



HAL
open science

Mesure écologique de la cinématique du genou à partir d'une orthèse instrumentée : application à la gonarthrose

Nicolas Reneaud

► To cite this version:

Nicolas Reneaud. Mesure écologique de la cinématique du genou à partir d'une orthèse instrumentée : application à la gonarthrose. Rhumatologie et système ostéo-articulaire. Université Côte d'Azur, 2022. Français. NNT : 2022COAZ4073 . tel-03951972

HAL Id: tel-03951972

<https://theses.hal.science/tel-03951972>

Submitted on 23 Jan 2023

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.



THÈSE DE DOCTORAT

Mesure écologique de la cinématique du genou à partir
d'une orthèse instrumentée : Application à la gonarthrose

Nicolas RENEAUD

Laboratoire Motricité Humaine, Education, Sport, Santé (LAMHESS) – UPR

6312

Présentée en vue de l'obtention du grade de
docteur en Science du Mouvement Humain
De l'Université Côte d'Azur

Dirigée par : Raphael ZORY
Co-encadrée par : Pauline GERUS
Co-encadrée par : Frédéric CHORIN

Soutenue le : 12/10/2022

Devant le jury, composé de :

Emilie SIMONEAU, PR, Université
Polytechnique Haut-de-France, Rapportrice

Raphaël DUMAS, PR, Université Gustave
Eiffel, Rapporteur

Katia TURCOT, PR, Université Laval,
Examinatrice

Didier PRADON, PhD, APHP, Examineur
Raphael ZORY, PR, Université Côte d'Azur,
Directeur

Pauline GERUS, MCF HDR, Université Côte
d'Azur, Co-directrice

Frédéric CHORIN, PhD, CHU de Nice, Co-
encadrant



Résumé

L'analyse de la marche est une composante essentielle pour permettre l'évaluation et le suivi des pathologies affectants la locomotion. Parmi les métriques obtenues la cinématique du genou ressort comme un élément crucial dans la compréhension des troubles de la marche. Pour réaliser ces mesures, l'utilisation d'un réseau de caméras optoélectroniques est considéré comme le Gold Standard dans le milieu médical. Cet outils va permettre d'obtenir la cinématique de mouvement du patient durant des tests fonctionnels. Cependant, ce système de capture du mouvement ne permet pas de réaliser des analyses de marche prolongée en condition écologique ce qui limite la fiabilité de certains résultats sur des déplacements de la vie quotidienne. Cette limitation de mesure écologique sur des tests de marche prolongée peut être résolue grâce à l'utilisation de centrales inertielle qui sont peu encombrantes et sans restrictions d'environnement.

L'objectif principal de ce travail de thèse était de développer une méthode de mesure écologique de la cinématique du genou à partir d'une orthèse instrumentée avec des centrales inertielle. L'objectif secondaire était de valider cette méthode chez des patients atteints de gonarthrose lors d'un test de marche de six minutes.

Notre première étude a permis de valider la réalisation d'un test de marche de 6 minutes sur un tapis roulant asservi en vitesse pour pouvoir réaliser une analyse quantifiée d'une marche prolongée. Notre deuxième étude s'est portée sur la précision de mesure de la genouillère instrumentée Ted Orthopedics. La cinématique du genou de la genouillère a été comparée à un système de navigation osseux sur des mouvements fonctionnels couramment utilisés par des cliniciens. Cette étude a révélé une précision de mesure satisfaisante lorsqu'on prenait en compte les artefacts de tissus mous. Cependant, la méthode de calibration s'est montrée peu robuste pour estimer correctement les axes de rotation du genou. Dans ce cadre, la troisième étude visait à améliorer la précision de mesure de la genouillère via la mise en place d'une nouvelle méthode de calibration et l'utilisation des magnétomètres dans le calcul de la cinématique du genou. Les résultats ont montré une amélioration de la précision avec une erreur de mesure inférieure à 3°. Néanmoins, les magnétomètres n'étaient pas adaptés pour améliorer la précision de mesure en laboratoire. Enfin, notre dernière étude a permis de mettre en application l'évaluation de la cinématique du genou sur un test de marche prolongée chez des personnes présentant une arthrose du genou. Nos résultats préliminaires ont montré une amélioration globale de la qualité de la marche au cours de ces 6 minutes. Cela souligne l'importance de réaliser des évaluations de la marche sur des tests prolongés pour se rapprocher de la condition de l'individu durant ses déplacements quotidiens. Globalement, nos différents travaux montrent l'intérêt d'utiliser un système de capture du mouvement tel qu'une genouillère instrumentée, peu encombrant et sans restriction d'environnement, pour réaliser un monitoring de la cinématique du genou en condition écologique. De futurs travaux sur ce sujets permettraient de proposer une meilleure prise en charge de l'arthrose grâce à un monitoring régulier de la condition fonctionnelle du genou.

Mots clés : genouillère instrumentée, genou, cinématique du mouvement, mesure écologique, arthrose, marche prolongée

Abstract

Gait analysis is an essential component in the evaluation and monitoring of pathologies affecting locomotion. Among the metrics obtained, knee kinematics stands out as a crucial element in the understanding of gait disorders. To carry out these measurements, the use of an optoelectronic camera network is considered as the gold standard in the medical field. This tool will allow to obtain the kinematics of the patient's movement during functional tests. However, this motion capture system does not allow for the analysis of prolonged walking under ecological conditions, which limits the reliability of certain results on everyday movements. This limitation of ecological measurement on prolonged walking tests can be solved by the use of inertial measurement units which are small in size and without environmental restrictions.

The primary objective of this thesis was to develop a method of ecological knee kinematics measurement from an instrumented knee brace with inertial measurement units. The secondary objective was to validate this method in patients with knee osteoarthritis during a six-minute walking test.

Our first study validated a 6-minute walking test on a speed-controlled treadmill in order to perform a quantified analysis of a prolonged walk. Our second study focused on the measurement accuracy of the Ted Orthopedics instrumented knee brace. The knee kinematics of the brace were compared to a bone navigation system on functional movements commonly used by clinicians. This study showed satisfactory measurement accuracy when soft tissue artefacts were taken into account. However, the calibration method was found to be not very robust in correctly estimating the axes of rotation of the knee. In this context, the third study aimed to improve the measurement accuracy of the knee brace by implementing a new calibration method and using magnetometers to calculate knee kinematics. The results showed an improvement in accuracy with a measurement error of less than 3°. Nevertheless, magnetometers were not suitable for improving measurement accuracy in the laboratory. Finally, our last study applied the assessment of knee kinematics to a prolonged walking test in people with knee osteoarthritis. Our preliminary results showed an overall improvement in the quality of walking during the 6 minutes. This underlines the importance of performing gait assessments on prolonged tests to approximate the condition of the individual during their daily movements. Overall, our work shows the interest of using a motion capture system such as an instrumented knee brace, which is not cumbersome and does not restrict the environment, to monitor knee kinematics in an ecological condition. Future work on this subject would make it possible to propose better management of osteoarthritis thanks to regular monitoring of the functional condition of the knee.

Keywords: instrumented knee brace, knee, kinematics, ecological measures, knee osteoarthritis, prolonged walk

Remerciements

Ce travail de thèse a été rendu possible grâce à la collaboration entre Ted Orthopedics, le Laboratoire de Motricité Humaine Expertise, Sport Santé (LAMHESS) et le CHU de Nice au travers d'une thèse CIFRE. Cette aventure touche à sa fin après ~~trois~~ quatre années intenses qui n'ont fait qu'accroître mon addiction au café ! Au cours de ces années, de nombreuses personnes ont contribué directement ou indirectement au succès de ce travail.

Mes premiers remerciements vont à mes encadrants de thèse qui ont réussi à me supporter et à me guider tout au long de ce périple. Ce trio complémentaire est composé de mon directeur, le professeur Raphaël ZORY, de ma co-directrice, la docteur Pauline GERUS et de mon co-encadrant, le docteur Frédéric CHORIN.

Raph, ou « monsieur le directeur », que dire de plus que merci. Merci pour toute cette patience, merci pour cette écoute et surtout merci pour cette capacité à rebondir lorsqu'un imprévu se présente. Tes conseils m'ont fait comprendre, à force de le répéter, ce que doit faire un chercheur contrairement à un ingénieur. Il reste encore pas mal de travail sur ce côté (et tant d'autres) mais je compte bien me perfectionner sur cet aspect. Les moments de discussion pour monter des projets sur de l'analyse du mouvement autour d'une pinte (voir de ses petites sœurs) vont me manquer. Merci encore pour ces quatre belles années de thèse.

Pauline, merci de m'avoir fait découvrir le monde de la biomécanique. Lors de mon stage de fin d'étude, tu m'as fait peur en me présentant le monde de Opensim et la salle d'AQM qui était associée à une quasi-certitude de rencontrer des bugs durant les acquisitions. Pourtant, nos discussions sur les modèles et les systèmes d'analyse du mouvement ont transformé ces doutes et ces appréhensions en passion pour toujours aller plus loin dans la compréhension de la biomécanique. De même, ta rigueur et ton exigence ont permis de me perfectionner dans la rédaction d'article. Merci pour tout.

Fred, ou « grand chef », merci de m'avoir soutenu / supporté durant ces 4 années. Ton implication, tes conseils et ta bienveillance ont été un atout majeur dans la réalisation de cette thèse. Tu m'as montré au travers de la plateforme fragilité ce qu'était le côté clinique

de la recherche, avec tous les aléas qui vont avec. Je ne compterais même pas le nombre de fois où je suis rentré dans ton bureau sans frapper pour avoir tes conseils sur des questions plus ou moins pertinentes. La fin de cette aventure signe enfin une tranquillité bien méritée de ton côté (enfin pas tout de suite). Encore merci de m'avoir donné un cadre de travail aussi parfait !

Après mes encadrants de thèse universitaire, je tiens à remercier ceux sans qui cette thèse CIFRE n'aurait pas été possible. Merci Arnaud de m'avoir permis de réaliser ce travail au sein de Ted Orthopedics ! Grâce à toi, j'ai pu découvrir ce qu'était une Start-Up. J'ai adoré discuter avec toi sur tous ces aspects d'entreprise et de R&D. Je garderais de super souvenirs de cette boîte avec cette bonne ambiance. Merci Luc pour ton temps passé à m'encadrer côté entreprise. Tu as toujours été disponible pour me guider et m'aider dans le traitement des données, les aspects techniques de la genouillère et enfin sur l'utilisation de la base de données.

J'adresse tous mes remerciements aux Professeurs Emilie SIMONEAU et Raphaël DUMAS, qui m'ont fait l'honneur d'être les rapporteurs de cette thèse. Merci également au Professeure Katia TURCO et au docteur Didier PRADON pour être examinateurs de ce travail.

Je remercie l'ensemble des membres du LAMHESS qui m'ont permis de travailler dans des conditions idéales. Merci notamment à Stephen RAMANOEL qui m'a soutenu et donné des conseils lors de la rédaction de mon manuscrit.

Je remercie également Virginie PIOVANO sans qui mon contrat avec le l'hôpital et l'ensemble des problèmes administratifs liés au fonctionnement exemplaire du CHU de Nice n'aurait pas trouvé de solution. Merci à toi pour m'avoir permis de travailler dans des conditions optimales à la plateforme fragilité.

Je tiens également à remercier tous les doctorants et jeunes docteurs qui m'ont soutenu au cours de ces dernières années. Merci à Flavio (le plus beau), Meggy et Maxime et les autres pour ces discussions scientifiques ou pour ces sorties passées ensemble. Merci aussi à la team fragilité du sous-sol de Cimiez avec qui ces années sont passées super vite. Un grand merci à Elodie et Lyne pour ces super moments de rigolade et ces sorties organisées pour se vider la tête. Merci à mon acolyte de café et de galère Aryn avec qui j'ai partagé de nombreuses discussions que ce soit du traitement de signal au choix du prochain bar à tester à Nice.

Ma famille a également joué un rôle majeur dans l'accomplissement de cette thèse. Merci à ma mère, à mon père et à mon jumeau qui m'ont toujours soutenu même dans les moments difficiles. Durant 4 ans vous vous êtes intéressés à l'avancement de mes travaux. Votre intérêt et votre soutien m'ont permis d'aller jusqu'au bout.

Après la famille, les amis. Merci d'avoir été présent tout au long de cette aventure. Plus particulièrement, Ben tu as été la personne sur qui je me comparais sans cesse pour savoir si j'étais sur la bonne voie, merci à toi Capichef ! Merci aussi à Yves, Gary, Manue, Chachou, Kelly et les autres pour vous être intéressé sur le déroulement et l'accomplissement de cette thèse !

Enfin, je souhaiterai remercier Maé qui a subi cette thèse depuis 2 ans. Désolé de t'avoir fait endurer tous mes questionnements, mes doutes, ma frustration et ma fatigue durant les moments difficiles. Tu as réussi à me faire garder le cap pour mener à bien la fin de cette thèse.

Table des matières

RESUME.....	III
ABSTRACT.....	IV
REMERCIEMENTS	V
TABLE DES MATIERES	IX
LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	XII
LISTE DES ABREVIATIONS	XIV
LISTE DES TABLEAUX	XV
LISTE DES FIGURES.....	XVI
INTRODUCTION GENERALE	1
CHAPITRE 1. ETAT DE L'ART	4
1. LE GENOU.....	5
1.1. <i>Eléments anatomiques</i>	5
1.2. <i>Mobilité du genou</i>	6
2. LA MARCHÉ.....	8
2.1. <i>Description de la marche</i>	8
2.2. <i>Paramètres spatio-temporels</i>	10
2.3. <i>Paramètres dynamiques</i>	11
2.4. <i>Paramètres cinématiques</i>	12
3. LES METHODES D'ANALYSE DU MOUVEMENT HUMAIN.....	14
3.1. <i>Les caméras optoélectroniques</i>	15
3.2. <i>Les centrales inertielles</i>	19
3.3. <i>Les autres systèmes de mesures</i>	23
3.4. <i>Les limitations pour l'analyse quantifiée de la marche</i>	26
4. LES METHODES DE CALCUL DE LA CINEMATIQUE.....	32
4.1. <i>Cinématique simple</i>	32
4.2. <i>Modèle cinématique</i>	34
4.1. <i>Limite des méthodes de calculs utilisées</i>	35
5. LA GENOUILLERE INSTRUMENTEE TED ORTHOPEDICS.....	37

6. UNE APPLICATION : LA MARCHÉ CHEZ L'ARTHROSIQUE.....	39
6.1. Définition de l'arthrose du genou	39
6.2. Les conséquences de l'arthrose.....	40
6.3. Etiologie et facteurs de risque	42
6.4. L'évaluation de la sévérité de l'arthrose	50
6.5. La marche chez le patient atteint de gonarthrose.....	51
7. PROBLEMATIQUES ET HYPOTHESES :	59
CHAPITRE 2. METHODOLOGIE GENERALE.....	62
1. LES SUJETS.....	63
1.1. Cadavres	63
1.2. Sujets sains.....	63
1.3. Sujets présentant une gonarthrose.....	63
2. EVALUATION SYMPTOMATIQUE.....	65
2.1. L'EVA de la douleur.....	65
2.2. Le WOMAC.....	65
3. L'ANALYSE QUANTIFIEE DU MOUVEMENT	66
3.1. Présentation.....	66
3.2. Le matériel utilisé.....	66
3.3. Déroulement des acquisitions.....	71
4. TRAITEMENT DES DONNEES EXPERIMENTALES	78
4.1. Traitement des données de la genouillère	78
4.2. Traitement de la navigation	78
4.3. Traitement de l'AQM.....	79
5. CONCLUSION	83
CHAPITRE 3. CONTRIBUTIONS PERSONNELLES.....	84
ETUDE 1: 6MWT ON A NEW SELF-PACED TREADMILL SYSTEM COMPARED WITH OVERGROUND.....	85
1. PRESENTATION	86
2. L'ETUDE.....	88
3. SYNTHESE	96
ETUDE 2: VALIDITY OF AN INSTRUMENTED KNEE BRACE COMPARED TO 3D MOTION NAVIGATION: A	
CADAVERIC INVESTIGATION.....	97
1. PRESENTATION	98
2. L'ETUDE.....	100
3. SYNTHESE	109

ETUDE 3: VALIDATION OF 3D KNEE KINEMATICS DURING GAIT ON TREADMILL WITH AN INSTRUMENTED KNEE BRACE	111
1. PRESENTATION	112
2. L'ETUDE	113
3. SYNTHESE	129
ETUDE 4: GAIT ADAPTATIONS DURING A 6MWT IN PATIENTS WITH MODERATE AND SEVERE KNEE OSTEOARTHRITIS.....	131
1. PRESENTATION	132
2. L'ETUDE	133
3. SYNTHESE	141
CHAPITRE 4. DISCUSSION GENERALE.....	142
1. METHODES D'ANALYSE DE LA CINEMATIQUE DU GENOU EN CONDITION ECOLOGIQUE.....	143
2. UTILISATION D'UN TEST DE MARCHE PROLONGEE POUR ANALYSER L'EVOLUTION DE LA MARCHE AU COURS DU TEMPS.....	147
3. LIMITES.....	151
4. PERSPECTIVES	152
4.1. <i>Etude du mécanisme de raideur articulaire durant la marche chez le patient présentant une arthrose du genou.....</i>	<i>153</i>
4.2. <i>Monitorer la cinématique du genou pour une meilleure prise en charge de l'arthrose du genou.....</i>	<i>154</i>
4.3. <i>Utilisation des capteurs embarqués durant la marche pour la détection précoce des pathologies</i>	<i>156</i>
5. CONCLUSION GENERALE	158
REFERENCES	160
ANNEXES	190
1. WOMAC	190

Liste des publications et communications

Publications

Reneaud, N., Gerus, P., Guérin, O., Garda, M., Piche, E., Chorin, F. & Zory, R. (2022). **6MWT on a new self-paced treadmill system compared with overground.** *Gait & Posture*, *92* (March 2021), 8–14. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.015>

Reneaud, N., Pierre, E., Zory, R., Chorin, F., Thomas, L., Chavet, P., Coyle, T., Truchet, E., Puech, S., Ollivier, M., Chabrand, P., & Gerus, P. (2021). **Validity of an instrumented knee brace compared to 3D motion navigation: A cadaveric investigation.** *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, *173* (August 2020). <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2020.108590>

Daumas, L., Hellec, J., & Reneaud, N. (2021). **Les centrales inertielles au service de la prévention, de l'évaluation et de la rééducation dans le cadre du bien vieillir.** *Revue Du Podologue*, *102* (novembre-décembre), 15–18. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.revpod.2021.09.005> 15

Piche, E., Gerus, P., Jaafar, A., Reneaud, N., Guerin, O. & Zory, R. (2021). **Validity of a simple sit-to-stand method for assessing force-velocity profile in older adults.** *Experimental Gerontology*, *156*(April). <https://doi.org/10.1016/j.exger.2021.111595>

Articles soumis

Reneaud, N., Gerus, P., Guérin, O., Thomas, O., Chorin, F., Zory, R., **Validation of 3D knee kinematics during gait on treadmill with an instrumented knee brace.** *Sensors*.

Reneaud, N., Gerus P., Chorin F., Thomas, L., Guérin, O., Zory, R., Roux, C., **Gait adaptations during a 6MWT in patients with moderate and severe knee osteoarthritis.** *Osteoarthritis & Cartilage*.

Communications Affichées

Reneaud, N., Gerus, P., Chorin, F., Zory, R., Guérin, O., & Roux, C. (2021). **Effects of home based-progressive rehabilitation program on assessment of functional and pain outcomes in people with knee osteoarthritis: a pilot study.** *Osteoarthritis and Cartilage*, 29(2021), S10–S11. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2021.05.019>

Reneaud, N., Zory, Chorin, F., Guérin, O., R, Gerus, P., (2019) **Reliability of instrumented knee brace for measuring knee joint movement.** *IHIET 2019*

Reneaud, N., Zory, Chorin, F., Guérin, O., R, Gerus, P., (2020) **Reproductibilité d'une genouillère instrumentée sur la cinématique de mouvement du genou** *SOFAMEA 2020*

Liste des abréviations

2D : 2 Dimensions

3D : 3 Dimensions

ACR : American College of Rhumatology

AQM : Analyse Quantifié de la Marche

BLE : Bluetooth Low Energy

EKAM : External Knee Moment Abduction

EMG : Electromyographie

EVA : Evaluation Visuel Analogique

GRF : Ground Reaction Forces

ID : Inverse Dynamic

IK : Inverse Kinematic

IMU : Inertial Measurement Unit

KFE : Knee Flexion Angle

KL : Kellgren et Lawrence

LSB : Least Significant Bit

RGB : Red Green Blue

RGBD : Red Green Blue Deep

STA : Soft Tissu Artifact

TDM6 : Test De Marche de 6 minutes

WOMAC : Western Ontario and McMaster Universities Arthritis

Liste des tableaux

Tableau 1: Localisation des 30 marqueurs anatomiques utilisés pour la cinématique des membres inférieurs avec le modèle de Rizzoli modifié (Leardini et al., 2007) 74

Liste des figures

Figure 1 : Schéma d'une capsule articulaire (elenabs via iStockphoto)	6
Figure 2 : Mouvement des condyles sur le plateau tibial lors de la flexion-extension (Kapandji, 2011).....	7
Figure 3 : Cycle de marche segmenté en 7 phases selon les évènements (Whittle et al., 2012).....	9
Figure 4 : Forces de contacts d'un cycle de marche normal (Whittle et al., 2012)	12
Figure 5 : Illustration des transformations entre les segments osseux pour calculer la cinématique des articulations (Ziegler et al., 2020).....	13
Figure 6 : Cinématique du genou durant différentes vitesses de marche (lente, confort et rapide).....	14
Figure 7 : Reconstruction de l'image en fonction des paramètres intrinsèques de la caméra	16
Figure 8 : Réseau de caméras utilisé pour la capture du mouvement (Qualisys, AB, Suède)	16
Figure 9 : Comparaison de l'erreur de mesure moyenne entre les systèmes de caméras optoélectroniques de 1999 à 2020 (Topley & Richards, 2020).....	18
Figure 10 : Schéma d'une centrale inertielle.....	20
Figure 11 : Schéma d'un filtre de Kalman.....	21
Figure 12 : Système de navigation osseux (Neri et al., 2019)	24
Figure 13 : Cartes des STA pour une cuisse et une jambe droite vue de face.	30
Figure 14 : Référentiels locaux du fémur et du tibia avec la matrice de passage associée (Wu & Cavanagh, 1999)	32
Figure 15 : Genouillère instrumentée Ted Orthopedics avec son application smartphone pour analyser la cinématique de l'articulation.....	37
Figure 16 : Procédure de calibration de la genouillère	38
Figure 17 : Alignement normal, en varus et en valgus des membres inférieurs.....	45
Figure 18 : Le modèle d'arthrose du genou considère l'état du cartilage en fonction des facteurs biologiques, mécaniques et structurels durant les activités quotidiennes de l'individu.....	47

Figure 19 : Modèle d'Edd et al. des interactions des facteurs de risques sur la progression de l'arthrose du genou..	48
Figure 20 : Modèle d'Halloran et al. des interactions des facteurs de risques sur la progression de l'arthrose	49
Figure 21 : Exemple des différents niveaux de sévérité de l'arthrose du genou avec le score de Kellgren et Lawrence (Janvier, 2016).	51
Figure 22 : Evolution de la cinématique du genou sur l'axe sagittal durant un cycle de marche.	53
Figure 23 : Schéma de la déformation en varus associée à une rotation externe du tibia par rapport au fémur	54
Figure 24 : Force de contact verticale entre sujet sain (bleu) et sujet avec une gonarthrose (rouge) (Kotti et al., 2014)	55
Figure 25 : Altération de la dynamique du genou avec une gonarthrose durant la marche (Favre & Jolles, 2016)	57
Figure 26 : Caméra Vicon MX-T40 (pddinnovation.com)	67
Figure 27 : Caméra Optitrack Prime 13 (optitrack.com)	68
Figure 28 : Schéma de la composition de la salle d'analyse quantifiée du mouvement ..	68
Figure 29 : Tapis roulant instrumenté à double bande Bertec (bertec.com)	69
Figure 30 : Bandes OptoGAIT (optogait.com)	70
Figure 31 : Mise en place d'un système de navigation osseuse sur le bassin, le fémur et le tibia.	71
Figure 32 : Localisation des 10 marqueurs anatomiques pour la définition des segments osseux (rose) et des 2 clusters de 3 marqueurs pour la cinématique du fémur et du tibia (bleu)	72
Figure 33 : Localisation des 30 marqueurs anatomiques utilisés pour la cinématique des membres inférieurs avec le modèle de Rizzoli modifié, visuel dans OpenSim (Leardini et al., 2007)	73
Figure 34 : Schéma du protocole de l'étude 4	77
Figure 35 : Calcul des paramètres spatio-temporels en fonction des contacts au sol (optogait.com)	81
Figure 36 : Calcul de la dynamique inverse dans OpenSim (Pizzolato et al., 2017)	82

Introduction générale

De nombreuses années de progrès scientifiques ont permis la mise en place de la première analyse du mouvement humain en 3 dimensions grâce aux travaux de Der Gang des Menschen en 1895, puis par les associés Wilhelm Braune et Otto Fisher qui vont instaurer les bases de l'analyse du mouvement utilisée de nos jours. Ces avancées scientifiques ont servi à comprendre et à mieux caractériser la marche et les modifications possibles de celles-ci. C'est avec l'arrivée de la première guerre mondiale que l'utilisation de l'analyse du mouvement prend tout son sens pour la prise en charge des blessés de guerre nécessitant la pose de prothèse. Ainsi l'analyse du mouvement devient un outil d'analyse et de rééducation pour les médecins. Parmi ces analyses du mouvement, l'analyse de la marche s'impose comme le test de références avec la mise en place de norme pour une marche « normale » (Baker, 2007).

De nos jours, l'étude de la marche est devenue le Gold Standard dans l'évaluation et le suivi de différentes pathologies affectant la locomotion. On retrouve ces tests pour quantifier les bénéfices de certaines interventions chirurgicales, pharmacologiques ou de rééducations. Cette quantification du mouvement permet de mesurer la déviation d'une marche « normale » et ainsi mettre en évidence des altérations des mouvements « normaux » des membres inférieurs qu'on retrouve chez une personne saine. Parmi les articulations des membres inférieurs, le genou reste une des articulations la plus discriminante sur les altérations de la marche.

Dans ce contexte, l'utilisation de caméras optoélectroniques associées à des marqueurs réfléchissants est la solution la plus utilisée dans les laboratoires d'analyse du mouvement pour évaluer des déviations de la marche. Pourtant, ce système de mesure soulève des critiques quant à la pertinence de certains résultats pouvant être biaisés par l'aspect non-écologique de la mesure. En effet, les caméras optoélectroniques sont utilisées principalement en laboratoire dans des conditions où l'espace d'acquisition est limité en surface et la mise en place du matériel est chronophage. Les travaux de Hillel et al. en 2019, considèrent qu'une évaluation de la marche dans un laboratoire n'est pas représentatif de la qualité de la marche durant des déplacements quotidiens. La qualité

de la marche en condition écologique serait plus proche d'une marche en situation de double tâche. Cette amélioration de la qualité de marche en laboratoire serait causée par la réalisation de cette tâche dans un environnement contrôlé sans distraction possible contrairement aux déplacements quotidiens. De plus, les consignes de l'investigateur vont avoir un effet psychologique positif quant à la réalisation de cette tâche (Hillel et al., 2019). Ainsi, la notion de mesure écologique devient une problématique centrale dans l'analyse de la marche. Comment mesurer la marche d'une personne sans impacter la qualité de celle-ci ? Ce questionnement a suscité des intérêts dans l'utilisation de systèmes de mesures alternatifs permettant des mesures écologiques avec des précisions de mesures équivalentes au Gold Standard.

L'amélioration et la miniaturisation des centrales inertielles ont permis de répondre à cette problématique en proposant des capteurs peu encombrants, faciles à mettre en place et sans restriction de mouvement. De plus, le faible coût du capteur rend le produit généralisable dans de nombreux domaines d'analyse. Les centrales inertielles permettent de mesurer la cinématique de la marche de manière écologique avec des précisions de mesures proches des systèmes de caméras optoélectroniques. Ce domaine considéré comme peu fiable et peu rigoureux dans ces débuts est devenu de plus en plus performant grâce aux évolutions constantes des systèmes de mesure intuitifs avec des algorithmes de traitements directement intégrés aux applications fournies par les fabricants. Dans cette optique, une start-up Marseillaise a mis au point une genouillère instrumentée permettant de mesurer la cinématique du genou en condition écologique via l'utilisation de centrales inertielles incorporées dans un manchon de compression. Cette mesure de la cinématique du genou durant les tâches quotidiennes s'inscrit dans une démarche d'obtenir un monitoring fiable de la condition physique de l'articulation de la personne. L'utilisation de ce type système de mesure permettrait ainsi de proposer une prise en charge plus individualisée aux patients par le biais d'un suivi plus régulier en limitant les rendez-vous en cabinet.

Parmi les pathologies affectant la locomotion, l'arthrose est celle qui présente une des prévalences les plus importantes avec une évolution qui tend à s'accroître d'ici les prochaines années (Cui et al., 2020). Une évaluation et un suivi plus précis de la pathologie pourrait limiter les conséquences de l'arthrose et ainsi soulager le système de santé en limitant les prescriptions pharmacologiques et les poses de prothèses de genou (Hunter et al., 2014). En ce sens, l'utilisation de centrales inertielles semble être une solution prometteuse pour répondre à ce besoin de monitoring. De nombreuses études se sont

intéressées à leur utilisation pour identifier les altérations causées par l'arthrose du genou sur la marche et d'autres mouvements. La douleur et la raideur articulaire vont impacter fortement la qualité de vie de ces personnes en limitant leur autonomie. Cette limitation va se traduire par une réduction de la distance pour se déplacer, des difficultés à monter ou descendre des escaliers, une vitesse de marche réduite et des problèmes de stabilité induisant une appréhension de chute lors des déplacements (Pen, 2016). Ces différentes limitations fonctionnelles vont pouvoir être quantifiées grâce aux centrales inertielles pour estimer la sévérité de la pathologie en fonction des déviations du mouvement de la marche par rapport à une personnes saine (Hullfish et al., 2019; Konrath et al., 2019)

Ainsi l'objectif de ce travail de thèse consiste à développer une méthode de mesure écologique de la cinématique du genou à partir d'une orthèse instrumentée et de la mettre en application chez des personnes présentant une arthrose du genou. Il sera ainsi possible de monitorer des altérations de la marche au cours d'un déplacement prolongé.

Ce manuscrit comporte cinq chapitres. Le premier chapitre présente le cadre théorique qui débute par un descriptif de la marche et de l'articulation du genou, pour ensuite présenter les différents outils disponibles pour permettre son analyse. La présentation de ces outils est complétée par l'introduction de la genouillère instrumentée Ted Orthopedics comme solution innovante avec pour application l'arthrose du genou. Enfin, la problématique de recherche et les objectifs associés vont conclure ce chapitre. Le second chapitre est axée sur la méthodologie utilisée lors des études réalisées durant cette thèse. Le troisième chapitre présente 4 études avec dans un premier temps la mise en place du test de 6 minutes sur un tapis roulant, pour ensuite s'intéresser à la validation de la genouillère instrumentée au travers de 2 études, et enfin illustrer une application possible de cette genouillère avec l'évaluation de la marche chez des personnes présentant une arthrose du genou. Le quatrième chapitre est consacré à la discussion générale des différents résultats présentés précédemment, suivie par la présentation des limites de ce travail et des perspectives envisagées. Dans le cinquième chapitre, une conclusion générale est présentée.

Chapitre 1. Etat de l'art

1. LE GENOU.....	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
1.1. <i>Eléments anatomiques</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
1.2. <i>Mobilité du genou.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
2. LA MARCHÉ.....	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
2.1. <i>Description de la marche.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
2.2. <i>Paramètres spatio-temporels</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
2.3. <i>Paramètres dynamiques.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
2.4. <i>Paramètres cinématiques.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
3. LES METHODES D'ANALYSE DU MOUVEMENT HUMAIN.....	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
3.1. <i>Les caméras optoélectroniques.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
3.2. <i>Les centrales inertielles.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
3.3. <i>Les autres systèmes de mesures</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
3.4. <i>Les limitations pour l'analyse quantifiée de la marche</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
4. LES METHODES DE CALCUL DE LA CINEMATIQUE.....	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
4.1. <i>Cinématique simple.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
4.2. <i>Modèle cinématique.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
4.1. <i>Limite des méthodes de calculs utilisées.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
5. LA GENOULLERE INSTRUMENTEE TED ORTHOPEDICS.....	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
6. UNE APPLICATION : LA MARCHÉ CHEZ L'ARTHROSIQUE.....	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
6.1. <i>Définition de l'arthrose du genou.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
6.2. <i>Les conséquences de l'arthrose.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
6.3. <i>Etiologie et facteurs de risque.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
6.4. <i>L'évaluation de la sévérité de l'arthrose.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
6.5. <i>La marche chez le patient atteint de gonarthrose.....</i>	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
7. PROBLEMATIQUES ET HYPOTHESES :.....	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

1. Le genou

1.1. Eléments anatomiques

Le genou est une des articulations la plus volumineuse du corps humain. Le genou présente 3 segments osseux : le fémur, le tibia et la patella. Ces groupements forment les articulations fémoro-patellaire et fémoro-tibiale. Le fémur comporte 3 parties : deux extrémités et le corps du fémur. L'extrémité proximale se compose de la tête du fémur qui vient s'insérer dans la cotyle de la hanche et du grand trochanter qui forme une tubérosité massive où s'insèrent de nombreux muscles profonds de la hanche. L'extrémité distale du fémur est massive et forme en partie l'articulation du genou. Cette partie se compose d'une surface articulaire arrondie qui a globalement la forme d'une poulie. Sur la partie antérieure, on observe un sillon où vient se glisser la patella, c'est la trochlée fémorale. Sur la partie distale, faisant interface avec le tibia, la surface en forme de poulie se dédouble. Ces surfaces qui ressemblent aux supports d'un rocking-chair sont les condyles fémoraux (médial et latéral). La face supérieure du tibia s'appelle le plateau tibial. Il se compose de deux surfaces ovalaires où vont glisser les condyles fémoraux en forme de rail creux : les condyles du tibia (glènes tibiales). Sur la face antérieure on trouve la tubérosité tibiale. L'articulation fémoro-tibiale ressemble donc, en première approche à une double roue s'articulant sur un double rail creux. Cette géométrie va induire un mécanisme de roulement et de glissement lors du mouvement de flexion/extension de genou (Calais-Germain, 2017).

Les surfaces de contacts entre le fémur et le tibia, sont recouvertes d'un cartilage hyalin permettant d'une part de protéger l'os des contraintes de pression et d'autre part de faciliter le glissement entre les deux parties. Le cartilage a la particularité d'être un tissu avasculaire et non innervé. Ce tissu est composé de chondrocytes qui sont responsables de la production et de la dégradation de la matrice extracellulaire du cartilage. Cette matrice est composée principalement d'eau (80%), de collagènes et de protéoglycans. Les interactions entre le cartilage et l'os sont possibles grâce au cartilage calcifié qui compose la couche profonde de celui-ci. Ces interactions permettent le passage de différents nutriments et médiateurs chimiques pour le cartilage. L'articulation est encapsulée dans la capsule ligamentaire, elle est renforcée dans la partie postérieure pour limiter le mouvement d'hyperextension. La capsule est tapissée à l'intérieur de la membrane synoviale qui va sécréter la synovie, liquide qui remplit la cavité articulaire (**Figure 1**). La

synovie a pour objectifs de lubrifier les surfaces de contacts et d'apporter des nutriments pour le cartilage (Marotte, 2018).

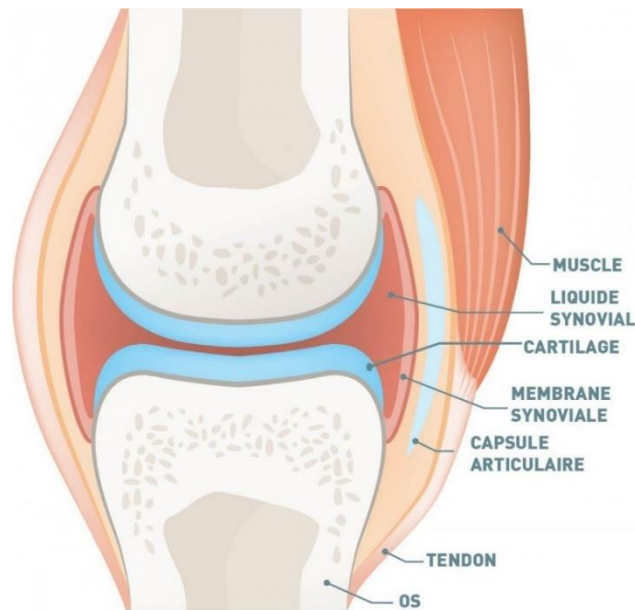


Figure 1 : Schéma d'une capsule articulaire ([elenabs](#) via [iStockphoto](#))

1.2. Mobilité du genou

Les principaux mouvements de l'articulation du genou se font dans le plan sagittal. La flexion désigne, à partir de la position anatomique de référence, un mouvement qui rapproche les faces postérieures de la jambe et de la cuisse. En flexion active, le genou peut atteindre un angle de 140° si la hanche est fléchie et au contraire 120° si la hanche est en extension. Cette amplitude augmente en flexion passive pour atteindre 160° et ainsi permettre au talon de toucher le fessier. L'extension désigne le mouvement de flexion jusqu'à la position anatomique de référence. Lorsque l'extension dépasse la position anatomique, on parle d'hyper extension ou de genou recurvatum. Cette amplitude d'extension maximale de $5-10^\circ$ est atteinte lors d'une extension passive. Le genou est également le siège de rotations mineurs sur le plan transverse et frontal. Dans le plan transverse, lorsque le genou est fléchi, en supposant le fémur fixe et le tibia mobile, on observe une rotation externe lorsque le tibia tourne vers l'extérieur et une rotation interne lorsque le tibia tourne vers l'intérieur de la jambe. Concernant les amplitudes de rotation, celle-ci augmente en fonction de la flexion du genou avec une amplitude maximale lorsque l'articulation est à 90° . Cette flexion du genou permet d'atteindre 30° en rotation interne et 40° en rotation externe. Cette amplitude de rotation devient nulle en extension complète

du genou (Kapandji, 2011). Dans le plan frontal, on observe un mouvement d'adduction pour désigner un mouvement qui rapproche le membre du plan médian et un mouvement d'abduction lorsque le membre s'en éloigne. Ainsi, on parle de genu varus pour indiquer que la partie distale du membre est déviée vers l'intérieur (adduction) et de genu valgus lorsque celle-ci est déviée vers l'extérieur (abduction). L'amplitude de ce mouvement sur le plan frontal reste très limitée du fait des ligaments latéraux médial et latéral qui vont stabiliser cette articulation sur cet axe. Cependant, on observe une amplitude d'une dizaine de degrés lorsque les ligaments sont distendus durant la flexion du genou (Espinosa et al., 2020; Pierrat, 2014).

