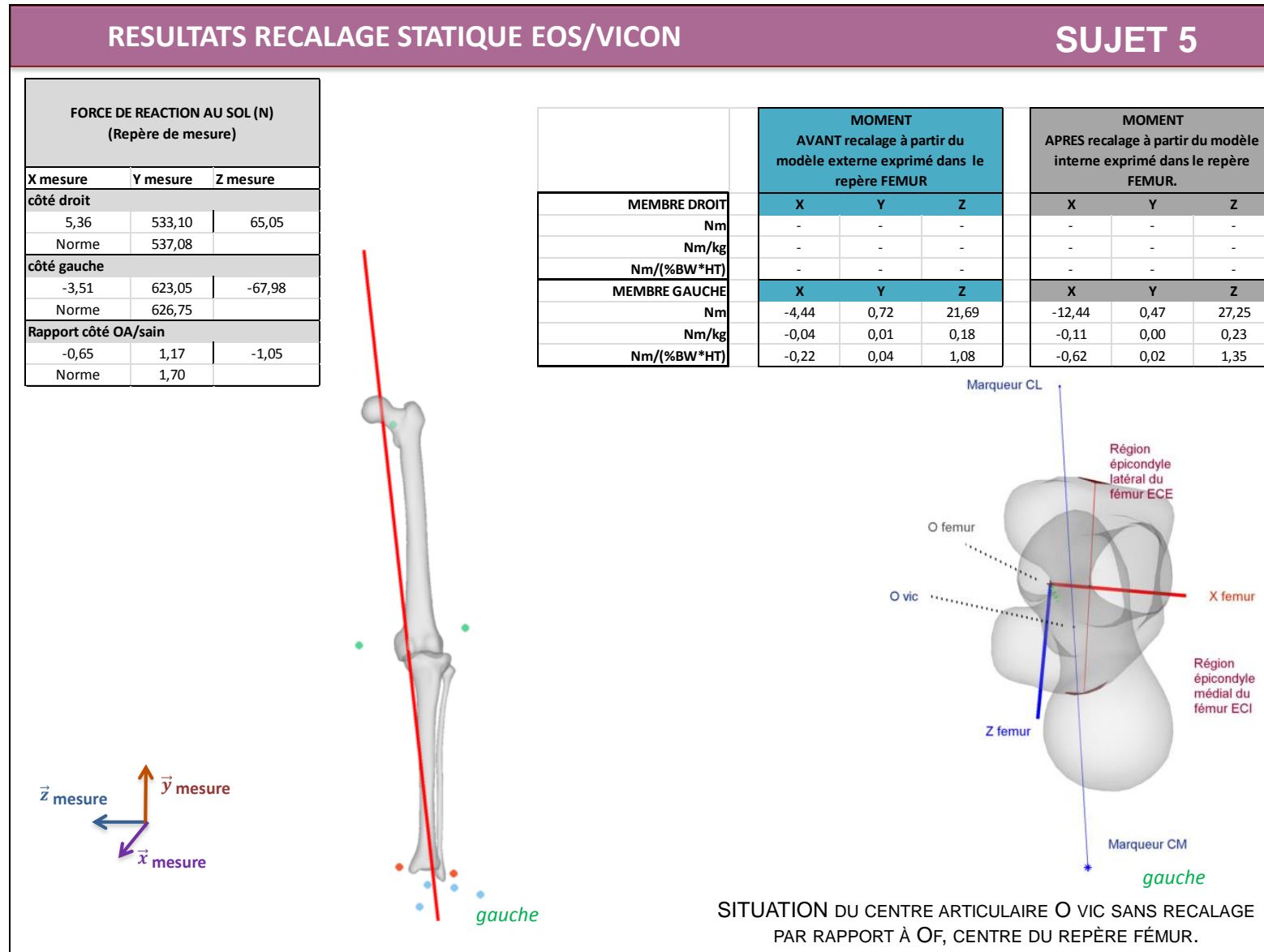
Tableau 2-4: Distance entre les centres des marqueurs externes condyliens dans les deux environnements EOS et vicon

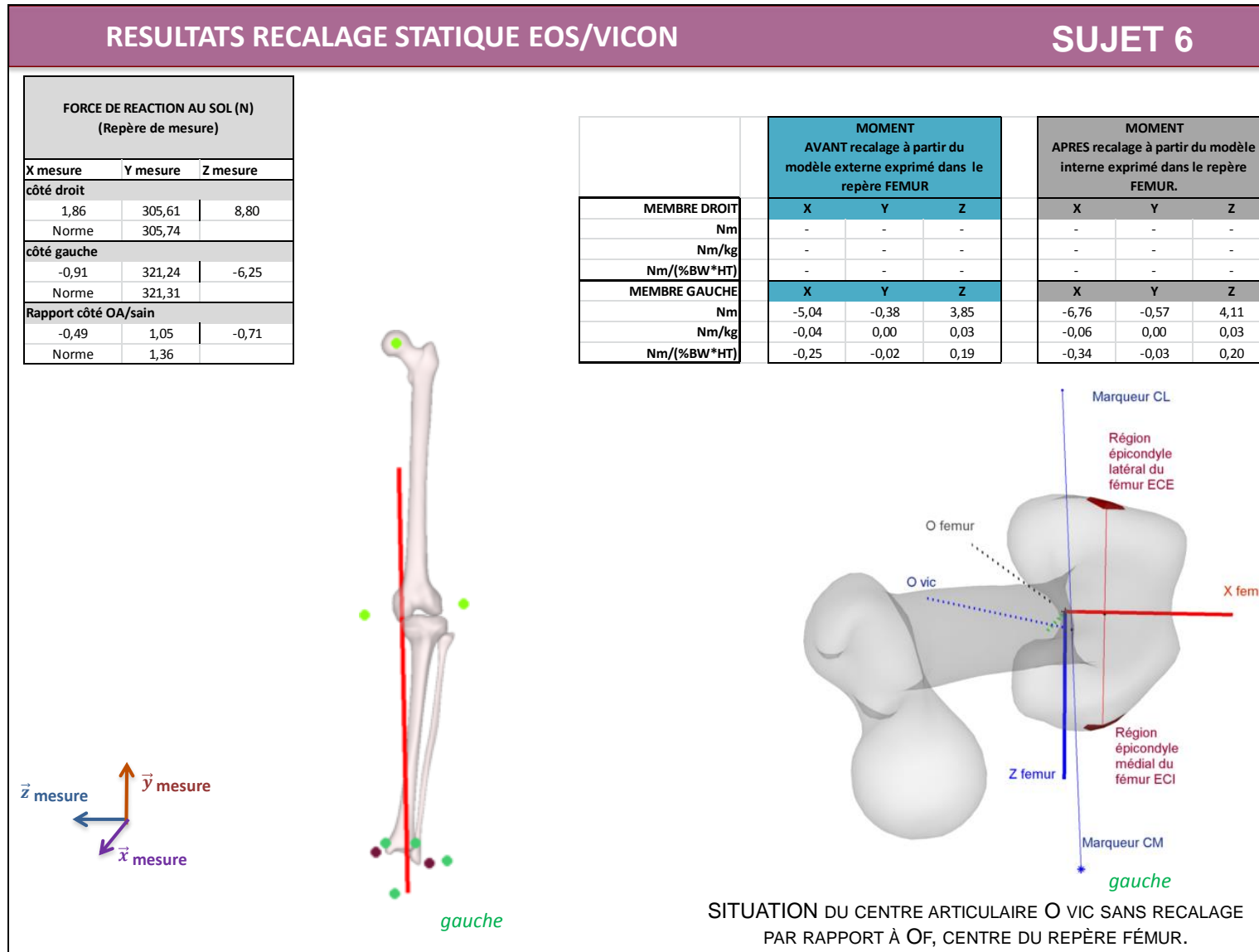
	Erreur de recalage	Nombre de marqueurs cuisse
sujet_3G	2,7	6,0
sujet_4G	3,5	6,0
sujet_5G	3,6	4,0
sujet_6G	2,1	6,0
sujet_7G	2,0	6,0
sujet_7D	10,9	4,0
sujet_8D	3,2	6,0
sujet_9D	2,3	6,0
sujet_10D	4,4	6,0
sujet_12D	1,1	8,0
sujet_13G	1,1	8,0
sujet_13D	1,7	6,0
sujet_14G	2,6	5,0
sujet_14D	0,8	8,0
sujet_15	3,0	8,0
sujet_16	0,6	8,0
sujet_17G	0,3	7,0
sujet_17D	1,6	8,0
Moyenne	2,6	6,4
Ecart type	1,4	1,1
moyenne (sans le 7D)	2,1	
Ecart type	0,9	

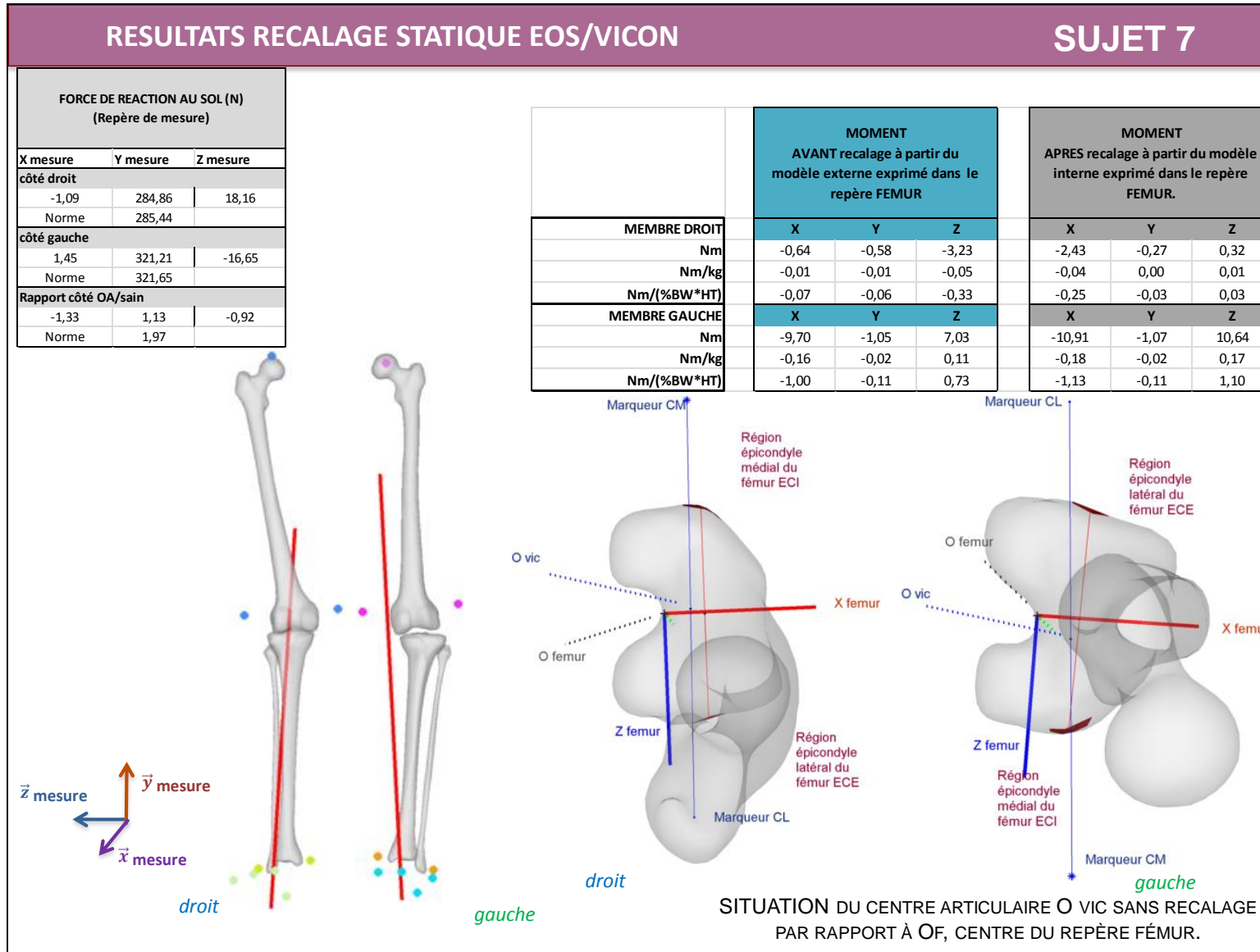
Tableau 2-5: Erreur de recalage estimée.