En plus des trois types de rotations, le genou possède un mouvement de translation. La flexion du genou est associée avec une translation antéro-postérieure du fémur sur le tibia. Ce mouvement est causé par la géométrie particulière présentée dans la partie **Eléments anatomiques** qui permet d'associer le roulement au glissement du fémur sur le tibia. Dans un premier temps, les condyles fémoraux vont rouler sur le plateau tibial jusqu'à atteindre un angle de 15-20°. Au-delà de cet angle, le glissement vient s'ajouter au mouvement de roulement pour devenir prédominant lorsque l'angle de flexion devient important. En fin de flexion, les condyles fémoraux ont un glissement pur sur le plateau tibial (**Figure 2**). Cependant, les condyles fémoraux n'ont pas exactement la même géométrie. Le condyle médial va avoir tendance à moins rouler que le condyle latéral durant le début de flexion. Cela va avoir pour conséquence d'induire une translation différente entre le condyle médial (5-6 mm) et le condyle latéral (10-12 mm) et ainsi générer une rotation interne automatique lors de la flexion du genou (Calais-Germain, 2017; Kapandji, 2011).

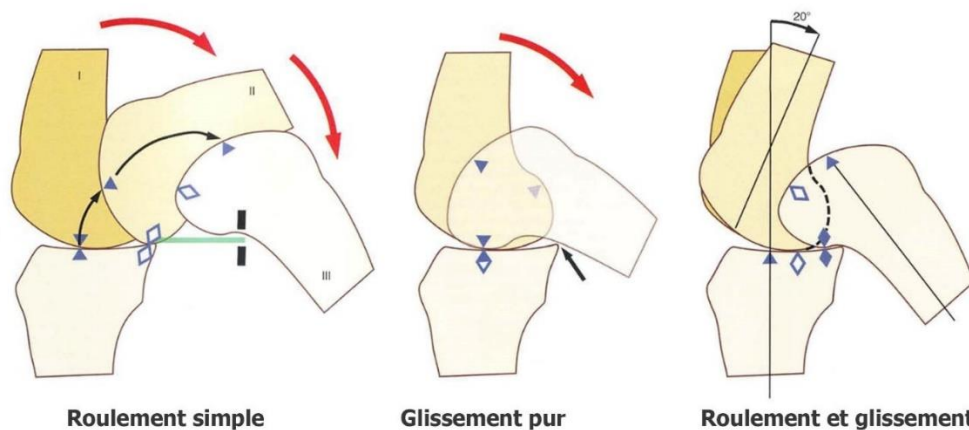


Figure 2 : Mouvement des condyles sur le plateau tibial lors de la flexion-extension (Kapandji, 2011)

2. La marche

La marche est le moyen de locomotion qui différencie l'homme des autres mammifères terrestres. On retrouve certains mammifères tels que des singes qui utilisent la bipédie pour se mouvoir, mais le recours à cette méthode de déplacement reste secondaire par rapport à l'homme. De son côté, 500 000 ans d'évolutions ont permis à l'homme d'optimiser sa marche pour se déplacer en utilisant un minimum d'énergie. Cette évolution a permis à l'homme d'accroître considérablement sa capacité de déplacement et ainsi de gagner en autonomie. De nos jours, l'homme réalise en moyenne plus de 5000 pas par jour pour ses déplacements quotidiens (Bassett et al., 2010). Avec ces valeurs, la marche se positionne comme le principal moyen de locomotion de l'homme.

2.1. Description de la marche

La marche peut se définir comme un enchaînement cyclique entre le soutien et la propulsion du corps en avant, tout en gardant l'équilibre (Whittle et al., 2012). On différencie la marche de la course par le fait que ce mouvement induit le contact d'au moins un pied sur le sol durant le processus de déplacement. On peut caractériser un cycle de marche comme l'intervalle entre deux occurrences d'un contact du pied sur le sol. Habituellement, ce cycle est défini à partir du contact initial du pied sur le sol jusqu'au prochain contact au sol de celui-ci (Baker, 2013). Un cycle de marche normal est caractérisé par l'enchaînement de 7 événements : le contact initial, le décollement des orteils du pied controlatéral, la levée du talon, le contact initial du pied controlatéral, le décollement des orteils, les pieds adjacents, et enfin la verticalité du tibia. Ces événements permettent de diviser le cycle de marche en 7 phases, 4 durant la phase d'appui et 3 durant la phase oscillante. Les différentes phases sont définies selon les définitions de Whittle et al. avec le pied droit comme référence (**Figure 3**) :

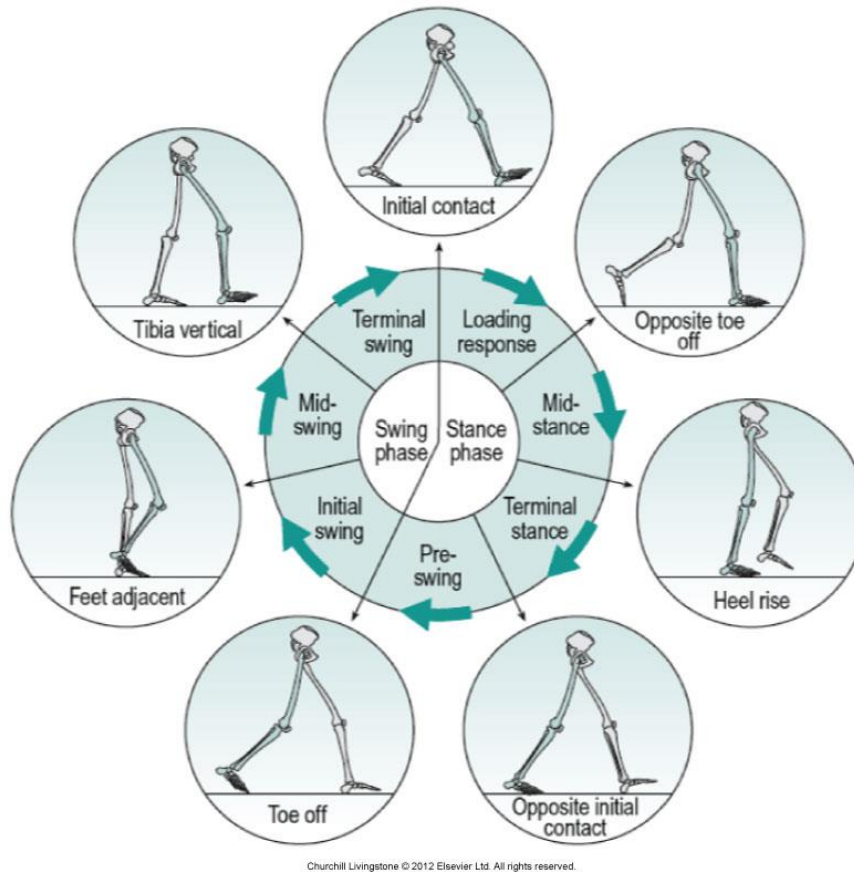


Figure 3 : Cycle de marche segmenté en 7 phases selon les événements (Whittle et al., 2012)

On observe durant la phase d'appui, différentes sous phases liées à 4 événements :

- La **mise en charge** va être définie par le **contact initial** du pied droit. Cette phase est aussi appelée **l'attaque du talon**. Cette partie va être très brève car elle va représenter environ 2% du cycle. Cette mise en charge va durer 10% à 12% durant lequel, la personne va être en **double appui**.
- La phase **d'appui intermédiaire** commence à partir du moment où le pied opposé se décolle jusqu'à ce qu'il y ait une élévation du talon de la jambe d'appui. Il indique le début de la **phase oscillante de la jambe opposée**. Cette phase représente la période de 10% à 30% du cycle de marche.
- La phase **d'appui terminal** débute lorsque le talon se décolle jusqu'à ce qu'il y ait un **double appui** avec l'attaque de talon de la jambe opposée. Cette période va couvrir de 30% à 50% du cycle de marche
- La phase **pré-oscillante** débute lors du **double appui** et va se terminer lorsque qu'il va y avoir le **décollement des orteils**. Cette période représente de 50% à 60% du cycle.

Ensuite, durant la phase oscillante, on distingue 3 sous-phases en fonction de 3 évènements :

- La phase **d'oscillation initiale** commence lorsque le pied quitte le sol et se termine quand le pied droit passe devant le pied controlatéral (**pieds adjacents**). Cette période représente de 60% à 73% du cycle de marche.
- La phase **d'oscillation intermédiaire** commence lorsque les **pieds sont adjacents** et se termine à la **verticalité du tibia** droit. Cette période représente de 73% à 86% du cycle de marche.
- La phase **d'oscillation finale** se déroule entre la **verticalité du tibia** et la nouvelle **attaque de talon** de la jambe droite. Cet évènement caractérise la fin de la phase oscillante et la fin du cycle de marche. Cette période représente de 86% à 100% du cycle de marche.

2.2. Paramètres spatio-temporels

La marche peut être décrite à partir de paramètres spatio-temporels. Ces paramètres vont donner une idée globale de la marche avec différentes valeurs tels que la vitesse, la cadence et la longueur de pas (Dicharry, 2010). D'autres paramètres plus spécifiques vont caractériser le cycle de marche avec des durées ou des pourcentages relatifs à celui-ci. En moyenne, on va observer chez un individu sain une phase d'appui de 60%. La phase oscillante va représenter une part équivalente avec 40% du cycle de marche. Pendant la phase d'appui, la phase de double appui représente 20%. Ces rapports entre les phases du cycle de marche évoluent en fonction de la vitesse de marche. Le double appui va diminuer progressivement avec l'augmentation de la vitesse de marche jusqu'à devenir un mouvement de course à pied lorsque cette phase atteint les 0% (Shah et al., 2020; Whittle et al., 2012). Le cycle de marche va aussi se définir temporellement avec le temps écoulé durant les différentes phases citées précédemment. De même, les paramètres spatiaux vont être définis par la position du pied durant le cycle de marche. La longueur de foulée est définie par la distance séparant deux placements successifs du même pied. Cette longueur représente la somme des longueurs du pas droit et du pas gauche. La cadence est définie par la fréquence des pas, exprimée le plus souvent en pas/minute. La vitesse de marche est le produit de la longueur du pas et de la cadence. Généralement, la cadence est comprise entre 110 et 120 pas/min avec une vitesse de marche de confort entre 1.2 et 1.6 m/s selon le sexe, l'âge, etc. On observe aussi la largeur des pas (aussi appelé base de

marche) qui est représentatif de l'équilibre et de la fatigue durant la marche. Cependant, cette mesure est difficile à généraliser entre individus à cause de la démarche propre à chaque personne (Barbieri et al., 2016; Whittle et al., 2012).

Pour mesurer ces paramètres, il est nécessaire de connaître la position du pied au cours du temps. Ces données sont majoritairement obtenues via l'utilisation de systèmes optométriques ou de tapis de marche instrumentés (Lienhard et al., 2013). Ces paramètres peuvent être aussi obtenus avec l'utilisation d'un système de capture du mouvement.

Ces paramètres de marche vont être limités dès lors que l'on veut s'intéresser à une articulation en particulier. En effet, comme expliqué précédemment, ces paramètres vont permettre d'avoir une idée globale de la marche pour pouvoir détecter une asymétrie, une vitesse de marche ou longueur de pas trop faible. Cependant, il n'est pas possible de comprendre l'origine d'une altération de la marche car ces données ne permettent pas de remonter aux articulations des membres inférieurs du fait des compensations existantes entre les articulations adjacentes (Nakagawa & Petersen, 2018). On retrouve ce cas par exemple sur une boiterie de fauchage où l'individu va compenser un déficit de hauteur de pied durant la phase oscillante avec une bascule de bassin et une abduction de hanche. Cette boiterie de fauchage est visible par un temps d'appui plus important du côté sain. Néanmoins, il n'est pas possible de déterminer si le déficit provient d'une flexion de hanche trop faible ou d'une flexion plantaire trop importante (Whittle et al., 2012).

2.3. Paramètres dynamiques

La marche se caractérise aussi par les forces qui sont appliquées au sol. Ces paramètres de la marche sont mesurés grâce à des plateformes de force incorporées dans le sol ou au intégrées dans un tapis de marche instrumenté. On observe sur un cycle de marche normal, différents événements sur les forces de contacts définis sur les trois composantes (verticale, antéro-postérieure et médio-latérale) (**Figure 4**). La force verticale, se définit par un double pic qui représente une accélération du centre de gravité vers le haut lors de la phase d'appui. **F1** représente le pic de force appliqué pour l'élévation du centre de masse durant la mise en charge, **F2** le minimum de force pour la période de vol durant la phase d'appui intermédiaire et **F3** le pic de force lors de la réception durant la phase d'appui terminale. Ces 3 événements distinctifs de la force verticale se caractérisent par un freinage du corps lors de la mise en charge (**F4**) et par la propulsion du corps en avant (**F5**) lors de l'appui terminal, visible sur les forces antéro-postérieures. Concernant le dernier axe

médio-latéral, on observe des forces contacts beaucoup plus faibles du fait de la direction de la marche. On remarque que les forces médio-latérales indiquent des directions de forces opposées au côté de la jambe sollicitée dans un soucis de stabilisation du corps (Whittle et al., 2012).

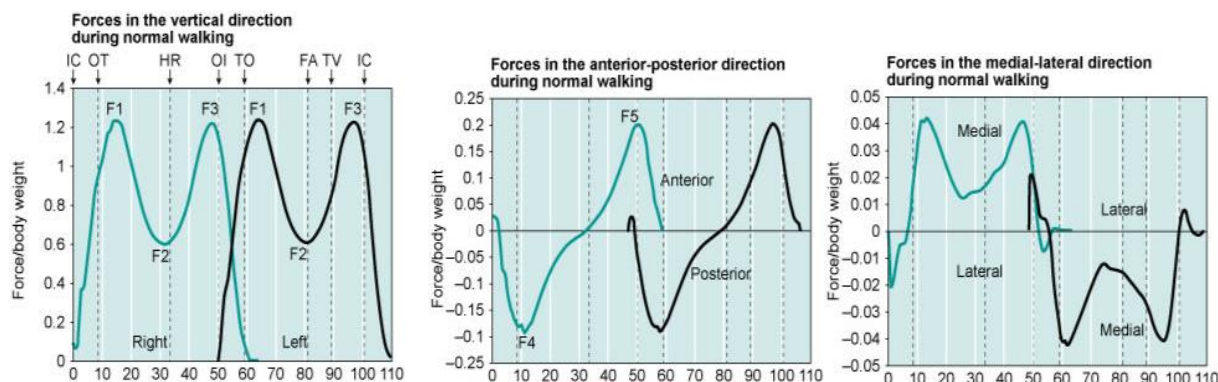


Figure 4 : Forces de contacts d'un cycle de marche normale (Whittle et al., 2012)

De la même manière que les paramètres spatio-temporels, les paramètres dynamiques ne permettent pas de déterminer l'origine du déficit de la marche. Cependant, en plus de pouvoir déterminer les paramètres spatio-temporels grâce aux centres de pressions et des forces induites sur le sol (Veilleux et al., 2016), ces données permettent de comprendre certaines asymétries en observant des stratégies d'esquives, visibles par des forces de contacts plus faibles du côté incriminé (Whittle et al., 2012). Si on reprend l'exemple de la boiterie d'esquive présenté avec les paramètres spatio-temporels, il est possible d'identifier cette boiterie grâce à un temps d'appui plus long associé à des forces médio-latérales importantes du côté sain (Whittle et al., 2012). Toutefois, il n'est toujours pas possible d'identifier l'articulation incriminée dans cette boiterie.

2.4. Paramètres cinématiques

L'analyse cinématique permet d'apporter des données complémentaires à l'étude des paramètres spatio-temporels et dynamiques de la marche. La cinématique est l'étude du mouvement des différents segments du corps humain dans l'espace (**Figure 5**). Ce domaine d'étude comprend l'analyse des positions, des angles, des vitesses et des accélérations des parties du corps et des articulations (Armand et al., 2016). Les articulations les plus

étudiées sont la cheville, le genou et la hanche (Bonney-mazure et al., 2017). Dans notre cas, nous allons uniquement nous intéresser à l'étude de la cinématique du genou. Ces données complémentaires vont permettre de mieux comprendre les altérations des paramètres spatio-temporels ou dynamiques de la marche.

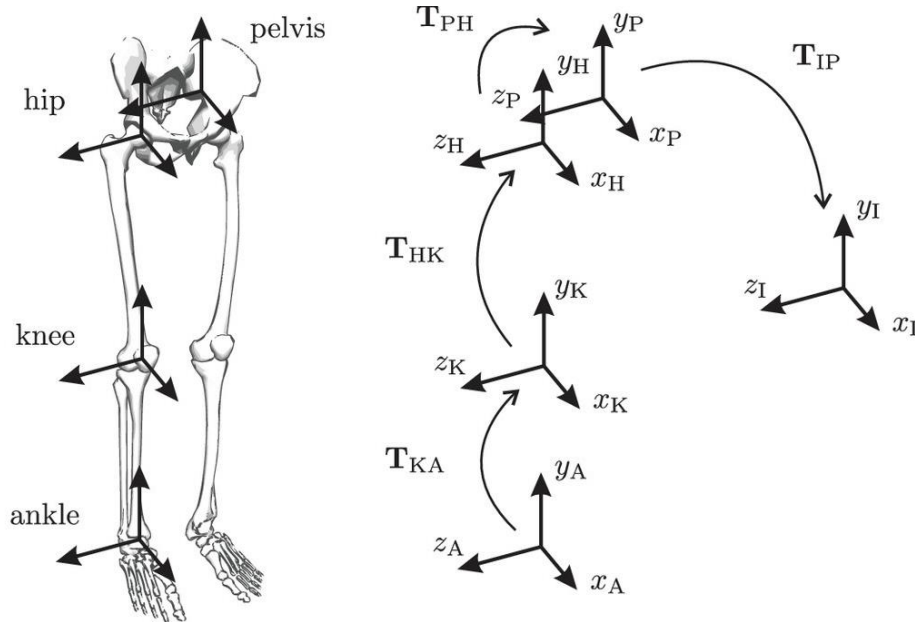


Figure 5 : Illustration des transformations entre les segments osseux pour calculer la cinématique des articulations (Ziegler et al., 2020)

L'analyse de la cinématique du genou concerne le mouvement de la jambe par rapport à la cuisse. Cette articulation joue un rôle important durant la marche en stabilisant le membre inférieur durant la phase d'appui, pour ensuite supporter le poids du corps et enfin ramener en avant la jambe lors de la phase oscillante. On observe sur la **figure 6** une première extension du genou qui va définir le début du cycle de marche avec une attaque de talon. Ensuite, on va observer une première flexion du genou durant la mise en charge pour d'une part limiter la charge induite par le transfert de poids sur la jambe d'appui et d'autre part stabiliser le membre inférieur. Cette flexion va aussi avoir pour rôle d'optimiser le coût énergétique de la marche en minimisant les oscillations verticales du centre de masse (Whittle et al., 2012). En plus d'une flexion de genou, la mise en charge va se traduire par une adduction du genou, qui va représenter le varus thrust (Robert-Lachaine et al., 2020). La phase de simple appui va se distinguer sur la cinématique du genou par une deuxième extension qui va avoir pour rôle de stabiliser le genou. Cette

extension sera suivie d'une deuxième flexion plus importante sur la deuxième partie du cycle de marche qui va représenter la phase pré-oscillante et oscillante. Ce cycle de marche va se terminer par un retour en extension du genou pour permettre de réaliser une nouvelle attaque de talon. On remarque ainsi que l'axe sagittal du genou joue un rôle important dans la stabilisation et l'absorption de choc durant la locomotion (Bonney-Mazure & Armand, 2016; Whittle et al., 2012). Sur l'axe de rotation interne/externe de la **Figure 6**, on va observer une rotation interne qui va atteindre son maximum à la fin de la phase d'appui et revenir en rotation externe lors de l'attaque de talon à la fin de la phase oscillante. L'amplitude articulaire chez le sujet sain et jeune est en moyenne 60° pour cet axe de rotation. Les deux autres axes définissant l'abduction/adduction et la rotation interne/externe ne représentent quant à eux que 10° et 20° d'amplitude de mouvement (Fukuchi et al., 2018).

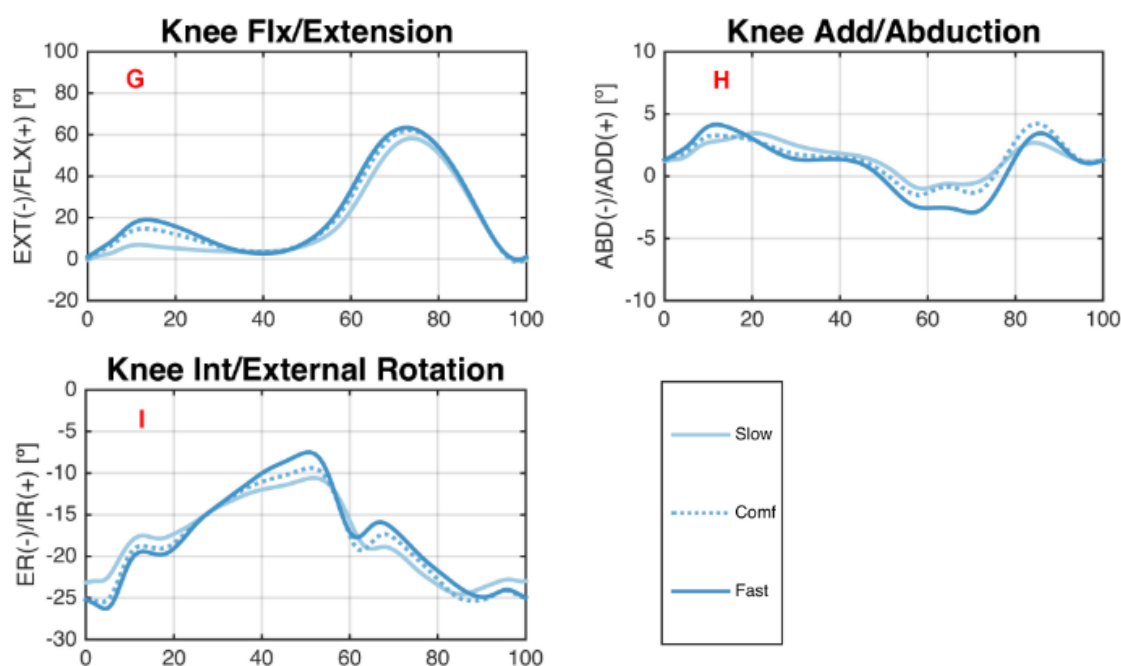


Figure 6 : Cinématique du genou durant différentes vitesses de marche (lente, confort et rapide). EXT/FLX pour Extension et flexion ; ABD/ADD pour abduction et adduction ; ER/IR pour rotation externe et interne (Fukuchi et al., 2018)

3. Les méthodes d'analyse du mouvement humain

L'analyse du mouvement humain a longtemps été du ressort de l'œil attentif du thérapeute afin de déceler des anomalies durant les phases de locomotion. Cependant, l'évolution de la médecine et de la technologie ont rendu indispensable le fait de faire appel à des outils quantitatifs pour obtenir des mesures plus fines que ceux que pourrait percevoir l'œil humain. Ces divers systèmes de mesures permettent d'obtenir des données de positions

ou d'orientations en 2 ou 3 dimensions au cours du temps. Cependant, chaque système de mesure à ses avantages et ses inconvénients qui imposent un choix rigoureux du praticien quant à son utilisation et le traitement des données obtenues.

3.1. Les caméras optoélectroniques

Les systèmes basés sur l'analyse via des caméras ont été les premiers à émerger pour la compréhension de la locomotion. Dans un premier temps, ces systèmes utilisaient l'analyse vidéographique pour de l'analyse 2D. On retrouve encore ce type de système peu onéreux avec une vue de profil ou des prises de vue simultanées. Des logiciels tels que Kinovea (Kinovea, Bordeaux, France), Dartfish (Dartfish, Fribourg, Suisse), ou Matlab (MathWorks, Massachusetts, USA) avec sa toolbox Vision permettent d'effectuer le suivi de trajectoire de points d'intérêt afin d'obtenir des données angulaires en deux dimensions (Whittle et al., 2012).

Les systèmes d'analyse optoélectroniques ont depuis longtemps supplanté les systèmes d'analyse vidéographique. Le fonctionnement de ce système se base sur l'utilisation d'un réseau de caméras pour lequel, les paramètres extrinsèques (position et orientation d'une caméra par rapport à l'autre), les paramètres intrinsèques (longueur focale, résolution, etc.) et la matrice de déformation de la lentille auront été préalablement calculés (**Figure 7**). La connaissance de ces paramètres va être essentielle pour permettre l'analyse cinématique (Whittle et al., 2012). Ce système va permettre l'obtention de la position des marqueurs en 3 dimensions par triangulation grâce à l'utilisation de 2 caméras (stéréoscopie). Dans la majorité des cas, un réseau de caméras (>2 caméras) est utilisé pour avoir de la redondance et ainsi limiter les possibilités d'obstruction des marqueurs. Chaque caméra va être placée de telle sorte à observer la cible avec une perspective unique par rapport aux autres caméras (**Figure 8**) (Frey et al., 1995).

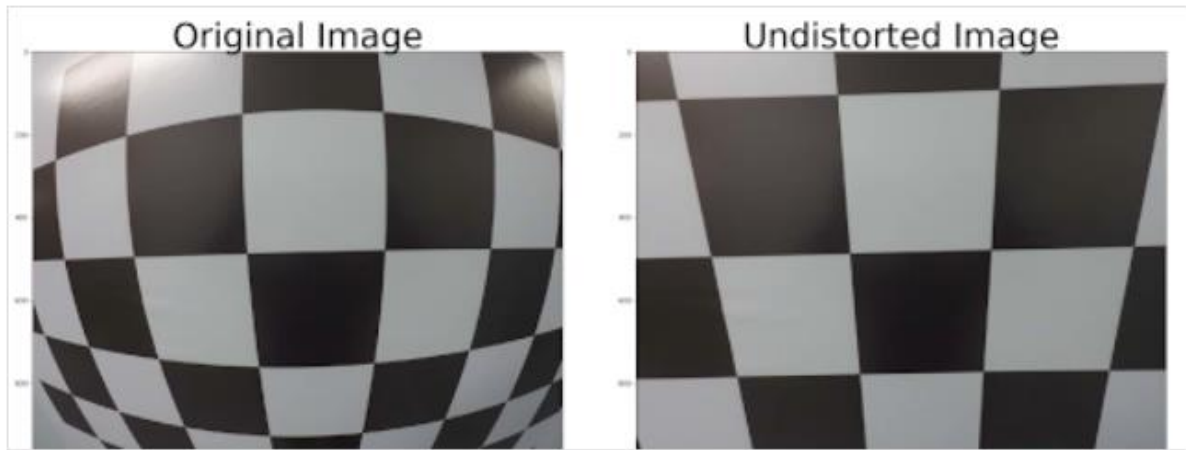


Figure 7 : Reconstruction de l'image en fonction des paramètres intrinsèques de la caméra

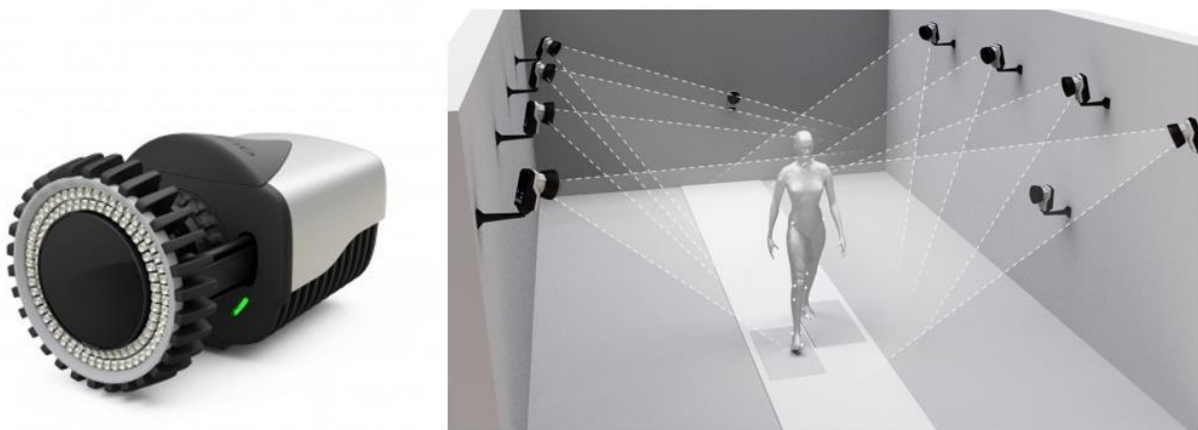


Figure 8 : Réseau de caméras utilisé pour la capture du mouvement (Qualisys, AB, Suède)

Pour obtenir une position d'un marqueur lors d'une analyse du mouvement, la sphère est l'objet le plus communément utilisé. Cette forme aura l'avantage de ne pas subir des déformations autre qu'une homothétie (déformation homogène), peu importe l'orientation dans l'espace. Ainsi le centroïde sera bien plus stable à obtenir pour déterminer la position de l'objet grâce au réseau de caméras (Chen et al., 2021). Pour différencier les marqueurs du reste de l'environnement d'acquisition, il existe deux types de systèmes : les systèmes à marqueurs passifs et les systèmes à marqueurs actifs. Le premier consiste à utiliser des caméras infrarouges qui vont émettre de la lumière (invisible pour l'œil humain) et observer le déplacement des marqueurs retro-réfléchissants (Optitrack, Vicon, Qualisys, ...) (Topley & Richards, 2020). L'avantage de ce système est le faible encombrement des marqueurs réfléchissants à disposer sur le sujet. Cependant, ces marqueurs ne sont

visibles que dans un espace relativement restreint du fait de la nécessité d'illuminer les marqueurs avec des lumières infrarouges. Le second type de système quant à lui emploie des marqueurs émetteurs, captés par un réseau de caméras conventionnelles ou infrarouges. L'avantage de ce système est la présence limitée d'artefacts liés aux réflexions parasites induites par les éclairages des caméras du premier système. Cependant, les marqueurs sont plus encombrants à cause des câbles et des batteries utilisés pour alimenter les sources lumineuses (van der Kruk & Reijne, 2018; Whittle et al., 2012).

L'avantage de l'utilisation d'un réseau de caméras optoélectroniques est la précision obtenue sur la position tridimensionnelle qui va permettre d'obtenir une précision inférieure au millimètre (**Figure 9**) et une fréquence d'échantillonnage pouvant aller jusqu'à 10000 Hz dans certains cas (Topley & Richards, 2020). La majorité des analyses réalisées avec ce type de matériel se fait entre 50Hz et 200Hz en fonction du mouvement observé (Challis, 2021). Ainsi, la précision de mesure et la grande fréquence d'échantillonnage des caméras optoélectroniques ont fait de ce système le Gold Standard de l'analyse du mouvement humain. Ces avantages font que de nombreuses études vont utiliser ce système de mesure pour établir des normes sur l'analyse du mouvement (Armand et al., 2016; Fukuchi et al., 2018; Winiarski et al., 2019) ou sur la validation d'autres types de systèmes de mesure (Robert-Lachaine et al., 2020; Sers et al., 2019; Teufl et al., 2019). Malheureusement, le désavantage majoritaire de ce système est la configuration de la zone d'acquisition qui va limiter la zone de mesure de l'acquisition du mouvement (Poitras et al., 2019). Cette limitation peut être solutionnée par l'utilisation d'un grand nombre de caméras. Cependant ce type de matériel est très onéreux, ce qui restreint de nombreux laboratoires d'analyse du mouvement à utiliser une zone d'acquisition relativement réduite selon le nombre de caméras disponibles. Enfin, ce système nécessite la présence de personnel qualifié au vu de la difficulté de mise en place d'une acquisition et du traitement des données (Armand, 2005; Fusca et al., 2018).

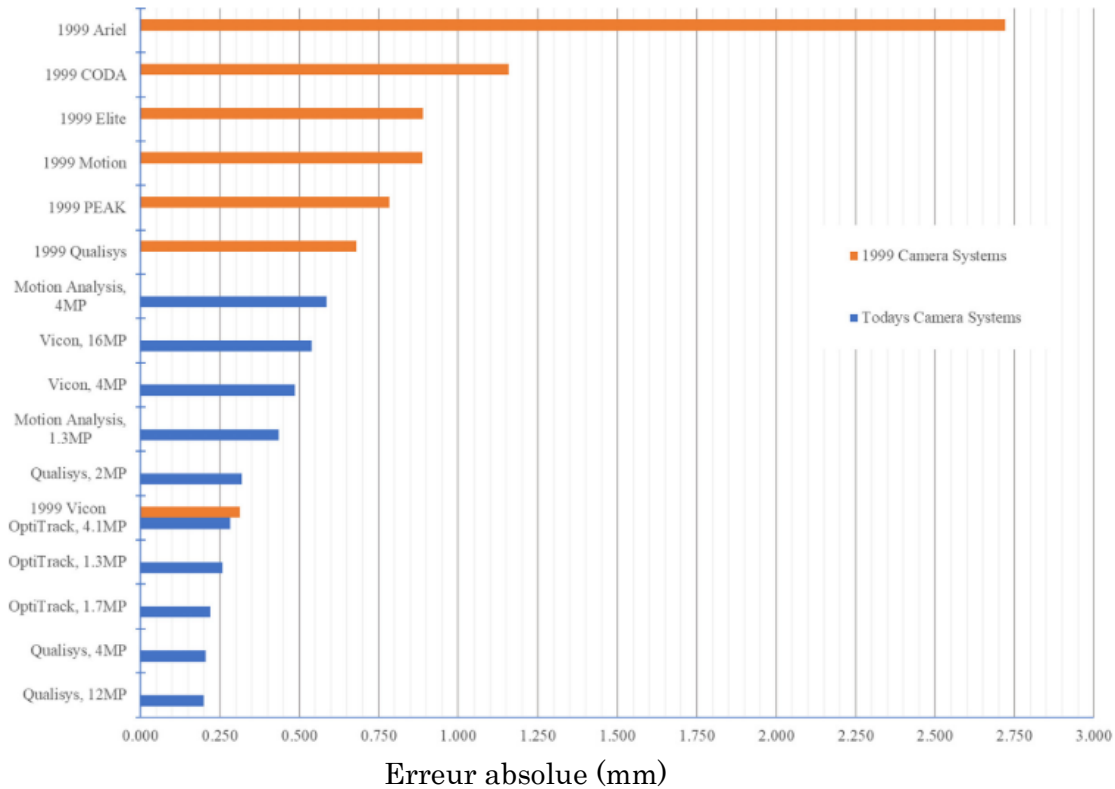


Figure 9 : Comparaison de l'erreur de mesure moyenne entre les systèmes de caméras optoélectroniques de 1999 à 2020 (Topley & Richards, 2020)

Contrairement aux systèmes optoélectroniques, l'analyse vidéographique a subi un regain d'intérêt ces dernières années à la suite des progrès du machine learning. Les évolutions tant au niveau du coût de calcul qu'au niveau de la capacité du traitement ont permis la généralisation de ces outils à de multiples domaines. Ainsi, l'analyse du mouvement via l'analyse vidéographique ou avec l'utilisation de capteurs de profondeurs (RGBD) s'est améliorée considérablement. L'avantage de ces systèmes d'acquisition est le caractère écologique des mesures. En effet, les participants n'ont pas besoin d'utiliser du matériel pour définir les points anatomiques ou les orientations des segments osseux. Le machine learning, via un réseau de neurones va pouvoir déterminer les positions des articulations et ainsi quantifier le mouvement de la même manière que les réseaux de caméras optoélectroniques (Pagnon et al., 2021). Cependant, ces systèmes restent tout de même moins précis et plus sensibles aux conditions de mesure qu'un système de référence optoélectronique (Kanko et al., 2021).

3.2. Les centrales inertielles

L'essor des nouvelles technologies et la miniaturisation des capteurs ont permis l'émergence des centrales inertielles (Inertial Measurement Unit, IMU). Composées d'un accéléromètre pour mesurer l'accélération, d'un gyroscope pour mesurer la vitesse de rotation et d'un magnétomètre pour mesurer l'orientation du champ magnétique, les centrales inertielles permettent de quantifier les déplacements et orientations dans l'espace. Pour estimer l'orientation de la centrale, les trois données des capteurs vont être combinées (**Figure 10**). L'accéléromètre va enregistrer l'orientation du capteur par rapport au vecteur de la gravité. Le gyroscope va permettre de déterminer la position de la centrale au cours du temps en intégrant les vitesses de rotations. Le magnétomètre va comme l'accéléromètre permettre d'estimer l'orientation de la centrale en fonction de l'orientation du champ magnétique (Poitras et al., 2019). Cependant, indépendamment, les différents capteurs vont présenter des limites plus ou moins importantes pour définir correctement l'orientation de la centrale dans l'espace. Le capteur qui va avoir le plus d'impact pour la définition de l'orientation dans l'espace est le gyroscope. Ce capteur a le principal défaut d'avoir un biais de mesure qui n'est pas constant au cours du temps. Ce biais, après l'intégration du signal pour obtenir l'orientation, va induire une dérive de l'orientation du capteur au cours du temps (Wittmann et al., 2019). De son côté, l'accéléromètre va rencontrer des difficultés à estimer une orientation lorsque que la centrale subit de fortes accélérations et décélérations. Durant ces périodes, le vecteur gravité va être bruité par les vecteurs d'accélérations propres à la centrale, ce qui rend difficile les mesures pour l'analyse du mouvement humain (Dejnabadi et al., 2006; Wittmann et al., 2019). Enfin, le magnétomètre va être impacté par les interactions ferromagnétiques des structures environnantes. Dès que le capteur sera utilisé dans un environnement avec des structures métalliques, le magnétomètre rencontrera des difficultés à estimer la bonne orientation du champ magnétique. Ces perturbations ferromagnétiques en intérieur sont extrêmement localisées, ce qui rend difficile l'estimation de l'orientation des centrales (Poitras et al., 2019; Robert-Lachaine et al., 2017).

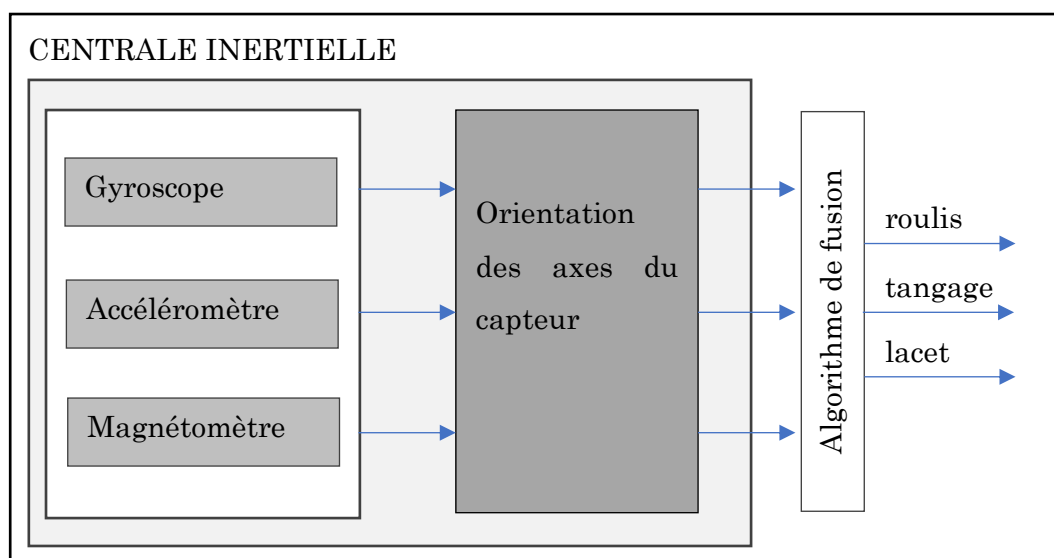


Figure 10 : Schéma d'une centrale inertielle

Pour corriger ces différentes limites, l'association des trois capteurs via un algorithme de fusion de données (**Figure 10**) permet d'obtenir l'avantages des trois capteurs en limitant leurs compromis (Mansoor et al., 2019). Une multitude d'algorithmes a été mise en place ces dernières décennies pour répondre à cette problématique encore d'actualité (Poitras et al., 2019; Šlajpah et al., 2014; Valenti et al., 2015). Dans leur revue de littérature, Picerno et al. expliquent qu'on retrouve 4 méthodes pour limiter les erreurs de mesure : les algorithmes propriétaire, la suppression de biais par détection d'évènement, les algorithmes de fusion et l'utilisation de machine learning ou deep learning (Picerno, 2017). De nos jours, la majorité des centrales inertielles utilisées pour l'analyse du mouvement humain sont fournies avec des algorithmes de traitement du signal propriétaire de type « boîte noire », où il n'est pas possible d'avoir accès au traitement des données brutes. Les avantages de ces algorithmes sont leur simplicité d'utilisation et leur polyvalence (Roetenberg et al., 2009). Cependant, l'utilisation de ce type de traitement est coûteuse et il n'est pas possible de personnaliser le traitement du signal dans certaines conditions particulières. La deuxième méthode va consister à estimer et corriger les dérives de mesure en s'appuyant sur de la détection d'événements particuliers où les capteurs seront dans une position identifiable. Dans leur étude, Tong et al. identifient la phase d'appui intermédiaire pour corriger le biais de flexion/extension en considérant que le genou est en extension complète durant cet événement (Tong & Granat, 1999). Ce type de traitement est peu efficace et comporte de nombreuses limitations (fiabilité que sur certaines articulations en 2D, il doit être modifié en fonction des mouvements analysés et le coût de

calcul est important) (Šljapah et al., 2014). De ce fait, ce type de traitement a rapidement été supplanté par des algorithmes de fusion. Le plus populaire est l'utilisation d'un filtre de Kalman (Antonello et al., 2016; Cooper et al., 2009) voir d'un filtre de Kalman étendu (Teufl et al., 2019) L'orientation de la centrale inertielle va être obtenue via l'intégration de la vitesse angulaire qui va être corrigée à chaque mesure grâce aux données de l'accéléromètre et du magnétomètre. Ce type de filtre est un estimateur récursif qui va estimer l'état courant grâce à l'état précédent de l'estimateur et la mesure actuelle du capteur. Le filtre va corriger la dérive de la mesure angulaire grâce à une phase de prédiction et une phase de mise à jour. La phase de prédiction va estimer l'état courant en fonction de l'état précédent. La phase de mise à jour va corriger l'état courant estimé en fonction des mesures observées pour obtenir une estimation plus précise (Šljapah et al., 2014; X. Sun et al., 2015) (**Figure 11**). Cette méthode a l'avantage d'être robuste mais peut rapidement avoir un coût de calcul important lorsque l'estimateur n'est plus linéaire (Valenti et al., 2015; Zihajehzadeh et al., 2015).

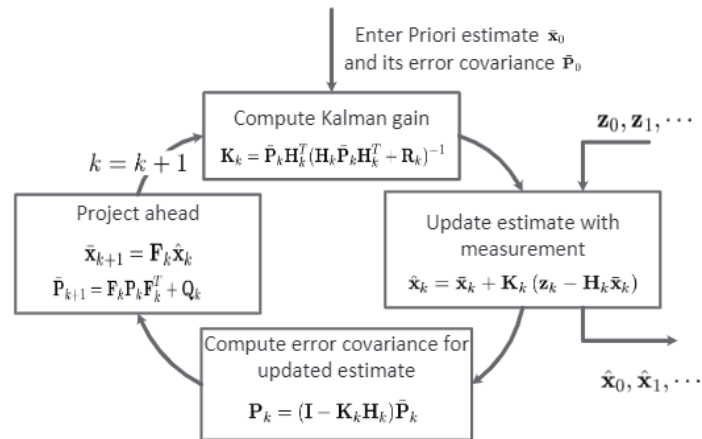


Figure 11 : Schéma d'un filtre de Kalman avec : \mathbf{K} le gain ; \mathbf{Z} la mesure ; \mathbf{X} l'état ; \mathbf{F} la matrice qui relie l'état précédent à l'état actuel ; \mathbf{H} la matrice qui relie l'état à la mesure et \mathbf{P} la matrice de covariance mise à jour (Šljapah et al., 2014)

La dernière méthode va quant à elle utiliser l'apprentissage automatique (machine learning) ou l'apprentissage profond (deep learning) pour estimer la position des capteurs ou directement la cinématique des articulations. L'apprentissage automatique permet au modèle d'ajuster ses paramètres en fonction des règles prédéterminées. Par exemple, un apprentissage non supervisé va déduire des regroupements présents dans des jeux de données pour trouver une description explicative et les classifier. A l'inverse, l'utilisation

d'un apprentissage supervisée va guider l'algorithme d'apprentissage en fonction d'un jeu de données labélisées pour extraire des connaissances à partir des données déjà classées et ainsi prédire des résultats. L'apprentissage profond est l'une des technologies principales de l'apprentissage automatique. Cette méthode va se baser sur des couches de réseaux de neurones artificiels qui vont recevoir et interpréter les informations des couches précédentes. Chaque neurone va être ajusté lors d'une phase d'apprentissage afin que la sortie estimée soit la plus proche de la sortie souhaitée. Ce type d'algorithme est majoritairement utilisé dans le cadre de la prédiction du fait d'une interprétation difficile des couches de neurones (Armand, 2005). Dans le premier cas, les travaux de Hoang et al. montrent qu'il est possible de réduire les erreurs de mesures sur l'axe des lacets causées par le magnétomètre grâce à un algorithme de *Random Forest*. L'utilisation de cet algorithme rend l'utilisation des magnétomètres robustes aux environnements ferromagnétiques et donc robustes pour une utilisation en laboratoire (Long Hoang & Pietrosanto, 2022). De leur côté, Brossard et al. ont montré dans leurs études, l'utilisation d'un *Convolutionnal Neural Network* pour limiter les erreurs de mesures obtenues par le gyroscope en débruitant le signal de celui-ci (Brossard et al., 2020). Dans cette optique, les travaux de Sun et al. se sont intéressés à calculer directement l'orientation de la centrale inertielle en utilisant un réseau de neurones basé sur l'architecture de OrientNet pour déterminer une orientation 3D avec les données brutes des accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres (Sun et al., 2021).

Ainsi, grâce à l'utilisation de ces différentes méthodes de traitement du signal, l'utilisation des centrales inertielle permet d'obtenir des mesures angulaires avec une précision d'orientation dans l'espace de l'ordre de 0.5° pour les axes du roulis et tangage, et 1° à 2° pour l'axe des lacets (Poitras et al., 2019). Ce gain de précision de mesure a permis de généraliser l'utilisation des centrales inertielle pour l'analyse quantifiée de la marche. On retrouve certaines solutions commerciales clé en main qui permettent une utilisation intuitive avec une précision suffisante pour l'analyse du mouvement tels que Xsens, Isen, etc. (Piche et al., 2022; Poitras et al., 2019; Teufl et al., 2019). Ce type de capteurs commence à remplacer les salles d'analyse du mouvement avec des réseaux de caméras optoélectroniques du fait de leur faible coût et de leur encombrement réduit, pour des mesures angulaires équivalentes (Poitras et al., 2019; van Dijk et al., 2021). De plus, ce type de système n'est pas limité par une zone d'acquisition, ce qui permet de réaliser des analyses du mouvement en condition écologique, sans les biais possibles causés par des mesures en laboratoire (Teufl et al., 2019). Enfin, la majorité des systèmes d'analyse

utilisant des centrales inertielles sont fournies avec un logiciel clé en main qui va faciliter la mise en place et l'utilisation des capteurs pour une analyse quantifiée du mouvement (Sers et al., 2019). Cependant, la dérive des mesures angulaires présente pour ce type de capteur et la sensibilité des centrales aux chocs et aux environnements ferromagnétiques limitent leurs utilisations dans certains cas lorsque les algorithmes de traitements du signal ne sont pas adaptés à la situation (Robert-Lachaine et al., 2017). Cette sensibilité aux perturbations ferromagnétiques peut limiter l'utilisation des centrales inertielles en milieu clinique à cause de la configuration des laboratoires d'analyse du mouvement (Picerno, 2017).

3.3. Les autres systèmes de mesures

Les deux systèmes de mesures présentés précédemment représentent la majorité des outils utilisés pour l'analyse du mouvement, en particulier pour l'analyse quantifiée de la marche. Néanmoins, d'autres systèmes sont utilisés dans certains cas spécifiques du fait de leur caractère invasif ou limité en volume d'acquisition.

3.3.1. Navigation

La navigation osseuse est couramment utilisée en bloc opératoire pour analyser l'intégrité d'une articulation après une reconstruction de ligament ou une pose de prothèse. Le système utilisé est très similaire à la motion capture avec l'utilisation de caméras optoélectroniques et de marqueurs passifs ou actifs. Toutefois, la différence majoritaire de ce type de système, est la méthode de fixation des marqueurs pour s'affranchir des artefacts de tissus mous (Soft Tissue Artifact, STA). Les marqueurs réfléchissants vont être regroupés en clusters de 3 à 4 marqueurs pour obtenir les déplacements sur 6 degrés de liberté avec les rotations et les translations des segments osseux dans les 3 dimensions. Ces clusters vont être fixés aux segments osseux via une ou plusieurs vis intra corticaux (Maderbacher et al., 2019). Ces clusters de marqueurs fixés sur les segments osseux vont permettre d'obtenir la cinématique de l'articulation sans les artefacts causés par les mouvements de la peau et des tissus mous (**Figure 12**).



Figure 12 : Système de navigation osseux (Neri et al., 2019)

Le principal intérêt de ce système de mesure réside dans la grande précision pour obtenir l'orientation des segments osseux dans l'espace. Cependant, le caractère invasif de l'outil et la zone réduite d'acquisition limitent fortement les applications possibles. Dans la majorité des cas, la navigation osseuse sera effectuée en bloc opératoire (environnement stérile et sous anesthésie). Ces spécificités vont limiter l'utilisation de cet outil à certains domaines. Par exemple, ce type d'outil est utilisé pour guider les chirurgiens orthopédistes dans l'élaboration de tunnels pour fixer des greffons lors de reconstruction ligamentaire. De même, la navigation osseuse permet à la suite d'une opération, de vérifier la qualité de la pose du greffon en quantifiant la laxité de l'articulation sur les 6 degrés de liberté (García-Bógalo et al., 2012). On retrouve aussi l'utilisation de cet outil pour assister le chirurgien dans la mise en place de prothèse de genou et ainsi éviter d'avoir des défauts d'alignement entre les différentes parties de la prothèse (Feczko et al., 2016). Néanmoins, il existe certaines études qui vont utiliser cette méthode de navigation avec des vis intracorticales sur des analyses de mouvement en laboratoire avec des participants sains. Ces études sont peu courantes du fait de la difficulté à obtenir une balance bénéfice/risque positive à cause du traumatisme causé par la fixation des vis intra corticales (Maiwald et al., 2017).

3.3.2. Les exosquelettes

Ce type de système a pour objectif de réduire les artefacts de tissus mous pouvant biaiser les mesures angulaires des articulations. Le principe est similaire à la navigation osseuse

sans traumatisme pour l'articulation. L'intérêt de ce type de système est de se fixer sur des zones avec peu de tissus mous via des harnais pour limiter au maximum les erreurs de mesure. Un des exosquelettes les plus connus est le KneeKG™ (Emovi Inc., Laval, Canada) qui est couramment utilisé pour de la genoumétrie au Canada (Bytyqi, 2015; Clément et al., 2015). L'avantage de ce type de système est la fiabilité de mesure et la facilité de mise en place, qui rend l'outil utilisable par bon nombre de clinicien. Malheureusement, ce type de système est encombrant, possède une zone de mesure réduite et n'est pas écologique pour le patient à cause des contraintes mécaniques de l'exosquelette sur l'articulation.

3.3.3. La fluoroscopie

La fluoroscopie permet de faire une analyse de la cinématique de l'articulation *in vivo* via des clichés en deux dimensions. Cette technique de mesure est couplée à un scanner de l'articulation pour convertir le cliché 2D obtenu via la fluoroscopie en model 3D grâce à une technique de correspondance des formes. Cette technique est couramment utilisée avec deux systèmes d'acquisition en position orthogonale (fluoroscopie bi-planaire) pour obtenir de meilleurs résultats lors de la reconstruction 3D de l'articulation (Tsai et al., 2009). Ce type d'analyse permet d'obtenir des données angulaires aussi précises que la navigation sans avoir les effets invasifs traumatisants pour l'articulation. Ce système permet ainsi d'obtenir une précision millimétrique pour les translations et inférieure à 1 degré pour les rotations (Ikuta et al., 2020). Malheureusement, ce type de système à une fréquence d'échantillonnage limitée (30Hz maximum) et une zone d'acquisition réduite (Tsai et al., 2009). Ce système est principalement utilisé dans le cadre expérimental pour étudier les interactions mécaniques des articulations. En effet, il est possible de coupler le scanner avec un IRM pour obtenir la géométrie osseuse et cartilagineuse de l'articulation au cours du temps (Akbarshahi et al., 2010).

3.3.4. IRM fonctionnel

L'IRM fonctionnel est plus rarement utilisé dans le cadre de l'étude biomécanique des articulations. En effet, l'avantage de ce système de mesure est similaire à la fluoroscopie bi-planaire. Il va être possible de déterminer précisément les segments osseux de l'articulation en fonction de différents mouvements. Par exemple les travaux de Johal et al. se sont portés sur les mouvements de translations et de rotations du genou lors d'une flexion en fonction de la charge articulaire. Cependant, les limites principales de ce système sont la fréquence d'échantillonnage et la zone d'acquisition extrêmement réduite. L'IRM fonctionnel ne peut obtenir des clichés de l'articulation que sur un mouvement avec

une faible vitesse angulaire. Par exemple, dans le cadre de l'étude de Johal et al., la mesure complète d'une flexion de genou était de l'ordre de 10 minutes (Johal et al., 2005).

3.4. Les limitations pour l'analyse quantifiée de la marche

Les outils présentés précédemment possèdent des avantages et des limitations qui justifient leurs utilisations en fonction des types d'analyses à produire. Dans notre cas, nous nous intéresserons à l'utilisation des deux principaux systèmes de capture du mouvement pour l'analyse quantifiée de la marche : les caméras optoélectroniques et les centrales inertielles.

3.4.1. Le laboratoire

Lors de l'analyse du mouvement durant un test de marche, le participant peut produire une marche qui ne reflète pas sa marche de tous les jours. Le fait de demander une tâche précise qui ne sera pas spontanée à une personne va modifier celle-ci. En effet, à la différence de sa marche de tous les jours en milieu écologique, le participant va se concentrer sur ces mouvements dans l'objectif de réaliser une « bonne » marche lors de l'analyse. Inconsciemment, la personne va possiblement améliorer la qualité de sa marche (Corrà et al., 2021). Dans ce cadre, l'étude de Hillel et al. s'est intéressée à regarder l'impact de l'environnement de l'évaluation sur les paramètres de la marche. Pour ce faire, les chercheurs ont comparé les performances obtenues durant un test de marche en laboratoire par rapport à un test de marche obtenu via un monitoring à la maison chez une population de personnes âgées (Hillel et al., 2019). Les résultats montrent que les performances en laboratoire sont bien meilleures en laboratoire que durant les déplacements quotidiens. De plus, l'étude montre que les performances obtenues durant un test de doubles tâches sont similaires à celles mesurées durant le monitoring en milieu écologique. Ce constat peut être expliqué avec les résultats de l'étude de Zukowski et al. qui mettent en évidence la différence de concentration durant des déplacements quotidiens et des déplacements en laboratoire. Dans des conditions de marche en extérieur les personnes vont être attentives à leurs environnements contrairement un déplacement en laboratoire où le seul objectif va être de marcher durant l'évaluation (Zukowski et al., 2020) Ce phénomène a aussi été obtenu en confrontant une population jeune et âgée à des test de marche en intérieur, en extérieur et sur un tapis roulant. Les résultats montrent que la condition intérieur/extérieur induit des effets plus importants sur la marche que la différence d'âge entre 21 ans et 71 ans (Schmitt et al., 2021). Ainsi, l'analyse en laboratoire

montre des limites quant à la fidélité de l'analyse de certains paramètres de marche, peu représentatifs de la réalité. Ces résultats vont être surestimés par rapport à leurs capacités dans la vie de tous les jours (Corrà et al., 2021; Hillel et al., 2019).

3.4.2. Une zone d'analyse limitée

L'utilisation de système d'analyse du mouvement se fait dans la plupart des cas, dans une salle dédiée, souvent liée aux contraintes techniques du matériel. Ces contraintes techniques peuvent nécessiter l'utilisation d'un espace restreint du fait du champs d'acquisition limité des caméras optoélectroniques ou de la dimension de la salle d'analyse. Dans ces cas de figure, la réalisation d'un test de marche se fera sur des distances réduites, de l'ordre de quelques pas (Elazzazi et al., 2012; Plotnik et al., 2015). Une seconde possibilité consiste à utiliser un tapis roulant pour permettre l'accomplissement d'une acquisition sans limite de temps et de cycles de marche, avec une gestion de la vitesse au cours du temps (W.-Y. Liu et al., 2016). Cependant, au-delà de ces nombreux avantages, le tapis roulant à ses limites lors des analyses des paramètres de la marche.

Pour commencer, la marche sur un tapis roulant va induire une période plus ou moins longue d'appréhension qui peut fausser certaines mesures avec par exemple, une cadence plus importante, une longueur de pas réduite, un double support plus important et une dorsiflexion réduite (marche précautionneuse) (Schellenbach et al., 2010; van der Krogt et al., 2014). Pour limiter ces biais de mesures, il est nécessaire d'effectuer au minimum 5-6 minutes de marche chez des personnes saines (Meyer et al., 2019; Plotnik et al., 2015). Cette période peut augmenter en fonction de l'âge ou des pathologies des participants (Gommans et al., 2015; Seuthe et al., 2019; Verrel et al., 2010).

De plus, l'aspect écologique de la marche va être impacté, tant au niveau mécanique que neurophysiologique. Contrairement à une marche sur le sol, le participant n'aura pas à déplacer la masse de son corps en avant, ce qui va avoir pour conséquence d'obtenir des mesures de forces exagérées sur la phase de freinage et réduites lors de la phase de propulsion (Semaan et al., 2022). De même, l'utilisation d'un tapis de marche à double bande a pour conséquence d'induire une latéralité du pas plus importante que sur le sol (Oude Lansink et al., 2017). Enfin, une des perturbations majoritaires vient du fait de l'absence visuelle de déplacement qui va perturber le participant en biaisant son estimation de sa vitesse de marche. L'utilisateur va surestimer sa vitesse de marche ce qui va avoir pour conséquence (lorsque la vitesse n'est pas fixée par l'opérateur) d'avoir

une vitesse de marche plus faible sur un tapis roulant comparé à une vitesse de marche sur le sol (Plotnik et al., 2015; Ray et al., 2018).

3.4.3. L'encombrement

L'analyse en milieu écologique peut être impactée par l'utilisation de capteurs qui peuvent être encombrants et gêner le participant durant son test de marche (Moro et al., 2022; Prakash et al., 2018). De nos jours, ce problème devient de moins en moins présent du fait de la miniaturisation des systèmes de mesures. Dans le cas d'une analyse avec des marqueurs réfléchissants, les quelques gênes occasionnées peuvent être liées à des placements anatomiques gênants tels que les épicondyles fémoraux médiaux, les malléoles internes ou les grands trochanters à cause du passage de membres à proximité de ces marqueurs. A l'inverse, cette problématique est centrale pour les centrales inertielles qui nécessitent des supports de fixations plus conséquents du fait de la taille et du poids plus importants. Les fixations les plus communes pour ces capteurs sont des bandes élastiques qui vont entourer les membres concernés. Ces bandes peuvent avoir des sensations de gêne à cause de la tension nécessaire pour limiter les artefacts de tissus mous et les glissements des capteurs par rapport à leurs positions de références. Pour remédier à ce problème, certaines compagnies proposent des combinaisons intégrales permettant de maintenir les capteurs de la manière la moins intrusive possible (MVN Link, XSENS) (Ameli et al., 2017).

3.4.4. Les artefacts de tissus mous (STA)

L'analyse du mouvement humain via les systèmes de mesures conventionnels tels que les réseaux de caméras optoélectroniques ou les centrales inertielles ont l'avantage d'obtenir des données angulaires précises avec une grande fréquence d'échantillonnage, en limitant au maximum l'encombrement du participant. L'hypothèse principale de ces systèmes d'analyses consiste à considérer les marqueurs réfléchissants ou les centrales inertielles comme des solides ayant les mêmes mouvements que les segments osseux au cours du temps (Robert-Lachaine et al., 2020). Malheureusement la réalité est tout autre, la viscoélasticité de la peau, les contractions musculaires et les autres mouvements de tissus mous vont avoir pour conséquence de biaiser ces mesures en faussant la trajectoire exacte de l'os observé. Ce phénomène bien connu est décrit comme un artefact des tissus mous (STA) (Barré et al., 2015; Stagni et al., 2005). Ce phénomène va induire des erreurs sur la position des capteurs, de l'orientation des segments osseux et finalement de la cinématique de l'articulation. La difficulté majeure pour corriger ces erreurs de mesures liées aux STA réside dans la variabilité de la physiologie inter-individus. Les personnes vont présenter

une masse musculaire, une proportion de tissus adipeux, et une géométrie articulaire différentes, propres à chacun, qui vont limiter fortement la généralisation des déplacements parasites sur les zones d'intérêts (Barré et al., 2015).

Des études se sont intéressées aux amplitudes des artefacts selon les localisations sur les membres inférieurs. Les résultats concordent sur des déplacements importants sur les zones au niveau des épicondyles et sur les parties antérieures de la cuisse (Barré et al., 2015; Peters et al., 2010; Stagni et al., 2005). Les travaux de Barré et al. sont allés plus loin en cartographiant les déplacements des tissus au cours des cycles de marche et en normalisant les déplacements inter individus grâce à des techniques de projections. Ainsi ils ont pu déterminer une carte des déplacements des tissus sur la cuisse et la jambe (**Figure 13**). Les estimations des STA représentent des erreurs de position allant de 4.4 à 24.9 mm pour la cuisse et de 2.5 mm à 15.3 mm pour la jambe (Barré et al., 2015). En moyenne pour la cuisse, on observe un déplacement de 5.9 mm durant la phase d'appui et 13 mm durant la phase oscillante. Pour la jambe, les STA sont beaucoup plus faibles avec un déplacement moyen de 2.5 mm en phase d'appui et 4.0 mm en phase oscillante. On remarque ainsi des artefacts plus importants lors de la phase oscillante par rapport à la phase d'appui, à cause d'une flexion plus importante du genou durant cette période. Cependant, indépendamment de la phase du cycle de marche, on peut distinguer 3 zones qui se démarquent sur la cuisse : une zone présentant de faibles niveaux de déplacements (Less Affected Area, LAA), une zone subissant des déplacements modérés (Middle Affected Area, MiAA) et une zone présentant d'importants niveaux de déplacements (Most Affected Area, MoAA). On remarque ainsi que la zone qui présente le plus faible tût de déplacement par rapport au fémur est située sur la partie latérale distale de la cuisse avec des déplacements moyens inférieurs au centimètre. Le tibia quant à lui présente peu de zone de déplacement mis à part la zone proximale latérale de la jambe (Barré et al., 2015). Ces différents déplacements des tissus mous par rapport aux segments osseux vont induire des erreurs angulaires selon les trois axes de rotations : flexion/extension ; rotation interne/externe ; abduction/adduction (Peters et al., 2010). On observe des erreurs angulaires importantes sur la rotation interne/externe du fait de la difficulté à estimer les rotations dans l'axe des os. Cette erreur de mesure va être d'autant plus impactée durant la phase oscillante du fait des erreurs des STA causés par les mouvements de flexion du genou (Barré et al., 2013)

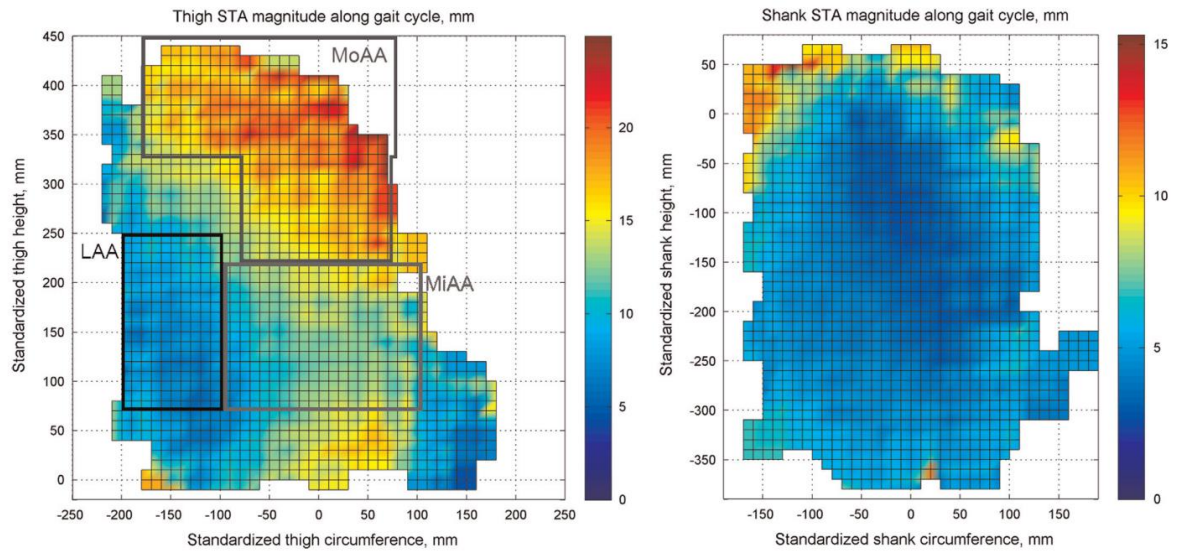


Figure 13 : Cartes des STA pour une cuisse et une jambe droite vue de face. Les coordonnées négatives indiquent le côté latéral du segment.

SYNTHESE SUR LES METHODES D'ANALYSE DU MOUVEMENT HUMAIN

Le choix de l'outil d'analyse du mouvement va être essentiel pour obtenir des résultats pertinents lors de l'évaluation du patient. Certains paramètres sont à prendre en compte en fonction de l'environnement de travail, du mouvement à analyser et de la pathologie à étudier. A partir de ces informations, l'investigateur de l'étude doit faire des concessions entre la précision et la dimension écologique des mesures. Parmi les différents systèmes de mesure présentés ci-dessus, on retrouve l'utilisation des caméras optoélectroniques pour réaliser des analyses précises avec une grande capacité d'échantillonnage. Cependant, ce système est difficile à mettre en place, possède des limitations liées à l'environnement et reste très onéreux. Cette obligation de réaliser les mesures dans une salle dédiée rend les mesures peu écologiques. Pour pallier cette restriction d'environnement d'acquisition, les centrales inertielles semblent être un outil de mesure idéal pour obtenir des données cinématiques fiables avec un échantillonnage suffisant. Cependant, ces outils nécessitent l'utilisation d'algorithmes de traitement adaptés pour composer avec les limitations présentes pour les accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres. Enfin, pour s'affranchir des artefacts de tissus mous présents chez les deux méthodes d'analyse du mouvement, la navigation osseuse reste la solution la plus adéquate. L'utilisation de fixation intra-cortical permet des analyses cinématiques avec 6 degrés de liberté avec une précision de mesure inégalable (Benoit et al., 2015). Cependant, cette méthode est très invasive et difficile à mettre en place sur le vivant à cause de la balance bénéfique / risque défavorable dans la plupart des cas (Tsai et al., 2009). La prochaine partie vise à décrire les méthodes de calcul de la cinématique mesurée grâce aux outils présentés dans cette partie.

4. Les méthodes de calcul de la cinématique

Pour calculer les rotations et les translations entre deux segments osseux, il existe 2 méthodes de calculs bien distinctes. La plus simple à utiliser est la cinématique directe. Cette méthode est rapide à mettre en place et ne nécessite pas de puissance de calcul. A l'inverse, la cinématique inverse est bien plus complexe à utiliser. Celle-ci a l'avantage d'être plus robuste aux erreurs de mesure mais nécessite un coût de calcul plus important (Kainz et al., 2016).

4.1. Cinématique simple

La cinématique inverse consiste à calculer les 6 degrés de liberté existants entre les segments osseux grâce aux angles et translations dans les 3 dimensions. C'est-à-dire que les deux segments osseux vont être approximé par deux solides sans contraintes dans l'espace. Pour ce faire, les segments osseux vont être définis en référentiels locaux grâce à des matrices de passage ou des quaternions. Les angles et les translations vont être obtenus via la matrice de passage ou le quaternion associé entre les deux référentiels locaux (**Figure 14**) (Begon & Lacouture, 2005; Kok et al., 2017; Wu & Cavanagh, 1999).

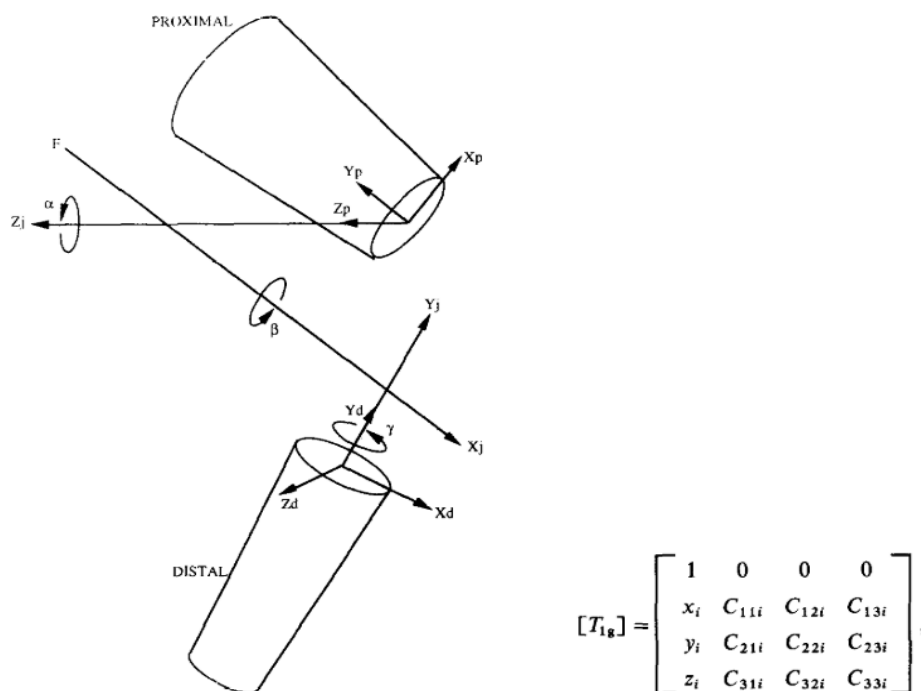


Figure 14 : Référentiels locaux du fémur et du tibia avec la matrice de passage associée (Wu & Cavanagh, 1999)

L'avantage de cette méthode est le faible coût de calcul pour chaque position au cours du temps. L'implémentation de cette méthode nécessite de définir des référentiels locaux pour chaque segment osseux. Cette méthode de calcul est souvent utilisée avec les systèmes de mesures avec des centrales inertielles ou pour de la navigation osseuse (Maderbacher et al., 2019; Robert-Lachaine et al., 2020).

La calibration des systèmes de mesures utilisant la cinématique sans modèle est relativement simple à mettre en place. En effet, il est nécessaire de déterminer l'orientation des centrales inertielles ou des clusters par rapport aux segments osseux (Nazarahari et al., 2019). Pour ce faire, la majorité des systèmes approximent les différents référentiels comme étant des plans communs. Par exemple, le système de mesure Perception Neuron (Noitom, Miami, FL, USA) va demander à l'utilisateur d'effectuer 4 poses statiques. L'objectif est de déterminer l'orientation des segments osseux par rapport à la gravité et ensuite d'obtenir les différents plans en comparant l'orientation du vecteur gravité entre les différentes poses effectuées durant la calibration (Zhi et al., 2022). Cette procédure de calibration avec un système de caméra optoélectronique pour estimer les référentiels locaux est similaire aux centrales inertielles. Les référentiels vont être obtenus grâce à la même méthode de définition de plans. L'unique différence avec ce système réside dans l'utilisation du référentiel du réseau des caméras optoélectroniques pour la définition des axes (Robert-Lachaine et al., 2020).

Les limites de cette méthode de calcul sont la sensibilité aux artefacts des tissus mous et la mauvaise définition des axes à cause d'un mauvais placement des marqueurs ou des capteurs (Kainz et al., 2016). Comme expliqué dans la partie précédente, les STA impactent à différents niveaux la précision de la cinématique du mouvement en fonction de leurs positions. Ainsi, il est primordial de placer les capteurs ou clusters à des endroits stratégiques pour limiter les erreurs de mesures.

De plus, l'obtention des translations peut être compliqué en fonction du système utilisé. Dans le cas d'une utilisation de plusieurs centrales inertielles, le calcul des translations va être obtenu par une double intégration des accéléromètres. Cette méthode de calcul est peu utilisée à cause de la sensibilité au bruit environnant des capteurs qui vont induire des dérives importantes sur l'estimation des translations. Dans le cas d'une utilisation d'un réseau de caméras, les translations seront calculées de manière précises (utilisé dans le cadre de la navigation osseuse). Malheureusement, dans le cas de l'analyse de la cinématique du genou durant la marche, l'analyse des translations n'est possible qu'avec un système pour limiter les artefacts de tissus mous du fait du caractère invasif de la

navigation osseuse. On retrouve par exemple, l'utilisation d'un exosquelette pour obtenir les translations durant la marche grâce au système de fixation qui va limiter les artefacts de tissus mous (Lustig et al., 2012).

4.2. Modèle cinématique

Contrairement à la cinématique inverse, la cinématique avec modèle va déterminer les angles et les translations en connaissant les contraintes (degrés de liberté) appliquées sur les articulations (Popovic, 2019). L'intérêt de cette méthode va être de définir des centres articulaires grâce à une phase de calibration. Cette calibration des centres articulaires peut être prédictive ou fonctionnelle (Begon & Lacouture, 2005; Lund et al., 2015). L'approche prédictive va se baser sur des méthodes de régressions linéaires, le centre articulaire va être défini à partir des dimensions des segments considérés comme indéformables (Begon & Lacouture, 2005). On retrouve par exemple différents modèles pour déterminer le centre de rotation de la hanche en fonction des données anthropométriques (Fiorentino et al., 2016). A l'inverse, l'approche fonctionnelle permettra de déterminer les centres articulaires en se basant sur les degrés de libertés plus ou moins approximés des articulations. Par exemple, le genou peut être considéré comme un pivot pur en flexion / extension et la hanche comme une rotule. Ainsi, pour calibrer le modèle, il est nécessaire de pratiquer des mouvements de calibration pour estimer les différents centres articulaires grâce à une approche d'optimisation ou de moyennes (Begon & Lacouture, 2005; Jenny et al., 2010). Après avoir initialisé les contraintes articulaires et les centres articulaires, la cinématique va être obtenue par la méthode des moindres carrés. Cette méthode va permettre de corriger les déplacements et les rotations des segments osseux en cherchant les matrices de rotations (R) et les vecteurs de translations (T) optimaux en minimisant la différence entre les positions (p) des marqueurs entre chaque frames (**Équation 1**) (Begon & Lacouture, 2005).

Équation 1: méthode des moindres carrés

$$\min \sum_{i=1}^n \|Rp_t^m + T - p_{t+1}^m\|^2$$

L'émergence des logiciels de modélisation tels qu'OpenSim et AnyBody ont généralisé l'utilisation des modèles cinématiques pour la recherche en biomécanique et dans le domaine clinique. La mise en place des contraintes articulaires va s'effectuer avec le dimensionnement d'un modèle musculosquelettique. La cinématique va ensuite être obtenue en minimisant l'écart entre les marqueurs virtuels du modèle et les marqueurs réels disposés sur le participant (Kainz et al., 2016).

L'avantage cette méthode de calcul est la robustesse du modèle face aux STA (Begon & Lacouture, 2005). Contrairement à la cinématique inverse simple, la cinématique inverse avec modèle ne sera pas sujet à des dislocations d'articulations ou des changements de longueurs de segments osseux. Les résultats obtenus sur les données angulaires des articulations seront plus proches de la vérité terrain sans pour autant nécessiter une méthode invasive tels que la navigation osseuse ou l'utilisation de la fluoroscopie bi-planaire (Pizzolato et al., 2017). De plus, l'utilisation de ces logiciels clé en main permet de perfectionner les modèles en complexifiant le comportement des articulations. Par exemple, les travaux de Delp et al. ont permis d'améliorer le comportement du genou durant les mouvements de flexion/extension en se basant sur des données cinématiques obtenues avec de la navigation osseuse sur des genoux cadavériques (Delp et al., 1990). Le modèle a ensuite été amélioré avec l'étude de Ward et al. basé sur une analyse anthropométrique de 21 cadavres (Ward et al., 2009). Malheureusement, cette méthode de calcul limite fortement les utilisations possibles de cette solution du fait de son coût de calcul important (Pizzolato et al., 2017). La puissance de calcul nécessaire au fonctionnement de ces modèles complexifie leurs utilisations sur des systèmes embarqués. La cinématique avec contraintes et les modèles biomécaniques associés sont donc restreints à une utilisation dans des laboratoires de science du mouvement humain contrairement aux méthodes basées sur de la cinématique sans modèles qui sont utilisées dans de multiples applications de la vie courante (Yi et al., 2021).

4.1. Limite des méthodes de calculs utilisées

Le choix de la méthode de calcul utilisé pour obtenir les données angulaires va potentiellement limiter l'interprétation des résultats d'une évaluation de la marche. Il est évident que des données angulaires obtenues avec une méthode de cinématique avec modèle vont différer des données obtenues avec une méthode de cinématique sans modèle (Kainz et al., 2016). Comme expliqué dans la partie 4 (Les méthodes de calcul de la cinématique), la cinématique avec modèle va permettre de définir des contraintes

articulaires, définissant ainsi une cinématique théorique essayant de calquer le plus fidèlement possible la réalité. Cependant, l'utilisation de la cinématique avec modèle implique de garder un regard critique quant à la comparaison des données entre différents laboratoires. L'utilisation de différentes conventions de marqueurs, modèles musculosquelettiques et méthodes de calcul, induisent des différences de mesures sur une même acquisition. On peut par exemple constater des différences d'amplitudes articulaires et des biais de mesures (Kainz et al., 2017; Leardini et al., 2017; Schallig et al., 2020).