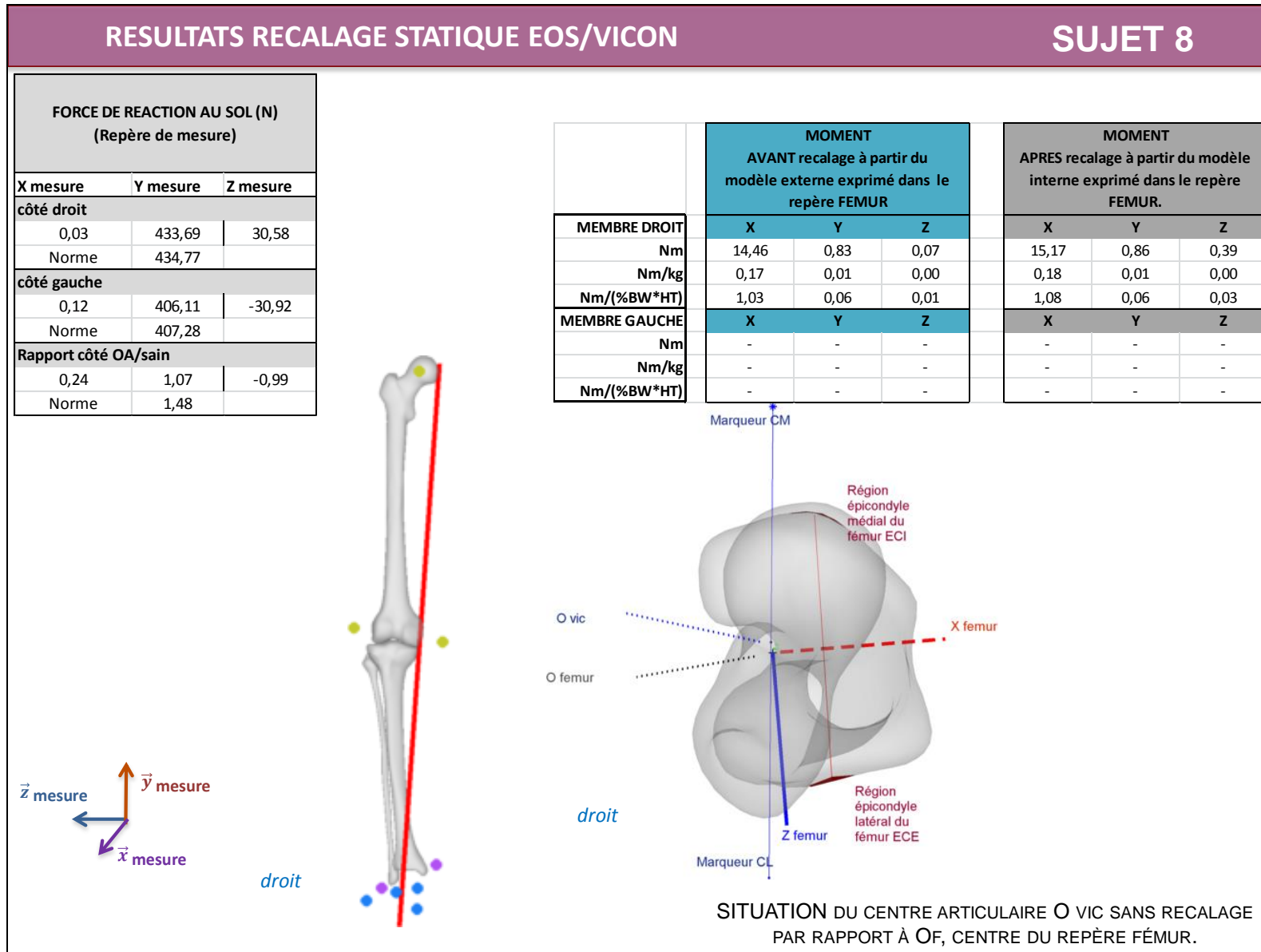


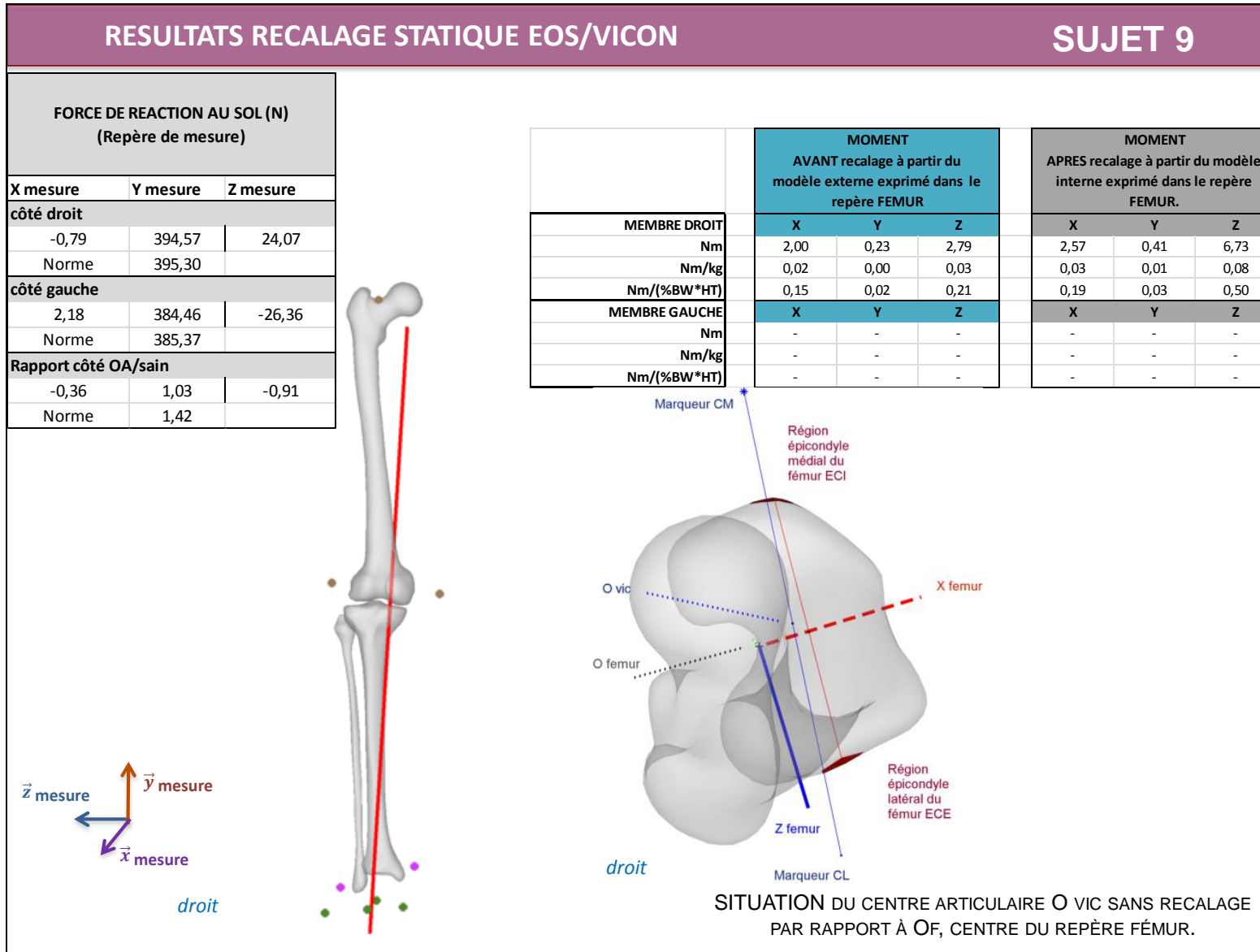


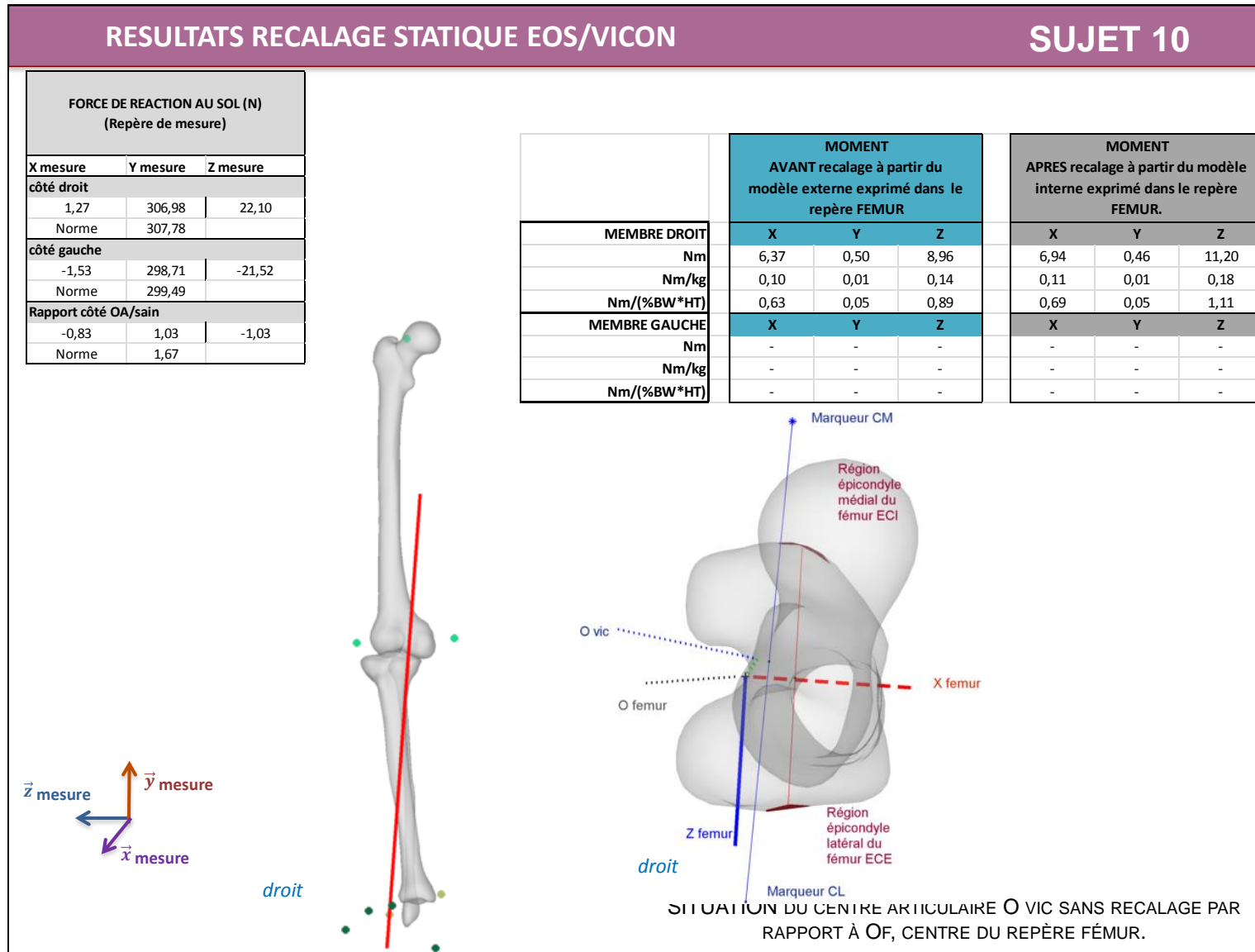


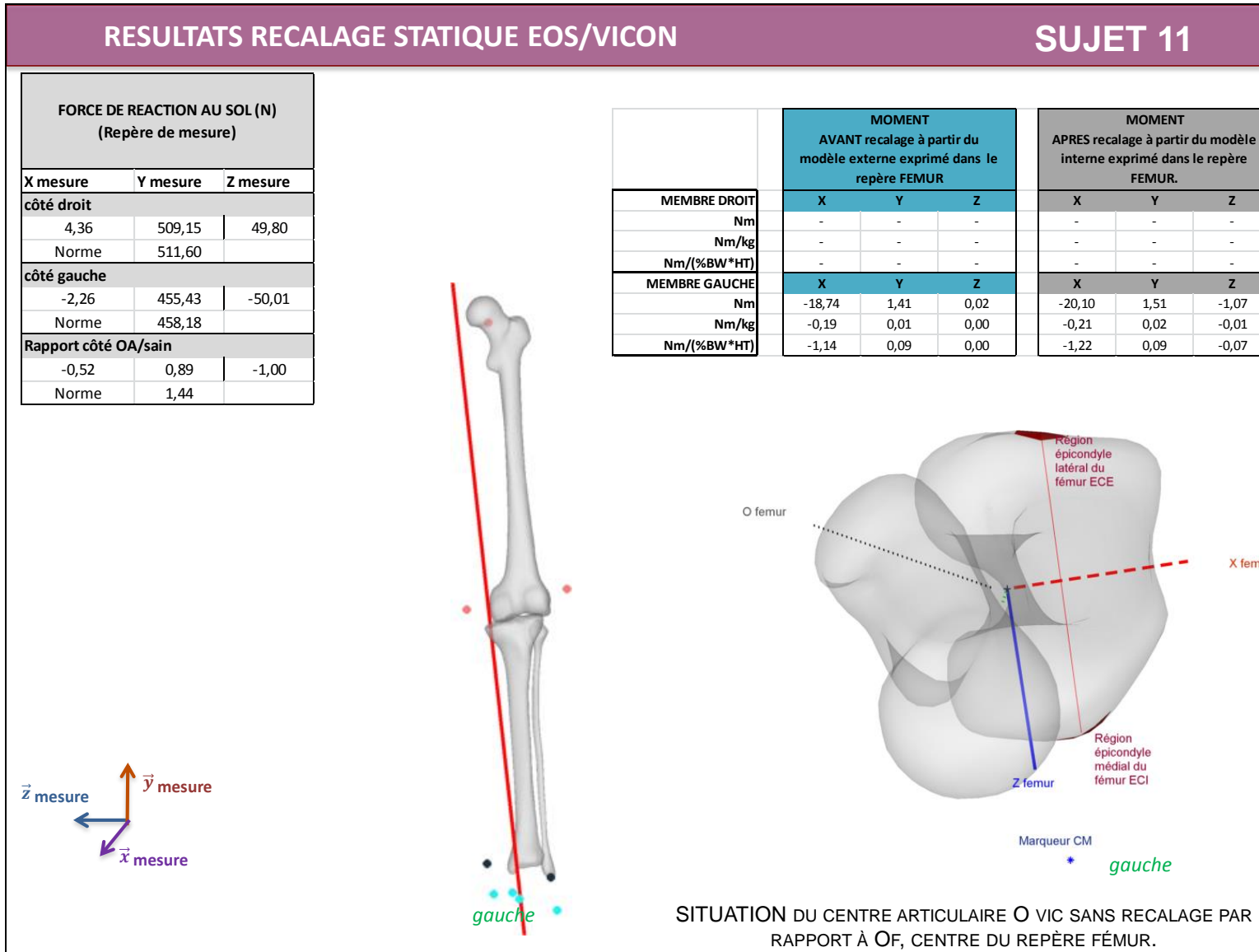


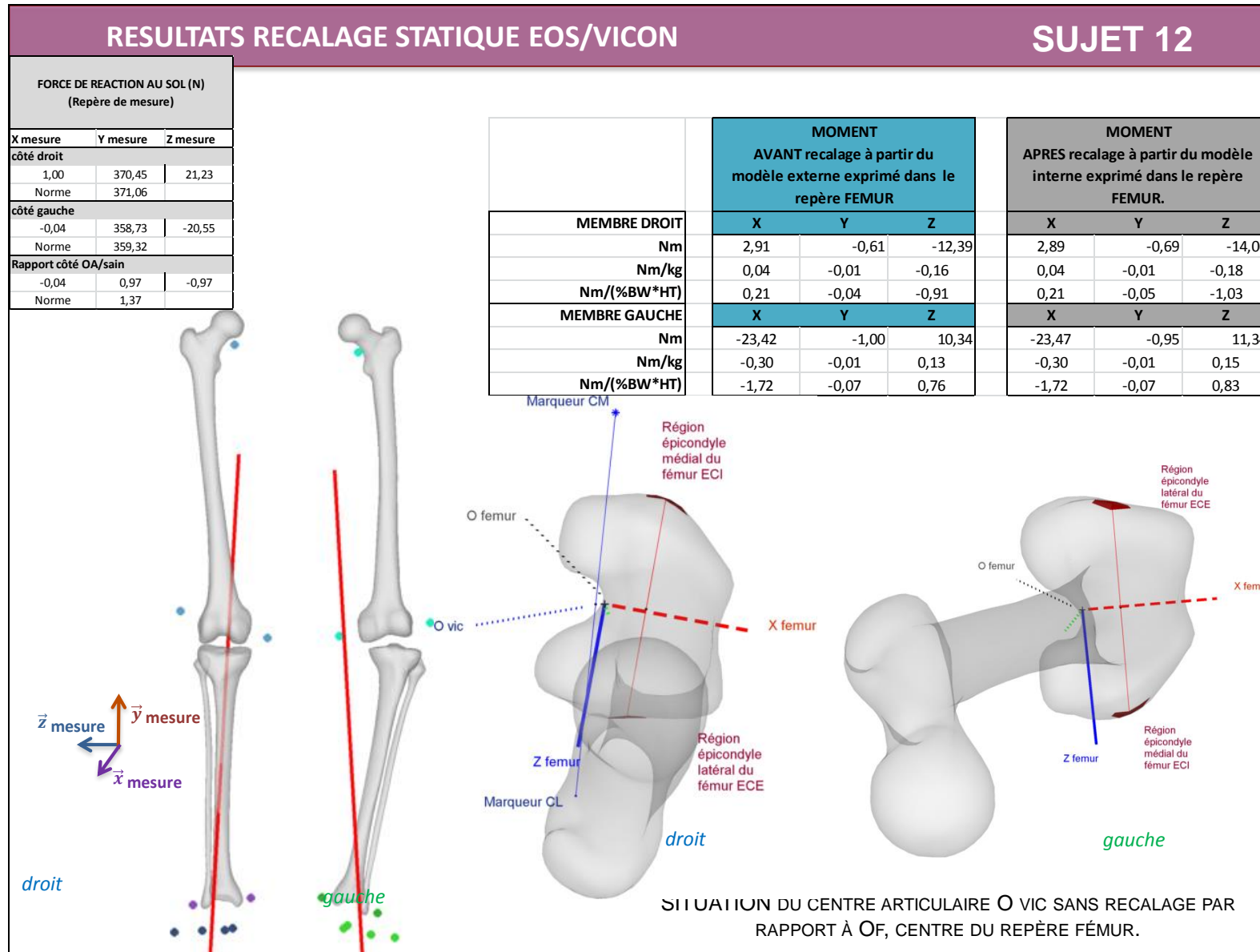


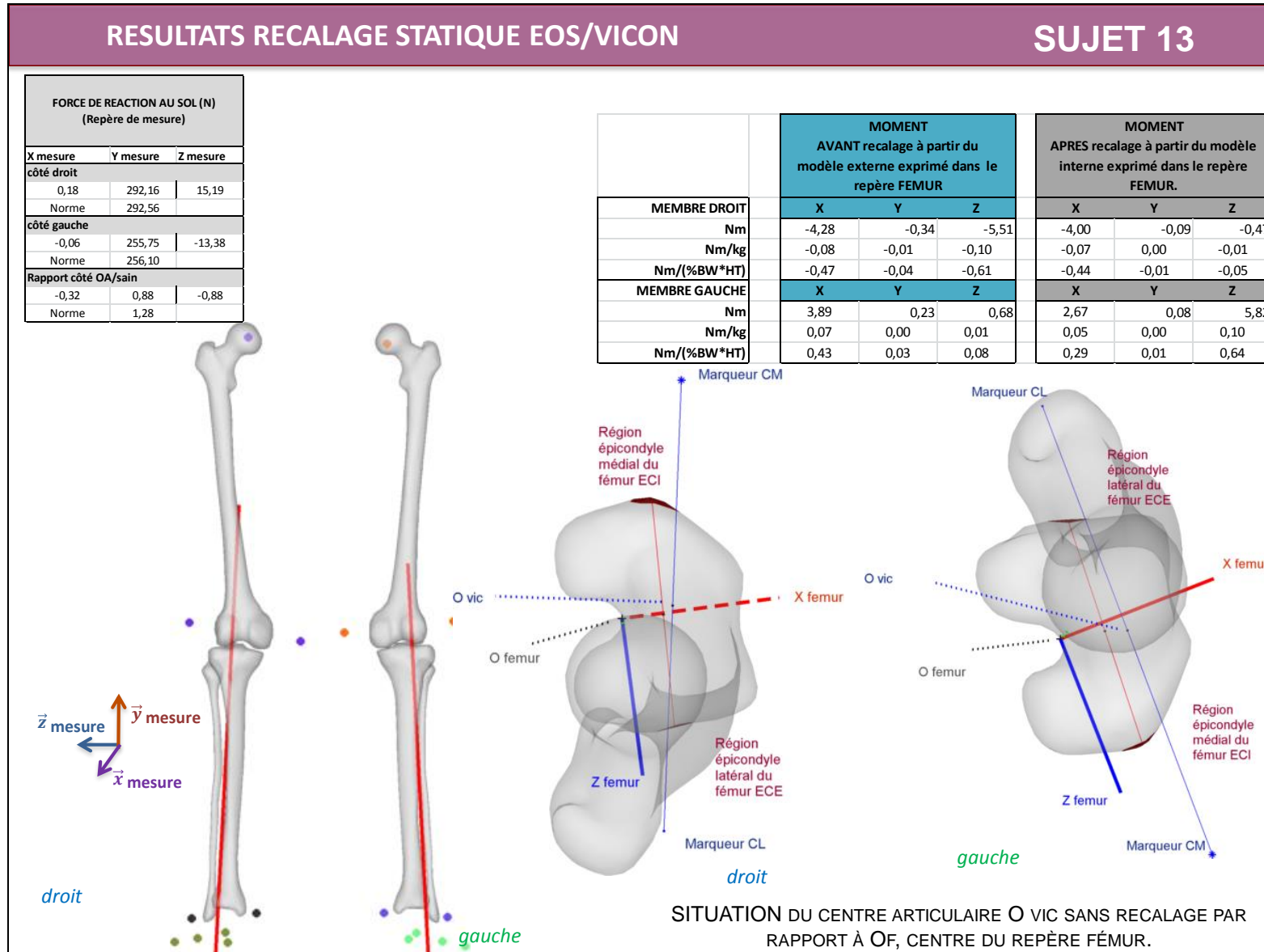


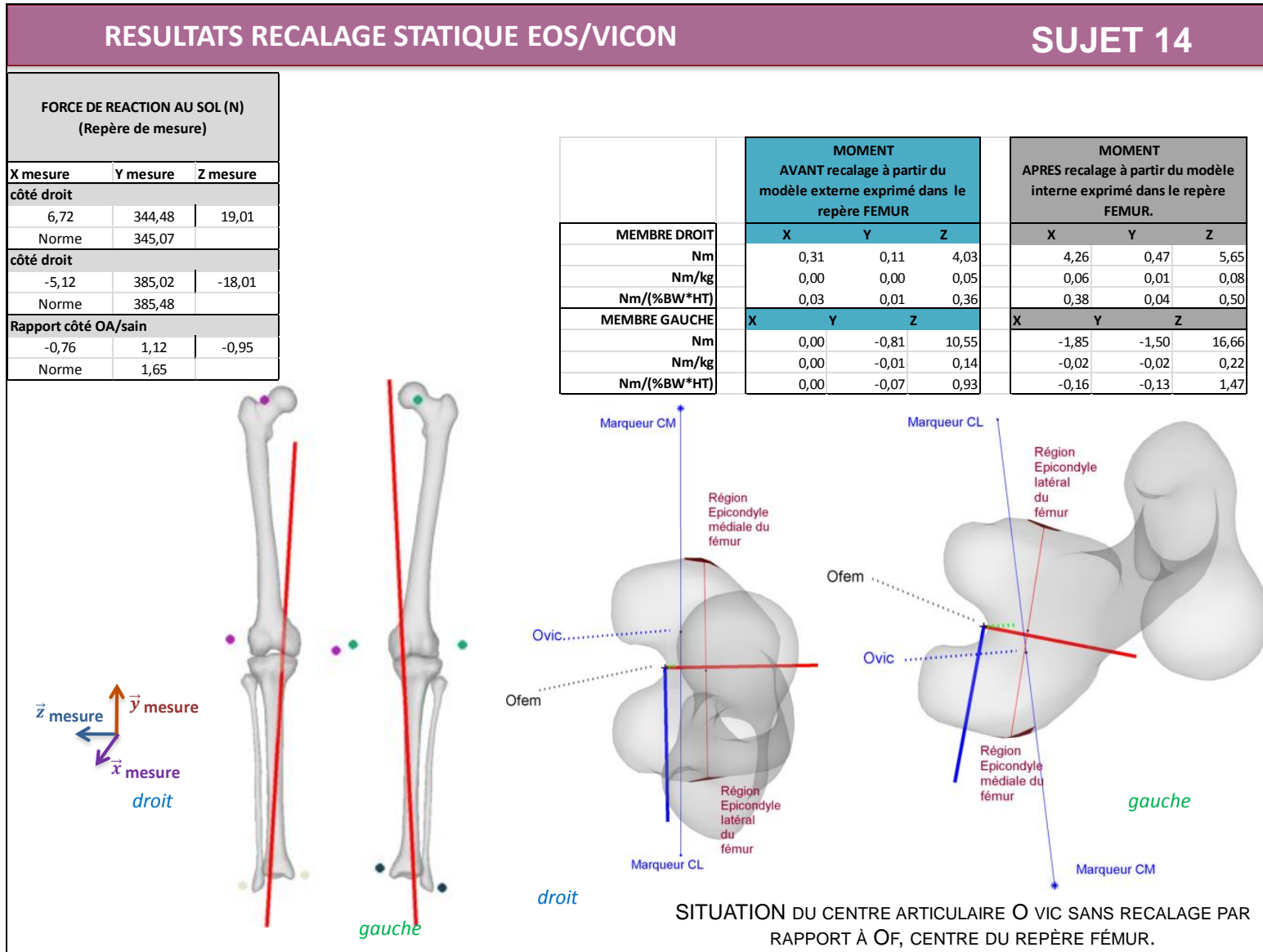


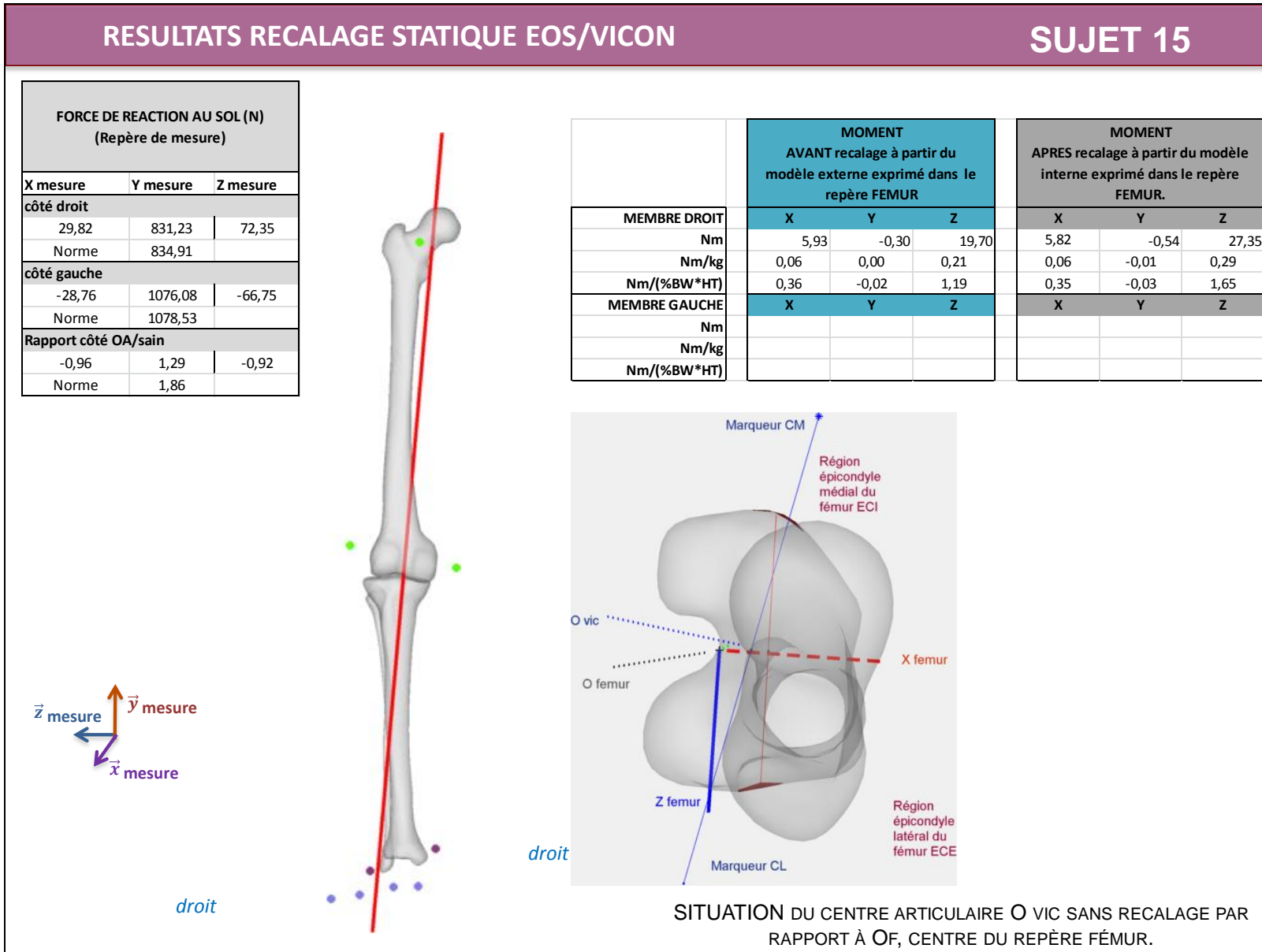


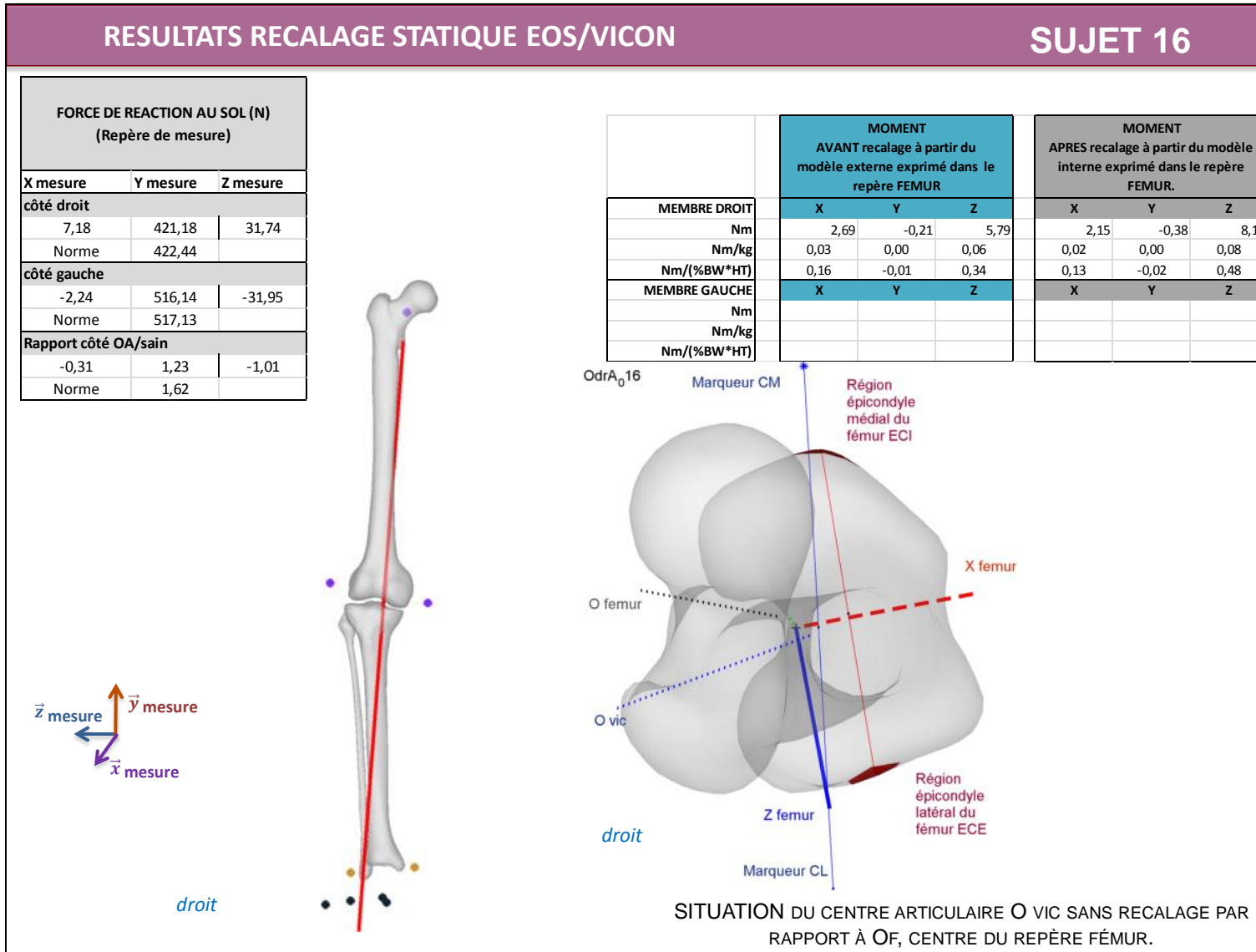


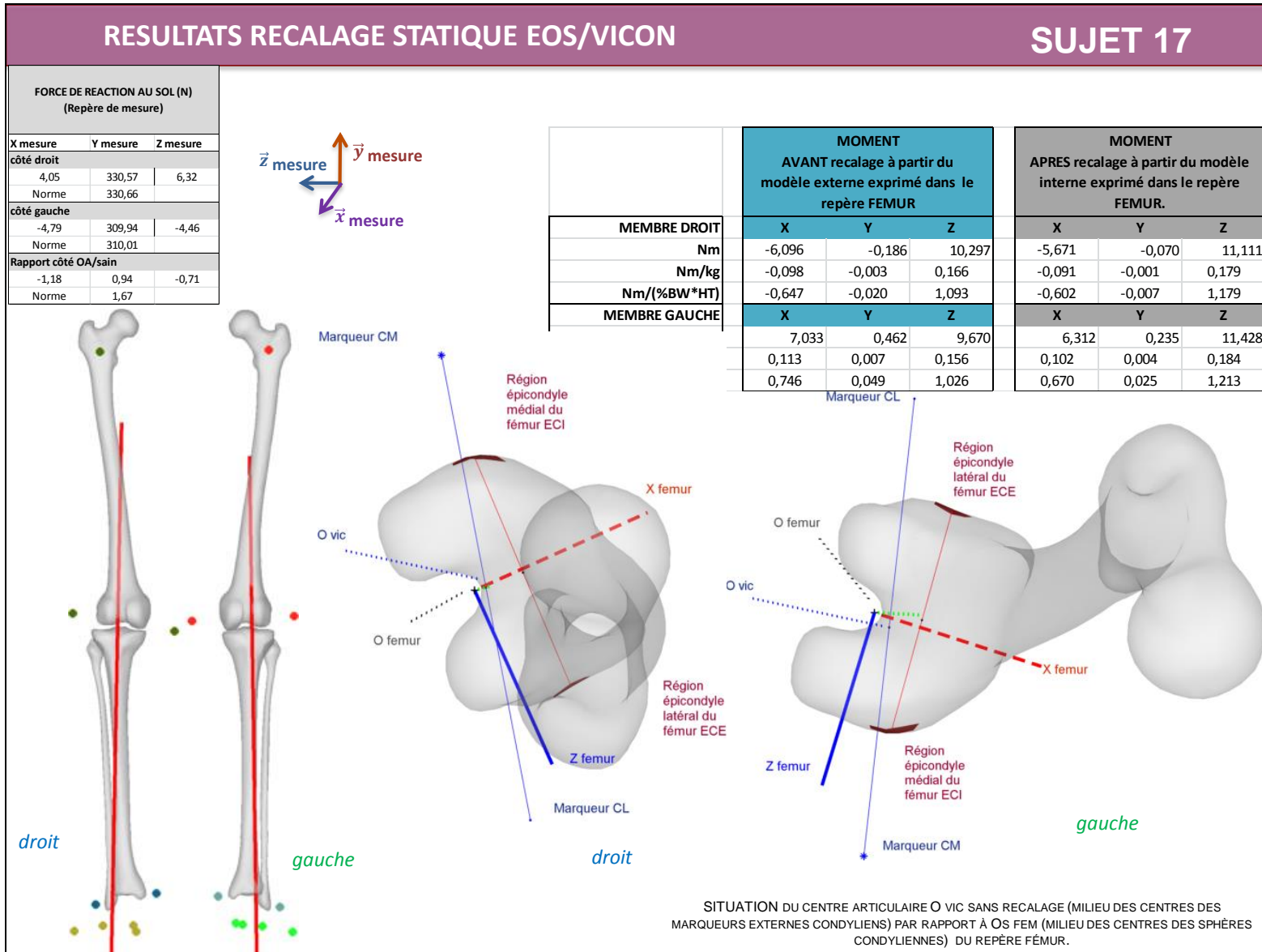












3 ANNEXE 3 : RESULTATS DES SUJETS ARTHROSIQUES (PARTIE IV MANUSCRIT)

3.1 SCORES FONCTIONNELS

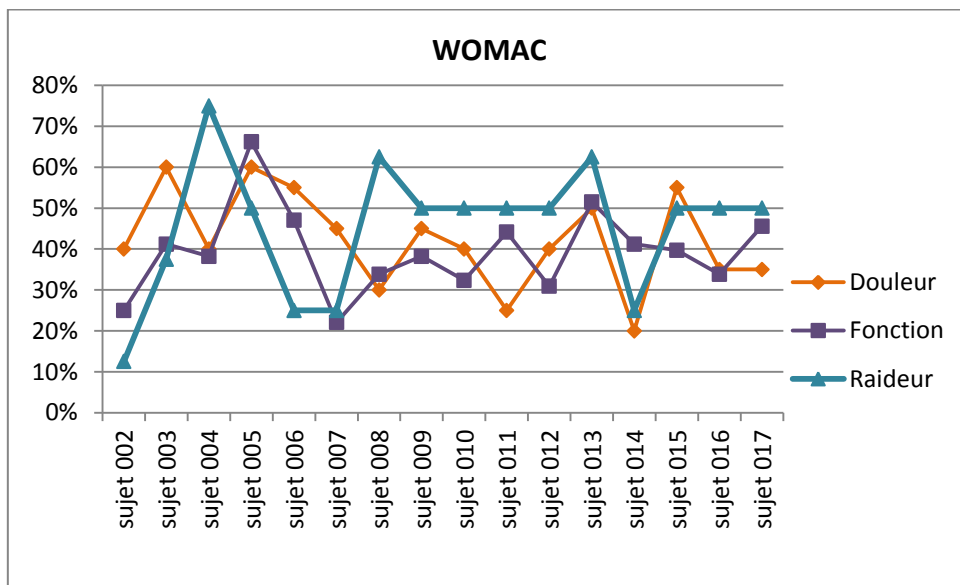


Figure 2 : Score WOMAC par sujet (un score haut indique une altération dans la catégorie)