SYNTHESE SUR LES METHODES DE CALCUL DE LA CINEMATIQUE

Pour obtenir des orientations et des translations des articulations, deux méthodes de calculs sont couramment utilisées. D'un côté la cinématique simple permet d'obtenir des orientations dans l'espace avec un coût de calcul réduit. Cependant, cette méthode nécessite d'effectuer une estimation des axes de rotations et reste sensible aux STA. On retrouve cette méthode de calcul pour des systèmes de mesures tels que des centrales inertielles ou de la navigation osseuse. Dans le premier cas d'utilisation, l'obtention des translations reste compliquée à déterminer du fait de la sensibilité de cette méthode aux STA. D'un autre côté, la cinématique avec modèle permet de calculer des rotations et des translations plus précisément grâce à l'utilisation de modèles biomécaniques. Cette méthode de calcul va être plus robuste aux STA grâce à l'implémentation de contraintes articulaires et d'une méthode de calcul basée sur l'optimisation de l'orientation des segments osseux par la méthode des moindres carrés. Cependant, le coût de calcul est bien plus important, ce qui limite la généralisation de cette méthode de calcul pour des capteurs embarqués tels que des IMUs.

Après avoir présenté les méthodes de calcul de la cinématique du mouvement et les contraintes associées, la prochaine partie va détailler les limitations d'une salle d'analyse quantifiée du mouvement.

5. La genouillère instrumentée Ted Orthopedics

Dans une optique de monitoring, la start-up Marseillaise SmartR a mis au point une genouillère instrumentée. L'objectif de ce système de mesure est de réaliser des analyses précises de la cinématique du genou de manière intuitive et écologique. L'association de la genouillère avec un smartphone permet de récupérer les données cinématiques en dehors des laboratoires d'analyse du mouvement (**Figure 15**). Ce système de mesure est composé d'un manchon de compression qui a pour objectif de maintenir deux centrales inertielles au niveau de la partie latérale de la cuisse et de la crête tibiale du tibia. Le manchon de compression n'a pas pour objectif d'induire d'effet proprioceptif sur l'articulation, son rôle se limite seulement au maintien des capteurs. La genouillère embarque aussi une batterie et un système de communication Bluetooth Low Energy (BLE) 4.2 qui permet un monitoring de la cinématique du genou allant jusqu'à 8h consécutives. Les deux centrales utilisées sont des ICM-20948 composées d'accéléromètres, de gyroscopes et de magnétomètres. Ces capteurs ont une résolution brute de 16 bits. Pour pouvoir obtenir une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz, la résolution des capteurs a été réduite à 12 bits de précision. Cette résolution permet d'obtenir une sensibilité de 1.95 mg/LSB pour une amplitude d'accélération de ± 4 g et 0.12 dps/LSB pour une amplitude de ± 500 dps. Les capteurs ont été figés dans des blocs de résine pour limiter les contraintes mécaniques qui pourraient induire des erreurs de mesure à cause des déformations.

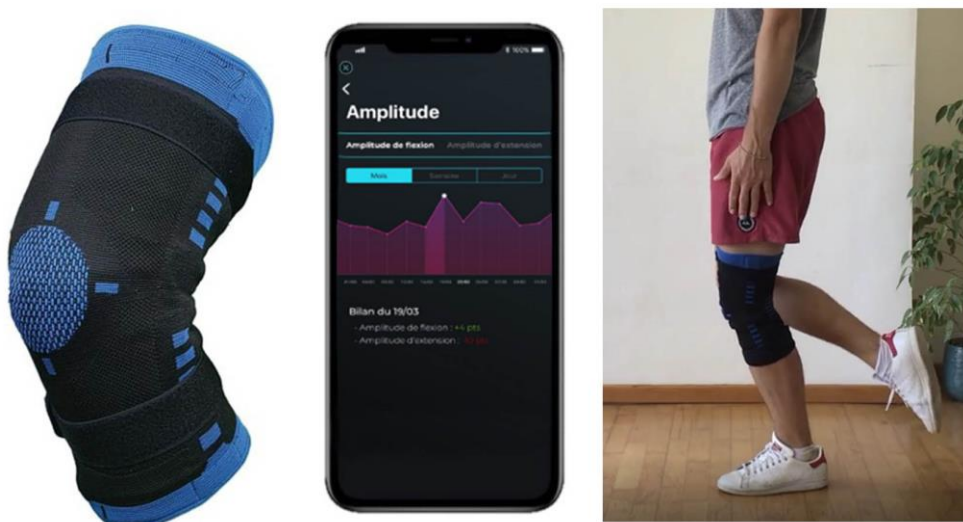


Figure 15 : Genouillère instrumentée Ted Orthopedics avec son application smartphone pour analyser la cinématique de l'articulation

L'association des deux centrales inertielles permet d'obtenir la position relative de la cuisse par rapport à la jambe. La définition des axes de flexion/extension, rotation interne/externe et abduction/adduction est obtenue via 3 mouvements destinés à l'estimation d'orientations des capteurs par rapport aux segment osseux. Ainsi, la réalisation d'une pose avec le tibia et le fémur en position verticale puis d'un enchaînement de petites flexions de genou vont permettre, en quelques secondes, de calibrer la genouillère pour obtenir la cinématique du genou (**Figure 16**). Les deux centrales inertielles ont été disposées à des positions stratégiques dans le manchon de compression pour limiter les STA et ainsi obtenir la cinématique la plus fidèle possible. Le capteur du fémur se situe sur la partie latérale de la cuisse avec le système de communication Bluetooth et la batterie. Le capteur du tibia se trouve sur le plat médial de la crête tibiale. Les deux capteurs sont sur les parties centrales de chaque segment osseux. En comparant ces positions à la cartographie des STA (**Figure 13**), on remarque que ces zones sont les plus fiables pour obtenir le mouvement des segments osseux. De plus, le manchon de compression est équipé de bandes antidérapantes sur chaque extrémité pour améliorer l'adhérence de l'interface capteurs/membre inférieur.



Figure 16 : Procédure de calibration de la genouillère

6. Une application : La marche chez l'arthrosique

Ces dernières années, l'utilisation de capteurs connectés pour monitorer les paramètres cinématiques et spatio-temporels est en pleine expansion (Cudejko et al., 2021). C'est dans cette optique que Ted Orthopedics s'est intéressé à la prise en charge de patients grâce à une genouillère instrumentée. L'objectif est de proposer un monitoring de la cinématique du genou et ainsi limiter les rendez-vous en fournissant un outil de télémédecine aux cliniciens pour suivre la prise en charge de leurs patients. Pour répondre à une prévalence grandissante de l'arthrose du genou, Ted Orthopedics a décidé de s'orienter sur la prise en charge de cette pathologie (Cui et al., 2020). Ainsi, l'utilisation d'un tel outil permettrait de soulager le système de santé en proposant un suivi en télémédecine plutôt qu'en cabinet.

6.1. Définition de l'arthrose du genou

L'arthrose se caractérise par une dégradation du cartilage, une apparition d'ostéophytes sur les extrémités de l'articulation, une modification de l'os sous chondrale et enfin une inflammation de la membrane synoviale (Marotte, 2018; Pen, 2016). Cette pathologie touche l'articulation dans sa globalité. Ces dégradations impactent aussi les ligaments et les muscles sollicités par l'articulation. Cette pathologie se caractérise par une diminution de l'amplitude de mouvement, des raideurs articulaires, des gonflements au niveau de l'articulation, des crépitements et une faiblesse musculaire. Cela entraîne des déformations géométriques de l'articulation ainsi que des instabilités occasionnelles. Concernant les grosses articulations telles que la hanche ou le genou, l'arthrose peut causer des douleurs persistantes en particulier la nuit (Pen, 2016). Ces différents symptômes vont impacter la qualité de vie des personnes touchées par cette pathologie en limitant la mobilité durant les activités quotidiennes, en augmentant les risques de dépression avec l'isolement social et en accentuant le niveau de fatigue à cause du manque de sommeil dû à la douleur (Fawole et al., 2020).

6.1.1. Données épidémiologiques

L'arthrose est une pathologie particulièrement fréquente, elle touche plus de 10 millions de français. C'est la 1^{ère} cause de consultations après les maladies cardiovasculaires dans les pays développés. Le genou représente 40% des articulations touchées par cette pathologie (Perrot, 2002). L'arthrose du genou touche une part plus importante de femmes

avec une prévalence de 13% pour les femmes âgées de plus de 60 ans par rapport à 10% chez les hommes (Abedin et al., 2020; Mazières et al., 2018). Compte tenu du vieillissement de la population des pays occidentaux, la gonarthrose devrait devenir encore plus fréquente dans les prochaines décennies. En 2005, cette pathologie a été responsable de 8.7 millions de consultations, représentant 1.7% des dépenses de santé (le Pen et al., 2005). Une étude plus récente a recensé le nombre de personnes souffrant de cette pathologie à travers le monde. Les résultats montrent une prévalence proche de 16% de la population mondiale avec une incidence de 203 pour 10 000 personnes touchées par année (Cui et al., 2020). Cette augmentation de cas soulève de nombreuses problématiques concernant l'impact sur le service de santé des différents pays. En effet, des études récentes ont démontré que les dépenses de consultations sont loin d'être les seules dépenses induites par l'arthrose du genou. Par exemple, la présence d'arthrose du genou réduit les activités quotidiennes, voire crée des limitations fonctionnelles pouvant être coûteuses à cause d'une perte de productivité de la personne incriminée. Ainsi, le problème socio-économique de l'arthrose du genou n'est pas seulement limité aux coûts directs des soins médicaux pour la prise en charge de l'arthrose, mais aussi aux coûts non-médicaux inhérents à cette pathologie. Une revue systématique sur le coût socio-économique de l'arthrose a estimé en 2015 que les soins médicaux représentaient une fourchette de 705€ à 19 715€ pour les soins médicaux comparé à une fourchette oscillant de 432€ à 11 956€ pour les soins non médicaux. Le coût de ces soins n'est clairement pas négligeable dans le calcul des dépenses liées à l'arthrose. De leur côté, Puig-Junoy et al. extrapolent le coût des conséquences de l'arthrose à une valeur comprise entre 0.25% à 0.50% du PIB d'un pays (Puig-junoy & Zamora, 2015). Cet impact socioéconomique de l'arthrose sur le système de santé soulève l'importance de perfectionner la prise en charge de cette pathologie (Hunter et al., 2014).

6.2. Les conséquences de l'arthrose

L'arthrose est la plus commune des formes d'arthrite. L'arthrose symptomatique est reconnue comme une importante forme d'handicap et réduit les capacités fonctionnelles des adultes d'âge moyen et des personnes âgées. Les conséquences de l'arthrose sont multiples, elles s'observent à un niveau histologique et symptomatique.

6.2.1. Modifications histologie

L'arthrose se limite aux articulations synoviales qui se traduit par une réduction du cartilage hyalin, un remodelage osseux et la formation de nouveaux os marginaux appelé ostéophytes. L'évolution du cartilage et la modification osseuse, ont historiquement été le sujet de recherche principal sur cette pathologie. Ainsi, les avancées dans ce domaine ont pu mettre en évidence que l'ensemble des tissus de l'articulation (cartilage hyalin, fibrocartilage, os, synovie, capsule articulaire et muscle) sont impliqués dans le processus de dégénération (Pen, 2016).

Plus précisément, l'arthrose se développe en plusieurs étapes. Dans un premier temps, le cartilage va subir un gonflement et un ramollissement par imbibition d'eau (chondromalacie) avec dilacération de la matrice cartilagineuse. Ensuite, il va y avoir une apparition des premières fissures sous l'effets des contraintes mécaniques, au-delà des contraintes physiologiques, sur le cartilage fragilisé. La multiplication des fissures va induire la fragmentation du cartilage, avec des fragments qui vont être phagocytés dans la capsule articulaire par la membrane synoviale. Ce phénomène va induire une inflammation modérée avec une fibrose du cartilage. Progressivement, le cartilage va s'amincir, avec les lésions qui vont progresser de proche en proche avec comme finalité la mise à nu de l'os sous chondrale. En parallèle, l'os va subir des altérations avec au début une réaction ostéoclastique qui va induire une déminéralisation. Ensuite, l'os va subir une réaction ostéoblastique qui va créer la condensation de l'os sous-chondrale et une ostéophytose (Mazières et al., 2018).

6.2.2. Conséquences symptomatiques

L'arthrose n'est pas systématiquement symptomatique. L'évolution des lésions du cartilage hyalin et des modifications structurelles de l'os ne sont que faiblement corrélées aux douleurs et aux raideurs perçues (Dieppe, 2004; Nwosu et al., 2016). Cette pathologie peut évoluer au cours des années sans induire de handicap majeur avant que les premiers symptômes ne se déclarent. De même, les symptômes se manifestent via deux états qui se succèdent à un rythme imprévisible. D'une part, des phases de fatigues chroniques qui se définissent par une gêne quotidienne et une douleur modérée. D'autre part, des crises douloureuses aiguës qui vont se caractériser par une inflammation importante de l'articulation, des raideurs articulaires et une douleur vive. Ces épisodes douloureux peuvent survenir la journée, après un effort ou parfois la nuit. En effet, ces douleurs peuvent être de cause mécanique, lors de la marche, de la montée ou descente d'escalier ou de la remise en charge depuis une position assise. Cette douleur apparaît après un

certain temps de sollicitation de l'articulation. De ce fait, ce phénomène est plutôt observé en fin de journée et peut être calmé par une phase de repos. Cette douleur ne va pas impacter la qualité du sommeil de la personne. A l'inverse, il existe des épisodes de poussées inflammatoires nocturnes qui peuvent réveiller le malade, où la douleur s'intensifie avec l'apparition d'un épanchement articulaire. Ces épisodes, contrairement aux causes mécaniques, apparaissent de manière aléatoire (Marotte, 2018; Mazières et al., 2018). Avec le temps, la douleur devient plus présente. Cela va avoir pour conséquence dans un premier temps de limiter les activités quotidiennes du malade. A partir d'un certain seuil de douleur présente, ce symptôme va aussi limiter les interactions sociales et avoir un impact psychologique comme par exemple la dépression (Mazières et al., 2018; Scopaz et al., 2009).

La raideur de son côté, serait une combinaison de la douleur, de la faiblesse musculaire et de la limitation de l'amplitude de l'articulation. Cette raideur survient souvent après une période où l'articulation n'a pas été sollicitée. Ainsi, ce symptôme se manifeste le matin ou après une période de repos en position assise ou couchée. La raideur s'estompe après 5 à 10 minutes lorsque la personne sollicite son articulation (Padma & Sukanesh, 2011). La limitation de l'amplitude articulaire est finalement elle aussi liée à la douleur. Cette limitation progresse avec la douleur chronique, l'individu va avoir comme réflexe de limiter ses amplitudes de mouvement pour limiter la douleur. La limitation volontaire d'amplitude va induire graduellement des contractures qui vont réduire la souplesse de l'articulation (Atkinson et al., 2005).

6.3. Etiologie et facteurs de risque

Différentes études se sont intéressées aux facteurs et leurs interactions sur le développement de l'arthrose du genou. L'objectif de ces travaux a été d'élaborer des modèles pour comprendre les interactions entre les différents facteurs de risque et leurs impacts sur le développement de cette pathologie. L'apparition de la maladie est souvent le produit de l'interaction de facteurs systémiques et biomécaniques (Felson, 2000). L'objectif de cette partie est de lister les différents facteurs de risques responsables du développement et de la progression de l'arthrose du genou.

6.3.1. Les facteurs anthropométriques

De nombreux travaux ont montré que le sexe de l'individu était un facteur de risque pour le développement de l'arthrose. Des travaux sur l'épidémiologie de cette pathologie ont

montré que la femme avait une incidence plus élevée d'arthrose du genou par rapport à l'homme (Losina et al., 2013). Macías-Hernández et al. ont montré que cette incidence était deux fois plus importante chez la femme par rapport à l'homme sur une population de la ville de Mexico City (Macías-Hernández et al., 2020). Ce niveau d'incidence chez la femme pourrait être expliqué par des différences morphologiques et hormonales par rapport à l'homme (Stein & Boyer, 2021).

De plus, le développement de l'arthrose est souvent associé au surpoids. Les recommandations internationales sur la prise en charge de l'arthrose du genou mettent en avant l'intérêt de la perte de poids pour limiter la progression de la pathologie. D'un point de vue biomécanique, la prise de poids va favoriser les sur-contraintes sur l'articulation et participer à la progression de la pathologie. On considère que les personnes présentant un indice de masse corporel (IMC) supérieur à 30 kg/m² ont un facteur de risque pour le développement de l'arthrose du genou (Losina et al., 2013). De même, le surpoids est souvent associé à un syndrome métabolique. Ce syndrome est aussi un facteur de risque de développement de l'arthrose, indépendamment de l'IMC et des sur-contraintes mécaniques associées à l'articulation (Batushansky et al., 2022)

Enfin, l'arthrose est fortement associée à l'âge de l'individu. On considère que les personnes de plus de 55 ans ont un risque de développer de l'arthrose du genou. Ce risque va augmenter progressivement en fonction de l'âge avec un pic de progression situé entre 55 et 64 ans (Heidari, 2011; Losina et al., 2013). Dans ce registre, une étude sur la prévalence de l'arthrose sur la population de Mexico City a révélé une augmentation du risque de développer cette pathologie, allant de 10% à 15% entre 40-50 ans, jusqu'à 60% à 80% pour les plus de 80 ans (Macías-Hernández et al., 2020). Cette augmentation de la prévalence de l'arthrose du genou avec l'âge a aussi été mise en évidence sur une plus grande cohorte avec une méta-analyse sur plus de 10 millions de participants à travers le monde (Cui et al., 2020).

6.3.2. L'anamnèse

L'arthrose du genou peut aussi se développer à la suite d'un ou des traumatismes sur l'articulation, on parle alors d'arthrose post-traumatique (Marotte, 2018). Une méta-analyse de Blagojevic et al. estime que des personnes ayant eu un traumatisme au genou ont 3.86 fois plus de chance de développer une gonarthrose (Blagojevic et al., 2010). Par exemple, les personnes ayant subi une rupture du ligament croisé antérieur ont 87% de chance de développer une arthrose du genou (Friel & Chu, 2013; Lohmander et al., 2004).

Ce constat peut se généraliser avec des lésions méniscales ou ligamentaires. En effet, l'atteinte à l'intégrité de ces parties va induire une instabilité dans l'articulation laissant place à des contraintes mécaniques délétères (Ren et al., 2018). Une des conséquences les plus néfastes est l'apparition de contraintes de cisaillements du fait de la laxité du fémur sur le plateau tibial. Contrairement aux contraintes de compressions, le cartilage est très peu résistant à ce type de contraintes mécaniques. De même, l'instabilité de l'articulation va induire des contraintes intra-articulaires moins bien réparties et donc va générer des sur-contraintes localisées sur certaines zones de la surface de contact. Ces différentes contraintes vont avoir pour conséquence de créer une réaction inflammatoire puis un processus de dégradation des ménisques et du cartilage (Li et al., 2020).

L'arthrose du genou peut aussi être la conséquence de séquelles liées à une infection articulaire telle que la polyarthrite rhumatoïde. Cette pathologie se caractérise par une réponse immunitaire innée et adaptative incontrôlée et une réaction inflammatoire concernant en premier lieu la membrane synoviale. Cette inflammation chronique de la membrane synoviale va avoir pour conséquences de libérer des médiateurs inflammatoires dans la capsule articulaire qui vont avec le temps dégrader le cartilage et entraîner des risques de développer de l'arthrose du genou (Marotte, 2018; Mazières et al., 2018).

Enfin, on estime que les facteurs génétiques représentent 30% à 65% du développement de l'arthrose des mains, hanches et genoux. De nombreux facteurs de risque sont héréditaires, tant au niveau physiologique que biomécanique. Par exemple, la balance hormonale ou le métabolisme seront fortement liés au bagage génétique de l'individu. De même, des personnes avec de la famille ayant de l'ostéoporose, des genou varum ou des faiblesses musculaires auront une prédisposition pour ce genre de facteur de risque (Edd et al., 2018; Pen, 2016).

En considérant les différents facteurs de risques présentés ci-dessus, on remarque que les facteurs biomécaniques ont une place importante dans le développement et la progression de l'arthrose du genou. La prochaine partie va présenter plus en détail les interactions de ces facteurs de risques sur cette pathologie.

6.3.3. Les facteurs biomécaniques

Les facteurs biomécaniques vont avoir un rôle important sur le développement et la progression de l'arthrose. On peut définir ces facteurs en deux catégories : les facteurs intrinsèques et les facteurs extrinsèques.

Les facteurs intrinsèques vont être propres à chaque individu. Ils vont être caractérisés par la laxité articulaire et l'alignement de l'articulation. La laxité articulaire se définit comme un déficit des ligaments à maintenir la stabilité de l'articulation. Cette laxité va provoquer une instabilité de l'articulation durant la réalisation de tâches fonctionnelles tel que la marche. De son côté, un défaut d'alignement des membres inférieurs va être un facteur favorisant une répartition des contraintes inégale. Cela va se traduire par des sur-contraintes articulaires sur la partie médiale ou latérale de l'articulation (**Figure 17**). Il a été démontré que les personnes présentant un varus important et/ou une laxité frontale, vont avoir tendance à être plus à risque de développer une arthrose du genou à cause des sur-contraintes induites sur le condyle médial du fémur (Chang et al., 2014; Lo et al., 2012; Sharma et al., 1999). Enfin, un des facteurs intrinsèques les plus rédhibitoires pour le développement et la progression de l'arthrose du genou est la faiblesse du quadriceps. De nombreux travaux montrent la relation entre la faiblesse de ce groupe musculaire et la progression de la pathologie. Le quadriceps a différents rôles dans le fonctionnement de l'articulation. Il est responsable du mouvement d'extension et de stabilisation du genou durant la marche. De plus, lors de la phase de mise en charge, le quadriceps va être impliqué dans l'absorption des contraintes articulaires grâce à un travail excentrique durant la flexion du genou. Ainsi, la diminution de force de ce groupe musculaire augmente les contraintes articulaires durant des tâches fonctionnelles avec des risques de sur-contraintes mécaniques (Noehren et al., 2018; Turcot, 2008).

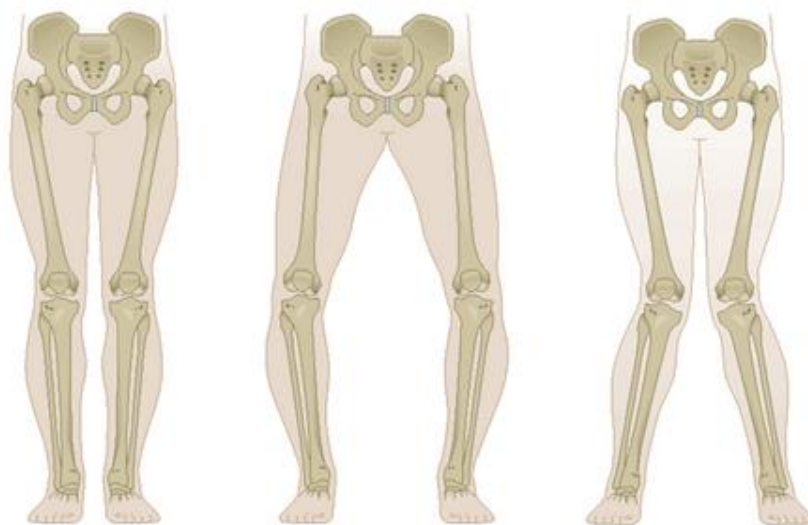


Figure 17 : Alignement normal, en varus et en valgus des membres inférieurs

Les facteurs extrinsèques vont quant à eux être liés à la condition de vie. Il a été montré qu'il est nécessaire d'entretenir un certain niveau de charges mécaniques pour entretenir

l'articulation. Un faible niveau d'activité physique va limiter la sollicitation de l'articulation et déréguler l'équilibre présent dans le processus du maintien du cartilage et de l'os (Esser & Bailey, 2011). On retrouve ce problème de maintien de l'intégrité de l'articulation chez des personnes sédentaires. On remarque que contrairement à des personnes actives, celles-ci vont avoir un développement et une progression de l'arthrose du genou plus important (Balogun et al., 2020; Bannuru et al., 2019). Au contraire, une activité trop intense va avoir pour conséquence avec le temps de dégrader l'articulation qui sera trop sollicitée. Ce constat est présent sur les métiers de manutention qui comportent de fréquents efforts de soulèvement, de port de charges, de montées d'escaliers, etc. (Mazières et al., 2018; Seidler et al., 2008). On retrouve des résultats similaires pour des activités sportives trop intenses ou traumatisantes (Le Goux & Maravic, 2013).

6.3.4. Les modèles de l'arthrose du genou

Les différents facteurs de risques présentés dans cette partie montrent le caractère multifactoriel et complexe du développement de l'arthrose du genou. Les relations entre ces différents facteurs de risque dans le développement de l'arthrose du genou ont été mis en évidence au travers de différentes modélisations. Par exemple, le modèle de Andriacchi et al. se base sur un équilibre entre la biologie, la biomécanique et la structure de l'articulation (**Figure 18**). Ce modèle part du principe que le processus de dégradation du cartilage va être causé par un déséquilibre entre ces trois composantes (Andriacchi et al., 2015).

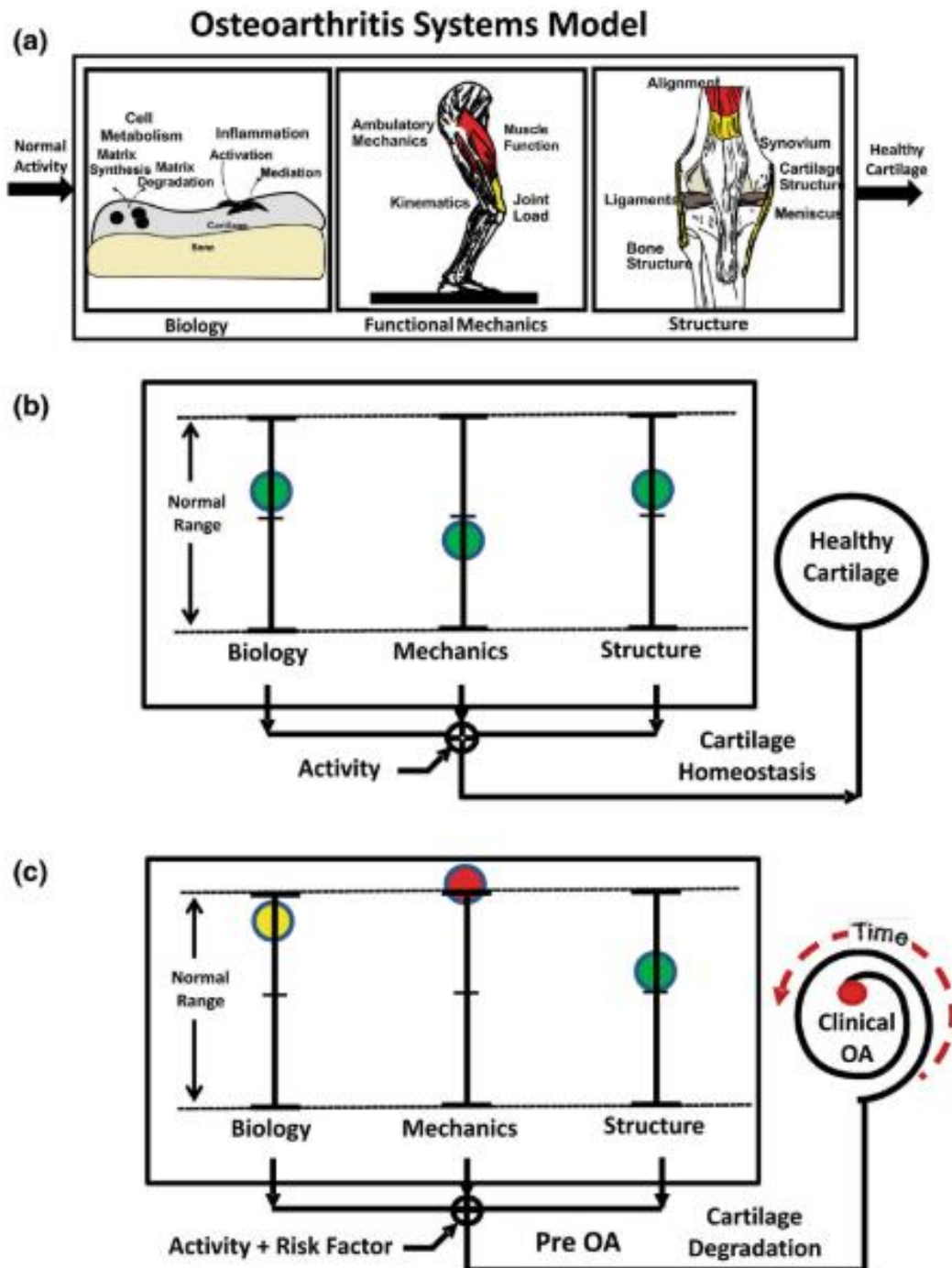


Figure 18 : Le modèle d'arthrose du genou considère l'état du cartilage en fonction des facteurs biologiques, mécaniques et structurels durant les activités quotidiennes de l'individu. Si les composantes sont en dehors des normes (c), cela va augmenter le risque d'une dégradation du cartilage et donc développer une arthrose du genou avec le temps (Andriacchi et al., 2015).

Dans la continuité, le modèle d'Edd et al. se base sur des composantes similaires avec des relations entre l'état du cartilage, l'os et la biomécanique lors de la marche (**Figure 19**). Ces différents facteurs vont apporter une meilleure compréhension des interactions entre les propriétés mécaniques de l'articulation et les contraintes imposées lors de sollicitations durant des activités quotidiennes (Edd et al., 2018). Ce modèle illustre le caractère de

l'arthrose qui résulte d'une rupture de l'équilibre du maintien de l'intégrité de l'articulation suite à des changements de paramètres systémiques et biomécaniques trop importants (Favre & Jolles, 2016; Turcot, 2008). Cet équilibre entre les trois composantes souligne l'importance d'évaluer l'évolution de la biomécanique de la marche sur les risques de dégradations de l'articulation.

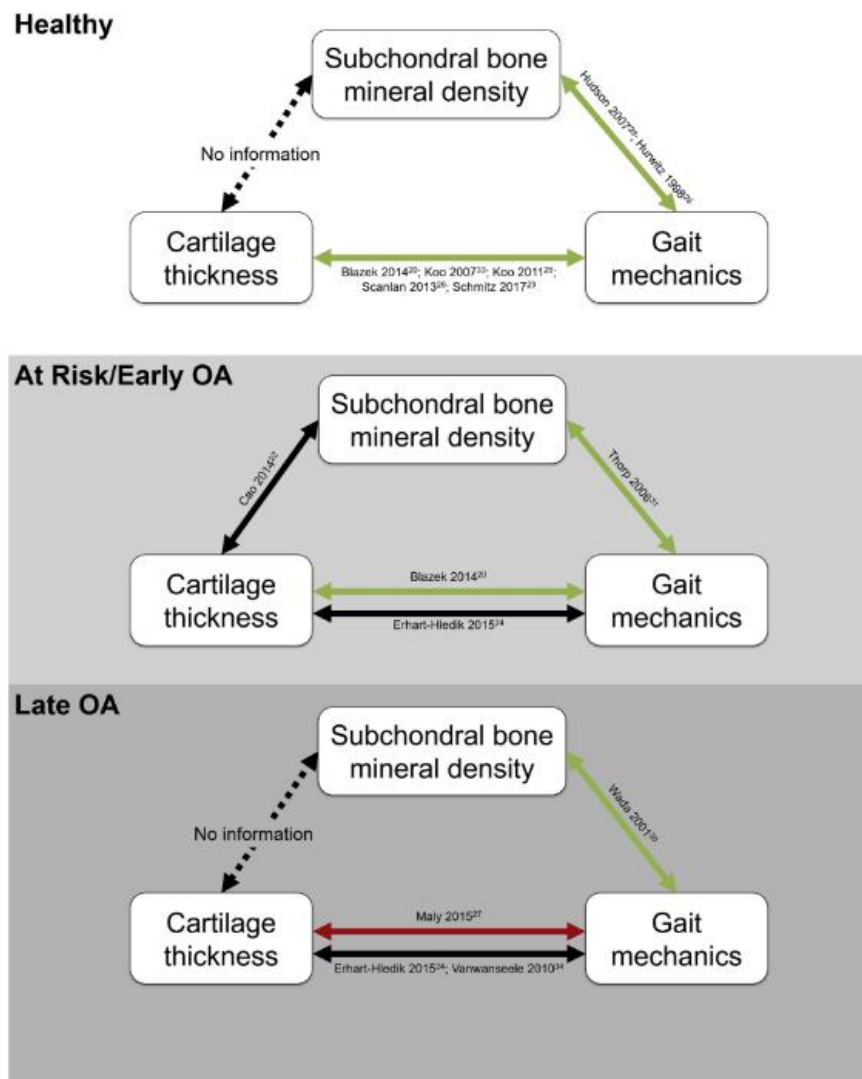


Figure 19 : Modèle d'Edd et al. des interactions des facteurs de risques sur la progression de l'arthrose du genou. Les traits pleins représentent les corrélations existantes (vert : positive, rouge : négative, noir : faible). Les traits en pointillés indiquent des corrélations qui n'ont pas encore été testées (Edd et al., 2018).

D'autres études se sont intéressées à modéliser la progression de l'arthrose du genou en prenant en compte différentes variables et comprendre les mécanismes sous-jacents responsables de la dégradation de l'articulation. Dans leur revue de littérature en 2020, Mukherjee et al. présentent plusieurs modèles qui vont s'appuyer sur des variables à

différentes échelles. On retrouve ainsi le modèle de Halloran et al. qui va s'appuyer sur des modélisations allant de grandeurs macro à micro pour comprendre les modifications de l'articulation au niveau cellulaire (**Figure 20**) (Halloran et al., 2012). Ce type de modélisation va permettre de faire l'interaction entre les contraintes mécaniques, la biologie avec les médiateurs pro-inflammatoires et les données auto-rapportées pour prédire la dégradation de l'articulation (Mukherjee et al., 2020).

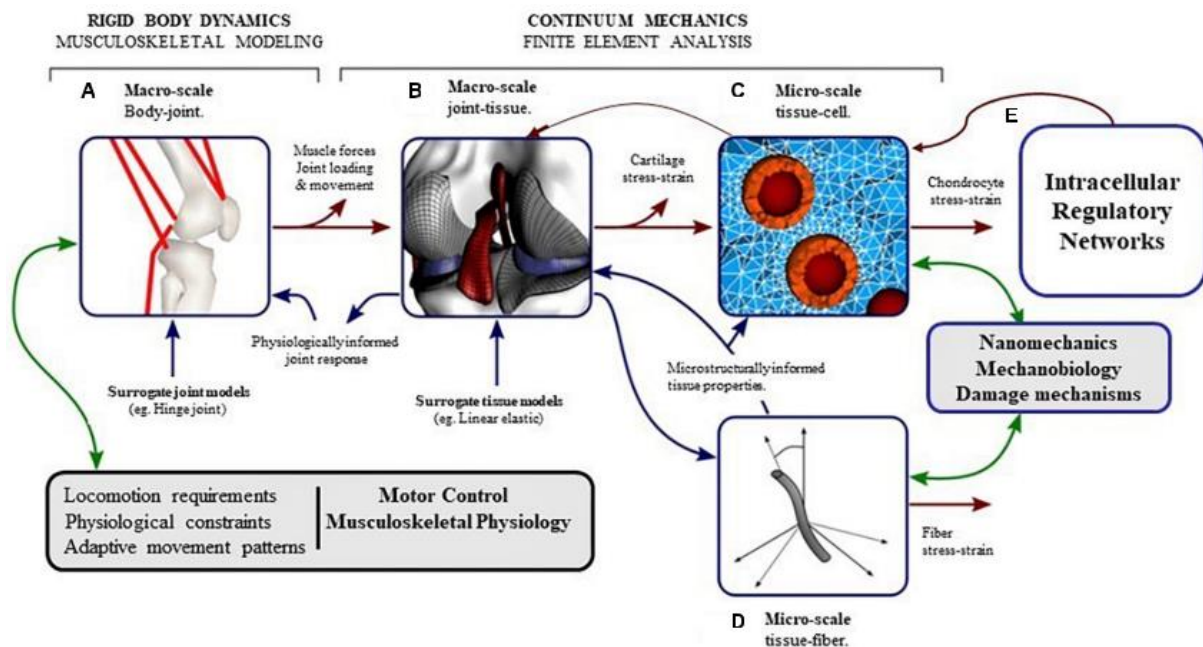


Figure 20 : Modèle d'Halloran et al. des interactions des facteurs de risques sur la progression de l'arthrose. Le cheminement du signal mécanique du niveau articulaire au niveau cellulaire (intracellulaire) peut être compris en développant des modèles de calcul à différentes échelles qui interagissent les uns avec les autres (Halloran et al., 2012).

6.3.5. Conclusion

Les différents facteurs de risques associés aux modélisations de l'arthrose du genou montrent l'importance du domaine de la biomécanique dans l'évaluation et la compréhension de la progression de la pathologie. Plus particulièrement, l'évaluation de la marche est une composante importante sur la compréhension de la progression de la pathologie et des facteurs de risques liées aux sur-contraintes appliquées à l'articulation.

6.4. L'évaluation de la sévérité de l'arthrose

6.4.1. *Evaluation radiologique*

L'imagerie via des prises radiographiques standards, est l'outil le plus utilisé pour diagnostiquer l'arthrose. Cet outil a l'avantage d'être peu coûteux, accessible et facile à interpréter. Pour diagnostiquer cette pathologie, plusieurs clichés vont être produits avec différentes caractéristiques telles que la position, la partie du genou à observer. Pour étudier la gonarthrose, il est nécessaire de produire des clichés permettant de distinguer les 3 compartiments du genou pour pouvoir s'intéresser à l'articulation fémoro-tibiale et fémoro-patellaire. Les clichés communément utilisés pour poser le diagnostic de l'arthrose sont le cliché de face en charge, le cliché en schuss (semi fléchi) de face, le cliché de profil genou fléchi en charge et le défilé fémoro-patellaire. Dans notre cas, seulement les deux premiers clichés seront utilisés pour l'arthrose fémoro-tibiale. Ces images vont permettre de mettre en évidence les effets de l'arthrose sur le cartilage hyalin et l'os. En effet, il va être possible de déterminer la présence de rétrécissements de l'interligne fémoro-tibiale (représentatif de l'épaisseur du cartilage articulaire), d'ostéophytoses marginales externes et internes, d'ostéophytoses des épines tibiales et de scléroses sous-chondrale plus ou moins associées à des géodes. (Marotte, 2018 ; Mazières et al., 2018 ; Roux, 2016). La classification radiologique la plus utilisée pour déterminer la sévérité de l'arthrose du genou a été développée par Kellgren et Lawrence (K&L) en 1957. Cette classification se base sur 5 niveaux de sévérités (**Figure 21**) (Schiphof et al., 2011) :

- **Niveau 0** : Pas d'arthrose.
- **Niveau 1 (Douteux)** : Rétrécissement douteux de l'espace articulaire et éventuellement rebord ostéophytique.
- **Niveau 2 (Léger)** : Ostéophytes définis et possible rétrécissement de l'espace articulaire.
- **Niveau 3 (Modéré)** : Ostéophytes multiples, rétrécissement certain de l'espace articulaire et présence de scléroses et déformations possible des extrémités des os.
- **Niveau 4 (Sévère)** : Ostéophytes important, rétrécissement marqué de l'espace articulaire, scléroses sévères et déformations nettes des extrémités de l'os.

L'échelle de K&G reste cependant très subjective car elle s'oriente sur un atlas empirique de radiographies qui permettent de donner une évaluation de la sévérité de la pathologie (Janvier, 2016).

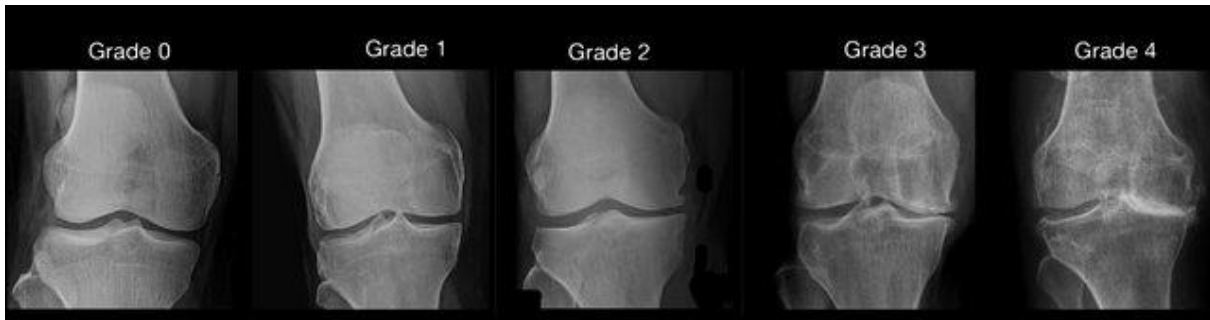


Figure 21 : Exemple des différents niveaux de sévérité de l'arthrose du genou avec le score de Kellgren et Lawrence (Janvier, 2016).

6.4.2. Evaluation symptomatique

La douleur est le symptôme le plus évocateur chez l'individu présentant une arthrose du genou. L'outil d'évaluation le plus commun pour quantifier la douleur est le critère d'évaluation visuel analogique (EVA). Cette mesure se fait à l'aide d'une règle graduée ou d'une bande de 10 cm où l'individu va devoir placer un curseur pour quantifier l'évaluation de sa douleur. 0 correspond à « aucune douleur » et 10 à « douleur maximale imaginable » (Park et al., 2016).

Pour évaluer les difficultés à exécuter des activités de la vie de tous les jours, différents questionnaires portant sur la qualité de vie ont été mis en place. Les plus connus sont le KOOS et le WOMAC. Ces questionnaires vont quantifier la raideur articulaire, la douleur et la difficulté à effectuer une tâche (Bellamy et al., 1988).

6.5. La marche chez le patient atteint de gonarthrose

Les personnes présentant une gonarthrose montrent différentes altérations du mouvement, en particulier pour la marche. Ces dernières décennies, de nombreuses études se sont intéressées à l'impact de l'arthrose sur la locomotion et les facteurs biomécaniques qui pourrait initier ou favoriser la progression de l'arthrose du genou. Ces études ont permis d'établir des relations entre la marche et les facteurs de risques présentés précédemment. Ces travaux ont montré l'intérêt d'étudier les paramètres spatio-temporels, la cinématique et la dynamique de la marche pour évaluer la sévérité de la pathologie et ainsi pouvoir différencier un genou sain d'un genou pathologique.

6.5.1. Modification des paramètres spatio-temporels

Les paramètres spatio-temporels sont de loin les critères les plus utilisés pour caractériser la progression de l'arthrose du genou au niveau de la marche. Leur simplicité d'analyse et

le matériel nécessaire pour l'obtention de ces paramètres permet une large généralisation de l'utilisation de ces critères. Contrairement à la cinématique et à la dynamique, de nombreuses études s'accordent sur les conséquences de l'arthrose au niveau des paramètres spatio-temporels de la marche.

Les personnes souffrant d'arthrose du genou vont présenter une réduction des capacités fonctionnelles. Les individus souffrant de cette pathologie vont avoir des distances parcourues plus faibles par rapport à des individus sains du même âge lors de l'accomplissement d'un test de marche de 6 minutes. Cette réduction de la distance parcourue va être plus importante en fonction de la sévérité de la pathologie (Ateef et al., 2016). On observe par exemple des écarts supérieurs à 50 mètres (changement minimal détectable) sur des distances parcourues durant un TDM6 pour des participants présentant différents niveaux de sévérité d'arthrose du genou (Dobson et al., 2017; Logerstedt et al., 2014). Cette réduction de la mobilité va aussi impacter la vitesse de confort ou la vitesse spontanée lors des déplacements. Cette vitesse de marche est souvent utilisée par les cliniciens pour suivre la condition physique d'un individu. La réduction de la vitesse de confort est un bon prédicteur du déclin de la santé et plus spécifiquement de l'évolution de l'arthrose du genou (Harkey et al., 2021; Silva et al., 2012).

L'évolution de cette pathologie va impacter la cadence et la longueur de pas en plus de la vitesse. Du fait de la réduction de vitesse, ces individus vont avoir une cadence et une longueur de pas plus faibles (Astefhen, Deluzio, Caldwell, Dunbar, et al., 2008; Boyer & Hafer, 2019). Les personnes présentant une arthrose du genou vont avoir tendance à avoir une cadence plus élevée et une longueur de pas réduite par rapport à des individus sains ayant une vitesse de marche équivalente (Ardestani et al., 2016; Tateuchi et al., 2021). Cette stratégie de marche permet de conserver une certaine vitesse de marche avec une instabilité articulaire induite par l'arthrose. Cette stratégie va aussi se traduire par une augmentation des phases d'appui et de double appui et du temps d'appui (Dessery, 2014; Silva et al., 2012). Enfin, pour pallier l'instabilité de l'articulation, l'individu va présenter une latéralité de pas plus importante pour avoir un meilleur équilibre (Dessery, 2014).

6.5.2. Modification de la cinématique du mouvement

L'évolution de l'arthrose de genou va modifier la cinématique du mouvement en plus des paramètres spatio-temporels. Ces modifications vont intervenir à cause de différents facteurs tels que la douleur, le processus inflammatoire, la faiblesse musculaire et les déformations géométriques. La modification la plus visible est la réduction de l'amplitude

de mouvement sur l'axe sagittal (**Figure 22**) (Favre & Jolles, 2016). Cette réduction est en lien direct avec la réduction de vitesse durant la marche. De même, cette perte de mobilité va se traduire par des difficultés de mise au sol, de franchissement d'obstacles ou d'autres mouvements quotidiens (Maly et al., 2006). En plus de cette réduction d'amplitude de mouvement, les individus touchés par cette pathologie vont modifier leur marche durant la phase de mise en charge. Cette modification va se traduire par une réduction de l'amplitude d'extension/flexion durant le début de la phase d'appui (Knee Flexion Excursion, KFE). Ce réflexe est un mécanisme de protection causé par des douleurs articulaires. Ce phénomène a été mis en évidence au travers de différentes études montrant l'effet de la douleur sur l'évolution du KFE chez des personnes présentant une arthrose du genou. Cagnin et al. ont montré une augmentation significative du KFE lors de la marche via un effet anesthésiant induit par une injection intra-articulaire de lidocaïne (Cagnin et al., 2020). De son côté Henriksen et al. ont montré seulement une modification de la flexion du genou lors de l'attaque de talon (Henriksen et al., 2006). Cependant, cette modification semble ne pas être liée seulement à la douleur induite par l'arthrose du genou. Boyer et al. et Heiden et al. ont montré que cette différence était présente entre des sujets sains et des sujets pathologiques, mais ne représentait qu'une tendance parmi les sujets pathologiques symptomatiques versus asymptomatiques (Boyer & Hafer, 2019; Heiden et al., 2009).

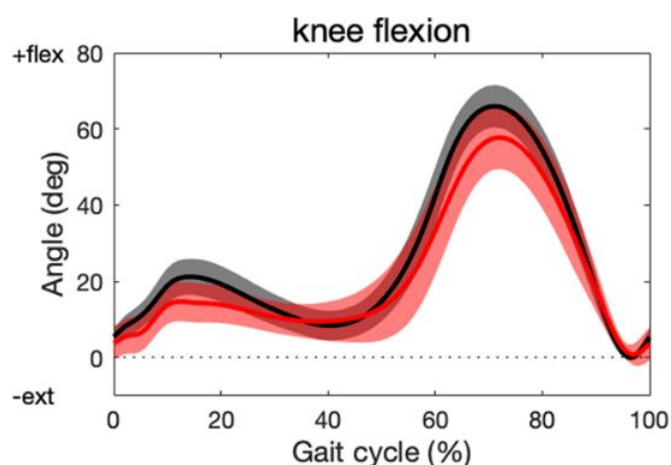


Figure 22 : Evolution de la cinématique du genou sur l'axe sagittal durant un cycle de marche. Courbe rouge : arthrose du genou sévère ; courbe grise: sujet sain (Ismailidis et al., 2020)

Contrairement à la réduction de l'amplitude sur l'axe sagittal, l'instabilité de l'articulation va se traduire par une plus grande laxité sur le plan frontal. Ainsi, les individus touchés par l'arthrose du genou vont présenter une amplitude d'abduction/adduction plus importante se traduisant par un varus thrust plus important que chez des individus sains (Chang et al., 2014; Tunen et al., 2018). Ce varus thrust, causé par la laxité et le défaut d'alignement en varus du genou, est associé à un risque de progression de la pathologie du fait des sur-contraintes anormales que va subir l'articulation durant la mise en charge (Sharma et al., 2017).

De plus, le défaut d'alignement provoqué par l'évolution de la pathologie va avoir un impact sur la rotation axiale du genou. La déformation en varus va avoir pour conséquence d'induire une rotation externe plus importante sur l'articulation (**Figure 23**) (Yoon et al., 2021). L'augmentation de cette rotation externe va elle aussi définir un indicateur de sévérité d'arthrose du genou. En effet, l'évolution de ce défaut d'alignement va être associé aux sur-contraintes mécaniques appliquées sur le condyle médial de l'articulation et donc à la progression de la pathologie (Huang et al., 2021).

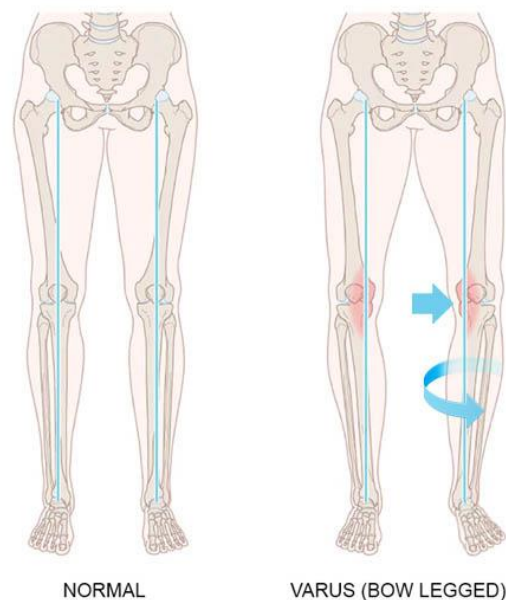


Figure 23 : Schéma de la déformation en varus associée à une rotation externe du tibia par rapport au fémur

6.5.3. Modification de la dynamique de la marche

Les effets de l'arthrose tels que les faiblesses musculaires, les inflammations et la douleur vont modifier en plus de la cinématique, la dynamique de la marche. Ces changements de dynamique vont se traduire par des forces de réaction au sol et des moments articulaires différents par rapport à une marche chez une personne saine.

Comme expliqué précédemment, l'arthrose va induire une instabilité et des faiblesses musculaires sur l'articulation incriminée. Ces individus vont de ce fait, avoir plus de difficulté à absorber ou produire de l'énergie et de la puissance au niveau des membres inférieurs. Ainsi, lors de l'attaque de talon, les personnes souffrant d'arthrose du genou vont produire des forces de réaction au sol plus importante. De même, durant les différentes transitions des phases d'appui, ces individus vont limiter les transferts d'énergies. Ce phénomène va être reconnaissable par un profil de force vertical plus « lissé » avec des maximums durant le premier et deuxième pic équivalents voir plus faible et un minimum local plus élevé par rapport à un profil conventionnel (**Figure 24**) (Davis et al., 2019).

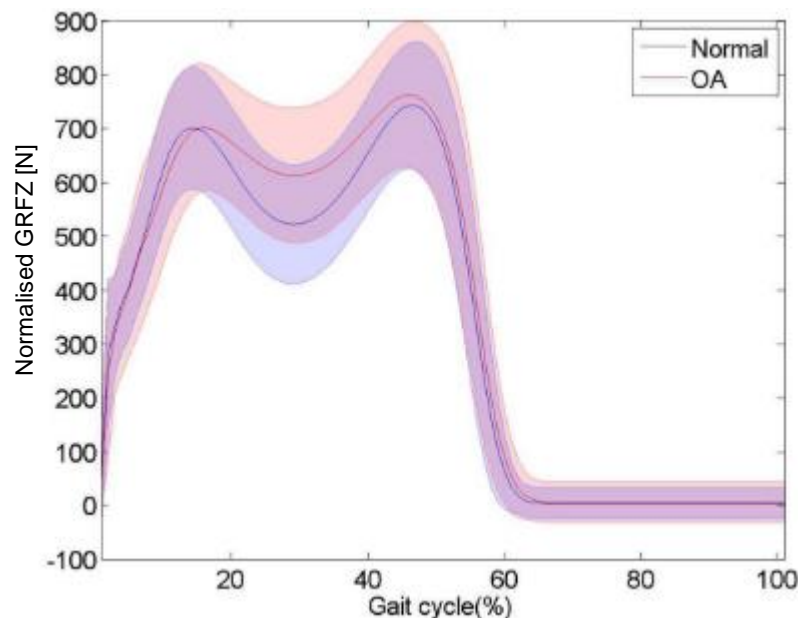


Figure 24 : Force de contact verticale entre sujet sain (bleu) et sujet avec une gonarthrose (rouge) (Kotti et al., 2014)

Ces modifications des forces de contact au sol et la modification de la cinématique de la marche vont altérer les moments articulaires. Le moment d'abduction externe du genou (EKAM) est de loin le critère le plus observé pour suivre l'évolution de l'arthrose du genou. De nombreuses études ont associé l'augmentation de l'EKAM avec la progression de la sévérité de la pathologie. Cette association se base sur la corrélation entre l'EKAM et les forces de contact sur le condyle médial du genou, considéré comme indicateur et prédicteur de progression d'arthrose du genou (Duffell et al., 2017). De même, la sévérité de l'arthrose va se traduire par des moments de flexion et d'abduction du genou plus importants durant la phase d'appui intermédiaire. Ces altérations de la marche vont jouer un rôle d'amplification dans la progression de la pathologie (**Figure 25**) (Favre & Jolles, 2016).

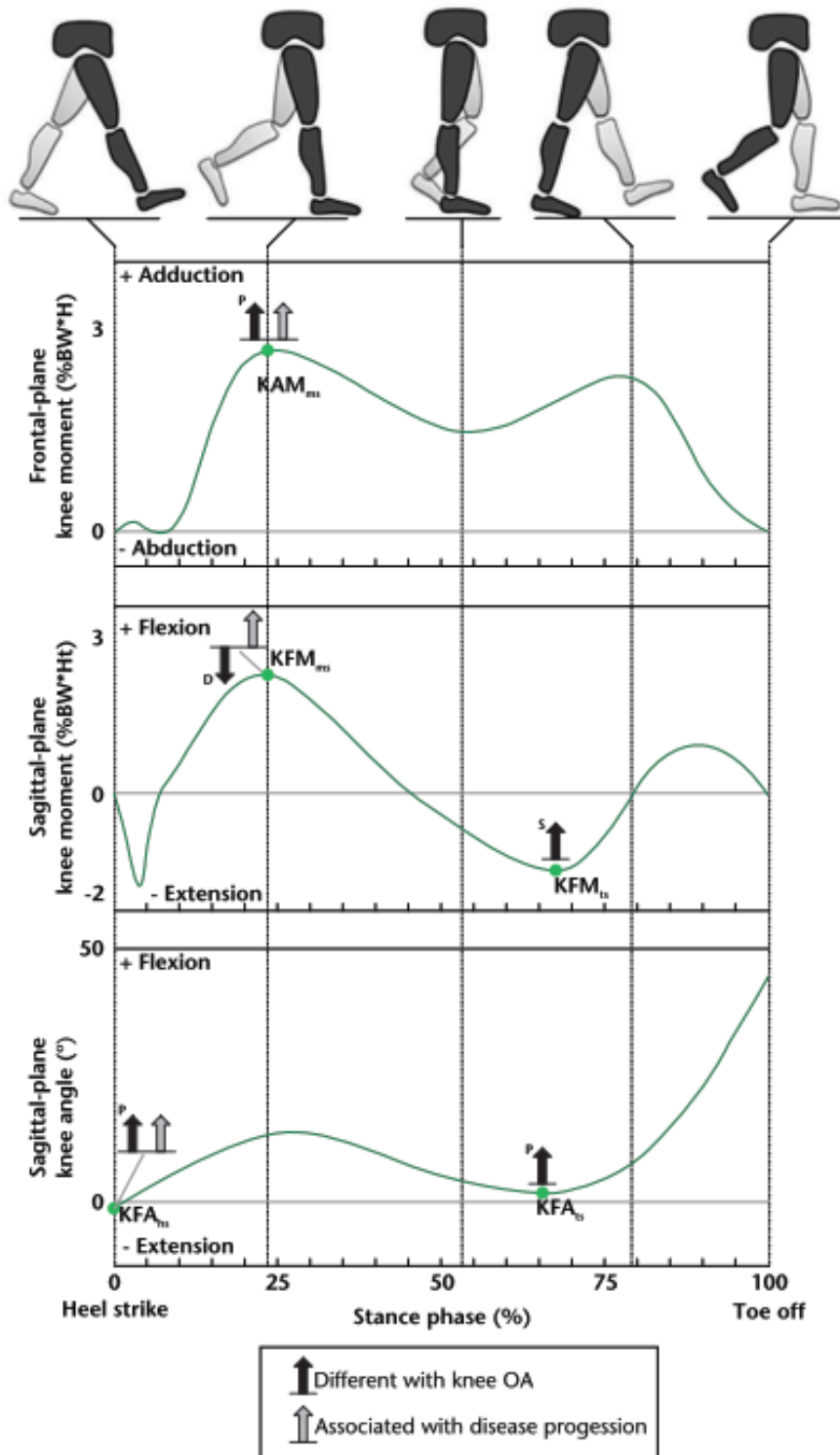


Figure 25 : Altérations de la dynamique du genou avec une gonarthrose durant la marche (Favre & Jolles, 2016)

SYNTHESE SUR LA MARCHE CHEZ L'ARTHROSIQUE

La prise en charge actuelle de l'arthrose du genou pose un problème socio-économique sur le système de santé. Il est nécessaire de perfectionner cette prise en charge avec de nouveaux outils pour apporter des données supplémentaires pour avoir une compréhension au-delà des données radiographiques et symptomatiques de l'individu. En effet le caractère multifactoriel de l'arthrose nécessite de comprendre les modifications biomécaniques en plus des modifications biologiques et structurelles pour une gestion plus individualisée de la prise en charge de la pathologie. La mesure de la cinématique du genou lors d'un test de marche ou durant des déplacements quotidiens permettrait de monitorer une des composantes responsables de la progression de l'arthrose du genou.

Différentes études ont montré les altérations des paramètres de marche causées par cette pathologie. Ces modifications des paramètres spatio-temporels, cinématiques et dynamiques vont se traduire par des capacités fonctionnelles réduites pour se déplacer durant les tâches quotidiennes. Ce constat met en évidence l'intérêt d'utiliser un outil de monitoring pour évaluer les paramètres de marche en condition écologique et permettre de fournir un meilleur suivi de la pathologie. Ce besoin de monitoring de la marche montre une application possible de la genouillère instrumentée pour proposer une prise en charge plus individualisée de l'arthrose du genou.

7. Problématiques et hypothèses :

Cette revue de littérature a permis de mettre en évidence l'intérêt de l'analyse quantifiée du mouvement dans l'évaluation des altérations de la marche chez des personnes avec des pathologies affectant la locomotion. L'analyse de la cinématique du genou ressort comme un élément crucial dans la compréhension des troubles de la marche pour de nombreuses pathologies dont l'arthrose du genou. Ces dernières années, l'utilisation de ce type d'évaluation en clinique s'est accrue pour permettre d'apporter des données complémentaires aux cliniciens. Cependant, comme décrit dans la partie 3 de l'état de l'art, les caméras optoélectroniques, considérées comme étant le Gold Standard, présentent de nombreuses limites, notamment parce qu'elles ne permettent pas d'analyse en situation écologique. Ces limites réduisent la fiabilité des mesures du fait de l'altération de la marche causée par l'environnement clinique sur le patient.

L'amélioration des centrales inertielle permet de répondre à cette problématique en permettant des mesures plus écologiques grâce à l'utilisation d'un matériel sans restriction d'environnement. De plus, la portabilité, la facilité d'utilisation et le faible coût de ce type de capteur rend ce produit généralisable à une utilisation courante dans de multiples domaines. De multiples études se sont intéressées à l'élaboration de méthodes de calibration et d'estimations d'orientation des capteurs par rapport aux articulations. Ces méthodes sont encore à ce jour en constante évolution pour trouver le meilleur compromis entre les différents algorithmes existants. De même, la précision de mesure des capteurs reste un axe de recherche important dans ce domaine pour répondre à différentes problématiques tels que les STA, les perturbations ferromagnétiques, ou l'optimisation des méthodes de calculs angulaires. Ainsi, les améliorations de ces systèmes embarqués permettraient d'obtenir la cinématique du genou de manière fiable et écologique.

Le monitoring de la cinématique du genou permet d'obtenir un suivi précis pour évaluer les évolutions des capacités fonctionnelles de la personne. En effet, la quantification des altérations de la cinématique du genou durant la marche, apporte des informations pouvant mettre en évidence une potentielle déviation de la marche, une raideur articulaire voir des instabilités conduisant à des sur-contraintes articulaires. Ces différentes données apportent des éléments supplémentaires aux praticiens pour l'interprétation des capacités fonctionnelles et l'élaboration d'une prise en charge optimale. Dans ce cadre, nous nous sommes portés sur la prise en charge de l'arthrose du genou. Comme indiqué dans la partie

« **Données épidémiologiques** », l'arthrose touche de nombreuses personnes, en particulier sur l'articulation du genou. L'analyse de la cinématique du genou lors des tâches quotidiennes permettrait d'obtenir un meilleur suivi de la pathologie et donc de fournir une meilleure prise en charge de l'arthrose du genou.

L'objectif principal de ce travail de thèse était de développer une méthode de mesure écologique de la cinématique du genou à partir d'une orthèse instrumentée. L'objectif secondaire était de valider cette méthode chez des patients atteints de gonarthrose lors d'un test de marche de six minutes.

Nous avons émis les hypothèses suivantes :

- L'utilisation d'un tapis de marche asservi en vitesse permettrait la réalisation d'un test de marche de 6 minutes avec une analyse quantifiée de la marche.
- L'utilisation d'une genouillère instrumentée permettrait de quantifier la cinématique du genou de manière fiable et précise en condition écologique
- La mise en place d'une méthode de calibration adaptée apporterait une précision suffisante pour quantifier des déviations de la marche.
- L'analyse de la cinématique du genou durant un test de marche de 6 minutes apporterait des données complémentaires pour la prise en charge du patient avec une arthrose du fémoro-tibiale.

Quatre études ont été menées :

L'étude 1 avait pour but de valider la réalisation d'un TDM6 avec un tapis roulant asservi en vitesse pour permettre une analyse quantifiée d'une marche prolongée. Pour ce faire, il a été nécessaire de développer un système d'asservissement en vitesse d'un tapis roulant afin de réaliser une analyse de marche durant un TDM6 pour obtenir un grand nombre de cycles de marche sans demi-tour. L'hypothèse principale était que la réalisation d'un TDM6 sur tapis roulant asservi en vitesse permettait d'obtenir des résultats similaires à ceux mesuré sur un TDM6 selon les recommandations de l'ATS. La seconde hypothèse était que l'utilisation d'un asservissement de tapis roulant en vitesse permettrait de réaliser des mesures reproductibles sur le TDM6.

Après avoir validé la faisabilité d'un TDM6 quantifié sur un tapis roulant et évalué les conséquences de l'utilisation de cette modalité de TDM6, nous nous sommes portés sur la précision de mesure de la genouillère instrumentée Ted Orthopedics dans **l'étude 2**. Pour ce faire, nous avons comparé la genouillère à un système de navigation optoélectronique.

Pour obtenir des données cinématiques de référence sans STA, nous avons utilisé un système de navigation fixé sur le bassin, le fémur et le tibia de cadavres. Ce système de référence a permis de regarder les relations existantes entre les STA et la cinématique du genou obtenue par l'orthèse instrumentée. Nous avons émis l'hypothèse que la genouillère permettrait de mesurer différents mouvements utilisés chez des praticiens tels que des mouvements de flexion maximale, de pivot shift ou de rotation interne/externe maximale, de manière reproductible avec une précision inférieure à 5°.

Ensuite, dans la continuité de validation d'un tel système, nous nous sommes intéressés à quantifier la cinématique du genou durant la marche avec la genouillère instrumentée. **L'étude 3** visait à améliorer la précision de mesure de la genouillère via l'utilisation d'une nouvelle méthode de calibration fonctionnelle et de l'ajout des magnétomètres dans le calcul de la cinématique du genou. Pour ce faire, nous avons comparé les données cinématiques du genou obtenues par la genouillère instrumentée avec celles obtenues avec un système de caméras opto-électroniques chez des sujets sains sur un test de marche à vitesse de confort. Dans ce cadre, nous avons émis en première hypothèse que la genouillère instrumentée permettrait d'obtenir une cinématique du genou reproductible et plus précise que l'étude précédente avec une erreur de mesure inférieure à 3°. Pour notre deuxième hypothèse, nous avons avancé que la genouillère serait capable de quantifier des paramètres du cycle de marche avec une précision équivalente à un système Gold Standard.

Enfin, **l'étude 4** est la mise en application d'un monitoring de la marche pour évaluer l'évolution de la cinématique du genou durant une marche prolongée. Dans ce cadre, nous nous sommes orientés sur l'arthrose du genou qui est une pathologie impactant la locomotion et touchant une importante partie de la population. Cette étude avait pour objectif de quantifier l'évolution de la marche et plus particulièrement de la cinématique du genou durant un TDM6 en fonction de la sévérité de la pathologie et des déficits musculaires. La quantification de cette évolution permettrait de fournir une évaluation plus réaliste de la pathologie durant les déplacements quotidiens de ces personnes. Les cliniciens pourront ainsi, avec ces données supplémentaires, proposer une prise en charge plus individualisée pour l'arthrose du genou. L'hypothèse principale était que le patient aurait une perte de performance au cours du TDM6. La seconde hypothèse était que les patients avec une faiblesse musculaire auraient une augmentation des contraintes articulaires et une raideur du genou plus importante à la fin du TDM6.

Chapitre 2. Méthodologie générale

1. LES SUJETS.....	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
1.1. Cadavres.....	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
1.2. Sujets sains	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
1.3. Sujets présentant une gonarthrose	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
2. EVALUATION SYMPTOMATIQUE.....	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
2.1. L'EVA de la douleur.....	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
2.2. Le WOMAC	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
3. L'ANALYSE QUANTIFIEE DU MOUVEMENT	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
3.1. Présentation	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
3.2. Le matériel utilisé.....	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
3.3. Déroulement des acquisitions	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
4. TRAITEMENT DES DONNEES EXPERIMENTALES	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
4.1. Traitement des données de la genouillère	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
4.2. Traitement de la navigation.....	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
4.3. Traitement de l'AQM.....	<i>Erreur ! Signet non défini.</i>
5. CONCLUSION	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

1. Les sujets

Pour les 4 études de cette thèse, différentes cohortes ont été étudiées. Dans un premier temps, 12 sujets sains ont été recrutés pour l'étude 1. Ensuite, 7 cadavres ont été utilisés pour analyser la cinématique de 13 genoux intacts pour l'étude 2. 13 sujets sains ont été inclus pour l'étude 3. Enfin, 65 patients présentant une gonarthrose ont été inclus dans l'étude 4.

1.1. Cadavres

Pour l'étude 1, 13 genoux provenant de 7 cadavres de sexe masculin ont été étudiés. Les cadavres ont été décongelés au préalable dans une salle à température ambiante durant au minimum 3 heures. Les membres inférieurs étaient sélectionnés s'ils ne présentaient aucun signe de dégradations. Pour les critères d'exclusions l'intégrité du genou a été vérifié par un chirurgien orthopédique via différentes étapes. Pour commencer, un test de Lachman a été effectué pour vérifier si le genou présentait des signes d'instabilités sur le tiroir antéro-postérieur. Ensuite, le chirurgien a vérifié s'il y avait des signes d'opérations chirurgicales sur le genou ou sur la hanche, pouvant mettre en évidence une pose de prothèse, une reconstruction de ligaments ou de ménisques, etc. La moyenne d'âge des cadavres reste approximative, vers 85 ans, du fait du manque d'informations anthropologiques.

1.2. Sujets sains

Pour les sujets sains, les critères d'inclusions étaient les suivants : sujet volontaire de plus de 18 ans ; sans trouble neurologique, musculosquelettique ou autres troubles systémiques qui affecteraient la locomotion ou la mobilité fonctionnelle ; ont signé un consentement éclairé et RGPD pour participer à l'étude. Pour l'étude 2, 8 femmes et 4 hommes ont été recrutés, âgé de 23.5 ± 3.4 ans, mesurant 173.2 ± 10 cm et pesant 68.2 ± 11.4 kg. Pour l'étude 3, 6 femmes et 7 hommes ont été recrutés, âgé de 25.4 ± 2.2 ans, mesurant 173.4 ± 7.0 cm et pesant 71.5 ± 17.8 kg.

1.3. Sujets présentant une gonarthrose

Enfin, pour l'étude 4, les sujets présentant une gonarthrose ont été recrutés selon différents critères d'inclusion, de non-inclusion et d'exclusion en accord avec le comité de protection des personnes EST I – RCB 19.10.30.42054. Les critères d'inclusions étaient d'avoir signé le consentement éclairé, d'être affilié à la sécurité sociale, d'être âgé entre 50

et 80 ans, de marcher sans aide technique et d'avoir un score de Kellgren et Lawrence compris entre 2 et 3. Les critères de non inclusion étaient d'être sous mesure de protection (tutelle, curatelle, privé, sous sauvegarde de justice), d'avoir des complications orthopédiques avec un retentissement sur les activités de marche, de souffrir d'un problème neurologique impactant la mobilité (Test MMSE < 24), d'avoir une prothèse de genou et/ou de hanche, d'être sous traitement avec des analgésiques ou des anti-inflammatoires non-stéroïdiens avec une prise effective inférieure à 48 heures avant l'évaluation, d'avoir une arthrose fémoro-patellaire prédominante, d'avoir une arthrose de la hanche symptomatique, d'avoir une infection à l'articulation en cours et/ou d'avoir eu un traumatisme au genou impactant la locomotion. 20 patients ont été traités dans le cadre d'une étude préliminaire sur les 65 participants inclus dans l'étude. Ainsi la cohorte pour l'étude 4 se compose de 15 femmes et 5 hommes, âgés de 67.8 ± 6.9 ans avec un indice de masse corporel (IMC) de 26.7 ± 4.9 kg/m².

2. Evaluation symptomatique

2.1. L'EVA de la douleur

L'EVA permet une auto-évaluation de la douleur ressentie par un patient. Cette échelle est souvent utilisée lors de la présence d'une douleur aiguë ou une douleur chronique (Costa et al., 2021). Ce test est considéré comme fiable par l'American College of Rheumatology (ACR) pour quantifier les douleurs liées avec l'arthrose du genou et de la hanche (Kolasinski et al., 2017). La règle EVA se présente sous la forme d'une règle non graduée pour le patient de 10cm. Au départ de la règle, l'extrémité correspond à « Absence totale de douleur » et va jusqu'à l'autre bout correspondant à « Douleur maximale imaginable ». Ainsi, il est possible pour le clinicien de quantifier ultérieurement, avec une règle graduée, une douleur de 0 à 10.

2.2. Le WOMAC

Le WOMAC est un questionnaire portant sur la mesure de la douleur, de la fonction physique et de la raideur chez le patient présentant une gonarthrose ou coxarthrose (Annexe 1). Les différentes mesures sont quantifiées entre 0 et 4 : 0 = aucun, 1 = minime, 2 = modérée, 3 = sévère et 4 = très sévère. Le domaine de la douleur est décrit par 5 questions pour un total de 20 points. La fonction quotidienne avec 17 questions pour un total de 68 points. Enfin la raideur articulaire est décrite par 2 questions avec un total de 8 points. Le score maximal est de 96 points pour une articulation non fonctionnelle et très douloureuse. Ce questionnaire est considéré comme le gold standard pour quantifier les symptômes liés à l'arthrose du genou et de la hanche. (Fathi, 2019; Kolasinski et al., 2017).

3. L'analyse quantifiée du mouvement

3.1. Présentation

L'analyse quantifiée du mouvement permet grâce à des capteurs de quantifier certains mouvements spécifiques pour comprendre, voir discriminer, certaines pathologies. Cet examen se déroule le plus souvent dans une salle dédiée à l'analyse du fait de la complexité du matériel à installer et paramétrer. La cinématique de mouvement est une des composantes les plus utilisées pour observer des déviations de la marche ou des limitations fonctionnelles. Souvent, la cinématique de mouvement est couplée avec des plateformes de forces et l'analyse de l'activité musculaire pour obtenir des contraintes mécaniques sur les différentes articulations au cours du temps. Dans notre cas, l'analyse quantifiée de la marche est le test privilégié pour l'évaluation de l'arthrose du genou. La marche a l'avantage d'être très reproductible contrairement à d'autres mouvements plus difficiles à standardiser (McGinley et al., 2009).

L'utilisation d'un réseau de caméras optoélectroniques est considéré comme le gold standard pour la validation de système utilisant les centrales inertielles. En effet, comme expliqué dans la partie III, l'avantage des caméras est la stabilité au cours du temps et la fidélité des définitions des segments osseux par rapport aux IMUs (Poitras et al., 2019; Teufl et al., 2019). Ce système Gold Standard est utilisé plus largement par les cliniciens pour l'analyse de la marche pour identifier des mécanismes de boiterie, de fatigue et de contraintes mécaniques pour certaines pathologies tels que la prise en charge post AVC, les maladies neurodégénératives, l'arthrose des membres inférieurs, etc. (Andreopoulou et al., 2021; Carvajal-Castaño et al., 2022; Kawaji & Kojima, 2019; Ogihara et al., 2020).

3.2. Le matériel utilisé

3.2.1. Les caméras optoélectroniques

Pour l'analyse de la cinématique de mouvement, des réseaux de caméras optoélectroniques ont été utilisés pour déterminer le mouvement des articulations. Deux systèmes de mesure ont été utilisés au cours des différentes études. Comme expliqué dans la partie « Les caméras optoélectroniques », ces systèmes de mesure utilisent la lumière infrarouge émise par des LEDs montées sur les caméras pour observer la position tridimensionnelle des marqueurs réfléchissants au cours du temps. Ces marqueurs placés sur des repères anatomiques vont permettre de dimensionner et d'observer les mouvements des membres inférieurs au cours du temps.

3.2.2. Vicon

Pour l'étude 2, un réseau de 7 caméras Vicon (Vicon Motion Systems Ltd. Oxford, Royaume-Uni) a été utilisé dont 4 caméras MX-T20 et 3 caméras MX-T40 (**Figure 26**). Les caméras ont été couplées avec des marqueurs réfléchissants de 16mm avec une fréquence d'échantillonnage fixée à 100Hz, similaire à l'échantillonnage de la genouillère instrumentée. L'étude cadavérique a nécessité quelques ajustements de la salle d'étude. Pour limiter les artefacts dus aux réflexions générées par la table d'autopsie en inox, un drap noir a été fixé pour recouvrir toute la surface de celle-ci.



Figure 26 : Caméra Vicon MX-T40 (pddinnovation.com)

3.2.3. Optitrack

Pour l'étude 1, 3 et 4, un réseau de 8 puis 9 caméras Optitrack Prime 13 (NaturalPoint, Inc. Oregon, Etats-Unis) a été utilisé (**Figure 27**). De même que pour l'étude utilisant des caméras Vicon, les caméras ont été couplées avec des marqueurs réfléchissants de 16mm avec une fréquence d'échantillonnage de 100Hz.



Figure 27 : Caméra Optitrack Prime 13 (optitrack.com)

Les caméras optoélectroniques nécessitent un placement particulier pour limiter les occlusions des marqueurs (expliqués dans la partie de l'état de l'art « Les caméras optoélectroniques »). Dans notre cas, les marqueurs des épicondyles médiaux et ceux des grands trochanters sont les plus impactés durant les tests de marche. Pour limiter ces occlusions, deux caméras ont été placées face aux sujets et une à l'arrière en position centrale, toutes disposées à hauteur de genou. Après calibration, le réseau de 9 caméras permettait d'obtenir une précision inférieure au millimètre dans la zone d'acquisition (**Figure 28**).



Figure 28 : Schéma de la composition de la salle d'analyse quantifiée du mouvement

3.2.4. Les plateformes de force

Pour l'étude 1,3 et 4, un tapis de marche Bertec (Bertec Corp., Columbus, OH, Etats-Unis) double bande avec deux plateformes de forces a été utilisé (**Figure 29**). La fréquence d'échantillonnage a été fixé à 1000Hz via une carte d'acquisition conversion analogique numérique National Instrument USB-6363 (National Instrument Corp, Austin, Etats-Unis). Les plateformes de forces ont été synchronisées avec le réseau de caméras opto-électroniques dans le logiciel Motive via le module de synchronisation e-sync2 de Optitrack (NaturalPoint, Inc. Oregon, Etats-Unis). Dans le cadre de l'étude 1, 3 et 4, les plateformes ont été utilisées pour segmenter les cycles de marche en identifiant le contact du pied avec la force de contact verticale. Pour l'étude 1, les plateformes de forces ont aussi été utilisées pour calculer les paramètres spatio-temporels de la marche.

Dans le cadre de l'étude 3, le tapis de marche a été contrôlé en vitesse par l'observateur via le logiciel propriétaire fourni par le constructeur. Pour les études 1 et 4, un système alternatif a été utilisé pour asservir en vitesse le tapis en fonction de la position de l'utilisateur de celui-ci. Ce système sera présenté et validé dans l'étude 1.



Figure 29 : Tapis roulant instrumenté à double bande Bertec (bertec.com)

3.2.5. L'Optogait

Pour déterminer la vitesse de marche de confort des participants lors des études 3 et 4, un système optométrique a été utilisé. La vitesse de marche a été déterminée via un test de

10 mètres au travers de 2 bandes OptoGAIT (Microgate, Bolzano, Italie) de 10m disposées en parallèle avec un écart de 1 mètre (**Figure 30**). Le premier et le dernier pas ont été supprimés pour éviter les biais causés par des pas partiels.

Ce système Optométrique a aussi été utilisé lors de l'étude 1 pour obtenir les paramètres spatio-temporels de la marche au cours d'un test de marche de 6 minutes (TDM6). Pour cette étude, les 10 mètres de bandes d'OptoGAIT ont été placés au centre d'une allée de 20 mètres dans un couloir pour analyser les allers et retours durant les 6 minutes d'acquisition. Ce système est considéré comme Gold Standard pour l'analyse des paramètres de la marche en condition écologique (Gomez Bernal. et al., 2016).