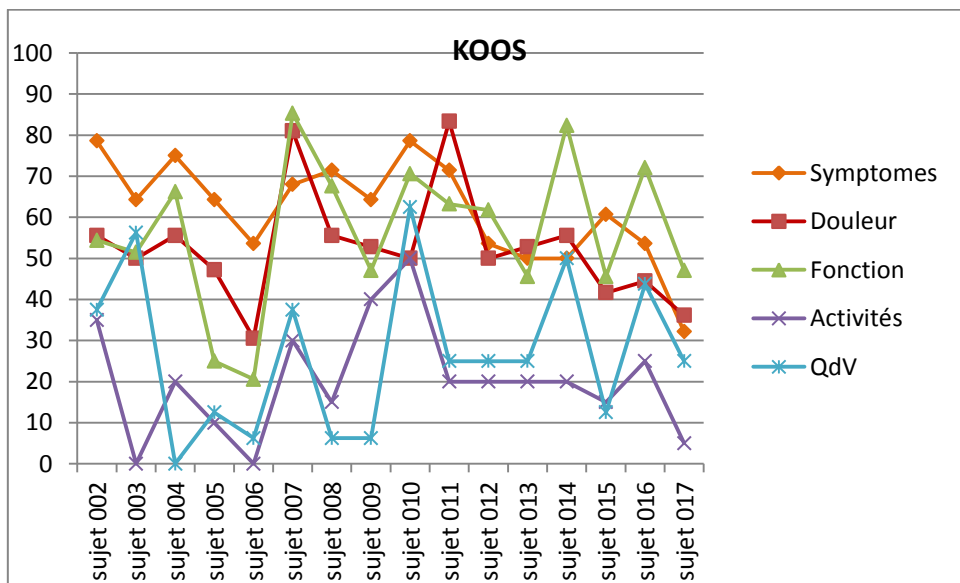


Figure 3 : score WOMAC par sujet (un score bas indique une altération dans la catégorie)

3.2 RESULTATS ISSUS DE LA STEREO RADIOGRAPHIE EOS®

	Amabile, 2016	n=69 membres	Chaibi, 2012	n=20 membres	Than SS, 2012	128 membres	Than OA, 2012	n=35 membres
	Moyenne (côté droit)	ET	Moyenne	ET	Moyenne	ET	Moyenne	ET
AFTM_3D	174,7°	3,1°	174,1°	0,7°	179,2°	3,13°	171,2°	4,19°
ATM_3D	87,2°	2,2°	89°	2,6°	88	3,57°	85°	3,31°
AFM_3D	92,9°	1,7°	91,2°	1,3°	NR	NR	NR	NR
Torsion tibiale	37,1°	6°	27,9°	4,9°	36°	8,35°	NR	NR
Torsion fémorale	12,9°	9,6°	11,1°	3,9°	17,1°	11,51°	NR	NR
Rotation fémoro- tibiale	6,3°	3,9°	6°	3,2°	2,3°	7,16°	NR	NR

Tableau 3-1: Valeurs de référence des angles disponibles dans la ' fiche clinique' EOS.

	axe_meca_femur	axe_bicond_femur	axe_meca_tibia	axe_biplateaux_tibia
OA_2	6,74	7,15	0,65	0,59
OA_3	0,26	3,32	1,53	1,24
OA_4	2,19	1,71	3,42	1,29
OA_5	7,46	2,40	2,77	0,03
OA_6	7,00	11,55	0,24	7,25
OA_7	5,97	5,75	6,12	0,76
OA_8	2,77	4,89	9,40	1,63
OA_9	2,30	1,96	3,14	1,22
OA_10	5,79	7,97	8,36	0,31
OA_11	4,50	7,11	9,19	3,45
OA_12	8,88	10,39	9,10	0,03
OA_13	2,75	1,90	3,91	0,67
OA_14	0,83	2,30	4,45	2,65
OA_15	1,84	4,49	7,09	1,72
OA_16	4,09	6,79	5,68	2,73
OA_17	1,36	5,79	0,88	3,86
Moyenne	4,05	5,34	4,75	1,84
Ecart type	2,26	2,47	2,72	1,34

Tableau 3-2: Résultats par sujet OA des angles spécifiques d'obliquité du fémur et du tibia

	axe_meca_femur	axe_bicond_femur	axe_meca_tibia	axe_biplateaux_tibia
SS_1	1,16	1,31	1,92	3,71
SS_2	1,20	1,42	4,49	2,80
SS_3	0,95	4,42	2,08	4,03
SS_4	2,38	4,86	1,90	1,62
SS_5	1,13	2,12	3,41	0,30
SS_6	2,93	2,76	4,41	1,36
SS_7	2,62	0,57	2,08	0,87
SS_8	0,92	2,64	0,08	0,23
SS_9	0,76	6,00	0,20	2,85
SS_10	0,68	3,67	1,08	0,63
SS_11	2,14	1,49	0,14	2,30
SS_12	1,34	0,09	4,82	0,54
SS_13	5,46	0,83	4,41	3,39
SS_14	1,21	1,87	4,11	0,79
SS_15	3,14	0,26	2,20	1,55
SS_16	2,54	2,14	3,48	1,26
Moyenne	1,91	2,28	2,55	1,77
Ecart type	0,98	1,33	1,41	1,06

Tableau 3-3: résultats par membres contrôles de la population appariée en âge à la population OA

	AFTM		Obliquité de l'axe bicondylien fémur en °		Obliquité de l'axe bi-plateau tibia en °	
	R ²	p-value	R ²	p-value	R ²	p-value
Obliquité de l'axe mécanique du fémur en °	-0,64	< 0,005	0,66	<0,005		
Obliquité de l'axe mécanique du tibia en °	-0,65	0,006			-0,3	0,25
Obliquité de l'axe bicondylien fémur en °	-0,68	< 0,005			0,41	0,11
Obliquité de l'axe bi-plateau tibia en °	0,06	0,8				

Tableau 3-4: Corrélations entre angles positionnels d'intérêts

3.3 RESULTATS ISSUS DE L'ANALYSE DU MOUVEMENT VICON®

<i>Paramètres</i>	<i>Unités</i>	<i>Effort au sol vertical</i>				<i>Effort au sol médio-latéral</i>				<i>Effort au sol postéro-antérieur</i>				
		Pic 1	indice	Pic 2	indice	Pic 1	indice	Pic 2	indice	Pic 1	indice	Pic 2	indice	
Membres OA	N/kg	Moyenne	9,75	14,55	9,9	45,12	0,46	10,1	0,31	49,93	-1,35	9,18	1,5	53,21
		ecart type	0,69	1,34	0,9	1,43	0,20	7,8	0,22	7,72	0,24	1,07	0,3	1,40
Membres Contro	N/kg	Moyenne	9,80	15,14	10,1	47,04	0,43	10,94	0,3	52,09	-1,36	9,01	1,6	54,13
		ecart type	0,98	2,19	0,9	1,40	0,20	8,54	0,3	6,86	0,31	0,98	0,3	1,13

3.4 RESULTATS ISSUS DE L'ANALYSE CINEMATIQUE SEQUENTIELLE

	<i>Sujets contrôles</i>	<i>SS_1</i>	<i>SS_2</i>	<i>SS_3</i>	<i>SS_4</i>	<i>SS_5</i>	<i>SS_6</i>	<i>Moyenne</i>	<i>Ecart type</i>
TX	Position1 (ext)	-5,69	-2,78	-5,84	-6,98	-8,09	-8,80	-6,36	1,59
	Position2 (flex_40°)	-5,50	-3,83	-2,61	-7,00	-9,56	-11,56	-6,68	2,70
	Position3 (flex_90°)	-7,95	-9,16	-7,94	-8,20	-11,39	-12,89	-9,59	1,70
Ty	Position1 (ext)	25,36	22,26	20,92	23,54	23,57	27,36	23,84	1,68
	Position2 (flex_40°)	24,19	21,02	19,48	19,47	20,31	25,57	21,67	2,14
	Position3 (flex_90°)	25,60	19,00	18,65	18,87	18,63	25,50	21,04	3,00
Tz	Position1 (ext)	5,18	4,42	2,59	2,56	6,59	1,96	3,89	1,51
	Position2 (flex_40°)	4,81	5,12	2,33	1,69	7,67	3,62	4,21	1,66
	Position3 (flex_90°)	2,81	5,04	2,98	2,68	6,67	6,42	4,43	1,61
Rx	Position1 (ext)	-1,55	0,04	1,85	1,44	-5,00	0,64	-0,43	1,90
	Position2 (flex_40°)	-0,69	-5,75	-0,83	-0,26	-9,68	-3,01	-3,37	2,90
	Position3 (flex_90°)	-2,05	-6,49	0,91	-3,39	-9,57	-1,56	-3,69	2,89
Ry	Position1 (ext)	5,67	6,23	5,86	1,10	12,68	11,75	7,21	3,33
	Position2 (flex_40°)	-13,08	-8,01	-10,65	-19,27	-5,27	-14,94	-11,87	3,89
	Position3 (flex_90°)	-5,06	-13,38	-11,07	-10,59	-8,25	-18,37	-11,12	3,17
Rz	Position1 (ext)	-0,86	5,75	3,23	8,78	0,19	5,98	3,85	2,99
	Position2 (flex_40°)	-40,00	-34,65	-40,42	-44,99	-43,82	-51,29	-42,53	4,17
	Position3 (flex_90°)	-80,46	-82,96	-82,04	-84,28	-80,16	-70,52	-80,07	3,18

Tableau 3-5 : Positions relatives du tibia par rapport au fémur en translation et en rotation dans la condition extension, flexion à 40° et flexion à 90° pour les sujets contrôles

	Sujets OA	sujet 9	sujet 10	sujet 11	sujet 12	sujet 13	sujet 14	sujet 15	sujet 16	sujet 17	moyenne	Ecart type
TX	Position1 (ext)	-4,05	-5,71	-11,06	-5,22	-6,56	-4,39	-6,45	-2,14	-4,37	-5,55	1,68
	Position2 (flex_40°)	-5,48	-7,02	-5,24	-1,44	-6,20	-5,74	-5,13	-1,71	-5,52	-4,83	1,45
	Position3 (flex_90°)	-10,11	-8,27	-7,48	-4,41	-7,39	-8,87	-11,50	-4,52	-7,26	-7,76	1,72
Ty	Position1 (ext)	20,53	19,64	20,01	17,77	22,90	21,39	24,16	23,25	21,19	21,20	1,53
	Position2 (flex_40°)	17,35	18,35	19,41	17,89	22,28	19,31	22,18	22,18	16,69	19,52	1,80
	Position3 (flex_90°)	19,70	19,66	19,04	20,67	20,38	19,46	21,34	22,75	17,48	20,05	1,09
Tz	Position1 (ext)	7,23	10,89	9,25	16,66	5,40	5,01	10,00	9,55	6,47	8,94	2,59
	Position2 (flex_40°)	9,51	8,45	8,39	12,49	4,24	5,43	7,15	4,86	4,57	7,23	2,20
	Position3 (flex_90°)	7,54	6,89	8,06	10,27	1,99	7,55	9,49	4,76	3,39	6,66	2,19
Rx	Position1 (ext)	-8,29	-14,84	-10,61	-17,23	1,17	-5,44	-9,38	-12,26	-0,48	-8,60	4,74
	Position2 (flex_40°)	-9,45	-15,27	-11,86	-13,30	1,84	-4,96	-11,97	-14,22	-6,38	-9,51	4,24
	Position3 (flex_90°)	-10,06	-15,33	-8,91	-10,05	3,00	-3,77	-12,78	-13,63	-8,10	-8,85	3,93
Ry	Position1 (ext)	3,12	-13,34	-1,46	-13,38	-9,75	-1,20	-3,42	0,34	1,47	-4,18	5,32
	Position2 (flex_40°)	-11,37	-11,69	-1,77	-12,08	-8,44	-12,89	-2,22	-7,75	-10,87	-8,79	3,33
	Position3 (flex_90°)	-12,73	-11,75	-9,02	-19,83	-8,28	-13,49	-13,36	-6,65	-5,92	-11,22	3,34
Rz	Position1 (ext)	-8,38	-2,42	-16,07	-12,19	-6,77	-0,31	-0,23	-8,99	-6,03	-6,82	-4,07
	Position2 (flex_40°)	-42,95	-44,69	-44,07	-55,39	-44,31	-50,26	-46,92	-59,79	-58,54	-49,66	-5,63
	Position3 (flex_90°)	-84,51	-78,88	-77,10	-78,04	-78,57	-88,52	-72,29	-83,31	-85,01	-80,69	-4,13

Tableau 3-6 : Positions relatives du tibia par rapport au fémur en translation et en rotation dans la condition extension, flexion à 40° et flexion à 90° pour les sujets OA

4 ANNEXE 4 : RESULTATS ETUDE ODRA (PARTIE V MANUSCRIT)

4.1 MODELISATION 2D DE L'ODRA : ETUDE CINEMATIQUE ET BIOMECHANIQUE (28 MAI 2015 JOURNEES AFA)

4.1.1 HYPOTHESES

L'étude cinématique suppose des liaisons rigides entre les embrasses et les segments osseux.

L'étude biomécanique suppose une absence de glissement entre les embrasses et les segments corporels.

4.1.2 LA PARTICULARITE DE LA LIAISON PIGNON-CREMAILLERE :

L'OdrA est équipé de 2 liaisons pignons crémaillères (Figure 4). Cette liaison est caractérisée par un déplacement linéaire simultanément au mouvement de rotation. Contrairement à une liaison pivot, à gauche, caractérisée par un mouvement pur de rotation.

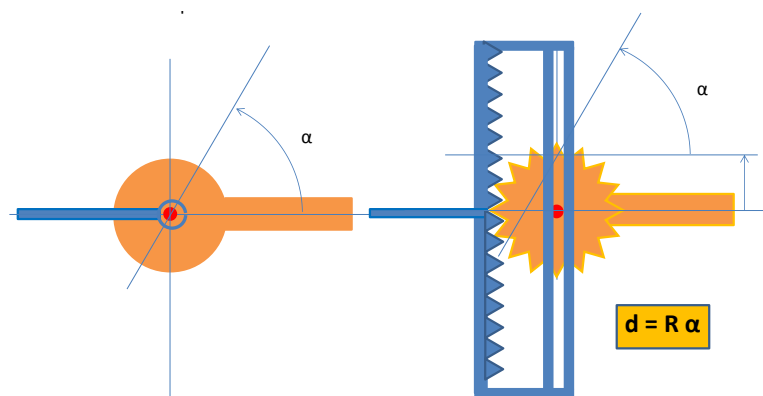


Figure 4 : Illustration de la liaison pignon crémaillère à droite comparativement à la liaison pivot, à gauche.

Le déplacement du pignon sur la crémaillère est en relation avec l'angle de rotation parcourue et le rayon du pignon. Sur l'OdrA, ces liaisons sont inversées du côté médial et latéral. En médial, le pignon est solidaire de la partie supérieure de l'orthèse et la crémaillère de la partie inférieure. En latéral, le pignon est solidaire de la partie tibiale et la crémaillère de la partie supérieure (Figure 5).

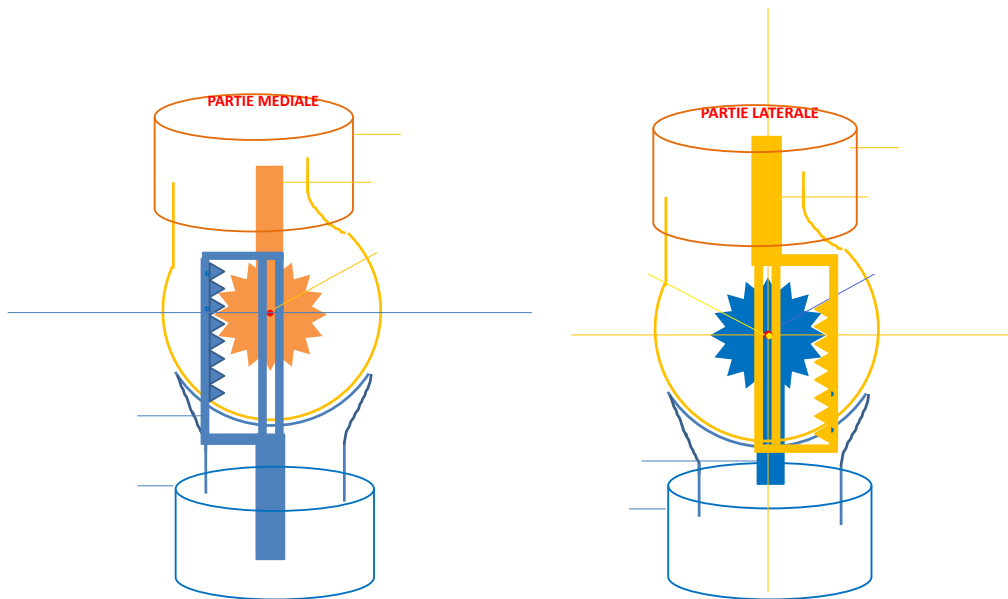


Figure 5 : OdrA installée avec illustration des liaisons pignons crémaillères inversés du côté latéral (à droite) et médial (à gauche).

4.1.3 LA FABRICATION

La fabrication s'appuie sur un moulage. Sur ce moulage en plâtre sont repérés les épicondyles.

4.1.4 ODRA ISOLEE

Du côté latéral, lorsque l'OdrA passe de la flexion à l'extension, la crémaillère tourne (rotation) et s'avance (déplacement antérieur) par rapport au pignon (Figure 6).

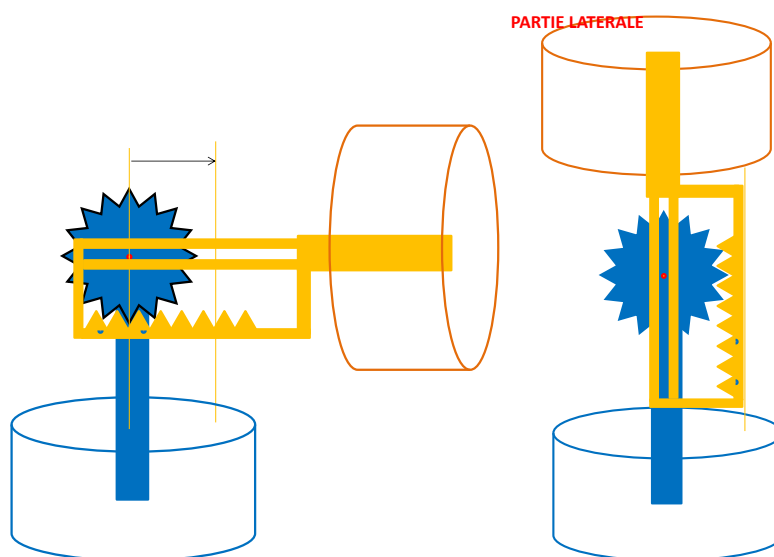


Figure 6: Coté latéral : passage de la flexion à l'extension de l'OdrA isolée avec avancée de la crémaillère sur le pignon

Du côté médial, lorsque l'OdrA passe de la flexion à l'extension, simultanément à la rotation, le pignon subit un déplacement supérieur en translation (Figure 7).

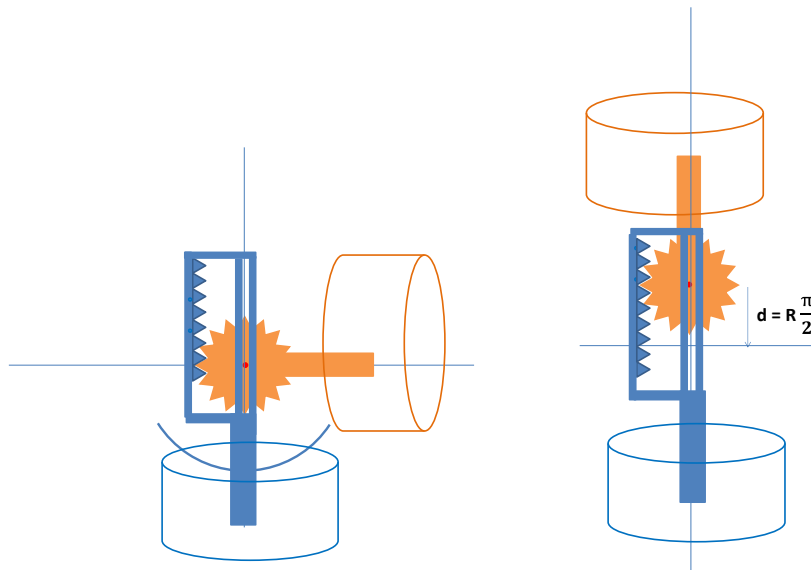


Figure 7: Coté médial :Passage de la flexion à l'extension de l'OdrA isolée avec déplacement supérieur du pignon par rapport à la crémaille

4.1.5 ODR A INSTALLEE :

Lors de l'installation de l'OdrA sur un genou fléchi à 90°, le centre moyen de rotation se place en regard du centre du pignon du côté médial et en regard du centre de la crémaille du côté latéral.