Figure 30 : Bandes OptoGAIT (optogait.com)

3.3. Déroulement des acquisitions

3.3.1. Mise en place des équipements

3.3.1.1. Navigation

Pour l'étude 2, la navigation osseuse a nécessité une importante mise en place du matériel. Pour commencer, le cadavre a été positionné en position décubitus dorsal avec le bassin fixé à la table d'autopsie à l'aide d'une sangle pour limiter les mouvements lors des manipulations. La genouillère instrumentée a été positionnée sur le genou avant de commencer la mise en place du système de navigation. Ensuite, pour observer les mouvements du genou, 3 clusters avec 4 marqueurs réfléchissants ont été fixés à l'aide de 1 vis dans le bassin et de 2 vis dans le fémur et le tibia. Les vis du fémur et du tibia ont été fixés dans la diaphyse en dehors de la capsule articulaire avec des incisions de 2 cm des tissus pour limiter les artefacts de tissus mous. Après avoir fixé les trois clusters représentatifs du bassin, du fémur et du tibia, 7 marqueurs anatomiques ont été placés sur la peau avec de la colle cyanoacrylique : la malléole médiale et latérale, l'épicondyle fémoral médial et latéral, l'épicondyle tibial médial et latéral et le grand trochanter (Figure 31).

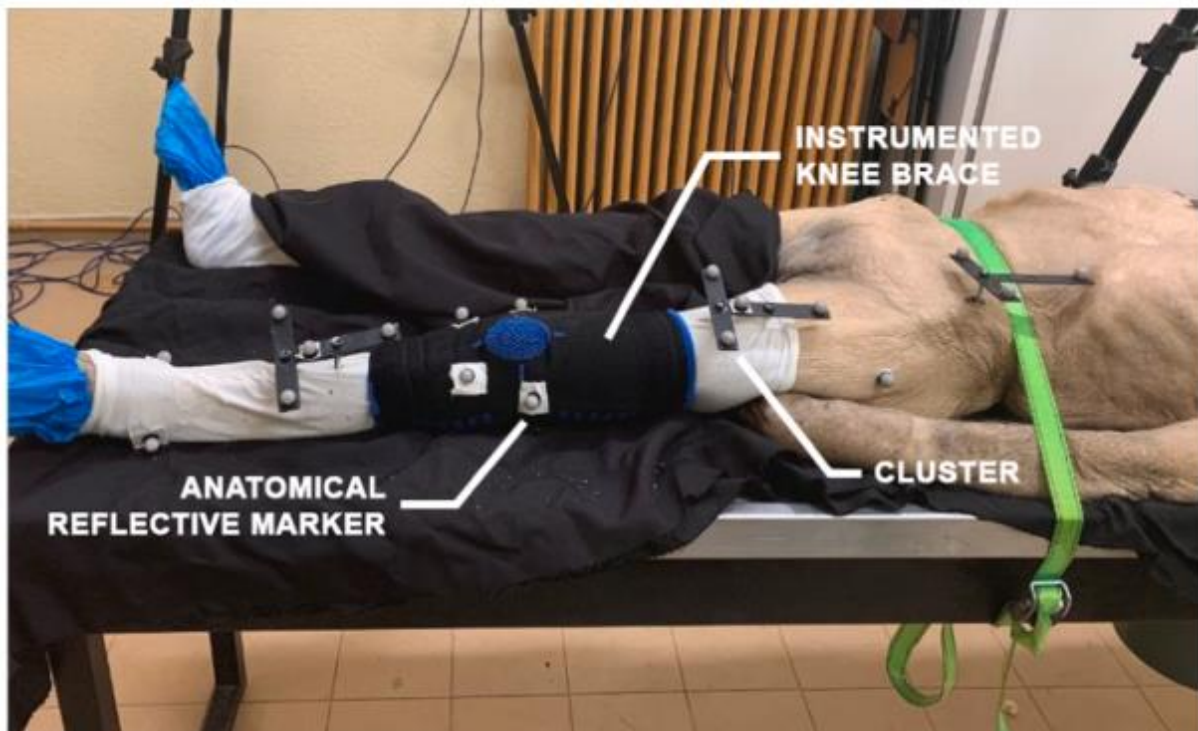


Figure 31 : Mise en place d'un système de navigation osseuse sur le bassin, le fémur et le tibia.

3.3.1.2. AQM (IK + DK)

Pour l'étude 3, l'analyse du mouvement du genou a été effectuée via la même méthode de cinématique directe (DK) utilisée pour l'étude 2 avec la navigation osseuse. 10 marqueurs réfléchissants ont été placés sur des repères anatomiques pour définir les axes du fémur et du tibia : les épines iliaques antéro et postéro supérieures du côté droit et gauche, l'épicondyle fémoral médial et latéral, l'épicondyle tibial médial et latéral et la malléole médiale et latérale (**Figure 32**).



Figure 32 : Localisation des 10 marqueurs anatomiques pour la définition des segments osseux (rose) et des 2 clusters de 3 marqueurs pour la cinématique du fémur et du tibia (bleu)

Pour l'étude 4, l'analyse du mouvement des membres inférieurs a été réalisée avec méthode de cinématique inverse avec modèle (IK). Pour ce faire, 30 marqueurs réfléchissants (

Tableau 1) ont été fixés sur différents repères anatomiques (**Figure 33**) selon le modèle de Rizzoli modifié.

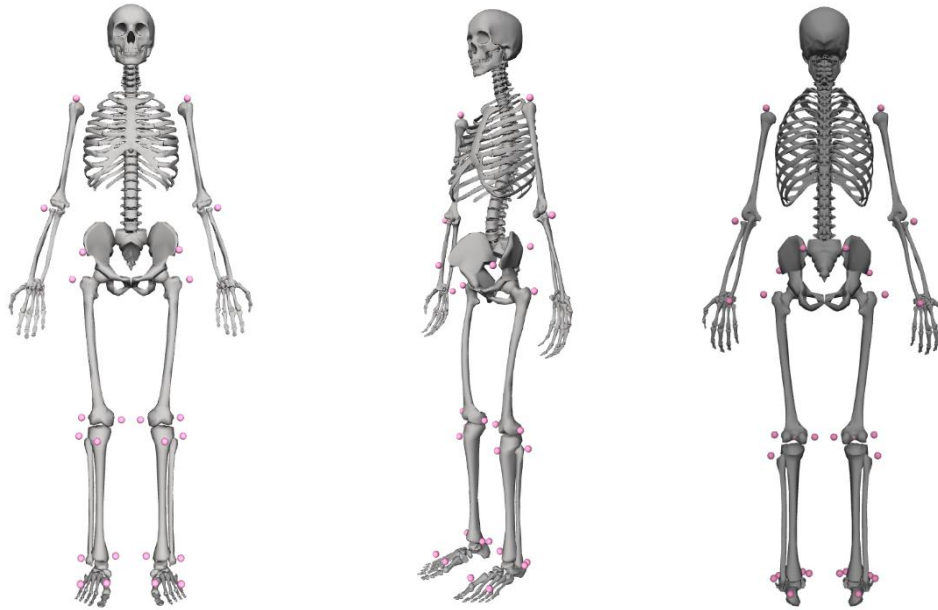


Figure 33 : Localisation des 30 marqueurs anatomiques utilisés pour la cinématique des membres inférieurs avec le modèle de Rizzoli modifié, visuel dans OpenSim (Leardini et al., 2007)

Tableau 1: Localisation des 30 marqueurs anatomiques et leurs poids associés utilisés pour la cinématique des membres inférieurs avec le modèle de Rizzoli modifié (Leardini et al., 2007)

Abréviation	Poids	Disposition anatomique du marqueur
RSHO	10	Placé sur l'acromion droit
LSHO	10	Placé sur l'acromion gauche
RELB	2	Placé sur l'épicondyle droit du coude
LELB	2	Placé sur l'épicondyle gauche du coude
RWRIST	2	Placé sur l'apophyse styloïde de l'ulna droit
LWRIST	2	Placé sur l'apophyse styloïde de l'ulna gauche
RASIS	10	Placé sur l'épine iliaque antéro supérieure droite
LASIS	10	Placé sur l'épine iliaque antéro supérieure gauche
RPSIS	10	Placé sur l'épine iliaque postéro supérieure droite
LPSIS	10	Placé sur l'épine iliaque postéro supérieure gauche
RTHI	4	Placé sur le grand trochanter droit
LTHI	4	Placé sur le grand trochanter gauche
RKNEELAT	10	Placé sur l'épicondyle latéral du fémur droit
LKNEELAT	10	Placé sur l'épicondyle latéral du fémur gauche
RKNEEMED	8	Placé sur l'épicondyle médial du fémur droit
LKNEEMED	8	Placé sur l'épicondyle médial du fémur gauche
RFIB	8	Placé sur la tête fibulaire droite
LFIB	8	Placé sur la tête fibulaire gauche
RTIB	10	Placé sur la tubérosité tibiale droite
LTIB	10	Placé sur la tubérosité tibiale gauche
RANKLELAT	10	Placé sur la malléole latérale droite
LANKLELAT	10	Placé sur la malléole latérale gauche
RANKLEMED	10	Placé sur la malléole médiale droite
LANKLEMED	10	Placé sur la malléole médiale gauche
RHEEL	10	Placé sur le calcanéum droit
LHEEL	0	Placé sur le calcanéum gauche
RTOELAT	10	Placé sur la tête du cinquième métatarse droit
LTOELAT	10	Placé sur la tête du cinquième métatarse gauche
RTOEMED	10	Placé sur la tête du premier métatarse droit
LTOEMED	10	Placé sur la tête du premier métatarse gauche

3.3.2. Paramètres des acquisitions

3.3.2.1. Protocole Etude 1

Chaque participant a effectué le premier jour un TDM6 sur le sol, puis après une période de repos un TDM6 sur le tapis roulant. Le jour suivant, un second TDM6 sur tapis a été effectué. Les TDM6 ont été effectués pieds nus pour limiter les biais que pourraient générer des chaussures différentes entre individus sur les performances du test et sur l'interprétation des résultats de la dynamique inverse prévue pour de futurs travaux. La période de repos entre les 2 TDM6 le premier jour a été fixée à 30 minutes (J. Liu et al., 2008). Pour le TDM6, des instructions selon les normes ATS ont été données aux participants. Avant chaque essai, le participant était informé que le test consistait à « Parcourir la plus grande distance possible sans courir ou trotter » («ATS Statement : Guidelines for the Six-Minute Walk Test,» 2002). Pour le TDM6 sur le sol, un échauffement de 2 minutes était imposé avec 5 minutes de récupération avant de commencer le test. Concernant le TDM6 sur le tapis, une période de familiarisation de 5 minutes au minimum était réalisée, suivie 5 minutes de récupération avant le test. Cette période de familiarisation était accompagnée d'explications pour comprendre le système d'asservissement du tapis de marche. Le participant était encouragé à interagir avec le système jusqu'à se sentir confiant en atteignant sa vitesse soutenue durant 1 minute. Durant le TDM6, le participant n'était pas autorisé à tenir la barre de maintien sauf en cas de perte d'équilibre.

3.3.2.2. Protocole Etude 2

Pour évaluer l'orientation des clusters par rapport aux os, la jambe a été placée en extension complète avec des mouvements circulaires pour obtenir la position de la tête de fémur et les données anthropométriques du membre inférieur. Ensuite, pour évaluer l'orientation des deux centrales inertielles de la genouillère par rapport aux os, l'observateur a effectué les différents mouvements implémentés dans l'application Ted Orthopedics. Ces 3 mouvements sont : la verticalité du tibia, la verticalité du fémur et des petites flexions du genou. Pour les positions verticales, la position en décubitus dorsal imposait de mettre la jambe avec une flexion de hanche de 90°.

Après avoir terminée la calibration du système de navigation et de la genouillère instrumentée, l'observateur a effectué 4 mouvements spécifiques pour la validation. Les

mouvements à valider étaient : Une flexion allant de l'extension complète à une flexion de 100°, une rotation interne/externe maximal lors d'une flexion de genou à 30°, un pivot shift et un mouvement d'amplitude maximal en flexion de genou. Ces différents mouvements ont été effectués avec 5 répétitions consécutives.

3.3.2.3. Protocole Etude 3

Avant de commencer l'AQM, chaque sujet a effectué un test de marche de 10 mètres sur l'OptoGAIT pour mesurer la vitesse de confort sans chaussures. Ensuite, après avoir été équipé, le sujet était invité à se familiariser au tapis de marche à la vitesse de confort mesurée sur le test de 10 mètres. A la suite de la familiarisation, le sujet devait effectuer dans un premier temps la calibration de la genouillère instrumentée via les trois mouvements définis dans l'application Ted Orthopedics. Ensuite, l'estimation de la position des clusters relatifs aux segments osseux était effectuée via une pose statique en position debout, jambe légèrement écartée, et un mouvement circulaire jambe tendu avec le bassin fixe, similaire à l'étude 2. Après avoir effectué ces phases de calibrations, le sujet a effectué une marche de 60 secondes sur le tapis à la vitesse estimée lors du test de marche de 10 mètres.

Protocole Etude 4

Le patient a été invité à répondre à 2 questionnaires portant sur la douleur, les gênes fonctionnelles et les raideurs articulaires via le WOMAC et le EVA de la douleur. Ensuite, le patient a réalisé, comme l'étude 2, un test de marche à vitesse de confort sur l'OptoGAIT pour mesurer sa vitesse de marche. Un bilan de force a été par la suite effectué sur un ergomètre isocinétique Biodex System 4. La force du quadriceps a été mesurée via des contractions maximales volontaires d'extensions du genou à 6 vitesses différentes (30°/s, 60°/s, 90°/s, 120°/s, 150°/s, 180°/s), puis sur des contractions isométriques à 90° durant 2 fois 5 secondes. Enfin, le participant a effectué une AQM. Cette analyse a débuté par un enregistrement statique pour la calibration du modèle pour permettre de dimensionner le modèle squelettique sous Opensim via les positions des marqueurs anatomiques. Le patient a ensuite réalisé une période de familiarisation du tapis de marche à vitesse de confort obtenue sur l'OptoGAIT durant 5 minutes. Cette étape terminée, le patient a ensuite effectué une acquisition de 60 secondes à vitesse de confort. Après une période de repos de 5 minutes, le patient a réalisé un TDM6 sur le tapis de marche asservie en vitesse avec les mêmes explications et période de familiarisation que l'étude 1 (**Figure 34**).

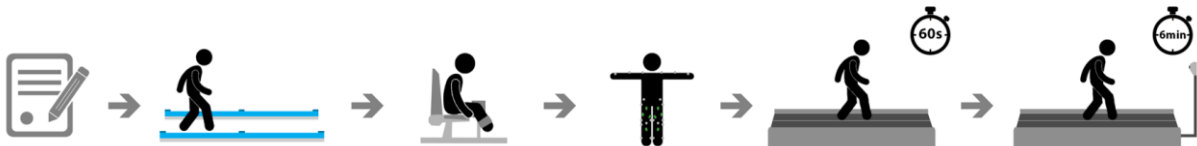


Figure 34 : Schéma du protocole de l'étude 4

4. Traitement des données expérimentales

4.1. Traitement des données de la genouillère

Après avoir réalisé les enregistrements de la genouillère instrumentée via l'application Ted Orthopedics, les données brutes qui correspondent aux données accélérométriques, gyroscopiques et magnétiques des centrales inertielles au cours du temps ont été importées des serveurs de SMARTR vers une base locale. Ces données stockées via MongoDB permettent de récupérer différentes données additionnelles pour permettre de tester différentes méthodes de calcul angulaire en modifiant l'algorithme de fusion et l'algorithme de calibration à posteriori. Les calculs et optimisation d'orientation des centrales inertielles ont été fait sous Python 3.7.

4.2. Traitement de la navigation

Après avoir réalisé les enregistrements avec le système Vicon, les données brutes ont été exportées dans un format open source C3D. Dans un premier temps, une labélisation a été effectuée. Les calculs de la position des clusters par rapport aux segments osseux ont été effectués sous Python 3.7 en parallèle des calculs angulaires de la genouillère instrumentée. Dans un premier temps, pour déterminer la position du cluster de la cuisse par rapport au fémur, l'articulation de la hanche a été modélisée comme une liaison rotule. Le centre de rotation de la hanche a été caractérisée comme un point invariant dans le temps, peu importe l'orientation de la jambe (Jenny et al., 2010). Ainsi, la position de la tête du fémur par rapport au cluster de la cuisse a été obtenue grâce à une méthode d'optimisation qui minimisait la position du centre de rotation de la hanche au cours des mouvements circulaires, dans le référentiel du bassin. La partie distale du fémur a été estimée via la position des épicondyles fémoraux. De même pour le tibia, la partie proximale a été définie par les épicondyles tibiaux et la partie distale par la malléole médiale et latérale. L'axe mécanique du fémur a été défini par la ligne comprenant la tête de fémur et la partie distale de celui-ci. Le plan frontal du fémur a été défini par le plan contenant l'axe mécanique et l'axe des épicondyles fémoraux. Le plan sagittal a été défini par le plan contenant l'axe mécanique et le produit vectoriel entre l'axe mécanique et l'axe des épicondyles fémoraux (Jenny et al., 2010). Dans un second temps, les définitions des axes du tibia ont été fait via la même méthode, l'axe mécanique et l'axe des épicondyle tibiaux ont permis de définir le plan frontal et sagittal.

4.3. Traitement de l'AQM

4.3.1. *OptoGAIT*

Pour déterminer les paramètres spatio-temporels, les données brutes de l'OptoGAIT ont été traitées pour limiter certains biais connus de ce type de système. Dans un premier temps, comme expliqué pour l'étude 1, 3 et 4, le premier pas et le dernier pas ont été supprimés pour éliminer des pas partiels (Gomez Bernal. et al., 2016). Pour rappel, l'OptoGAIT est un système de deux bandes possédant des LEDs infrarouges émettrices et réceptrices de chaque côté (bande TX et RX) (Gomez Bernal. et al., 2016). Les paramètres de la marche sont calculés en fonction de la coupure du faisceau durant l'attaque de talon et le rétablissement du signal via le décolllement des orteils. Cependant, pour limiter le biais qui a tendance à surestimer la phase d'appui à cause des LEDs positionnée 3mm au-dessus du sol, un filtre de 2 LEDs a été utilisé (Healy et al., 2019).

4.3.2. *Plateformes de forces*

Les plateformes de forces du tapis Bertec ont été échantillonnées à 1000 Hz. Pour limiter le bruit causé par le tapis roulant, un filtre passe bas de type Butterworth d'ordre 4 a été utilisé avec une fréquence de coupure de 20Hz. Pour éliminer le bruit lorsque le pied n'était pas sur la plateforme, le signal a été mis à zéro lorsque la force verticale était inférieure à 20N (Zeni et al., 2008). Ces données traitées ont permis d'obtenir les cycles de marche en fonction de la force verticale des plateformes. Un dernier traitement a été effectué pour éliminer les pas où la personne plaçait un pied sur deux plateformes.

4.3.3. *TDM6*

Pour calculer la distance du TDM6, plusieurs méthodes ont été utilisées. Dans le cadre du TDM6 sur le sol, la distance a dans un premier temps été calculée de manière conventionnelle. La distance est obtenue en multipliant le nombre d'allers-retours effectués durant le temps imparti par la longueur du couloir utilisé durant le test. Ensuite, la distance restante parcourue durant le dernier aller additionnée à la distance totale des allers-retours. Pour obtenir la distance additionnelle, des balises sont placées tous les 1 mètres. La distance des allers-retours est définie par des marqueurs aux sols pour indiquer où faire le demi-tour ("ATS Statement : Guidelines for the Six-Minute Walk Test," 2002).

La distance du TDM6 effectuée sur le tapis roulant asservi en vitesse est calculée à partir de l'intégrale trapézoïdale de la vitesse au cours des 6 minutes de test. Cette vitesse a été échantillonnée à 20 Hz durant le test.

Enfin, pour comparer la distance effectuée sur le sol de la même manière que la distance calculée sur tapis roulant, une deuxième distance a été calculée en estimant la distance via la vitesse moyenne de marche obtenue par l'OptoGAIT. La vitesse moyenne obtenue dans la zone de l'OptoGAIT multipliée par les 6 minutes du test, ont permis d'obtenir une estimation de la distance sans les ralentissements causés par les demi-tours (Owen-Jones et al., 2020).

4.3.4. Les paramètres spatio-temporels

Pour calculer les paramètres de la marche, les paramètres spatio-temporels ont été calculés via deux outils : l'OptoGAIT (référence) et le tapis de marche instrumenté. Les différents paramètres de la marche obtenus sur le tapis instrumenté ont été calculés via la même méthode que celle utilisée pour l'OptoGAIT. L'unique différence réside dans le calcul de la phase de contact qui a été calculée avec la présence d'une force verticale sur le tapis, contrairement à une absence de faisceau infrarouge lorsque le pied passe entre les deux bandes de l'OptoGAIT. Les paramètres spatio-temporels vont être mesurés en fonction des phases de contacts au sol. La phase d'appui et la phase oscillante vont être déterminés en fonction du contact au sol. Le double appui va quant à lui être calculé lorsque les signaux de contacts entre le pied droit et le pied gauche vont se chevaucher. Ces phases de double appui vont permettre de déterminer la phase de mise en charge et la phase pré-oscillante en fonction de leurs temporalités en début de phase d'appui ou de fin de phase d'appui (**Figure 35**). La longueur de pas va être calculée grâce à la distance séparant les faisceaux de LEDs interrompus lors des passages des pieds. Dans le cas des paramètres de marche obtenus avec le tapis roulant instrumenté, le calcul est identique mis à part la longueur de pas qui est définie en fonction du déplacement de la cheville entre la phase de contact et la phase de décollement du pied, mesurée à l'aide des caméras opto-électroniques et des marqueurs retro-réfléchissants (Kanko et al., 2021).

Les paramètres spatiaux obtenus contiennent la longueur de pas droite et gauche, et la longueur d'un cycle de marche. Les paramètres temporels obtenus comprennent la vitesse de marche, la cadence, la durée du cycle de marche, la durée de la phase d'appui, la durée de la phase oscillante, la durée du double support et enfin les pourcentages des différentes phases relatives au cycle de marche (Kanko et al., 2021). Ces différents paramètres de la marche sont exprimés dans les mêmes unités que ceux présentés dans la partie « Paramètres spatio-temporels ».

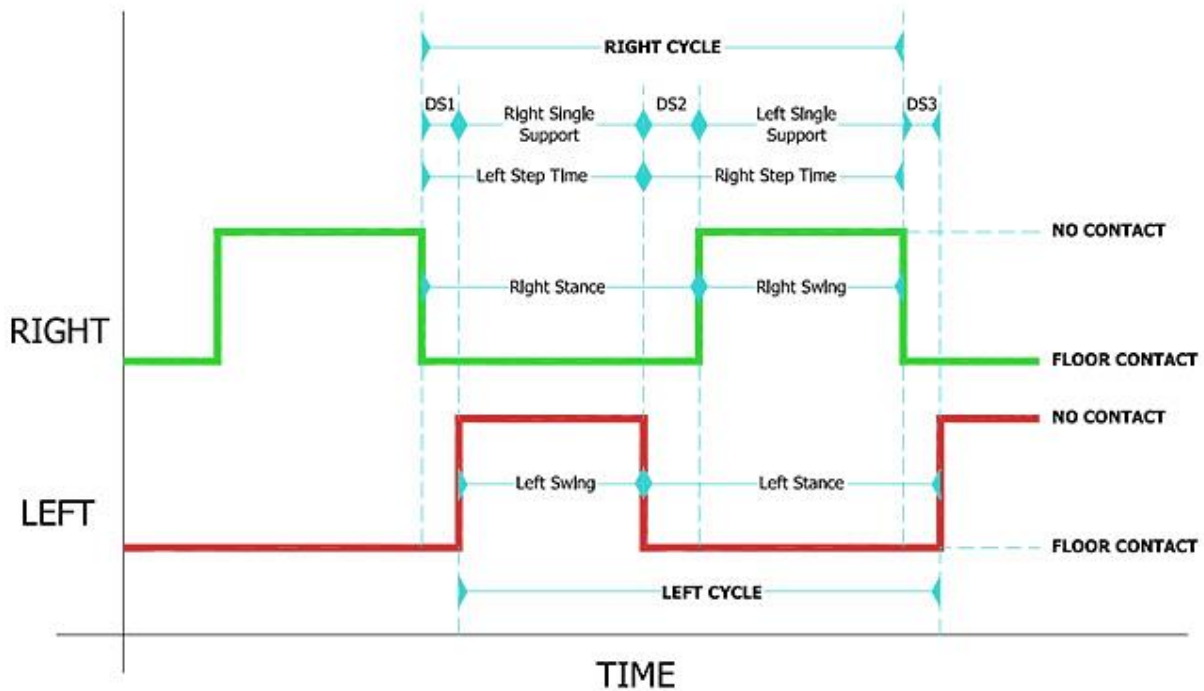


Figure 35 : Calcul des paramètres spatio-temporels en fonction des contacts au sol (optogait.com)

4.3.5. Test de marche

De la même manière que l'étude 1, les données brutes des marqueurs ont été labélisés sous Motive, puis exportés sous un format C3D. Les données ont par la suite été filtrées dans Matlab avec un filtre passe-bas de type Butterworth d'ordre 4 avec une fréquence de coupure de 6 Hz. Ce traitement a permis de réduire les artefacts du système de caméras optoélectroniques et l'élasticité de la peau, qui vont avoir tendance à générer des petites oscillations à haute fréquence sur les marqueurs retro-refléchissants (Kainz et al., 2016; Lin et al., 2016).

4.3.6. La cinématique inverse

La cinématique du mouvement a été obtenue via un modèle cinématique. Pour ce faire, les logiciels Matlab 2018a et Opensim 4.1 ont été utilisés. L'intérêt de l'utilisation de Matlab réside dans l'automatisation des différentes tâches qui vont être présentées par la suite (Horsak et al., 2018). Le modèle biomécanique utilisé était un GaitModel2392 modifié.

Dans un premier temps, pour effectuer la cinématique inverse, il est nécessaire d'ajuster le modèle squelettique. La première étape est de dimensionner le modèle dit « générique » avec les données anthropométriques du sujet. Les dimensions des différents segments osseux sont obtenues via l'acquisition de la pose statique. Les distances obtenues entre les

paires de différents marqueurs anatomiques vont être comparées aux distances entre les paires de ces marqueurs sur le modèle générique pour appliquer un coefficient de dimensionnement. Cette étape essentielle est définie comme le dimensionnement du modèle (Lund et al., 2015).

L'étape suivante consiste à utiliser l'acquisition de la marche pour récupérer les positions des marqueurs durant le mouvement. L'étape de calcul de la cinématique inverse avec modèle va minimiser l'écart entre les marqueurs théoriques du modèles dimensionnés et les marqueurs réels pour obtenir la cinématique de la marche (Horsak et al., 2018).

4.3.7. La dynamique inverse

Les moments articulaires des sujets ont été obtenus via la méthode de dynamique inverse fournie par le logiciel Opensim. Cette méthode de calcul va dans un premier temps récupérer les angles, les vitesses et les accélérations angulaires des articulations du modèle. Puis dans un second temps, le logiciel va estimer les moments externes articulaires des différentes articulations grâce aux forces de contacts au sol associés à leurs centres de pressions (**Figure 36**). Ces moments sont obtenus par approximation des paramètres inertiels de chaque segment osseux déterminés lors de la phase de dimensionnement. (Pizzolato et al., 2017).

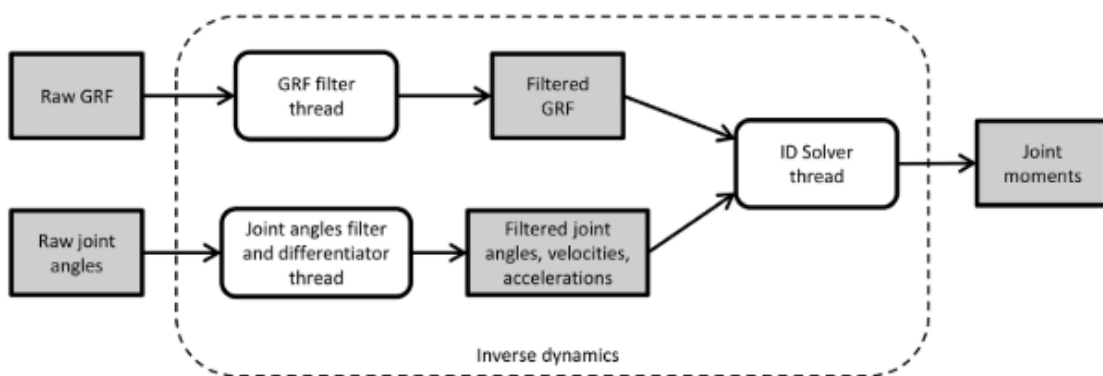


Figure 36 : Calcul de la dynamique inverse dans OpenSim (Pizzolato et al., 2017)

5. Conclusion

Ce chapitre vient de décrire la méthode utilisée dans ce travail de thèse pour permettre de réaliser une analyse de la cinématique du genou en condition écologique lors d'un test de marche prolongé. Une première étape pour permettre de comparer les paramètres de marche d'un TDM6 sur un tapis roulant a été d'extraire ces paramètres grâce aux données de bandes optométriques disposées sur le sol en respectant les normes ATS. Ensuite, pour permettre de comparer la genouillère instrumentée avec des systèmes de référence, deux méthodes ont été utilisées pour calculer la cinématique du genou : la cinématique simple et la cinématique avec modèle. Enfin, pour comprendre les facteurs impliqués dans la dégradation de la marche durant un TDM6 chez une personne avec de l'arthrose du genou, différents test fonctionnels et d'auto-évaluation ont été mis en place.

Le chapitre suivant présente les résultats de ces trois étapes sous la forme de 4 études. La première étude porte ainsi sur la validation d'un TDM6 sur un tapis roulant asservi en vitesse. Les deux études suivantes s'intéressent à la validation et à l'amélioration de la genouillère instrumentée par rapport à des systèmes de référence. Enfin, la dernière étude porte sur l'application du monitoring de la cinématique du genou durant une marche prolongée chez des personnes avec une arthrose du genou.

Chapitre 3. Contributions personnelles

ETUDE 1: 6MWT ON A NEW SELF-PACED TREADMILL SYSTEM COMPARED WITH OVERGROUND ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

1. PRÉSENTATION ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
2. L'ÉTUDE..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
3. SYNTHÈSE..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

ETUDE 2: VALIDITY OF AN INSTRUMENTED KNEE BRACE COMPARED TO 3D MOTION NAVIGATION: A CADAVERIC INVESTIGATION..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

1. PRÉSENTATION ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
2. L'ÉTUDE..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
3. SYNTHÈSE..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

ETUDE 3: VALIDATION OF 3D KNEE KINEMATICS DURING GAIT ON TREADMILL WITH AN INSTRUMENTED KNEE BRACE..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

1. PRÉSENTATION ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
2. L'ÉTUDE..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
3. SYNTHÈSE..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

ETUDE 4: GAIT ADAPTATIONS DURING A 6MWT IN PATIENTS WITH MODERATE AND SEVERE KNEE OSTEOARTHRITIS..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

1. PRÉSENTATION ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
2. L'ÉTUDE..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
3. SYNTHÈSE..... ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

Etude 1: 6MWT on a new self-paced treadmill system compared with overground

1. Présentation

L'AQM est souvent pointée du doigt pour ses données peu représentatives de la vérité terrain du fait de sa réalisation en laboratoire. En effet, la majorité des laboratoires utilisent des zones d'acquisitions réduites ne permettant la réalisation que de quelques cycles de marche (Plotnik et al., 2015). Ces quelques cycles de marche (6-8) sont suffisants pour l'interprétation des paramètres de marche spontanée des individus au vu de la reproductibilité de celle-ci (Gomez Bernal. et al., 2016). D'autres laboratoires vont quant à eux utiliser des tapis roulants pour obtenir un plus grand nombre de pas sur une vitesse définie au préalable par l'observateur. Cette vitesse sera calculée avec un test de marche de 10m ou en fonction du ressenti du participant (Plotnik et al., 2015). Cependant, l'évaluation de la marche durant un laps de temps restreint (inférieure à la minute) n'est pas représentative des déplacements quotidiens des participants, qui vont réaliser dans la majorité des cas une marche sur une durée conséquente. Il est ainsi nécessaire de réaliser des tests de marche prolongée pour l'évaluation de la marche avec par exemple la réalisation d'un TDM6. Malheureusement, peu d'études se sont intéressées à l'élaboration de TDM6 permettant de quantifier l'évolution des paramètres de marche au cours du temps du fait de la difficulté de la mise en place d'un tel système d'acquisition (Taborri et al., 2019; Vreede et al., 2013).

L'utilisation d'un tapis roulant pour permettre de réaliser cette évaluation comporte certaines limitations. La plus importante concerne l'utilisation d'une vitesse surimposée qui ne permettra pas d'évaluer correctement les évolutions et la variabilité de la marche (Sloot et al., 2014). Pour répondre à cette contrainte, plusieurs études se sont intéressées à l'élaboration de différentes méthodes d'asservissement en vitesse du tapis roulant. Certaines solutions nécessitent une interaction entre l'observateur et le participant pour déterminer la vitesse spontanée durant l'analyse (Bayat et al., 2005; Elazzazi et al., 2012). Parmi les différentes solutions proposées, la méthode la plus écologique qui ressort consiste à observer la position du participant pour déterminer s'il accélère ou décélère et ainsi ajuster la vitesse du tapis roulant (van der Krogt et al., 2014).

C'est dans ce cadre que nous nous sommes intéressés à l'élaboration d'un TDM6 sur un tapis roulant asservi en vitesse pour permettre de suivre l'évolution de la cinématique du genou durant une marche prolongée. **L'objectif principal de notre première étude était de déterminer s'il est possible d'obtenir une évolution des paramètres de marche équivalente durant un test de marche prolongée en utilisant un tapis roulant asservi à la place d'un**

TDM6 conventionnel. Le second objectif était de valider la reproductibilité de la modalité de ce test de marche. Nous avons émis comme hypothèse que les participants obtiendraient des résultats similaires à un test standard en utilisant le tapis roulant asservi en vitesse. De même, cet asservissement de vitesse permettrait d'utiliser le tapis roulant comme une modalité valide et reproductible pour le TDM6.

2. L'étude

TDM6 sur un nouveau système de tapis roulant asservi en vitesse comparé au sol

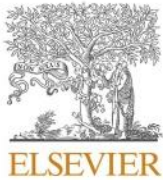
6MWT on a new self-paced treadmill system compared with overground

Nicolas RENEAUD, Pauline GERUS, Olivier GUERIN, Maurine GARDA, Elodie
PICHE, Frédéric CHORIN, Raphael ZORY



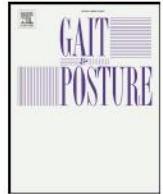
Article publié dans

Gait & Posture (février 2022)



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost

Full length article

6MWT on a new self-paced treadmill system compared with overground

Nicolas Reneaud^{a,b,c,*}, Pauline Gerus^a, Olivier Guérin^b, Maurine Garda^{b,c}, Elodie Piche^{a,b}, Frédéric Chorin^{a,b}, Raphael Zory^{a,d}^a Université Côte d'Azur, LAMHESS, EUR HEALTHY, 06205, Nice, France^b Université Côte d'Azur, CHU de Nice, Cimiez, Plateforme fragilité, 06000, Nice, France^c Ted Orthopedics, 37 rue Guibal, 13003, Marseille, France^d Institut Universitaire de France, 75231, Paris, France

ARTICLE INFO

Keywords:

Gait
6-minute walk test
6MWT
Self-paced treadmill
LIDAR

ABSTRACT

The 6-min walk test (6MWT) is a useful tool for clinicians and researchers to estimate gait performance and fatigue affecting functional mobility. A modified 6MWT administered on a treadmill (TM) can be an efficient, space-saving alternative to perform the 6MWT. The aim of this study was to investigate if a 6MWT on a self-paced (SP) TM produced similar results compared to an overground (OG) 6MWT among healthy participants with the hypothesis that users would demonstrate similar gait parameters. The second aim was to assess the reliability of SP TM sessions with the hypothesis that gait parameters would be reliable. Twelve healthy young adults performed one OG 6MWT and two SP TM 6MWTs, with the TM tests performed on two different testing days. The OG 6MWTs were conducted along a 20 m corridor with a portable optometric system. The SP TM 6MWTs were performed using a dual-belt instrumented TM with speed controlled by feedback from a LIDAR sensor. In the OG condition, participants walked $664.8 \text{ m} \pm 48.9 \text{ m}$ when the standard method was used to calculate distance and $721.3 \text{ m} \pm 56.2 \text{ m}$ with an average-speed-based estimation of distance, which corrects for U-turns. For the SP TM 6MWT, they covered $729.4 \text{ m} \pm 45.8 \text{ m}$ in the first session and $727.4 \text{ m} \pm 56.0 \text{ m}$ in the second session. Gait parameters showed good to excellent within- and between-day reliability on the adaptive TM. Gait parameters were similar between modalities. A significant difference in the 6MWT distance was found between modalities. This is attributable to the U-turns, because a comparison between TM 6MWT distance and the average-speed-based estimation of the distance for the OG modality showed no significant difference. However, this system produced similar spatiotemporal gait parameters among participants compared to OG.

1. Background

The growing number of ageing adults is associated with an increase in the incidence of chronic conditions that may affect functional capacity. Functional tests are now widely used by clinicians and other health professionals to measure exercise capacity. The results are an indicator of a patient's condition and mobility-related function. Analysis of spatiotemporal gait parameters (gait speed, distance, step time, step length, cadence) is becoming crucial in predicting fall risk or to quantify mobility in older adults, particularly after a stroke or to monitor the progression of Parkinson's diseases [1–3]. Exercise performance is, therefore, an important clinical feature to evaluate functional capacity.

The guidelines approved by the American Thoracic Society (ATS) in 2002 definitively recognized the 6-min walk test (6MWT) as a useful tool and it has been used by clinicians and researchers to estimate gait

performance and fatigue affecting functional mobility [4,5]. The 6MWT is performed in a long, straight and undisturbed 33-metre hallway. The 6MWT is a submaximal exercise test used to assess aerobic capacity and endurance. The distance covered in a time of six minutes is used as the outcome by which to compare changes in performance capacity. The patient has to walk as far as possible during the six minutes and is allowed to self-pace and rest as needed. The distance covered during the six minutes reflects the functional exercise level for daily physical activities because most of them are performed at a submaximal level of exertion [4–6]. However, in laboratories that have restricted space less than 33 m long, the patient will need to perform many U-turns, which will affect the total distance covered during a 6-minute walk because the patient will need to slow down for each U-turn. This underestimation will affect the clinical outcome compared to standard outcome metrics defined by the ATS [7]. Therefore, for a 6MWT, the walkway length is of

* Corresponding author at: Hôpital Cimiez, Bâtiment Mossa, Etage –1 – Plateforme fragilité 4 avenue reine victoria 06003 Nice, France.
E-mail address: nicolas@tedorthopedics.com (N. Reneaud).

great importance.

To better assess mobility-related functions from gait deviations, a portable optometric system can be coupled to the gait test to obtain additional data like walking speed, stride time, stride length, etc. [3]. Likewise, in-ground force plates provide more consistent measures of forces, moments and centres of pressure to obtain spatiotemporal and dynamic data, although force plates are limited in the number of strides they are able to capture. These additional results give more indicators for patient condition than just the distance walked [8–10].