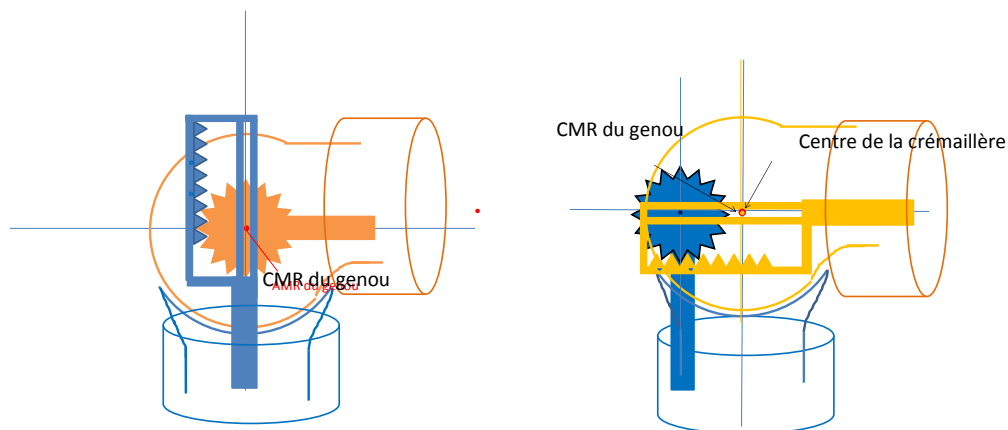


Figure 8: Placement de l'orthèse sur le sujet en flexion. La concordance du centre de la crémaille latérale et du centre du pignon médial avec le centre articulaire du genou est illustrée.

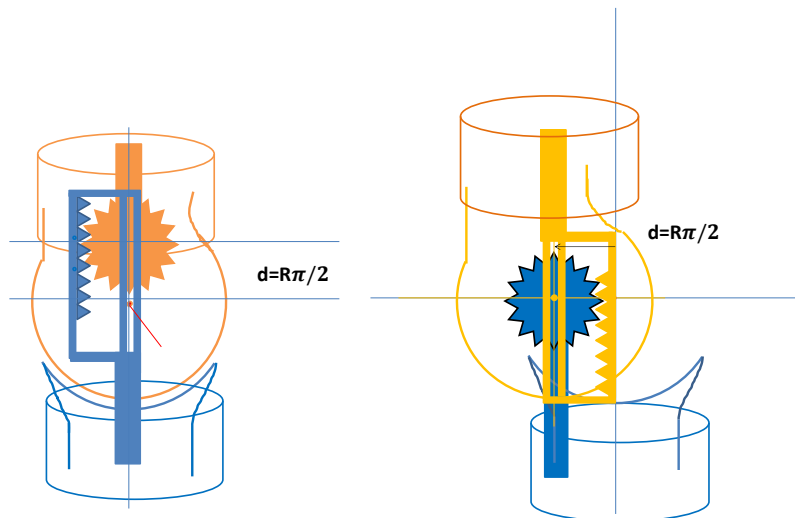


Figure 9: Illustration des déplacements des segments osseux emmenés par les déplacements des embrasses (basés sur l'hypothèse de liaisons rigides).

Lors du mouvement du genou de la flexion vers l'extension et compte tenu des hypothèses posées :

L'embrasse supérieure et la cuisse subissent un déplacement linéaire caudo-céphalique simultanément au mouvement d'extension. Ce déplacement traduit la distraction sous l'effet du port de l'orthèse, et de la liaison médiale. Il est d'une valeur de mm pour un angle de 90° (Image gauche de la Figure 9).

L'embrasse supérieure et la cuisse subissent un déplacement linéaire postéro-antérieur simultanément au mouvement d'extension. Ce déplacement traduit la rotation médiale du fémur sur le tibia, soit équivaut à une rotation axiale latérale du tibia sous le fémur. Cette amplitude de rotation axiale dépend aussi de l'amplitude parcourue, du rayon du pignon (et de la distance entre les liaisons pour l'OdrA)(Image droite de la Figure 9).

Etude biomécanique théorique de l'OdrA installée :

En l'absence d'effet dimensionnel de l'orthèse sur l'interligne articulaire et du fait de l'absence de liaisons rigides entre les embrasses et les segments osseux, il est supposé que du fait de la distraction entre les deux embrasses de l'orthèse, la mise en tension des tissus mous (cutané, aponévrotique et musculo-tendineux) engendre un effort F de décharge articulaire (Figure 10) (en l'absence de glissement de l'embrasse par rapport aux segments osseux).

Cet effort « F » est proportionnel (Figure 11):

- à la rigidité en cisaillement des matériaux d'interface de l'orthèse
- à la rigidité en cisaillement des tissus mous
- à l'amplitude de la distraction entre les deux embrasses « d »

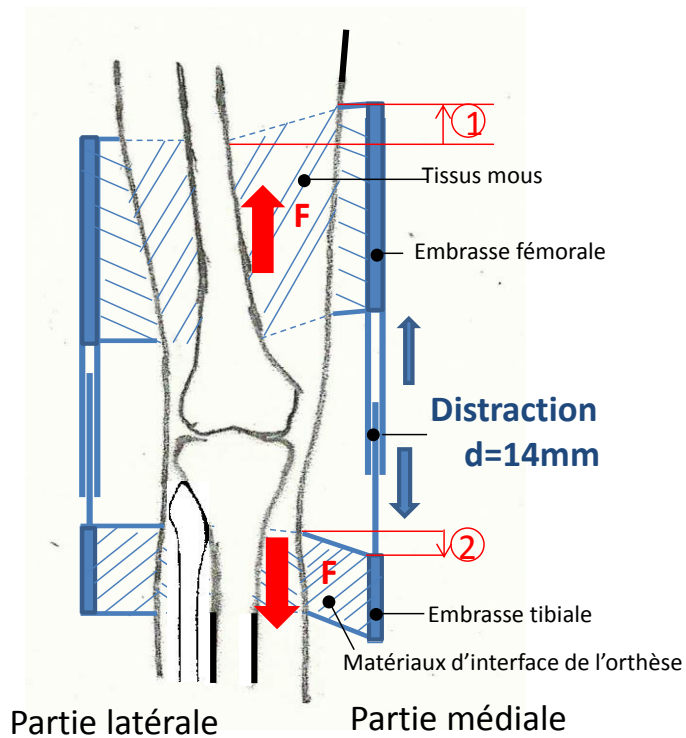


Figure 10: Modèle support de l'hypothèse biomécanique de décharge

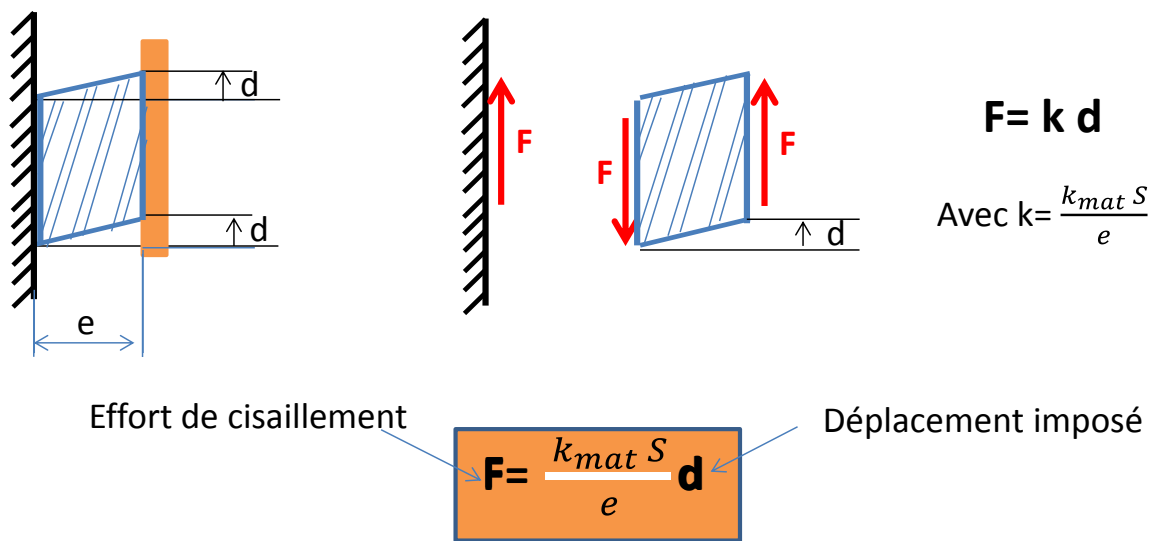


Figure 11: L'intensité de la force F de décharge articulaire dépend de la distance d de distraction, de la rigidité des tissus, de leur épaisseur et de la surface de contact entre les embrasses et les segments corporels.

4.2 RESULTATS DE L'ETUDE ODRA EOS

4.2.1 ODRA ISOLEE :

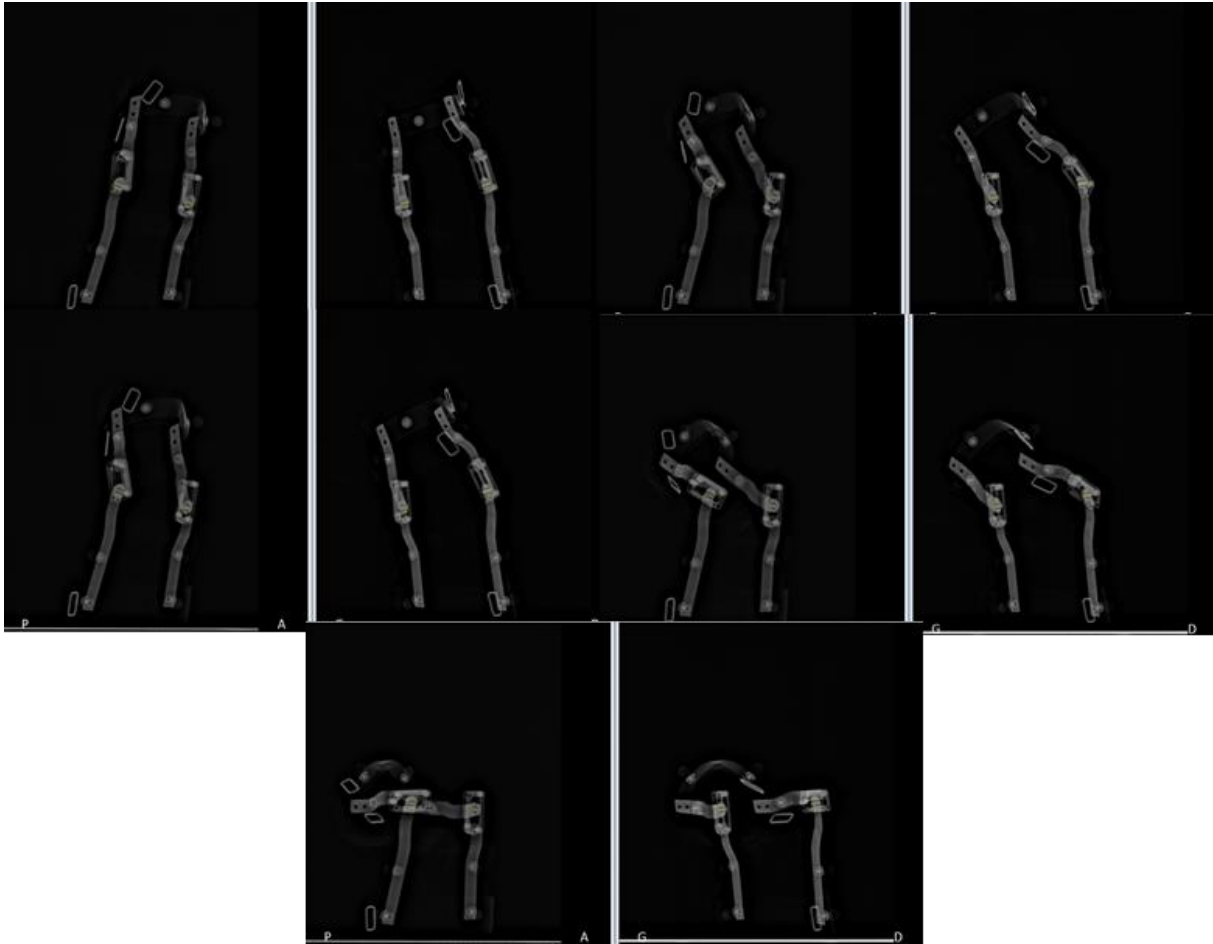


Figure 12: Radiographie biplanaire de l'Odra isolée. Les cylindres placés sur les pignons et rivets des embrasses sont repérables en couleur dorée.

4.2.2 ODRÀ INSTALLÉE :

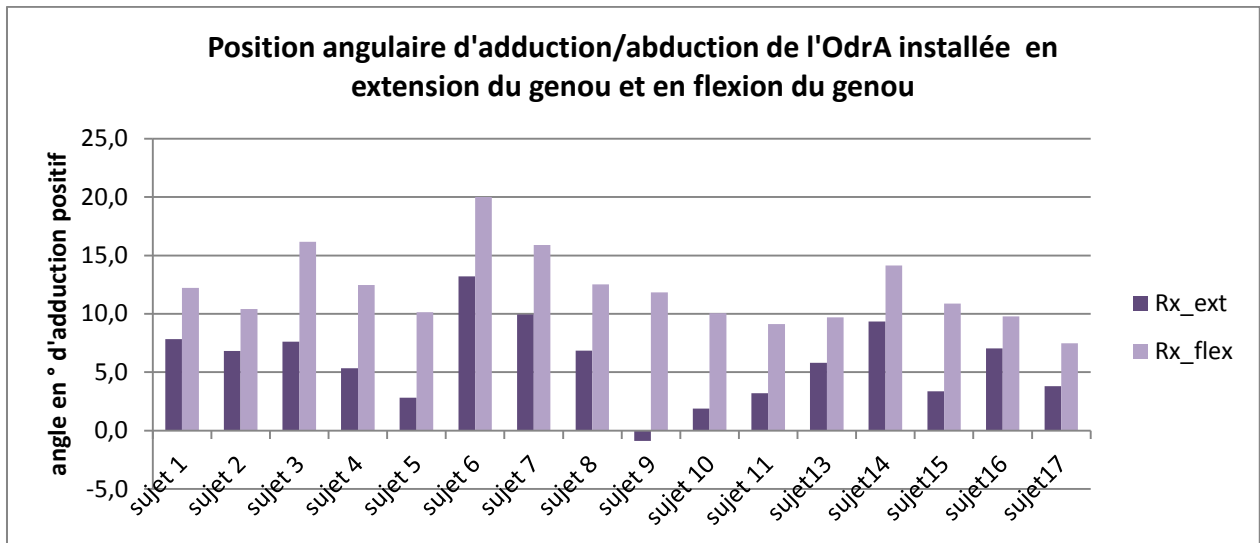


Figure -13: Position relative de l'embrasse inférieure de l'OdrA par rapport à l'embrasse supérieure en position d'extension et en position de flexion (alors que le genou est fléchi)

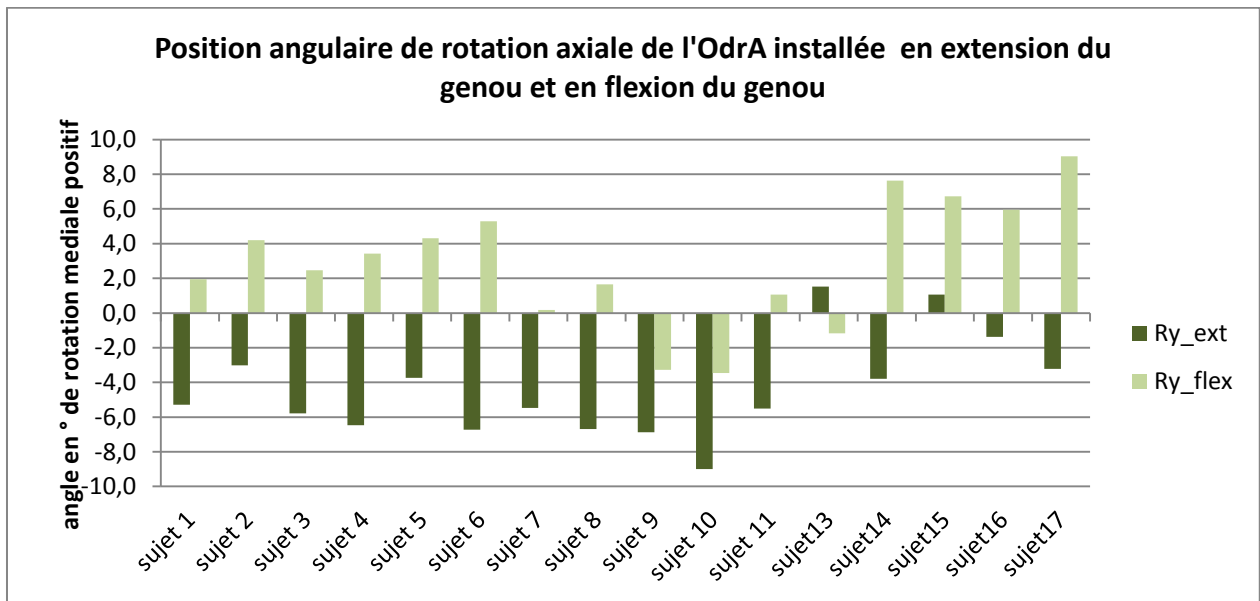


Figure 14 : Position relative de l'embrasse inférieure de l'OdrA par rapport à l'embrasse supérieure en position d'extension et en position de flexion (alors que le genou est fléchi)