To overcome these limitations a modified 6MWT, administered on instrumented treadmills (TMs), can be an efficient, space-saving alternative to performing the 6MWT [4]. These TMs can be monitored with an optoelectronic camera network and electromyography to obtain a complete set of gait parameters with no restrictions on the duration of the experiment or the number of gait cycles measured [8]. This enables a more reliable measurement of gait parameters such as gait variability, which requires at least 50 consecutive cycles to be measured reliably [11]. However, several studies have reported that walking performance is altered in TM walking compared with overground (OG) walking. Studies have reported shorter stride and increased cadence or higher stance time on a treadmill [12,13]. The most common reasons for these differences are the fixed walking speed of the TM, the optical flow, proprioceptive inputs and the treadmill paradox [8,14]. Indeed, patients tend to choose a lower walking speed on the fixed treadmill speed in comparison to overground walking [15].

To increase the similarity between TM and OG walking, having a self-selected walking speed rather than an imposed walking speed on the treadmill could be a solution. Different methods may be used to compute the self-selected speed. The most common method is to take the speed from a 10-meter walking test on the ground and then implement it on the treadmill [8,16]. Then, the operator determines the preferred walking speed by asking participants if they want to speed up or slow down [1,4]. However, this manual selection process is time-consuming and exhausting for participants who are not familiar with the treadmill [17]. An alternative is to use an interactive TM system with self-pacing controllers. These consist of two parts, the first estimates the participant's speed and position and the second controls the treadmill speed. The system keeps the subject within the desired area of the treadmill belt while allowing the participant to freely accelerate or decelerate [18–20]. Several approaches to estimate speed and position exist but the most commonly used method is based on reflective markers and an optical motion capture system using a commercially available virtual reality apparatus (GRAIL, Motek Medical BV, The Netherlands) [17,18,21]. Other approaches have been proposed using an ultrasonic sensor [22], a harness with force sensors [23], force plates on an instrumented treadmill [17] or marker-free infrared sensors [19]. Most of these approaches are costly (GRAIL, instrumented TM) or not ecological, with the patient wearing accessories (a harness for the force sensor or passive reflectors on the chest for the ultrasonic sensor), that cause inconvenience and contribute to an unnatural feeling while walking.

Cost and inconvenience are major limitations for clinicians to administer a self-paced (SP) TM 6MWT. The LIDAR sensor partly overcomes these limitations. It is a cost-effective, non-contact sensor that measures position in the same way as an ultrasonic sensor but without requiring a passive chest reflector and with more accurate detection of the patient's position than sonar systems because it does not suffer from absorption by clothing. The device projects a frequency-modulated light beam onto a target. The distance from the target is calculated using the time taken for the beam to travel to and from the target by measuring the phase difference between transmission and reception.

The first aim of this study was to investigate if a 6MWT on an SP TM produced similar results compared with an OG 6MWT among healthy participants. We hypothesised that users would demonstrate similar gait parameters during an OG 6MWT and an SP TM 6MWT with a low-cost LIDAR sensor for self-pacing control. The second aim was to assess the

within- and between-day reliability of the SP TM sessions. We hypothesised that gait parameters would be reliable within SP TM sessions and between sessions on different days.

2. Methods

2.1. Subjects

Twelve healthy young adults (8 women, 4 men; age: 23.5 ± 3.4 years; height: $173.2 \text{ cm} \pm 10 \text{ cm}$; weight: $68.2 \text{ kg} \pm 11.4 \text{ kg}$) volunteered to participate in the study after providing informed written consent and GDPR consent. One participant enrolled in the first session only. They were free of any known neurological, musculoskeletal, or other systemic disorders that would affect gait or functional mobility. The study was approved by the local ethics committee and conducted in accordance with the declaration of Helsinki.

2.2. Protocol

Each participant first performed one OG 6MWT then one SP TM 6MWT on the same day. A second SP TM 6MWT on a different day was conducted to assess the reliability of the TM between days. All tests were performed in barefoot conditions to avoid footwear effects on spatio-temporal parameters and to enable future data processing of the SP TM 6MWT data with inverse dynamics [24]. A seated rest was provided between the OG and SP TM 6MWTs for at least 30 min [25]. Standardised instructions were provided before each trial with a reminder every 2 min: “walk as far as possible in 6 min without running or jogging” [5]. A warmup of two minutes with a five-minute rest was imposed for the OG 6MWT. The test was performed in accordance with the 2002 guideline of the ATS, using a 20 m corridor [5,26]. Regarding the SP TM 6MWT, all participants completed a familiarisation session of at least 5 min on the TM with a five-minute rest prior to the test. This session included an explanation of the system and the use of the treadmill's SP function. During the familiarisation session, participants were encouraged to interact with the system until they felt confident to try fast speed walking for one minute. Participants were not allowed to hold the handrails during the evaluation unless there was a loss of balance.

2.3. Materials

A 10 m long OptoGAIT portable optometric system (Microgate, Bolzano, Italy) was placed in the middle of the course to measure spatial and temporal gait parameters. Participants walked through the OptoGAIT on each pass of the 20 m course and made a U-turn at each end marker [26] [Fig. 1]. SP TM 6MWT sessions were conducted on a Bertec dual-belt instrumented TM (Bertec Corp., Columbus, OH, USA) sampled at 1000 Hz with a network of 8 Optitrack Prime 13 optoelectronic cameras (NaturalPoint, Inc. Oregon, USA) sampled at 100 Hz.

The feedback-controlled speed was assessed with a purpose-built controller made of a Garmin LIDAR (Garmin Ltd, Lenexa, Kansas, USA) and an Arduino Uno REV3 microcontroller board (Arduino SRL, Torino, Italy) (Fig. 2). The position of the subject was filtered with a first-order discrete-time low-pass filter with I for input and O for output (Eq. (1)) [23] with a sampling at 20 Hz to reduce trunk oscillations. Then, a Matlab algorithm aimed to keep users in the centre of the treadmill via a speed correction [20], sent directly to the TM system with incremental position and speed defined as x and \dot{x} respectively [Eq. (2)].

$$O_i = 0.6065 \times O_{i-1} + 0.2131 \times I_i + 0.1804 \times I_{i-1} \quad (1)$$

$$\dot{x}_i = \dot{x}_{i-1} + 0.009 \times x_i \times |x_i| \quad (2)$$

Ground reaction force (GRF) data were low-pass filtered at 20 Hz. Strides with foot placement on both belts were excluded from the data analysis. The distance of the SP TM 6MWT was calculated from the integral of the walking speed over the 6 min. Gait parameters were

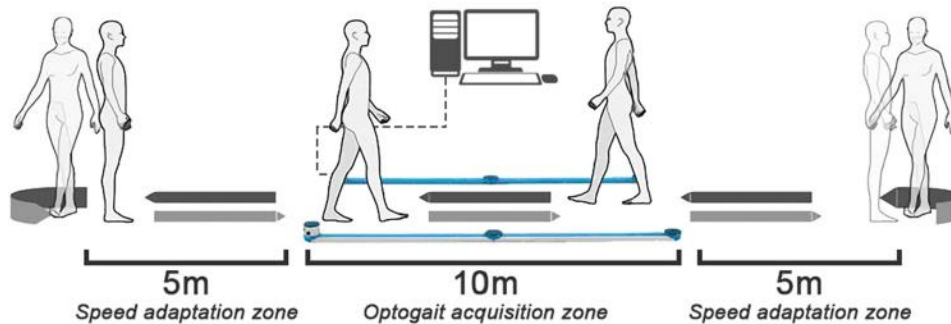
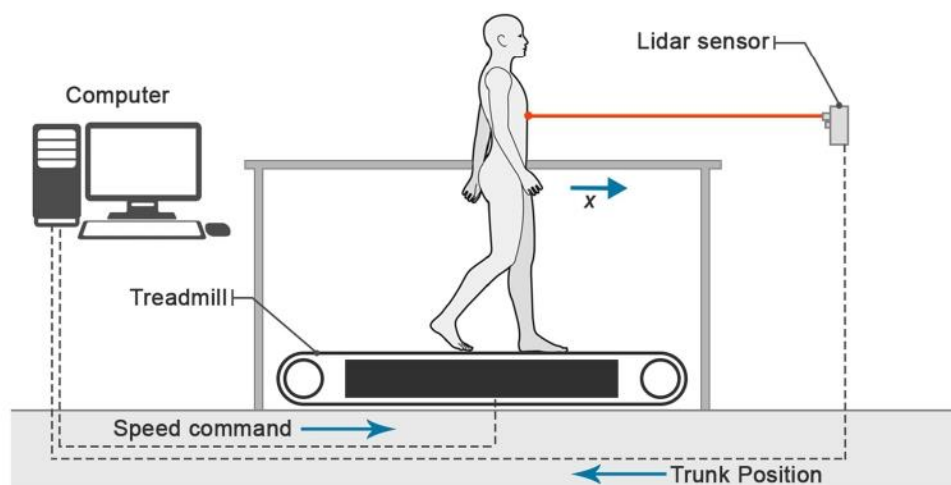


Fig. 1. OG 6MWT setup.

Fig. 2. Speed adaptation treadmill setup: Position x computed by the LIDAR sensor sends the trunk position to the computer and with a Matlab algorithm, sends a speed command to the treadmill to place the participant in the centre.

calculated using the initial contact and toe off from the ground reaction force as well as the walking speed to derive step length, step time, stance phase, double support, cadence, and average walking speed.

The first and last step of the OptoGAIT acquisitions in each direction were excluded to remove partial steps. Gait parameters were calculated taking the initial contact and the toe off from when the foot crossed the infrared beam light between the two bars. A filter of 2 LEDs was used to eliminate a potential systematic bias due to the position of the LEDs in the OptoGAIT system, 3 mm above the ground [27]. The distance of the OG 6MWT was computed with the standard method from the number of turns and the remaining distance covered (the number of metres in the final partial lap) using the markers on the floor as distance guides. In order to compare SP TM and OG distances calculated by similar methods, another OG 6MWT distance was estimated by multiplying the average walking speed measured by the OptoGAIT system during the test by 6 min (average-speed-based estimation method).

To compare the two modalities, the 6MWT was split into three 1-minute intervals, T1 (initial): 0 – 1 min; T2 (middle): 2 min 30 s – 3 min 30 s; T3 (end): 5–6 min. These intervals were chosen to better compare the different strategical periods of adaptation and tolerance involved in performing a 6MWT [28].

2.4. Statistical analysis

The assumption of normality was checked with the Shapiro-Wilk test. Given the very definition of the p -value, it cannot provide evidence in favour of an equivalence. However, an alternative to the traditional H_0 significance testing approach is possible by treating H_0 and H_1 differently with the two one-sided test (TOST) [29]. For the

primary outcome, the equivalence between OG and SP TM Day 1 distance was checked by TOST. The equivalence interval was fixed at ± 45 m ($\sim 7\%$ of the mean distance) and alpha level at 5% for a clinical difference [30,31]. The Bland-Altman method was used to assess agreement between the two modalities, to compare the OG distance defined by the standard method and the OG distance estimated from the average speed, without U-turns and therefore more similar to the SP TM distance. For the secondary outcome, to assess the validity of gait parameters of the SP TM 6MWT compared to the OG 6MWT, Bland-Altman plots were used to test the agreement of cadence, step length, stance phase, double support, and gait speed. Then, cadence, stance phase, double support and step length were analysed using a mixed-model multivariate analysis of variance (MANOVA) with one factor (OG compared to SP TM). The assumption of partial correlation between variables was checked with Pearson's partial correlation of the MANOVA variables. Box's M Test was significant with p -value = 0.066 > 0.001 indicating that potential distortion of the alpha level is not significant. Pillai's trace was chosen due to the small population of fewer than 30 participants.

The reliability of the feedback-controlled speed algorithm for the SP TM 6MWT was assessed through within-day and between-day reliability. The within-day reliability was determined by the intraclass correlation (ICC) type (2,1) between participants and gait cycles based on the first 20 strides of each of the three 1-minute periods in the day 1 SP TM 6MWT [11]. ICC values were considered poor (<0.50), moderate (0.50–0.75), good (0.75–0.90), or excellent (>0.90) [32]. To examine the test-retest reliability of the gait parameters obtained from the SP TM 6MWT between days, 20 strides of each of the three 1-minute periods were combined between the day 1 and day 2 sessions to construct each

trial. Reliability was determined by the ICC type (3,1) [33].

3. Results

A comparison between the SP TM and OG modalities for the 6MWT is shown in [Fig. 3] with two computed distances for OG: the standard method and the average-speed-based estimation. In the OG condition, participants walked $664.8 \text{ m} \pm 48.9 \text{ m}$ with the standard method using floor markers and $721.3 \text{ m} \pm 56.2 \text{ m}$ with the walking speed method. For the SP TM 6MWT, they covered $729.4 \text{ m} \pm 40.8 \text{ m}$ in the first session and $727.4 \text{ m} \pm 49.9 \text{ m}$ in the second session. A comparison between the SP TM day one and day two sessions showed significant equivalence with an average of -2.0 m difference (95% CI -27.8 to 23.8 , p -value < 0.05). Participants walked, on average, -64.6 m (95% CI $45.3 - 83.9 \text{ m}$, p -value > 0.05) between the OG 6MWT and the day 1 SP TM 6MWT, i.e., 9% less in the OG test with the standard distance method than the TM distance. The difference was 8.1 m (95% CI -17.1 to 33.4 m , p -value < 0.05) with the average-speed-based estimation.

Bland-Altman plots showed a significant difference in the distance between the adaptive treadmill and the OG 6MWT with the distance calculated by the usual method but not with the average-speed based estimation [Fig. 3]. The cadence, step time, step length, stance phase, double support and gait speed were similar between both systems with no significant difference shown on the Bland-Altman plots [Fig. 4].

There was no significant main effect between SP TM and OG walking (p -value = 0.847) using Pillai's test for cadence, step length, stance phase and double support.

The ICC values for gait parameters showed good to excellent reliability for the SP TM algorithm during the three parts of the 6MWT on the adaptive TM [Table 1]. For test-retest reliability, ICC values between both 6MWT sessions on the adaptive TM showed moderate to excellent between-day reliability [Table 2].

4. Discussion

The main purpose of this study was to examine if the results of a 6MWT on an SP TM were similar to an OG 6MWT. Our results showed a significant difference for the distance between modalities with a 9% greater distance on the SP TM 6MWT compared to the OG 6MWT. However, neither the spatiotemporal parameters nor the average-speed-based distance estimation demonstrated a significant difference to their counterparts between 6MWT modalities. Moreover, the SP TM

algorithm showed high reliability of the spatiotemporal parameters within and between days.

Our findings support that SP TMs are a reliable tool to evaluate gait speed with no significant difference in gait speed between the two modalities at points T1, T2 and T3 during a 6MWT after a 5-minute accommodation period. Plotnik et al. and Song et al. found similar results in their studies, with no significant difference in gait speed between SP TM and OG after an adaptation period [8,17]. This accommodation time is an essential step in TM gait tests due to the treadmill paradox. Paradoxically, any chosen fixed gait speed on a TM, including a manually self-selected walking speed, does not reflect OG walking accurately and therefore underestimates distance. Through an analysis of speed convergence, Plotnik et al. suggested a longer speed-adaptation period for SP TM than for OG, with at least 2 m needed to reach self-selected gait speed for OG, compared with 30 m or more for SP TM walking [8]. Additional studies confirm the effect of the familiarisation period, suggesting a small learning effect. Sloot et al. found a small difference between the two modalities, with a 3 min accommodation period and recommend, like the Zeni et al. study, at least 5 min to become accustomed to SP walking to avoid the TM paradox [18,34]. These findings bring to light the importance of feedback-controlled, self-paced walking speed on a treadmill after an accommodation period to limit the TM paradox, which will underestimate walking speed.

In contrast to the gait speed comparison, the mixed results of the distance comparison led to a better understanding of the impact of U-turns on the 6MWT. Indeed, the OG distance with the standard method underestimated the distance by 72.7 m when compared with the distance predicted using the average walking speed taken in the middle of the hallway. This difference could be clinically meaningful for measuring a patient's condition [30]. The distance estimated from the average walking speed showed no significant difference with SP TM 6MWT. This significant difference observed with the standard method may be due to the U-turns required during the OG 6MWT. In the present study, the distance with the usual method was underestimated because the use of a 20 m hallway introduced a large number of turns. Elazzazi et al. found no significant difference between the OG, using the usual calculation method to obtain the distance, and the SP TM conditions. They attributed this result to the use of a 33 m hallway. The authors suggested that increasing the walkway length to reduce the number of turns would possibly increase the distance covered by participants during the 6MWT. Unfortunately, gait speeds were not recorded during the OG 6MWT so it was not possible to compare possible effects of the

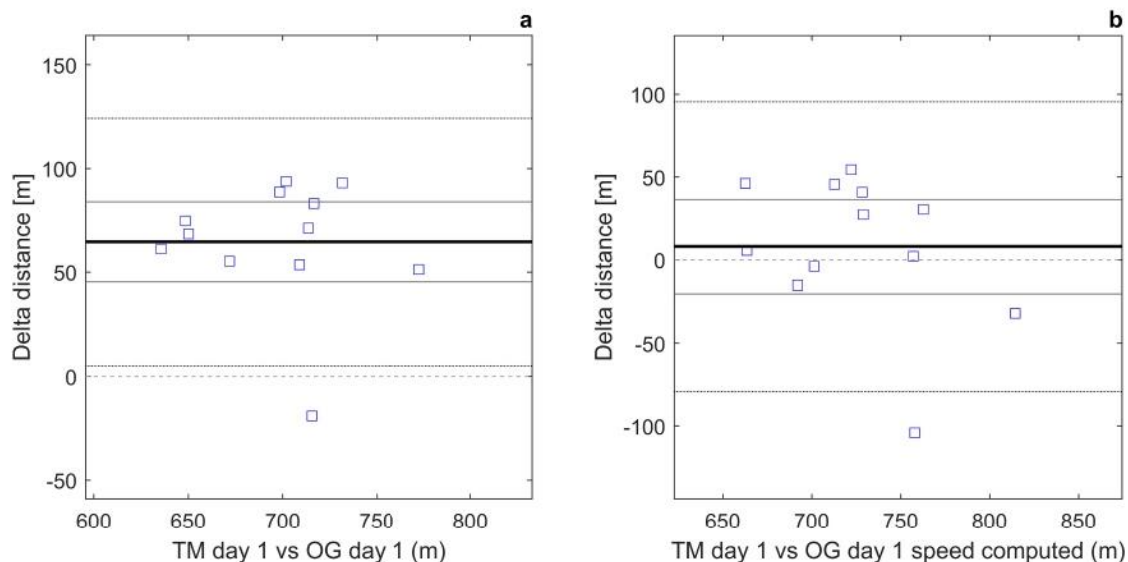


Fig. 3. Bland-Altman plots of the difference in distance between the SP TM and OG 6MWTs with the standard method (a) and the average-speed-based estimation (b).

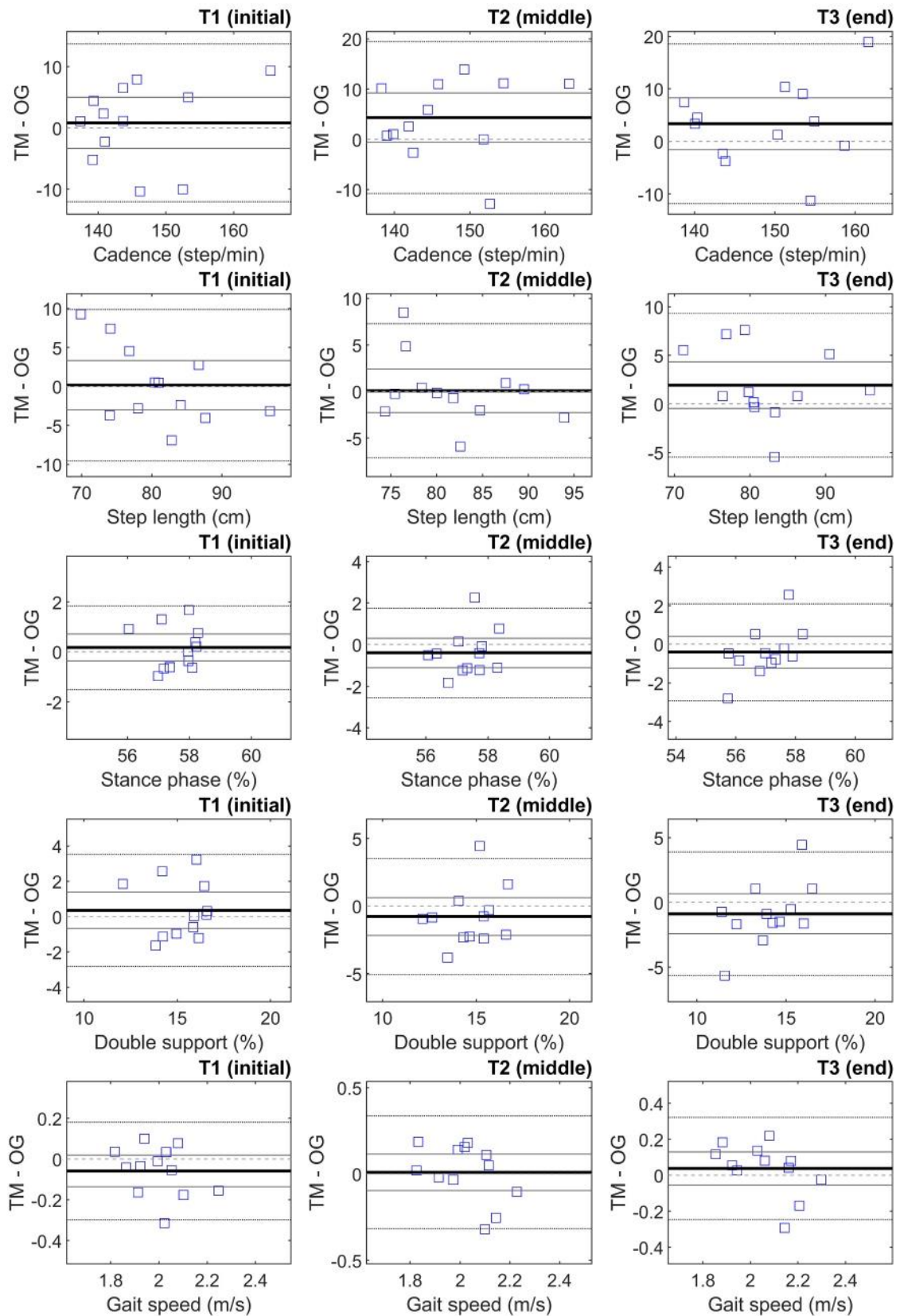


Fig. 4. Bland-Altman plots of cadence, step length, stance phase, double support and gait speed at T1 (initial), T2 (middle), and T3 (end) of the 6MWT between SP TM day 1 and OG.

Table 1

Intraclass reliability of the 6MWT on the adaptive treadmill for Step Length (SL), Step Time (ST), Cadence (Cad), Walking Speed (WS), Stance Phase (SPh) and Double Support (DS).

Gait parameters	ICC (CI 95%)		
	T1	T2	T3
SL	0.87 (0.76 – 0.95)	0.96 (0.92 – 0.99)	0.90 (0.83 – 0.97)
ST	0.96 (0.92 – 0.99)	0.96 (0.92 – 0.99)	0.97 (0.94 – 0.99)
Cad	0.97 (0.93 – 0.99)	0.96 (0.92 – 0.99)	0.97 (0.94 – 0.99)
WS	0.81 (0.68 – 0.93)	0.95 (0.91 – 0.98)	0.91 (0.83 – 0.97)
SPh	0.82 (0.68 – 0.93)	0.85 (0.74 – 0.94)	0.85 (0.73 – 0.94)
DS	0.80 (0.65 – 0.92)	0.88 (0.79 – 0.96)	0.88 (0.77 – 0.95)

Table 2

Test-retest reliability of the 6MWT on the adaptive treadmill for Step Length (SL), Step Time (ST), Cadence (Cad), Walking Speed (WS), Stance Phase (SPh) and Double Support (DS).

Gait parameters:	ICC (CI 95%)		
	T1	T2	T3
SL	0.90 (0.84 – 0.95)	0.97 (0.95 – 0.99)	0.89 (0.83 – 0.95)
ST	0.95 (0.90 – 0.97)	0.96 (0.94 – 0.98)	0.87 (0.79 – 0.93)
Cad	0.96 (0.93 – 0.98)	0.96 (0.93 – 0.98)	0.89 (0.82 – 0.94)
WS	0.93 (0.89 – 0.97)	0.98 (0.96 – 0.99)	0.98 (0.96 – 0.99)
SPh	0.80 (0.68 – 0.89)	0.87 (0.79 – 0.93)	0.74 (0.61 – 0.86)
DS	0.80 (0.69 – 0.90)	0.88 (0.81 – 0.94)	0.86 (0.78 – 0.93)

U-turns on the distance. The authors highlighted the problem of the lack of standardisation of hallway length, which may lead to underestimated distances for OG compared with SP TM 6MWTs [4]. The effect of different walkway length for a 6MWT was studied by Shamay S. Ng et al. with 10 m, 20 m, and 30 m. Their findings support the significant effect of the walkway length on the distance covered in the 6MWT in patients with stroke and among the elderly [7,35]. This effect highlights the importance for clinicians to use the norm value of the 6MWT with much more care, depending on walkway length. It is possible that new norm values may be needed to effectively compare OG distances with those on SP TM, because distances estimated from the average speed walking back and forth several times may be different from walking in a straight line. This difference, of slowing down and turning, may allow participants to walk at a higher speed in the walkway [36]. Finally, the difference in distance between the SP TM and the OG 6MWT distances means that the reader should be cautious in applying the previously established norms.

Regarding the spatiotemporal parameters, the study showed similar step length, cadence, gait speed, stance phase, and double support between the two modalities. For comparison, Cronin et al. measured comparable outcomes for gait speed, stance time, step time and stance phase, between TM and OG in barefoot conditions [37]. In running tests, García-Pérez et al. reported no significant difference in cadence at 3.33 m/s between TM and OG [38]. Hollman et al. similarly measured no differences for stride time, stride length, cadence, and stance phase between SP TM walking and OG walking [16]. In contrast, some studies have highlighted differences in spatiotemporal parameters between SP TM and OG. In particular, Van Der Krogt et al. found similar gait speed but with shorter and wider strides on the TM, possibly due to the dual-belt treadmill. These results were in line with the findings of Schellenbach et al. in adult participants with, in addition, an increase in cadence and time in double support compared with OG walking. After a familiarisation period, these participants reached a stable pattern with small differences compared to overground walking but did not fully abandon a careful walking style. However, these differences between modalities, do not necessarily mean that TM walking is less suitable for clinical analysis [39,40]. These findings are in agreement with our results that no significant difference between SP TM and OG gait parameters is observed after a 5-minute accommodation period.

Our results suggest that the feedback-controlled speed algorithm for the SP TM 6MWT provides excellent reliability for step time and cadence and good reliability for gait speed, step length, stance phase and double support during the three parts of the 6MWT on the adaptive TM. Matsas et al. found similar results for the ICC of the stride time, step length and cadence after 6 min of treadmill walking, with ICC values higher than 0.94, 0.93 and 0.94, respectively, from six consecutive gait cycles [41]. For test-retest reliability, our data suggest moderate to excellent between-day reliability, depending on the spatiotemporal parameter. Analogous test-retest reliability was found for a comfortable speed with an ICC of 0.982 (0.956–0.992) for stride time and 0.960 (0.904–0.983) for stride length [3]. Choi et al. confirm this hypothesis with a series of 6 trials on a 10 min gait test spread over 2 days with ICC > 0.90 for speed, stride time and stride length [42]. Another study found high between- and within-day reliability for most of the spatiotemporal gait parameters, including stride frequency, stride length and stride time [43]. However, stance phase and double support were less reliable on the treadmill compared to the other spatiotemporal gait parameters, in agreement with our results. Faude et al. found a similar result with a lower reliability for double support, with an ICC of 0.86, comparable to the 0.80–0.88 measured in our study [43]. To conclude, the reliability of gait parameters on an SP TM allows clinicians to use the 6MWT to better analyse mobility-related function using gait deviation.

This study has some limitations which need to be considered. The test-retest reliability was based on only 2 sessions which was not very consistent with ICC interpretation [33,42]. Also, to get more consistent data in order to perform inverse dynamics on the 6MWT, participants were in a barefoot condition. This limits the generalisability, as the OG 6MWT is usually performed in a shod condition. Further, all participants included in the study were healthy young adults. This population is not representative of patients with fatigue and gait variability performing 6MWTs. This lack of variability is the main limitation of this study to fully highlight the capabilities of the SP algorithm. Only the stability of the system was assessed in the study, as participants experienced no fatigue during the three parts of the 6MWT. In addition, young people typically require less familiarisation time compared with the patient group. This parameter can be a serious limitation for patients with endurance issues. Another limitation is the possible learning effect, as the OG 6MWT was performed before the SP TM 6MWT. Further investigation of SP TM including individuals with gait limitation is needed to show the feasibility of the SP algorithm to reveal fatigue and gait variability. Related to this, another investigation with longer gait tests on healthy participants will show the potential use of an endurance test and will focus on natural low-frequency variability between OG and SP TM tests [16]. Finally, the SP TM system used was based on different studies, but its performance is not representative of all SP TM, which will depend on the algorithm and the user-driven treadmill control.

5. Conclusion

In conclusion, the distance walked on an SP TM presents a significant difference compared with that measured in an OG 6MWT. This difference highlights that the norm values cannot be compared with measurements in this modality and establishes the necessity of new norm values for SP TM 6MWT. However, a comparison of spatiotemporal parameters highlighted no significant difference between modalities. These results indicate that, after a familiarisation period, SP TM walking does not notably affect gait parameters for clinical analysis. Moreover, the SP TM 6MWT allows the use of optoelectronic camera networks, force platforms and other tools to perform more accurate gait analysis while observing walking speed, gait variability and endurance.

Declaration Competing Interest

The authors have no professional relationship with companies of manufacturers who might benefit from the results of the study.

References

- [1] R. Bayat, H. Barbeau, A. Lamontagne, Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke, *Neurorehabil. Neural Repair*. 19 (2005) 115–124, <https://doi.org/10.1177/1545968305275286>.
- [2] S. Nakakubo, T. Doi, H. Makizako, K. Tsutsumimoto, R. Hotta, S. Kurita, M. Kim, T. Suzuki, H. Shimada, Association of walk ratio during normal gait speed and fall in community-dwelling elderly people, *Gait Posture* 66 (2018) 151–154, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.030>.
- [3] L. Donath, O. Faude, E. Lichtenstein, C. Nuesch, A. Mündermann, Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: comparison to an instrumented treadmill, *J. Neuroeng. Rehabil.* 13 (2016) 1–9, <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0115-z>.
- [4] A. Elazzazi, N. Chapman, E. Murphy, R. White, Measurement of distance walked and physiological responses to a 6-minute walk test on level ground and on a treadmill: a comparative study, *J. Geriatr. Phys. Ther.* 35 (2012) 2–7, <https://doi.org/10.1519/JPT.0b013e31821c91b1>.
- [5] ATS statement: guidelines for the six-minute walk test, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 166 (2002) 111–117, <https://doi.org/10.1164/rccm.166/1/111>.
- [6] Z. Szczurek, F. Prochaczek, J. Brandt, P. Kowalski, K. Świada, A. Curylo, A. Michnik, The 6-minutes walk test on the treadmill controlled by a patient's walk, in: *XI Conf. Medical Informatics Technol.*, 2006.
- [7] S.S. Ng, W.W. Tsang, T.H. Cheung, J.S. Chung, F.P. To, P.C. Yu, Walkway length, but not turning direction, determines the six-minute walk test distance in individuals with stroke, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 92 (2011) 806–811, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.10.033>.
- [8] M. Plotnik, T. Azrad, M. Bondi, Y. Bahat, Y. Gimmon, G. Zeilig, R. Inzelberg, I. Siev-Ner, Self-selected gait speed - over ground versus self-paced treadmill walking, a solution for a paradox, *J. Neuroeng. Rehabil.* 12 (2015), <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0002-z>.
- [9] P.O. Riley, G. Paolini, U. Della Croce, K.W. Paylo, D.C. Kerrigan, A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects, *Gait Posture* 26 (2007) 17–24, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.003>.
- [10] S. Papegaaij, F. Steenbrink, *Clinical Gait Analysis: Treadmill-Based vs Overground* (2017).
- [11] N. König, N.B. Singh, J. von Beckerath, L. Janke, W.R. Taylor, Is gait variability reliable? An assessment of spatio-temporal parameters of gait variability during continuous overground walking, *Gait Posture* 39 (2014) 615–617, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.06.014>.
- [12] T. Warabi, M. Kato, K. Kiriya, T. Yoshida, N. Kobayashi, Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force, *Neurosci. Res.* 53 (2005) 343–348, <https://doi.org/10.1016/j.neures.2005.08.005>.
- [13] J.R. Watt, J.R. Franz, K. Jackson, J. Dicharry, P.O. Riley, D.C. Kerrigan, A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects, *Clin. Biomech.* 25 (2010) 444–449, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.09.002>.
- [14] F. Yang, G.A. King, Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 31 (2016) 81–87, <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.09.004>.
- [15] N.T. Ray, B.A. Knarr, J.S. Higginson, Walking speed changes in response to novel user-driven treadmill control, *J. Biomech.* 78 (2018) 143–149, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.07.035>.
- [16] J.H. Hollman, M.K. Watkins, A.C. Imhoff, C.E. Braun, K.A. Akervik, D.K. Ness, A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions, *Gait Posture* 43 (2016) 204–209, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.024>.
- [17] S. Song, H. Choi, S.H. Collins, Using force data to self-pace an instrumented treadmill and measure self-selected walking speed, *J. Neuroeng. Rehabil.* 17 (2020) 68, <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00683-5>.
- [18] L.H. Sloop, M.M. van der Krogt, J. Harlaar, Self-paced versus fixed speed treadmill walking, *Gait Posture* 39 (2014) 478–484, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.022>.
- [19] J. Kim, A. Gravunder, H.-S. Park, Commercial motion sensor based low-cost and convenient interactive treadmill, *Sensors* 15 (2015) 23667–23683, <https://doi.org/10.3390/s150923667>.
- [20] J.L. Souman, P.R. Giordano, M. Schwaiger, I. Frissen, T. Thümmel, H. Ulbrich, A. De Luca, H.H. Büthoff, M.O. Ernst, CyberWalk: enabling unconstrained omnidirectional walking through virtual environments, *ACM Trans. Appl. Percept.* 8 (2011), <https://doi.org/10.1145/2043603.2043607>.
- [21] W.-Y. Liu, K. Meijer, J.M. Delbressine, P.J. Willems, F.M.E. Franssen, E.F. M. Wouters, M.A. Spruit, Reproducibility and validity of the 6-minute walk test using the gait real-time analysis interactive lab in patients with COPD and healthy elderly, *PLoS One* (2016), <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0162444>.
- [22] A.E. Minetti, L. Boldrini, L. Brusamolin, P. Zamparo, T. McKee, A feedback-controlled treadmill (treadmill-on-demand) and the spontaneous speed of walking and running in humans, *J. Appl. Physiol.* 95 (2003) 838–843, <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00128.2003>.
- [23] J. Von Zitzewitz, M. Bernhardt, R. Riener, Treadmill speed adaptation, *Rehabilitation* 15 (2007) 401–409.
- [24] S. Franklin, M.J. Grey, N. Heneghan, L. Bowen, F.X. Li, Barefoot vs common footwear: a systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking, *Gait Posture* 42 (2015) 230–239, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.019>.
- [25] J. Liu, C. Drutz, R. Kumar, L. McVicar, R. Weinberger, D. Brooks, N.M. Salbach, Use of the six-minute walk test poststroke: is there a practice effect? *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 89 (2008) 1686–1692, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.02.026>.
- [26] J.P. Stellmann, A. Neuhaus, N. Götze, S. Briken, C. Lederer, M. Schimpl, C. Heesen, M. Daumer, Ecological validity of walking capacity tests in multiple sclerosis, *PLoS One* 10 (2015) 1–11, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0123822>.
- [27] A. Healy, K. Linyard-Tough, N. Chockalingam, Agreement between the spatiotemporal gait parameters of healthy adults from the OptoGait system and a traditional three-dimensional motion capture system, *J. Biomech. Eng* 141 (2019), <https://doi.org/10.1115/1.4041619>.
- [28] N. Hadouri, E. Monnet, A. Gouelle, P. Decavel, Y. Sagawa, Evaluation of prolonged walking in persons with multiple sclerosis: reliability of the spatio-temporal walking variables during the 6-minute walk test, *Sensors* 21 (2021) 3075, <https://doi.org/10.3390/s21093075>.
- [29] J. Leppink, A pragmatic approach to statistical testing and estimation (PASTE), *Heal. Prof. Educ.* 4 (2018) 329–339, <https://doi.org/10.1016/j.hpe.2017.12.009>.
- [30] L. Resnik, M. Borgia, Reliability of outcome measures for people with lower-limb amputations: distinguishing true change from statistical error, *Phys. Ther.* 91 (2011), <https://academic.oup.com/ptj/article/91/4/555/2735043>.
- [31] R. Schrover, K. Evans, R. Giugliani, I. Noble, K. Bhattacharya, Minimal clinically important difference for the 6-min walk test: literature review and application to Morquio A syndrome, *Orphanet J. Rare Dis.* 12 (2017) 5–9, <https://doi.org/10.1186/s13023-017-0633-1>.
- [32] A.I. Cuesta-Vargas, A. Galán-Mercant, J.M. Williams, The use of inertial sensors system for human motion analysis, *Phys. Ther. Rev.* 15 (2010) 462–473, <https://doi.org/10.1179/1743288x11y.0000000006>.
- [33] T.K. Koo, M.Y. Li, A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research, *J. Chiropr. Med.* 15 (2016) 155–163, <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>.
- [34] J.A. Zeni, J.S. Higginson, Gait parameters and stride-to-stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill, *Clin. Biomech.* 25 (2010) 383–386, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.11.002>.
- [35] S.S. Ng, P.C. Yu, F.P. To, J.S. Chung, T.H. Cheung, Effect of walkway length and turning direction on the distance covered in the 6-minute walk test among adults over 50 years of age: a cross-sectional study, *Physiotherapy* 99 (2013) 63–70, <https://doi.org/10.1016/j.physio.2011.11.005>.
- [36] I. Van Den Akker-scheek, M. Stevens, S.K. Bulstra, Recovery of gait after short-stay total hip arthroplasty, *Arch Phys Med Rehabil* (2006), <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.11.026>.
- [37] N.J. Cronin, T. Finni, Treadmill versus overground and barefoot versus shod comparisons of triceps surae fascicle behaviour in human walking and running, *Gait Posture* 38 (2013) 528–533, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.027>.
- [38] J.A. García-Pérez, P. Pérez-Soriano, S. Llana, A. Martínez-Nova, D. Sánchez-Zuriaga, Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: Influence of fatigue, *Gait Posture* 38 (2013) 929–933, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.026>.
- [39] M. Schellenbach, M. Lövdén, J. Verrel, A. Krüger, U. Lindenberger, Adult age differences in familiarization to treadmill walking within virtual environments, *Gait Posture* 31 (2010) 295–299, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.008>.
- [40] M.M. van der Krogt, L.H. Sloop, J. Harlaar, Overground versus self-paced treadmill walking in a virtual environment in children with cerebral palsy, *Gait Posture* 40 (2014) 587–593, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.003>.
- [41] A. Matsas, N. Taylor, H. McBurney, Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects, *Gait Posture* 11 (2000) 46–53, [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00048-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00048-X).
- [42] J.S. Choi, D.W. Kang, J.W. Seo, G.R. Tack, Reliability of the walking speed and gait dynamics variables while walking on a feedback-controlled treadmill, *J. Biomech.* 48 (2015) 1336–1339, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.047>.
- [43] O. Faude, L. Donath, R. Roth, L. Fricker, L. Zahner, Reliability of gait parameters during treadmill walking in community-dwelling healthy seniors, *Gait Posture* 36 (2012) 444–448, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.003>.