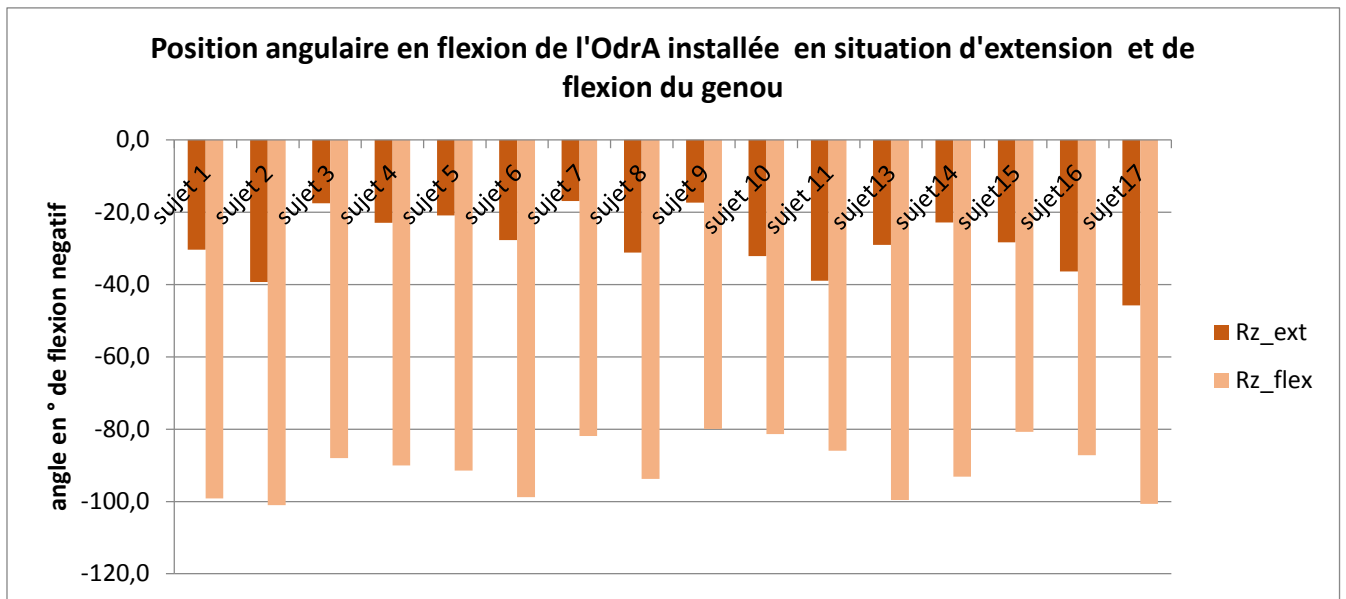


Figure 15 : Position relative de l'embrasse inférieure de l'OdrA par rapport à l'embrasse supérieure en position d'extension et en position de flexion (alors que le genou est fléchi)

4.2.3 POSITION RELATIVE DES EMBRASSES PAR RAPPORT AUX SEGMENTS OSSEUX

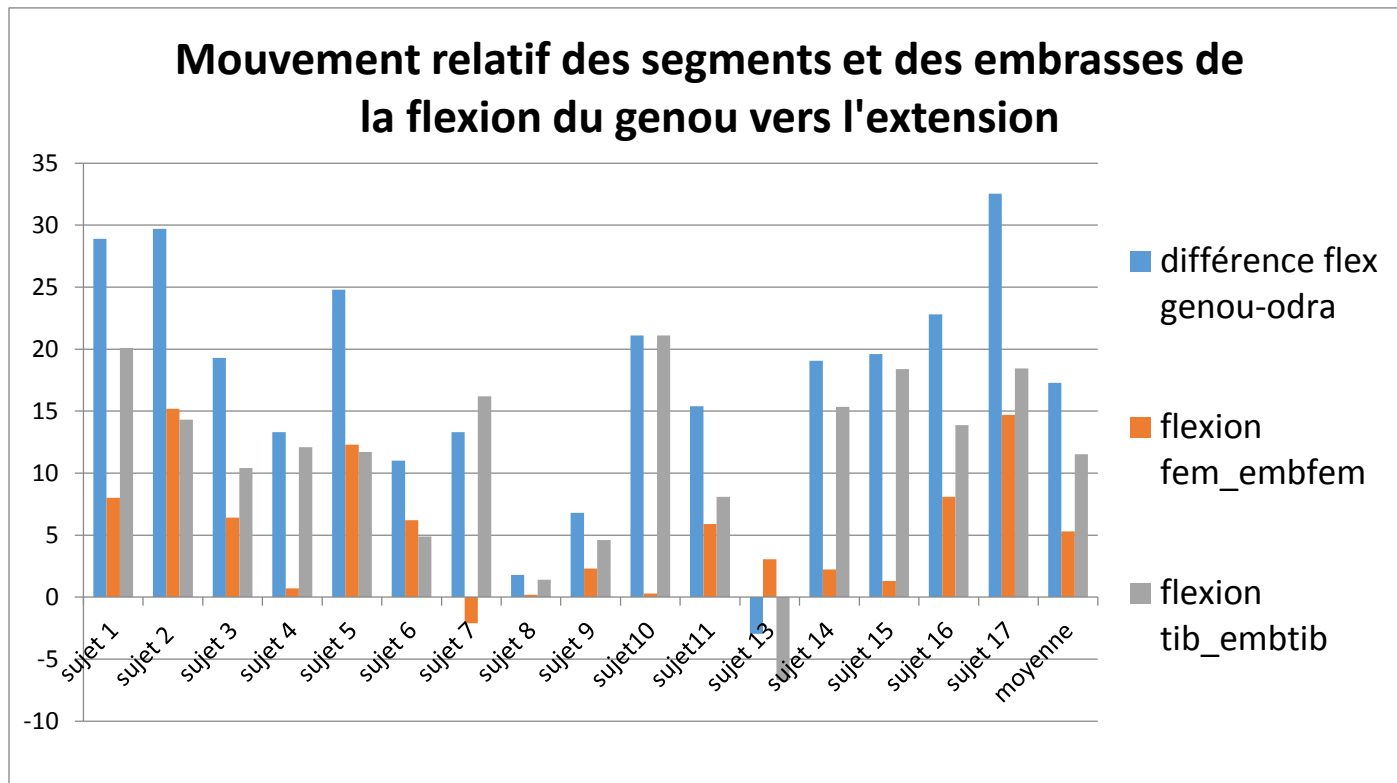


Figure 16: Répartition de la différence de mobilité entre le genou et l'OdrA dans le plan sagittal sur chacune des interfaces embrasse/ segment osseux

4.2.4 POSITION DU TIBIA PAR RAPPORT AU FEMUR ENTRE LES CONDITIONS 'SANS' ET 'AVEC' LE PORT DE L'ODRA

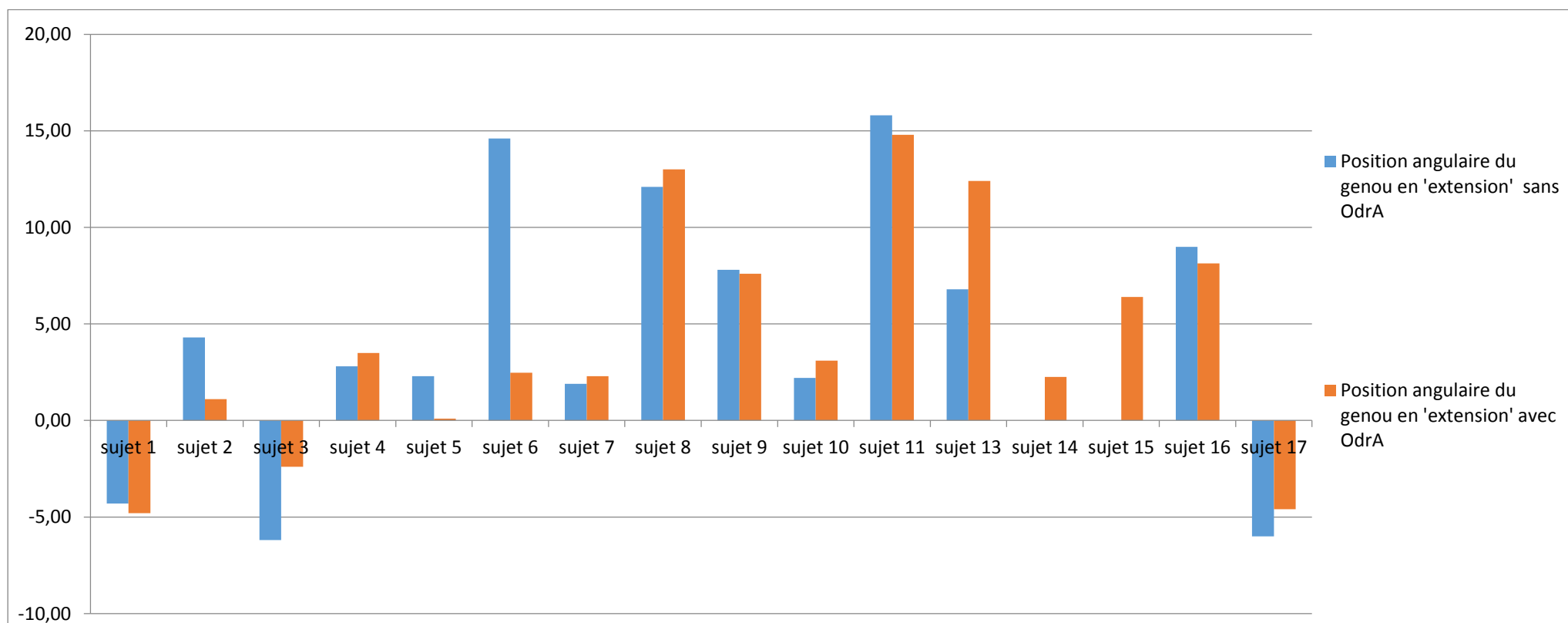


Figure 17: Position angulaire 'dans le plan sagittal' du genou en condition 'sans' et 'avec' OdrA en extension

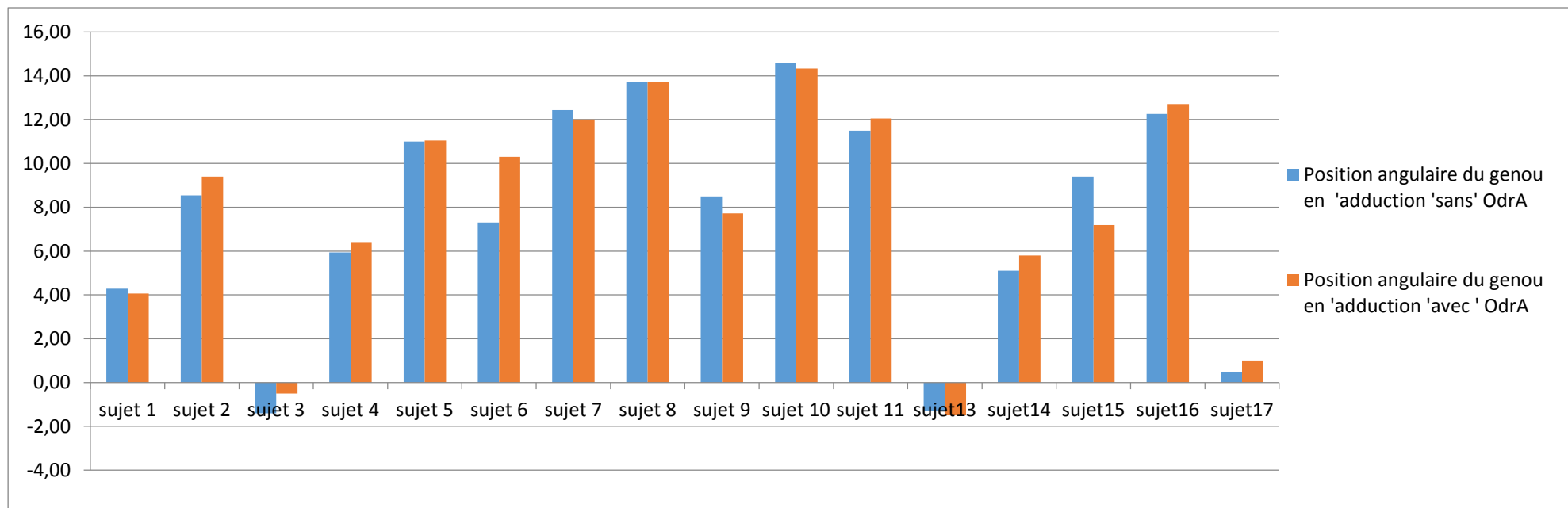


Figure 18: Position du genou dans le plan frontal' entre les conditions sans et avec le port de l'OdrA

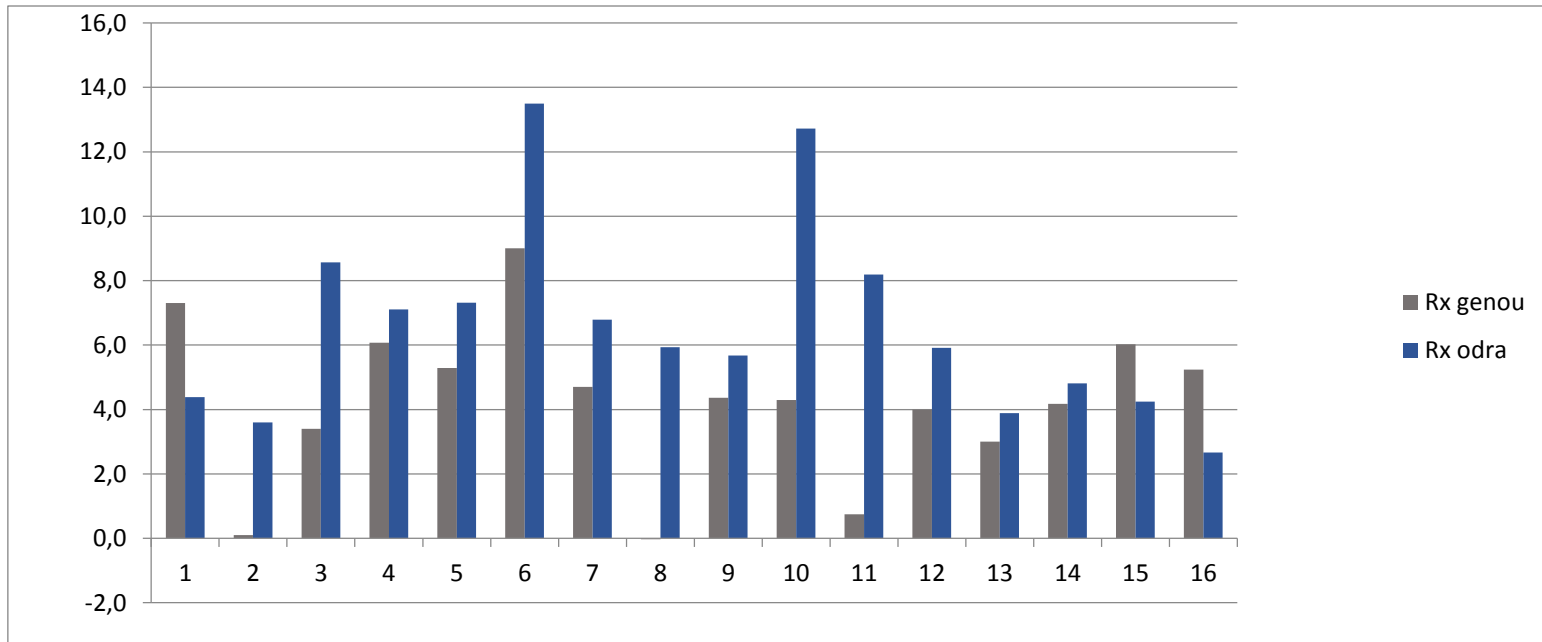


Figure 19:Variation de position relative de l'embrasse tibiale par rapport à l'embrasse fémorale définie dans le repère embrasse tibiale axillaire

4.3 RESULTATS DE L'ANALYSE DU MOUVEMENT ENTRE LES CONDITIONS 'SANS' ET 'AVEC ODRA

	Membres OA		Membres controlatéraux	
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Marche à Plat sans OdrA	23,24	3,18	24,99	6,79
Marche à Plat avec OdrA	23,47	3,28	25,67	6,26

Tableau 4-1 : Angle de progression du pas

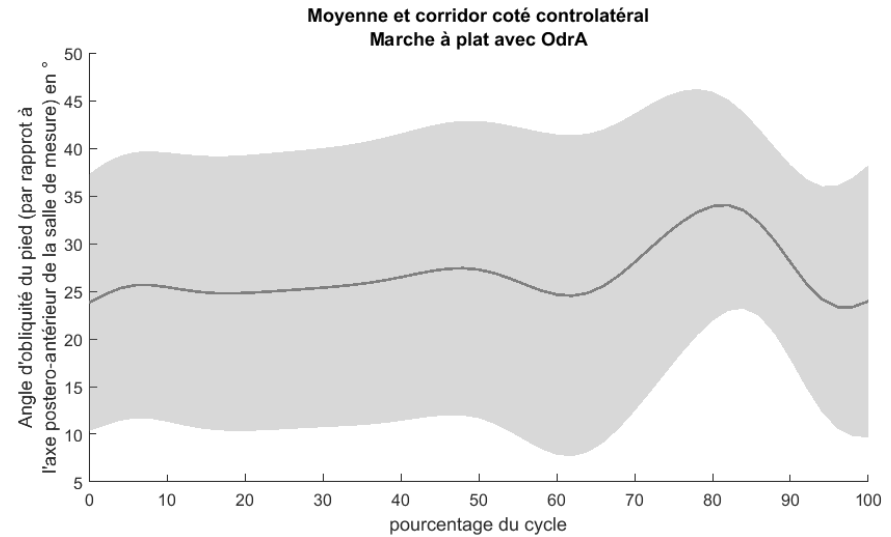
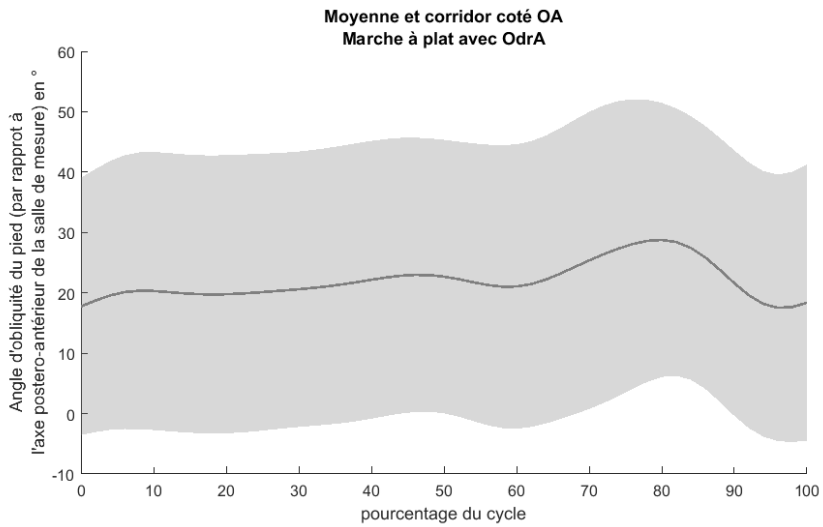
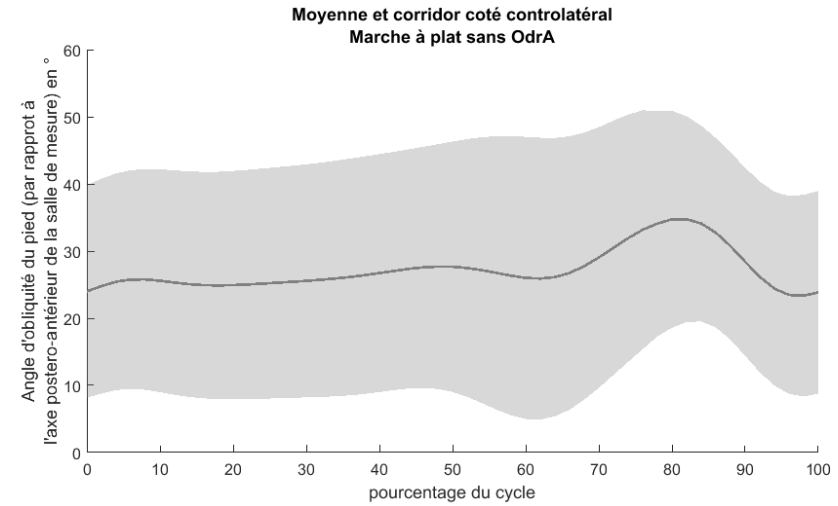
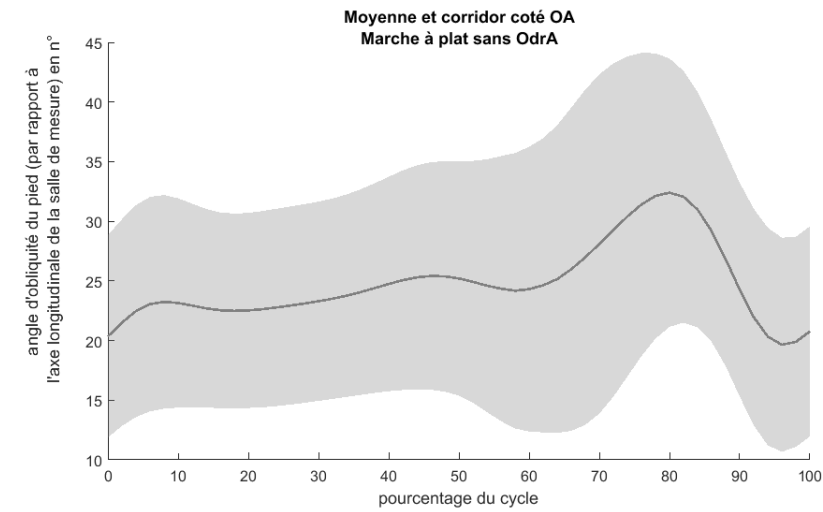


Figure 20: Angle de progression du pas au cours du cycle de la marche (coté OA 'sans' et 'avec' à gauche haut et bas ; coté controlatéral 'sans' et 'avec' à gauche haut et bas).

Paramètres	Unités	Côté contro sans OdrA			Côté contro avec OdrA			différence p value	
		Moyenne	SD	Indice	Moyenne	SD	Indice		
Dynamique									
MEA pic 1	N.m/%BW*HT	2,54	0,65	16,4	2,32	1,00	17,1	0,23	0,17
MEA pic 2	N.m/%BW*HT	2,04	0,80	44,0	2,04	0,91	45,3	0,00	0,36
MEF pic 1	N.m/%BW*HT	2,03	1,07	12,6	2,13	1,24	12,8	-0,10	0,04
MEE pic 2	N.m/%BW*HT	-1,23	0,69	40,5	-1,21	0,84	40,6	-0,02	0,95
MEF pic 3	N.m/%BW*HT	1,18	0,41	55,5	1,18	0,55	55,3	0,00	0,39
Puissance pic 1	W/kg	-0,33	0,40	6,0	-0,42	0,38	6,7	0,09	0,03
Puissance pic max	W/kg	-0,76	0,47	55,5	-0,72	3,11	55,0	-0,04	0,80
« Puissance seuil »	%	22,80	20,72		15,50	13,90		7,30	0,01
MEA pic 1	N.m/kg	0,419	0,108	16,4	0,407	0,113	17,1	0,012	0,085
MEA pic 2	N.m/kg	0,337	0,133	44,0	0,357	0,129	45,3	-0,020	0,230
MEF pic 1	N.m/kg	0,336	0,176	12,6	0,376	0,196	12,8	-0,040	0,053
MEE pic 2	N.m/kg	-0,200	0,108	40,5	-0,211	0,131	40,6	0,011	0,72
MEF pic 3	N.m/kg	0,196	0,070	55,5	0,208	0,085	55,3	-0,011	0,53

Tableau 4-2: Résultats des paramètres dynamiques pour le côté controlatéral

Composantes	Unités	Effort au sol vertical				Effort au sol médio-latéral				Effort au sol postéro-antérieur				
		Pic 1	indice	Pic 2	indice	Pic 1	indice	Pic 2	indice	Pic 1	indice	Pic 2	indice	
Membres Contro 'SANS'	N/kg	Moyenne	9,80	15,14	10,1	47,04	0,43	10,9	0,31	52,09	-1,36	9,01	1,6	54,13
		ecart type	0,98	2,19	0,9	1,40	0,20	8,5	0,26	6,86	0,31	0,98	0,3	1,13
Membres Contro 'AVEC'	N/kg	Moyenne	9,86	14,90	10,4	46,79	0,48	9,82	0,3	51,82	-1,38	8,82	1,7	53,82
		ecart type	1,03	1,66	0,9	1,30	0,14	7,87	0,2	7,03	0,32	0,93	0,3	1,10

Tableau 4-3 : Résultats des composantes de l'effort de réaction du sol pour le côté controlatéral dans les deux conditions

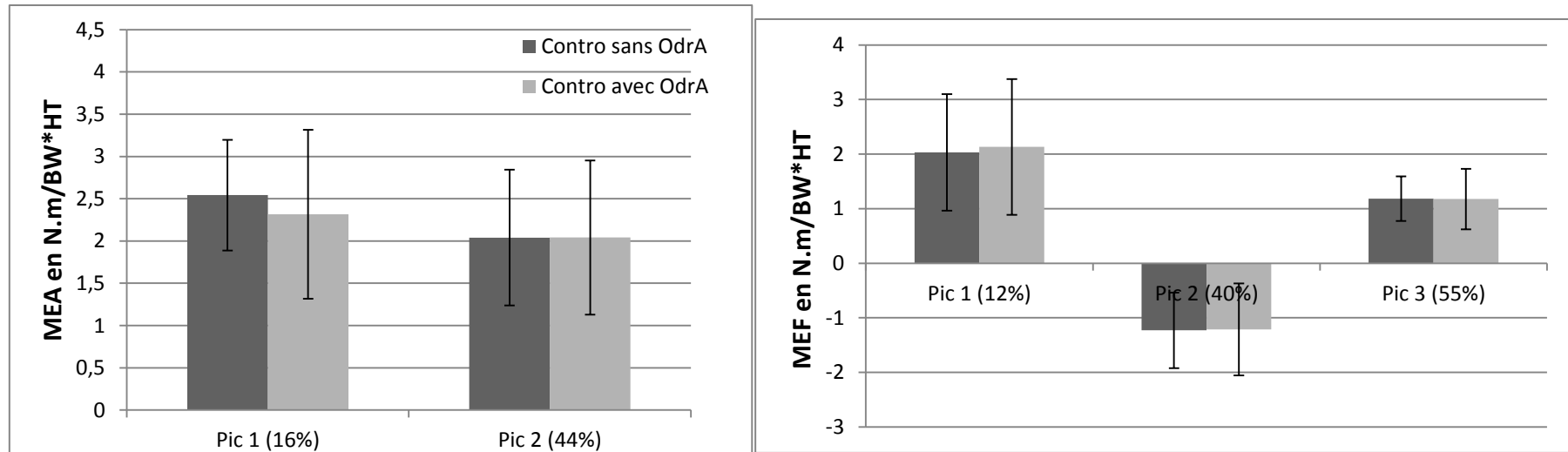


Figure 21: Pics des MEA et MEF pour le côté controlatéral

<i>Paramètres</i>	<i>Unités</i>	<i>Coté contro sans OdrA</i>			<i>Coté contro avec OdrA</i>			<i>différence p value</i>	
		<i>Moyenne</i>	<i>SD</i>	<i>Indice</i>	<i>Moyenne</i>	<i>SD</i>	<i>Indice</i>		
<i>Cinématique</i>									
Pic de l'angle du genou en appui	°	10,84	4,57	14,30	12,87	3,57	13,10	-2,04	0,17
Angle de flexion du genou à l'attaque du talon au sol	°	-0,48	4,85	0	1,78	3,92	0	-2,26	0,76
Différence d'amplitude entre attaque talon et pic de flexion en appui (joint excursion)	°	11,31	2,71		11,09	2,30		0,22	0,26
Flexion du genou en phase oscillante	°	55,32	3,59	71,30	57,33	3,21	71,20	-2,01	0,10
Angle d'ouverture du pied au sol en plein appui	°	24,99	6,79	30,00	25,67	6,26	30,00	-0,69	0,19

Tableau 4-4 paramètres cinématiques pour le côté controlatéral

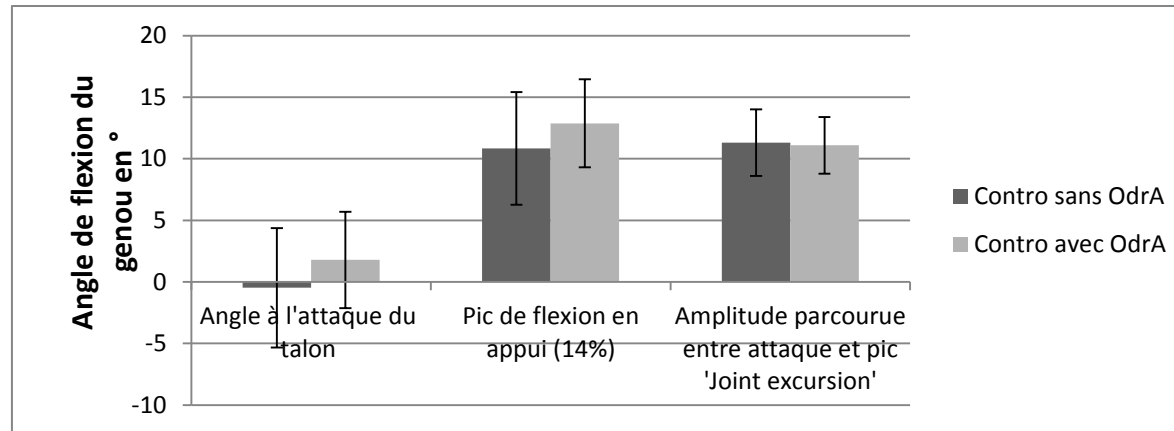


Figure 22: Angles de flexion du genou en appui pour le côté controlatéral dans les conditions 'sans et 'avec' OdrA

<i>Paramètres</i>	<i>Unités</i>	<i>Coté contro sans OdrA</i>		<i>Coté contro avec OdrA</i>	
		Moyenne	SD	Moyenne	SD
<i>Spatio-temporels</i>					
Vitesse de marche	m/sec	1,05	0,14	1,10	0,10
Longueur du pas	m	0,56	0,06	0,57	0,05
Largeur du pas	m	0,16	0,02	0,17	0,02
Temps du cycle	sec	1,16	0,8	1,1	0,05
% de phase d'appui unipodal	%	37,18	2,18	37,75	0,92

Tableau 4-5: Paramètres spatiaux temporels

Composantes	Unités	Effort au sol vertical				Effort au sol médio-latéral				Effort au sol postéro-antérieur				
		Pic 1	indice	Pic 2	indice	Pic 1	indice	Pic 2	indice	Pic 1	indice	Pic 2	indice	
Membres OA 'SANS'	N/kg	Moyenne	9,75	14,55	9,9	45,12	0,46	10,1	0,31	49,93	-1,35	9,18	1,5	53,21
		ecart type	0,69	1,34	0,9	1,43	0,20	7,8	0,22	7,72	0,24	1,07	0,3	1,40
Membres OA 'AVEC'	N/kg	Moyenne	9,89	14,53	10,1	45,61	0,56	8,98	0,3	50,09	-1,36	9,53	1,7	53,23
		ecart type	0,74	1,58	0,8	1,29	0,12	6,91	0,2	7,86	0,23	1,20	0,3	1,11
Composantes	Unités	Effort au sol vertical				Effort au sol médio-latéral				Effort au sol postéro-antérieur				
Membres Contro 'SANS'	N/kg	Moyenne	9,80	15,14	10,1	47,04	0,43	10,9	0,31	52,09	-1,36	9,01	1,6	54,13
		ecart type	0,98	2,19	0,9	1,40	0,20	8,5	0,26	6,86	0,31	0,98	0,3	1,13
Membres Contro 'AVEC'	N/kg	Moyenne	9,86	14,90	10,4	46,79	0,48	9,82	0,3	51,82	-1,38	8,82	1,7	53,82
		ecart type	1,03	1,66	0,9	1,30	0,14	7,87	0,2	7,03	0,32	0,93	0,3	1,10

Tableau 4-6 composantes des efforts des deux membres et dans les deux conditions

4.4 TABLEAUX DE LITTERATURE MESURE DE L'EFFET DU PORT DES ORTHESE DE DECHARGE

AQM exclusivement	Objectifs	Nombre de sujets/ tempo	Type orthèse	M&M Indicateurs mesurés	Resultats_Commentaires
Van Raaij, 2010	Comparaison effet de semelle plantaire et d'une orthèse de genou	91/6M/R	Tt randomisé : Orthèse MOS genu versus Semelle avec élévation latérale de 10 mm	EVA/KOOS/WOM AC/HSS Observance au Tt.	Pas de différence sur la diminution de la douleur (1/10) entre les deux traitements. A 6 mois, 71%des sujets suivent encore le tt de la semelle contre 45% pour le groupe orthèse. Semelle portée plus longtemps dans la semaine Angle fémoro-tibial: pas de variation entre les conditions sans et avec appareillage.
Draganish 2006	Comparaison effet orthèse standard et sur mesure	10 sujets	OAdjuster 'sur mesure' et 'standard'	AQM/WOMAC/ AFTM	Orthèse 'sur mesure' favorable à la diminution du MEA (réduction premier pic) et de l'AFTM (1.3°). La précision de la mesure n'est pas donnée. Pic de flexion en appui : pas de variation de 9° à 10° (surmesure) et 8°(standard). Amélioration de la douleur semblable pour les deux types d'orthèse. Fonction et raideur d'évolution plus favorable avec le sur mesure.
Della croce, 2013	Effet d'une orthèse de décharge pneumatique, dont le moment d'abduction est déterminé par éléments finis.	18 sujets	OA lite	AQM : Vicon plug in gait	Diminution de 7,6 % à 26 % (gonflé) sur le pic MEA net. Sans le modèle en éléments finis, la diminution avec le port de l'orthèse gonflé est de 0.2N.m/kg
Jones, 2013	Effet d'une orthèse de décharge comparé à une semelle	28 sujets/ Cross over randomisé	OAdjuster vsus semelle inclinée de 5°	AQM/ WOMAC/EVA	Diminution de la douleur équivalente pour les 2 traitements. Réduction MEA plus grande pour les semelles (-12% : de 0,55 à 0, 48) que orthèse (-5% soit - 0.04N.m/kg de 0,55 à 0,41) pour le premier pic. Réduction angle d'adduction avec orthèse (- 2.6° : mesuré par AQM...)
Moyer, 2013	Comparer effet du traitement par orthèse, à traitement par semelle et à forme mixte.	16 sujets	Ossur unloader XT lite	AQM : bras de levier et MEA	Diminution du MEA second pic pour les 3 conditions de 2,99 Nm/Bw*Ht à 2,61 orthèse, 2,78 semelle, 2,42mixte. Diminution du bras de levier non significative de 5,63 cm à 5,11 cm.
Arazpour 2013	Effet d'une orthèse de décharge	7 sujets		AQM	Reduction MEA
Esrafilian 2012	Effet d'une orthèse avec angle de varus modifiable	2 sujets	Design sur mesure non commercialisé	AQM	Pas de différence significative du moment au genou. Diminution significative de la flexion en phase oscillante avec l'orthèse.
Hurley, 2012	définir un temps de port seuil de l'efficacité d'une orthèse	24/6M	Orthèse breg fusion	WOMAC Force musculaire	Douleur diminue de 21% de 6,2 à 4,9 Temps de port seuil a une influence sur les résultats ? augmentation de la force de façon significative pour les IJ à 15 ° de flexion.
Toriyama, 2011	Effets cinématique et	19 sujets	Unloader one	AQM : Vicon plug	Avec le port de l'orthèse :

	cinétique d'une orthèse de décharge sur le membre OA et le membre controlatéral			in gait	Diminution du premier pic du MEA de 0.06 N.m/BW du genou OA homolatéral Diminution du MEAbd de la hanche contro et augmentation du moment d'extension de la hanche contro.
Clinique et randomisée	Objectifs	Nombre de sujets/ tempo	Type orthèse	M&M Indicateurs mesurés	Resultats_ Commentaires
Brouwer, 2006	Mesurer effet clinique du port d'une orthèse en complément d'un traitement conservateur versus traitement conservateur uniquement	117 sujets /12M	Oasys brace	Randomisée EVA/Ag/HSS/QoL/ distance de marche Examen clinique	Amélioration douleur (4 points sur 100) et fonction pour le groupe orthèse, surtout pour ceux qui présentaient un varus plus élevé, une gravité plus marquée de l'OA, une OA secondaire et des sujets plus jeunes que 60 ans.
Kirkley, 1999	mesurer l'effet des orthèses sur sujet OA selon critères cliniques	119/6M	Néoprène/Generation 2 unloader	Etude randomisée EVA test 6'/WOMAC/MACT AR/6'	Tt contention vs décharge Amélioration plus significative sur douleur (+ 9% sur la partie douleur du WOMAC). et test performance avec orthèse de décharge.
Instrumentation	Objectifs	Nombre de sujets/ tempo	Type orthèse	M&M Indicateurs mesurés	Resultats_ Commentaires
Pollo, 2002	Mesurer la diminution de charge médiale sous l'effet d'une orthèse 3 points dans différentes positions et serrage de l'orthèse.	11/ 25	Generation 2 unloader	AQM & plateforme de force EVA/ % activité	Douleur de 7,9 à 4,4 en deux semaines. MEA Brut non modifié de façon significative. MEA NET, 20% réduit par orthèse. MEAbd=7,1N.m, soit une diminution de 114N estimée sur le compartiment médial du genou.
Schmalz, 2010	Mesure de l'effet de l'orthèse valgissante	16/4 S	Genu arthro Otto bock	AQM & plateforme de force Mesure de la relation tension/déformation de l'orthèse seule.	Moment de l'orthèse d'environ 0,053N.m/kg ce qui soulagerait en moyenne de 80 à 100N la charge médiale. MEA diminue avec l'orthèse, mais non significatif. Augmentation de 0.1N.m/kg du premier pic du MEF (passe de 0.23 à 0.33N.m/kg) L'analyse cinématique sagittale montre peu de modification.
Fantini Pagani, 2010	Mesurer la diminution de charge médiale sous l'effet d'une orthèse 3 points dans différentes positions de valgus	16 sujets avec varus	Genu arthro Otto bock	AQM & plateforme de force Instrumentation de l'orthèse	MEA brut varie peu entre les conditions (0.59 à 0.50 N.m/kg) pour le second pic Moment d'abduction de l'orthèse estimé de 0.03 à 0.102 N.m/kg selon réglage MEA net présente différence de 10 à 33 % selon le réglage

Ramsey, 2007	Mesurer la part musculaire dans la décharge du compartiment interne avec le port d'une orthèse de décharge en position neutre puis à 4 ° de valgus.	16 sujets OA	Generation 2 unloader en position neutre et à 4 ° de valgus.	AQM (cinématique) EMG KOOS et score d'instabilité	à T0 (sans orthèse): EMG plus important si instabilité sup. A T1 (avec orthèse neutre) et T2 (avec orthèse à 4° valgus): plus grande diminution EMG pour ceux qui avaient le plus grand varus. Perception de l'amélioration supérieure avec l'orthèse en position neutre. Diminution de l'amplitude de l'adduction et de la flexion entre le contact talon et la pic de l'angle.
OdrA	Objectifs	Nombre de sujets/ tempo	Type orthèse	M&M Indicateurs mesurés	Resultats_ Commentaires
Laroche, 2014	Effet d'une orthèse de distraction et de rotation	20 sujets / 5 Semaines	OdrA	AQM (Vicon plug in gait) et plateforme de force Score douleur et WOMAC	Douleur diminue entre semaine 0 et semaine 5 de 6,3 à 3/10 Peu de variation de l'angle de progression 0,35° à 0,84° entre sans et avec orthèse. MEA (mid stance) diminution de 22% de 0,429 à 0,317 N.m/kg (semaine 0) entre sans et avec orthèse. De 0,374 à 0,335 N.m/kg (semaine 5), diminution de 8%. Davantage d'extension du genou avec orthèse.
Dessery 2015	Effets comparatifs de 3 types d'orthèses de décharge distraction (OdrA), valgisante 3 points et orthèse de contention	24 sujets	Cross over comparatif et randomisé 3 orthèses porté pendant 3 mois :		Réduction du second pic du MEA pour l'orthèse de distraction et de contention (0.313 à 0.280 Nm/Bw*Ht (distraction) and 0.293 à 0.268 (ACL). Pas de diminution de moment pour l'orthèse 3 points. Modification cinématique de l'angle d'adduction pour l'orthèse 3 points.
Ornetti 2015	Effet clinique à 6 semaines et à 12 mois du port d'une orthèse de distraction et de rotation latérale.	20 sujets. Même population que Laroche.	OdrA	EVA KOOS Paramètres spatio-temporels.	76% patients satisfaits à 1 an. Diminution de la douleur de 63/100 à 30 à 6 semaines, puis 38 à 1 an. Même évolution pour le score fonctionnel KOOS : amélioration de 0 à 6 semaines, puis régression à 1 an mais mieux qu'à J0.
Effort de contact	Objectifs	Nombre de sujets/ tempo	Type orthèse	M&M Indicateurs mesurés	
Kutzner, 2011	Mesure in vivo de la charge du compartiment médial lors du port d'une orthèse de décharge.	3	Genu arthro 28K	Charge au pivot/C&C	In vivo.- 24 à 30% de la charge articulaire
Anderson, 2003	Mesure in vivo de la décharge par 4 orthèses différentes	11 sujets	Generation II Donjoy Monarch Breg Tradition the V-Max	Implantation de capteurs intrararticulaires Mesure en appui unipodal	Résultats disparates dues à : la variation de localisation des capteurs en fonction des sujets ; le non contrôle de la position sagittale du genou et des forces d'origines musculaires.
Imagerie	Objectifs	Nombre de sujets/ tempo	Type orthèse	M&M Indicateurs mesurés	
Komistek, 1999	Mesure de l'effet	15 sujets	Bledsoe 2	Fluoroscopie 2D	En moyenne 1,2mm d'augmentation de distance intercondyalaire et variation de l'angle

	dimensionnel sous l'effet d'un port d'une orthèse de genou lors du contact talon au sol par fluoroscopie			sur tapis roulant	bicondylien de 2,2°.
Dennis, 2006	Mesure par imagerie 2D fluoroscopique de la séparation des condyles sous l'effet d'un orthèse de décharge	40 sujets	Bledsoe 2	Fluoroscopie 2D sur tapis roulant	En moyenne , augmentation de 1,3 mm de la distance entre les condyles fémoral et tibial médiaux et variation de 1,6° de l'angle bicondylien. Augmentation pour 31 sujets /40. Chez les 9 sujets sans augmentation, 3 rapportent une diminution de douleur.
Nadaud 2006	Comparaison de l'effet de séparation 3D des condyles de 6 orthèses différentes dont 5 de décharge (pas de sur mesure)	5 sujets	Bledsoe 2 DJ OAdjuster Breg Tradition Innovation Sports Generation II ACL	Fluoroscopie 3D sur tapis roulant Modèle 3D par CT scan Recalage 3D/2D	De 0,2 à 0,8 mm pour l'ensemble des sujets de séparation intercondyloaire avec précision de la méthode de l'ordre de 0,3mm. Plus grande augmentation à l'attaque du talon. Orthèse témoin montre aussi effet d'augmentation pour 3 sujets sur 5 sur pic maximum et non sur moyenne.
Haladik 2014	Effet d'une orthèse de décharge sur l'interligne articulaire	10 Sujets	OA adjuster	Fluoroscopie 3D WOMAC EIA	Diminution de 2 points de la douleur/10. Amélioration score Womac de 33% en deux semaines de port. Pas de modification de l'épaisseur de l'interligne articulaire ni des points de contact femoro-tibiaux.

4.5 MATERIAUX DE L'ODRA :

Kit garnissage:

Plaque tissu adhesif
Bande copolymere
Bande mousse siliconée
Sangle tissu velour
Pastille micro crochet
Rivet
Plaque tissu 3D



5 COMPLEMENTS AU CONTEXTE DE L'ETUDE :

5.1 COUTS GLOBAUX DE L'ARTHROSE EN FRANCE :

Les couts globaux directs en France de l'arthrose, en général, ont ainsi été estimée à 1,6 milliards d'euros soit environ 1,7% des dépenses de l'assurance maladie. Le nombre de patients traités en 10 ans a augmenté de 54 %. Les dépenses de traitement médicamenteux représentent 1/3 des dépenses. Le nombre d'hospitalisations a augmenté de 40% en 10 ans avec environ 120000 arthroplasties de hanche et de genou par an (1/3 pour les genoux). Le cout annuel d'un patient hospitalisé étant 30 fois supérieur à celui d'un non hospitalisé. La figure 3 montre les différents postes de couts liés à la prise en charge de l'arthrose ((Le Pen, Reygrobelle, & Gérentes, 2005)).

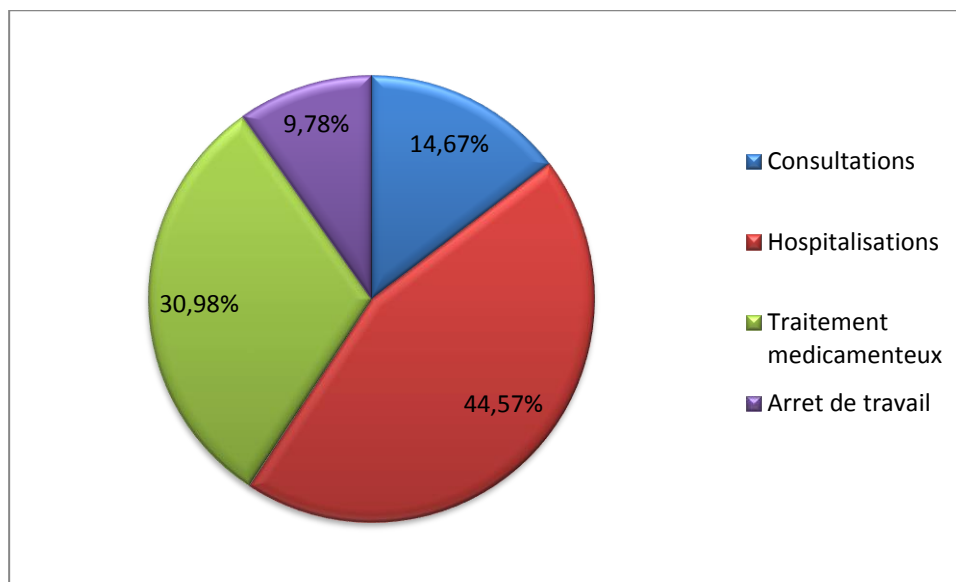


Figure 5-1 Répartition des 1,6 milliards du cout de l'arthrose en France ((Le Pen et al., 2005))

5.2 TAILLE ET DESIGN DES ETUDES DE QUANTIFICATION DE MESURES DE L'EFFET DES ORTHESES :

5.2.1 TAILLE DE L'ECHANTILLON

Les paramètres utilisés pour quantifier l'effet des orthèses conditionnent la taille de l'échantillon. Ainsi, on peut identifier 3 types majeurs d'analyse en fonction des paramètres : clinique avec des scores fonctionnels comme la mobilité, qualité de vie et douleur ; biomécanique, avec mesure du MEA (brut et/ou net) ; positionnel issues de l'imagerie. Les études rapportées dans la revue de Petersen et al., ont recourt exclusivement à l'AQM. Le nombre moyen de sujets pour les 22 études incluant des sujets symptomatiques (1997 à 2015) est de 17, 2 (ET : 7,3). Concernant les 30 études retenues de Moyer et al. le nombre moyen de sujets pour l'ensemble des études est de 19,6 sujets (ET : 10,8) et de 12,8 sujets (ET : 4,9) pour celles retenues pour la méta analyse (Moyer et al., 2015),. A propos des échantillons des travaux utilisant l'imagerie : en 2D, les populations de Komistek et

Dennis sont respectivement de 15 et 40 sujets symptomatiques. Nadaud applique l'usage d'un modèle interne 3D à 5 sujets, et Haladik à 10 sujets.

5.2.2 « DESIGN » DES ETUDES :

Plusieurs designs d'étude peuvent permettre la mesure des effets d'une orthèse dite à effet de décharge. L'effet estimé par l'étude peut être immédiat, c'est à dire sans et avec orthèse (Fantini Pagani, Potthast, & Brüggemann, 2010; Komistek et al., 1999) à J0, ou bien ces études peuvent être prospectives avec une évaluation à J0 et à deux semaines (Pollo et al., 2002; Ramsey et al., 2007), à 4 semaines (Schmalz et al., 2010), à 6 semaines (Gaasbeek et al., 2007; Laroche et al., 2014), à 6 mois (Hurley et al., 2012), à 3, 6 et 12 mois (Brouwer, van Raaij, Verhaar, Coene, & Bierma-Zeinstra, 2006), à 3 et 6 mois (Kirkley et al., 1999).

Peu d'études sont randomisées avec un groupe sans intervention par orthèse comparé à un groupe avec orthèse ([Brouwer et al., 2006](#); [Kirkley et al., 1999](#)). Par contre, plusieurs travaux ont comparé différentes orthèses (Brouwer et al., 2006; Dessery, Belzile, Turmel, & Corbeil, 2014; Jones et al., 2013; Nadaud et al., 2005)

Contribution à la modélisation du genou arthrosique. Application à l'étude d'une orthèse de décharge.

RESUME Le projet se situe dans le contexte de la gonarthrose fémoro-tibiale, et plus spécifiquement de son traitement par orthèse de décharge. Du fait de la cinématique particulière de l'orthèse testée, un protocole spécifique a été mis en place dans le but d'approfondir les mécanismes d'actions de cette orthèse. Ce protocole s'est appuyé sur des outils d'investigation utilisés dans la routine clinique (système EOS® et Vicon®). Seize sujets symptomatiques ont participé à l'étude. Les objectifs principaux étaient de valider et d'utiliser des méthodes de personnalisation des modèles, support de la biomécanique, dans ce contexte spécifique, afin d'améliorer la précision de la quantification des paramètres cinématiques et dynamiques. En effet, l'état de l'art démontre que l'indicateur dynamique couramment utilisé dans l'étude de la gonarthrose, le moment articulaire externe d'adduction, souffre de résultats controversés. Les objectifs secondaires étaient de caractériser la pathologie à l'aide des indicateurs calculés ainsi que d'approfondir le mécanisme d'action de l'orthèse de décharge. Ainsi, deux méthodes principales ont été investiguées. La première porte sur l'analyse séquentielle cinématique de l'articulation fémoro-tibiale en utilisant le système EOS®. Cette analyse nécessite une étape de recalage d'objet 3D sur des vues 2D biplanaires. La fiabilité de ce recalage manuel a été quantifiée en évaluant, d'une part, la précision de la méthode grâce à des données in vitro et, d'autre part, la répétabilité de la méthode grâce à la participation de 3 opérateurs et de 6 sujets asymptomatiques dont les acquisitions ont permis d'obtenir des vues du genou dans plusieurs positions (extension et flexion 20°, 40° et 90°). La seconde méthode consiste en la fusion de données issues de deux environnements (EOS® et Vicon®) de façon à quantifier les moments articulaires externes dans le genou en définissant le point auquel sont calculés ces moments à partir du modèle 3D du fémur. Ce modèle étant recalé dans l'environnement Vicon® par l'intermédiaire des marqueurs externes détectables dans les acquisitions EOS® et Vicon®. Les résultats principaux concernent : 1/ la fiabilité du recalage des modèles 3D des os sur des vues 2D de l'ordre de 0,3° et 1,6 mm dans le plan sagittal de 2,1° et 1,8mm dans le plan transversal ; 2/ la quantification d'angles positionnels 3D du fémur et du tibia des membres inférieurs symptomatiques montrant que la surface articulaire tibiale (plateaux tibiaux) tend à demeurer horizontale contrairement à l'inclinaison plus marquée du fémur ; 3/ une variation des moments articulaires externes en fonction de l'intégration ou non d'un modèle interne pour le calcul de ce paramètre ; 4/ la quantification de la cinématique séquentielle de l'orthèse et du genou. La fiabilité des méthodes développées dans ce travail a été estimée ouvrant la voie à leurs applications et à leurs développements en clinique.

Mots clés : gonarthrose fémoro-tibiale ; orthèse ; analyse séquentielle ; recalage.

Contribution to knee osteoarthritis modelling. Application to the study of an unloading brace.

ABSTRACT : The context is the knee osteoarthritis and its treatment via an unloading brace. As the evaluated brace has specific kinematics, a dedicated protocol was set up using clinical routine tools (EOS® and Vicon®). Sixteen symptomatic subjects participated to this study. The main objective was to validate and to use personalization methods of the biomechanical models to improve the accuracy kinematics and kinetics parameter computation in this specific context. Indeed, the state of the art highlights that the dynamic indicator, currently used in knee osteoarthritis studies, the external adduction joint moment is controversial. The secondary objectives were both the characterization of the pathology using indicators obtained on the acquired data and the in-depth study of the mechanical action of the unloading brace evaluated in this study. Thus, two main methods were investigated. The first one is the sequential analysis of the knee kinematics using EOS® system. This analysis required a registration step of a 3D object on 2D biplanar views. The manual registration reliability was quantified by evaluating both the method accuracy with in-vitro data and the method repeatability thanks to the participation of 3 operators and 6 asymptomatic subjects allowing the acquisition of knee images in several positions (extension and 20°, 40°, and 90° flexion). The second method consists in the fusion of data obtained in the two acquisitions environments (EOS® and Vicon®), to obtain the external knee joint moment in order to define the point where the moment is computed from the femur 3D model. This model is registered in the Vicon® environment through external markers visible in both the EOS® and Vicon® acquisitions. The main results relate to: 1/the reliability of the registration of the bone 3D model on 2D views estimated at about 0,3° and 1,6 mm in the sagittal plane and about 2,1° and 1,8 mm in the transverse plane ; 2/ the quantification of the angular relative position of the shank and tibia of the symptomatic lower limbs, showing the tibial plateau horizontality opposed to the femur emphasized inclination ; 3/ external joint moment variation according to the computation method (with or without internal model included) ; 4/ brace and knee sequential kinematic quantification. As the reliability of the methods developed in this study was estimated, further developments and clinical applications and development could now be explored using these methods.

Keywords : knee osteoarthritis; brace, sequential analysis; registration.