3. Synthèse

L'objectif de l'étude était de valider la réalisation d'un TDM6 avec un tapis roulant asservi par rapport à un TDM6 standard pour permettre de quantifier l'évolution des paramètres de marche au cours d'un test de marche prolongé.

Les résultats montrent que l'utilisation d'un tapis roulant asservi en vitesse pour la réalisation d'un TDM6 ne modifie pas les paramètres spatio-temporels et la vitesse de la marche par rapport à un TDM6 conventionnel. Contrairement au TDM6 standard, cette modalité nécessite une certaine période de familiarisation pour obtenir des résultats qui ne souffrent pas d'une marche d'appréhension. Ce phénomène se traduit par une cadence et un double appui plus importants à cause de l'appréhension. De même, les résultats de l'étude ont mis en évidence que la modalité du TDM6 permettait d'obtenir de manière reproductible les paramètres spatio-temporels et la vitesse de marche sur différentes évaluations.

Cependant, ces résultats ont soulevé une nouvelle problématique pour de futurs travaux utilisant cette modalité. La comparaison de la distance parcourue durant les 6 minutes montre une surestimation significative du critère principal de 10% par rapport à un TDM6 conventionnel. Cet écart de mesure réside dans la différence de calcul de distance. Les recommandations de l'ATS préconisent de faire des allers-retours sur une distance de 20 à 33 mètres. Dans notre cas, la mesure se fait sur un tapis roulant sans possibilité de demi-tours. Cette différence de mesure implique des biais d'estimation de distance à cause des ralentissements durant les changements de directions. Cette différence de mesure montre la nécessité de mettre en place de nouvelles normes pour des TDM6 utilisant un tapis asservi en vitesse comme modalité de mesure.

Les résultats de cette étude permettent dorénavant de réaliser une analyse des paramètres de la marche sur un grand nombre de pas et plus particulièrement l'analyse de l'évolution de la cinématique du genou durant une marche prolongée. Il est maintenant nécessaire d'investiguer la validité du système de mesure permettant de réaliser cette évaluation de la cinématique du genou.

Etude 2: Validity of an instrumented knee brace compared to 3D motion navigation: a cadaveric investigation

1. Présentation

Dans l'objectif de mesurer la cinématique du genou durant une marche prolongée, l'étude précédente nous a permis d'obtenir une méthode fiable pour caractériser les paramètres de la marche durant un TDM6 dans une zone d'évaluation restreinte. Ainsi, dans cette perspective de monitoring du genou durant des marches prolongées, il est nécessaire d'utiliser un outil adapté permettant de réaliser des mesures fiables, sans encombrer la personne et avec pour objectif final de ne pas être restreint à des mesures en laboratoire. L'état de l'art a mis en évidence l'avantage de l'utilisation des centrales inertielles pour quantifier la cinématique du genou sans restriction d'environnement. De même, l'utilisation de ce type d'outils à l'avantage d'être facile à mettre en place, peu encombrant et permet d'obtenir des mesures fiables de cinématique du mouvement (Poitras et al., 2019).

Cependant, la fiabilité de mesure des centrales inertielles est fortement liée à la méthode de calibration des capteurs, à leurs placements et aux algorithmes de calcul pour obtenir la cinématique des articulations (Picerno, 2017; Versteijne et al., 2020). La principale difficulté pour obtenir une mesure fiable est la définition des axes des segments osseux. Contrairement à l'utilisation des caméras optoélectroniques, il est nécessaire de réaliser des calibrations fonctionnelles (voir la partie Modèle cinématique). Le choix d'une calibration fonctionnelle adéquate pour la définition des axes du fémur et du tibia va être crucial pour permettre d'obtenir une précision de mesure adéquate (Robert-Lachaine et al., 2020).

Pour mesurer cette précision de mesure, il va être essentiel d'obtenir des mesures angulaires du genou le plus proche de la vérité terrain. Or une des principales difficultés pour mesurer la cinématique du mouvement, après la mauvaise définition des axes de rotation, est l'erreur de mesure induite par les artefacts de tissus mous (Barré et al., 2015; Grassi et al., 2019). La navigation osseuse présentée dans l'état de l'art (partie 3.3.1) permet de s'affranchir de ces STA grâce à des fixations intra-corticales. Ce type d'outil a l'avantage d'obtenir des mesures angulaires avec une précision inférieure à 1 degré sur les 3 axes de rotations (Maderbacher et al., 2019). Cependant, du fait du caractère invasif et traumatique de cet outil, il est fondamental de réaliser ces mesures sur des genoux cadavériques (Hill et al., 2000; Worlicek et al., 2017).

L'objectif de cette deuxième étude consistait à valider les mesures cinématiques d'une genouillère instrumentée par rapport à un système de navigation intra-osseux sur cadavre. Nous avons investigué la précision et la reproductibilité de ce nouveau système de mesure dans une perspective d'utilisation à plus grande échelle. Nous avons émis l'hypothèse d'obtenir des mesures précises et reproductibles sur différents mouvements spécifiques pratiqués par des kinésithérapeutes et des chirurgiens orthopédistes.

2. L'étude

Validation d'une genouillère instrumentée par rapport à un système de navigation en 3D :
Une étude cadavérique

Validity of an instrumented knee brace compared to 3D motion navigation: A cadaveric
investigation

Nicolas RENEAUD, Emma PIERRE, Raphaël ZORY, Frédéric CHORIN, Luc THOMAS,
Pascale CHAVET, Thelma COYLE, Éric TRUCHET, Stephane PUECH, Matthieu
OLLIVIER, Patrick CHABRAND, Pauline GERUS



Article publié dans
Measurement (mars 2021)



Validity of an instrumented knee brace compared to 3D motion navigation: A cadaveric investigation

Reneaud Nicolas^{a,b,c,*}, Pierre Emma^b, Zory Raphaël^a, Chorin Frédéric^{a,c}, Thomas Luc^b, Chavet Pascale^d, Coyle Thelma^d, Truchet Eric^b, Puech Stephane^e, Ollivier Matthieu^e, Chabrand Patrick^f, Gerus Pauline^a

^a Université Côte d'Azur, LAMHESS, 261 Boulevard du Mercantour 06205, Nice, France

^b Ted Orthopedics, 37 rue Guibal, Marseille, France

^c Université Côte d'Azur, Hôpital Cimiez, 4 Avenue reine Victoria, 06003 Nice, France

^d Université Aix-Marseille, ISM, 163 av. de Luminy F-13288, Marseille cedex 09, France

^e Université Aix-Marseille, Hôpital Sainte-Marguerite, 20 Avenue Viton, 13274 Marseille cedex 09, France

^f SCCDS, Hôpital Timone, 264 rue Saint-Pierre 13385, Marseille cedex 09, France

ARTICLE INFO

Keywords:

Connected knee brace
Inertial measurement unit
Joint kinematics
Navigation
Validity
Reliability

ABSTRACT

The aim of this study was to test the accuracy and the reliability of 3-dimensional angular measurements of an instrumented knee brace compared to the gold standard navigation system optoelectronic cameras-based.

Thirteen cadaveric bodies were used to calculate kinematic knee parameters. Three exercises were performed, 100° flexion (FLEX100), internal/external rotation with a 30° flexion (ROT30), and the pivot shift test (PS).

The reliability was excellent with an ICC (95%) > 0.90. The agreement between the two systems showed excellent correlation in the F/E axis for FLEX100 and PS ($\sigma_{(Flex/Ext)} > 0.95$) and strong correlation in the I/E axis for ROT30 ($\sigma_{(Rot Int/Ext)} > 0.939$). The root mean square error (RMSE) was under 5° for all exercises considering the soft tissue artifact (STA) for the F/E axis.

Consequently, the instrumented knee brace exposed high reliability and accuracy which could end up on clinical interpretations thanks to the previous measures.

1. Background

Knee joint function can be altered by several pathologies, such as anterior cruciate ligament rupture (ACLR) and knee osteoarthritis (OA) [1–4]. A better understanding of knee pathologies has given rise recently to new knee diagnostic and analysis tools [5–7]. Thus, motion capture and questionnaires have become the gold standard for practitioners for several pathologies [1,2,8]. The optoelectronic camera system (OCS) is the usual tool for quantifying body motion [2,9–11]. However, motion capture with OCS has few limitations. Firstly, the gait patterns can be affected by the laboratory environment compared to an ecological environment [12–14]. Secondly, the OCS is very expensive, restricted to a limited field of view in time and space [12,14] and time consuming. Finally, the OCS cannot be used in a home-based rehabilitation perspective.

To develop systems that overcome these disadvantages, recent research has focused on gait analysis using wearable sensors [15], and

new systems have been developed to quantify human motion. For example, accelerometers are valid and reliable for the recording of activity, energy expenditure and acceleration data [16]. Nevertheless, the precision of kinematic measurements is poor with an accelerometer sensor only due to the presence of drift during fast accelerations [17,18]. Combining a gyroscope with an accelerometer may solve this problem. Indeed, gyroscopes can estimate sensor orientation by integrating the angular velocity on the X, Y, Z axes relative to the sensor. Yet this sensor is subject to a drift in angular velocity due to signal integration, a well-known problem in robotics and motion analysis. By mixing the complementary data from accelerometers and gyroscopes, the two drifts can be minimized with a fusion algorithm like a Kalman filter [16,19,20]. The association of the two sensors is called an inertial measurement unit (IMU). Body sensor networks with IMUs such as Xsens MVN (Xsens Technologies BV, Enschede, NL) [21] or Perception NEURON Pro (Noitom, Miami, FL, USA) [22] provide quantitative movement analysis in ecological environments.

* Corresponding author at: Hôpital Cimiez, bâtiment Mossa, Etage -1 – Plateforme fragilité, 4 Avenue Reine Victoria, 06003 Nice, France.
E-mail address: nicolas@tedorthopedics.com (R. Nicolas).

<https://doi.org/10.1016/j.measurement.2020.108590>

Received 3 August 2020; Received in revised form 23 September 2020; Accepted 6 October 2020

Available online 16 October 2020

0263-2241/© 2020 Elsevier Ltd. All rights reserved.

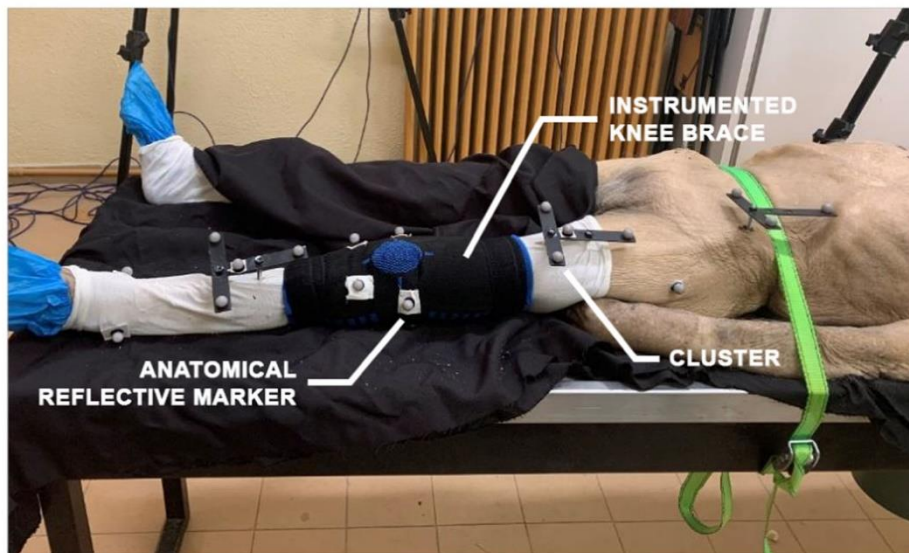


Fig. 1. View of the instrumented knee brace, reflective markers and clusters placement on the cadaver's lower limb. The torso was strapped to the table to minimize artifacts on the hip cluster position.

In a home-based rehabilitation perspective, the knee motion analysis has become necessary to supervise patients through biofeedback. To deal with that, a new instrumented knee brace with two IMUs was developed. These sensors calculated the movement of the thigh relative to the shank. Moreover, this integrated system compares to simple IMU sensors described previously did not necessitate clinicians or physiotherapist for calibration or anatomical placement due to its ease of use. Indeed, once the connected knee brace is in place, it is possible to quantify knee motion in an ecological environment to reduce bias in laboratory conditions with a smartphone [23–25]. Palpation to find anatomical landmarks is not required, nor is it necessary to fix markers or IMUs with different systems, as it is the case with other systems [2,26]. Moreover, this technology offers free use of a workstation for motion computation through cloud computing on the smartphone app, and biofeedback can be displayed in real time with smartphone computation. All these data allow a quantified rehabilitation for physiotherapists or clinicians via success scores and pain scale charts. Then, this system enhance physical rehabilitation by motivating the user with visual data of progression and informative videos [27].

However, this knee brace, like IMU systems or OCS, is sensitive to soft tissue artifacts (STA), a problem inherent to all skin-mounted tracking system. A systematic review noted the effects of STA in the lower limb, finding that several factors influence the results, including sensor orientation [28]. STA was found to reach more than 30 mm of magnitude on the thigh segment and more than 15 mm on the tibia [28]. To overcome this problem, OCS investigation with bony pins would be highly accurate [29,30], but this procedure is unethical and should not be applied to living patients. Along the same lines, the fluoroscopic 3D-matching technique is invasive due to radiation exposure [31]. Recently, several studies have used commercial navigation devices to assess knee kinematics during surgical procedures for ACL reconstruction or total knee arthroplasty [32–34]. Navigation is composed of three parts: computer platform, tracking system, and rigid body marker. Tracking system visualizes the rigid body markers through OCS and calculates motion in real time with the tracking systems. Markers are fixed to the patient's bones surgical instruments to track joint motion or target objects after a referencing procedure which consists in determining bone positions compared to marker positions [35]. For example, this system via bony pins and OCS is a computer-assisted surgical navigation device to help tunnel placement during ACL reconstruction and can quantify knee laxity and validate the surgical procedure [33,36].

A more ethical solution might be considered to begin with cadaveric

investigations. Indeed, tibiofemoral motion in the unloaded cadaveric knee is almost the same as that in the living knee [37,38].

Given the innovative aspect of the knee brace, its accuracy and reliability must be confirmed before the system can be used more extensively. In the present study, we thus investigated the accuracy and reliability of this new system of knee motion quantification and compared it to the gold standard during specific movements well-known to physiotherapists and orthopedic surgeons.

2. Material and methods

2.1. Subjects

Thirteen intact knees from seven frozen cadaveric males were used for this study. The specimens were thawed at room temperature for at least three hours and they showed no sign of degeneration. Exclusion criteria were signs of knee instability (Lachman test) and signs of surgical procedures on knee or hip, evidence of a knee or hip prosthesis, ACL reconstruction, etc. The mean age of the specimens was approximated at 85 years-old approximately due to a lack of anthropological information.

2.2. Material and instrumentation

Three clusters of four reflective markers were fixed by one screw on the pelvis and two screws on the femur and tibia to record the knee kinematics. The femoral and tibial screws were fixed in the bone diaphysis outside the joint capsule with a 2-cm incision to avoid influencing the soft tissue. After fixing the three clusters, seven anatomical landmarks were identified with reflective markers fixed onto the skin with cyanoacrylate glue. The medial malleolus (MM), the lateral malleolus (LM), the medial and lateral epicondyle of the femur (MF, LF), the medial and lateral epicondyle of the tibia (MT, LT) and the greater trochanter (GT) were located (Fig. 1). Kinematic data were simultaneously obtained with seven cameras (Vicon Motion Systems Ltd. Oxford, UK): four MX-T20 and three MX-T40 and with the instrumented knee brace with a sampling frequency of 100 Hz. The instrumented knee brace is composed with two IMU ICM-20948. The knee sleeve was designed to reduce compression around the knee by using soft tissue in opposition to medical knee sleeve designed to change the knee joint kinematic [39]. The knee sleeve compression around the knee was minimal to avoid change in knee joint movement but enough to limit the

Etude 2: Validity of an instrumented knee brace compared to 3D motion navigation: a cadaveric investigation

R. Nicolas et al.

Measurement 173 (2021) 108590

movement of the IMU sensors. IMU's knee brace had a 16 bits resolution for accelerometers and gyroscope. However due to Bluetooth Low Energy communication, these resolutions were downgrade to 10 bits with respectively, a sensitivity of 7.81 mg/LSB for a ± 4 g range and a sensitivity of 0.98 dps/LSB for a range of ± 500 dps.

2.3. Experimental protocol

To evaluate the position of the clusters relative to the bones, a functional movement protocol was generated with the leg extended on the table in a static position then with the leg fully extended realizing hip circular movement. The hip joint can be modeled as a ball-and-socket joint, and the hip joint center (HJC) location is characterized by a point invariant in any position of the joint [40]. The coordinates of the femoral head location were obtained by an optimization method to minimize the HJC movement in the circle movements compared to the hip reference. The distal femur location was determined at the middle of the MF and LF markers. The proximal and distal tibia locations were calculated between the MT and LT markers and the MM and LM markers, respectively.

The mechanical axis of the femur was defined by the line containing the femoral head location and the distal femur location. The femoral condylar axis was defined by the MF and LF markers. The femoral frontal plane was defined by the plane containing the mechanical axis and the femoral condylar axis. The femoral sagittal plane was defined with the femoral axis and the cross-product of the femoral axis and the femoral condylar axis [40]. The mechanical axis of the tibia was defined by the line containing the proximal and distal locations of the tibia. The tibial condylar axis was defined by the MT and LT markers. The tibial frontal plane was defined by the plane containing the mechanical axis and the tibial condylar axis. The tibial sagittal plane was defined with the tibial axis and the cross-product of the tibial axis and the tibial condylar axis. To estimate the orientation of the two IMUs of the instrumented knee brace, we used a procedure implemented in a smartphone application.

The operator performed four movements, five times each: a flexion with a full extension to 100° of flexion (FLEX100), a maximal internal/external rotation with a flexion of 30° (ROT30), a pivot shift test (PS) and a flexion from full extension to maximal knee flexion under constraint (FLEXMAX).

3. Calculation

3.1. Analysis

The synchronization of the two systems was performed by a wand with three reflective markers on it. The maximum acceleration detected when the wand hit the thigh IMU was synchronized with the trajectory of the wand's reflective markers. Data from the OCS were analyzed and the angles were computed in Python. The data from the instrumented knee brace were collected and the angles were computed in Python with a data fusion algorithm based on Valenti et al. filter applied to the accelerometric and gyroscopic data [20]. However, data analysis revealed problems with the calibration protocol for the instrumented knee brace due to the dorsal decubitus position of the cadavers. A better alternative estimation was to find the IMU orientation by comparing clusters and IMU movements when there were small flexions in FLEXMAX. This estimation of the IMU orientation was used for all other exercises. Then, some acquisitions were not processed because of the abnormal movement of some of the anatomical marker fixed on the knee brace (MF, LF, MT and LT), which resulted in the selection of only 23 acquisitions in all. Due to motion differences between operators, only 13 acquisitions for pivot shift test were selected among the 23.

3.2. Statistical analysis

Statistical analysis was performed on the FLEX100, ROT30 and PS

Table 1

ICC and Pearson's correlation coefficient (σ) between instrumented knee brace and navigation. (CI = confidence interval.)

Exercise	FLEX100	ROT30	PS
ICC (CI 95%)	0.979 (0.959–0.990)	0.957 (0.918–0.980)	0.976 (0.944–0.992)
σ (F/E) (CI 95%)	0.999 (0.999–0.999)	0.888 (0.794–0.981)	0.991 (0.984–0.997)
σ (I/E) (CI 95%)	0.700 (0.621–0.780)	0.956 (0.939–0.972)	0.725 (0.506–0.944)
σ (A/A) (CI 95%)	0.820 (0.723–0.917)	0.649 (0.624–0.895)	0.860 (0.789–0.931)

Table 2

RMSE of F/E, F/E with STA regression, I/E, and A/A with 95% confidence interval.

Exercise	FLEX100 (°)	ROT30 (°)	PS (°)
F/E (CI 95%)	8.26 (6.77–9.77)	4.65 (3.11–6.18)	6.06 (4.86–7.27)
F/E Reg (CI 95%)	2.96 (2.31–3.61)	1.01 (0.83–1.20)	2.72 (2.08–3.35)
I/E (CI 95%)	2.25 (1.99–2.52)	3.12 (2.67–3.58)	3.89 (3.03–4.75)
A/A (CI 95%)	3.82 (3.25–4.38)	1.83 (1.57–2.10)	3.53 (2.45–4.61)

exercises. The variables extracted for reliability were the intraclass correlation coefficient (ICC) and Bland & Altman plots. ICC was considered poor (<0.50), moderate (between 0.5 and 0.75), good (between 0.75 and 0.90), or excellent (>0.90) [41]. The variables extracted for validity were Pearson's correlation coefficient (σ), the root mean square error (RMSE), and the mean confidence interval (CI). Pearson's coefficient was evaluated as excellent (>0.95), very good (0.85–0.95), good (0.75–0.85), moderate (0.65–0.75) or weak (<0.65) [42]. Error (RMSE) $< 5^\circ$ was considered excellent, and between 5 and 10° it was considered good [16]. RMSE was measured without offset on the abduction/adduction (A/A) axis and the internal/external rotation (I/E) axis because of the poor accuracy of the alternative IMU orientation procedure. To deal with STA [43], we extracted two types of variables for the validity: the validity on the standard knee motion and the validity on the knee motion with consideration of STA on the flexion/extension (F/E) axis through a linear regression on FLEXMAX acquisitions.

4. Results

The ICC (95%) for the kinematic parameters recorded with the instrumented knee brace showed excellent reliability for all exercises. In terms of concurrent validity, Pearson's r coefficient for the instrumented knee brace kinematics compared to the navigation kinematics showed the following for all exercises: very good to excellent correlations for the F/E angles, poor to excellent correlations for I/E rotation, and poor to excellent correlation for A/A (Table 1). RMSE was less than 5° between systems except for the F/E axis. Table 2, Fig. 3, Figs. 4 and 5 show the impact of STA. The Bland & Altman plots showed the difference in the range of motion (RoM) between the two systems (Fig. 2). 3D kinematics of the knee during the three exercises are depicted in Fig. 3, Fig. 4, and Fig. 5. Rates of flexions for FLEX100 and PS were 78.3 ± 12.4 dps and 55.5 ± 8.9 dps, rates of rotations for ROT30 were 19.4 ± 2.8 dps. Coefficients of variation (CV) were respectively: 15.8%, 16.0%, 14.3%.

5. Discussion

This study compared a new instrumented knee brace based on two IMU sensors aligned to the lateral side of the pelvis and the leg with an OCS to evaluate the accuracy and reliability of the new system during specific tasks. The study showed the excellent reliability of the knee brace and the strong concordance between the two systems. The difference in the RoMs was acceptable. The RMSE values of the OCS and the

Etude 2: Validity of an instrumented knee brace compared to 3D motion navigation: a cadaveric investigation

R. Nicolas et al.

Measurement 173 (2021) 108590

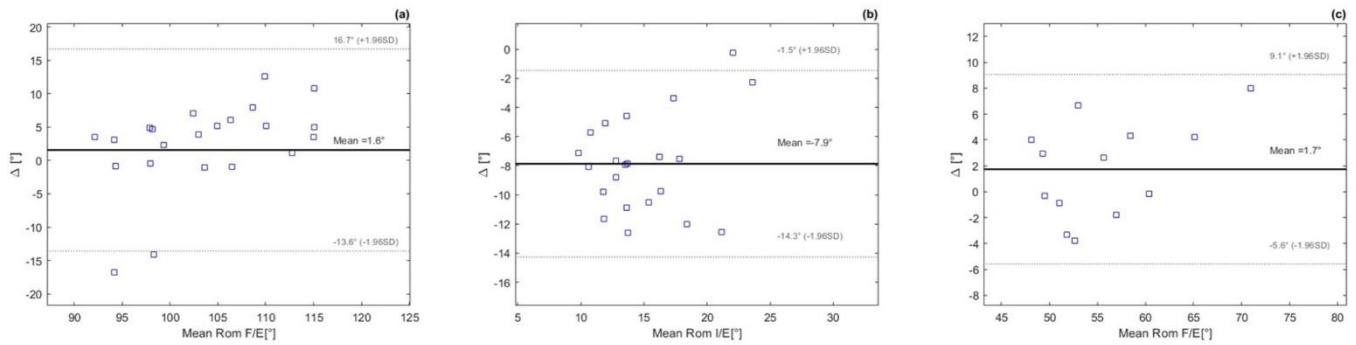


Fig. 2. Bland & Altman plots of RoM from both systems for FLEX100 (a), ROT30 (b) and PS (c). Each graph represents the mean difference (black line) and the CI 95% of the difference (dashed lines) as recorded by the instrumented knee brace and navigation.

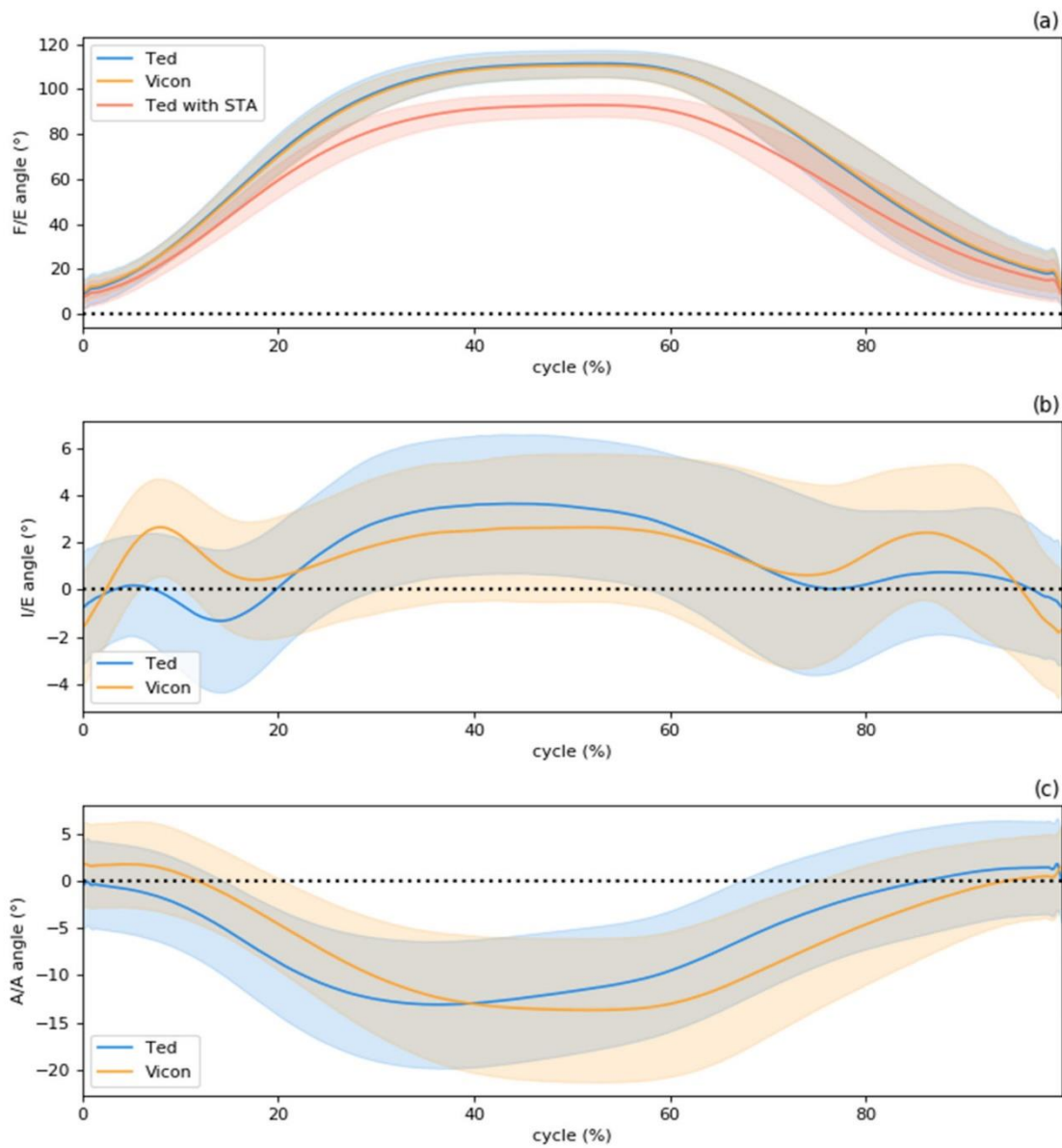


Fig. 3. Mean knee joint kinematics over all trials and all subjects with a standard deviation cloud to compare the two systems (Instrumented knee brace in blue, Instrumented knee brace without STA regression in red, Navigation with Vicon in orange) for flexion 100° in F/E (a), I/E (b), A/A (c).

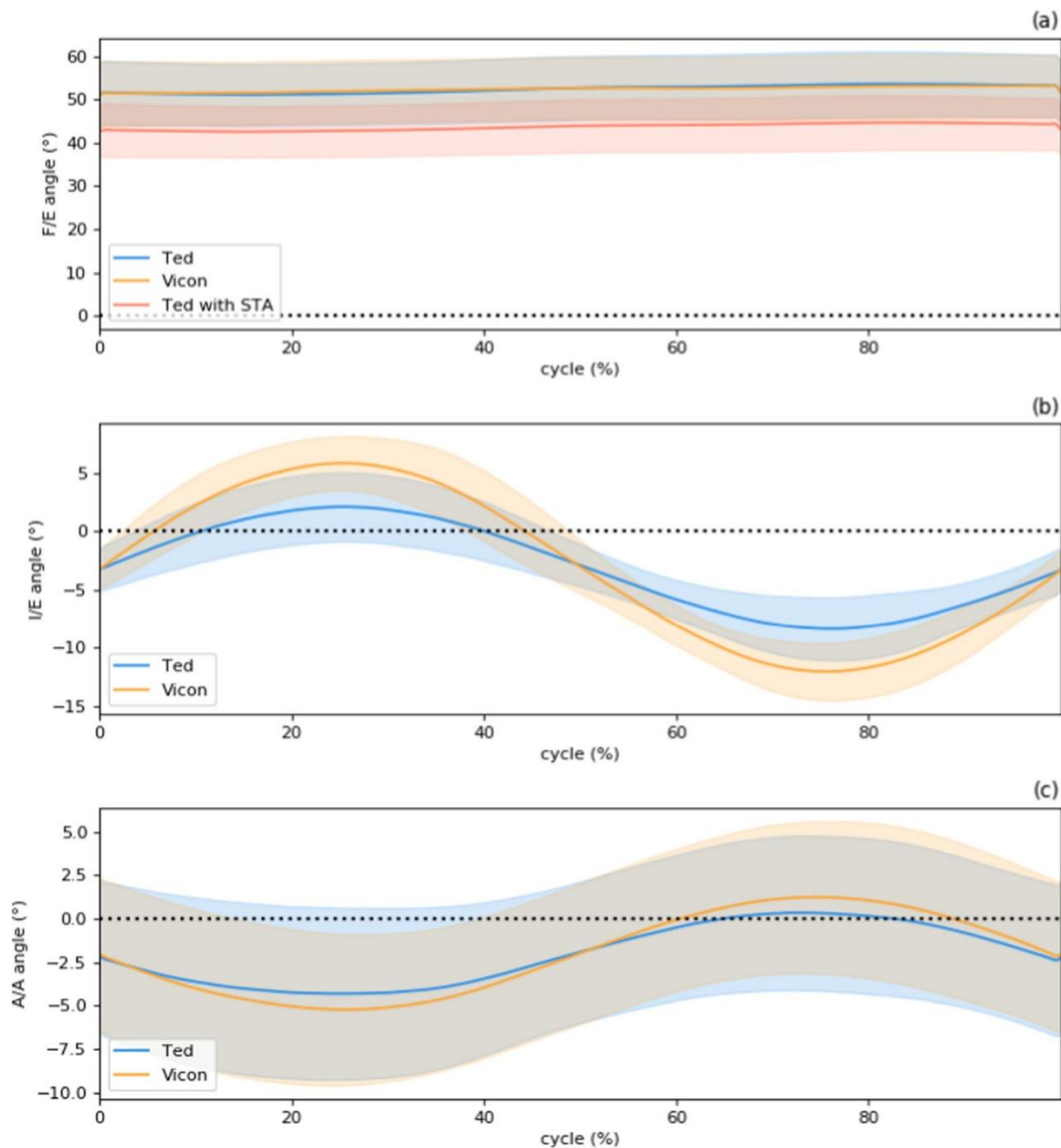


Fig. 4. Mean knee joint kinematics over all trials and all subjects with a standard deviation cloud to compare the two systems (Instrumented knee brace in blue, Instrumented knee brace without STA regression in red, Navigation with Vicon in orange) for internal/external rotation at 30° of flexion in F/E (a), I/E (b), A/A (c).

knee brace for the three angles remained under 5° for all exercises.

The reliability of the IMU system was tested for each exercise and demonstrated ICC > 0.918 for all exercises, indicating excellent reliability. Moreover, the results are in line with the literature. Indeed, the ICC of the FLEX100 exercise was similar to the results found by Maderbacher's study, which showed an ICC of 0.92 for knee flexion [44]. The results for I/E rotation with our knee brace were similar to those found by Musahl et al., who reported ICCs from 0.94 to 0.99 for measured rotational knee laxity with a noninvasive system [45]. Other studies of gait analysis using IMU systems have found similar results, with excellent reliability for the flexion angle [46,47]. These studies are consistent with findings of the excellent reliability of IMU systems for several tasks.

The correlations between the two systems were excellent in the major axis of each exercise. These results are in line with the Pearson's correlation coefficient of 0.96 reported by Kayaalp et al. and the agreement between 0.82 and 1.0, depending on the task, for knee F/E reported by Lebel et al. [42,48]. However, the correlations for the minor axes were not as conclusive with Pearson's correlation coefficients

ranging from weak to excellent. Favre et al. brought this trend to light with measurements of IMUs and the knee exoskeleton during a gait test, finding the major axis $\sigma = 1.00$ (0.00) in F/E and the minor axes $\sigma = 0.76$ (0.18) in A/A and $\sigma = 0.85$ (0.11) in I/E [49]. Then, additional measurements revealed agreement levels between poor and excellent, depending on the axis and joint, for squats (SQ), single-leg squats (SLS) and countermovement jumps (CMJ). For the knee joint, the minor axes for these exercises showed less agreement, ranging from poor to excellent, compared to the major axis (F/E), which showed excellent agreement [43]. These findings underline the weaker correlation of the two minor axes of the knee and the strong correlation in F/E found in this study, except for the ROT30 exercise due to a major axis in the I/E axis.

The accuracy of the instrumented knee brace as assessed by RMSE was under 5° in the three axes (F/E without STA). Lebel et al. reported comparable mean RMSE varying between 1.1° and 5.5°, depending on the segment tracked and the task performed [48]. The same results were found by Kayaalp et al., with a mean RMSE of 5.17° in F/E during a gait test [42]. A systematic review by McGinley et al. confirmed these results and noted that most studies reported error of less than 5° for all gait

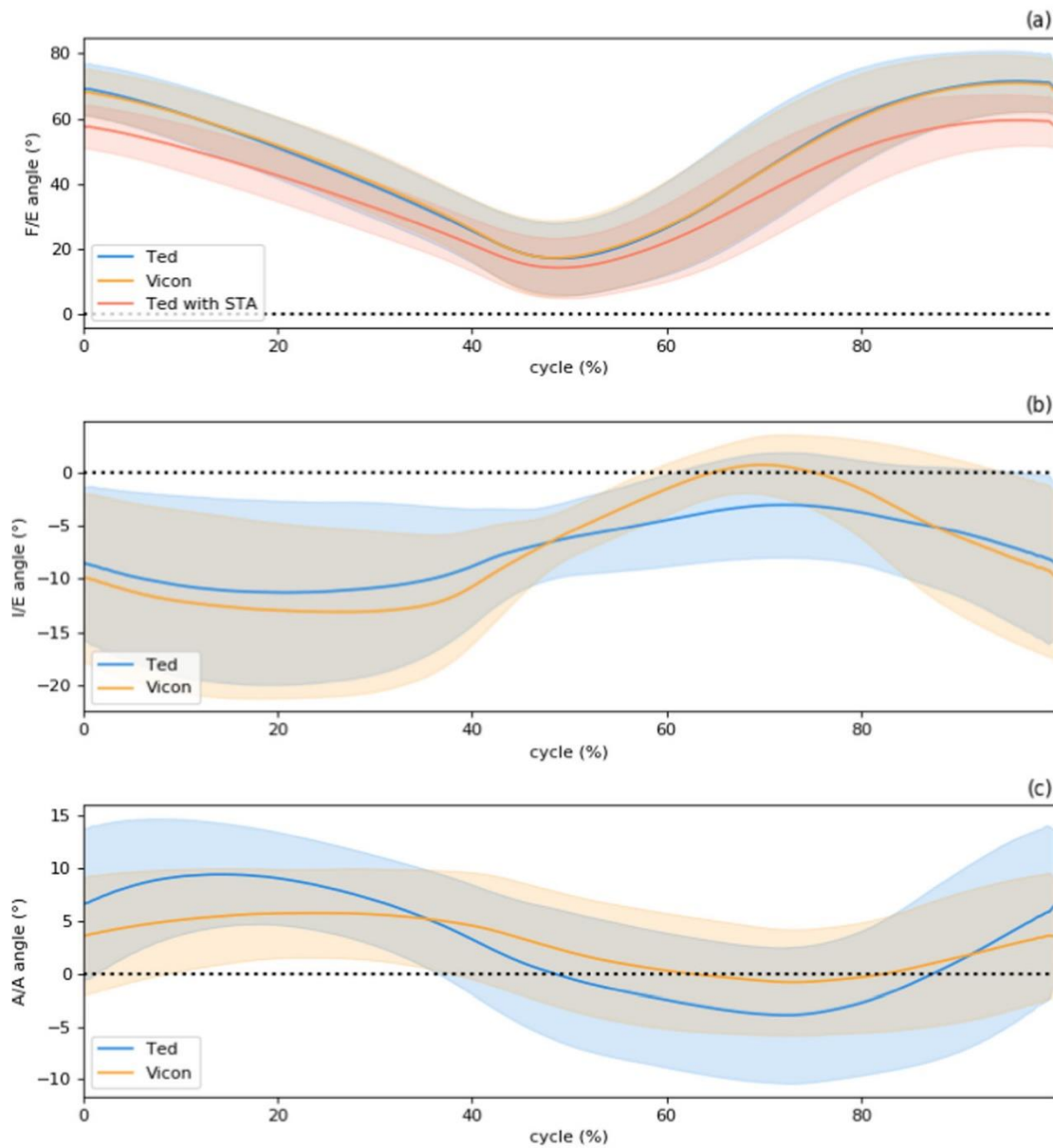


Fig. 5. Mean knee joint kinematics over all trials and all subjects with a standard deviation cloud to compare the two systems (Instrumented knee brace in blue, Instrumented knee brace without STA regression in red, Navigation with Vicon in orange) for pivot shift test in extension in F/E (a), I/E (b), A/A (c).

variables, excluding hip and knee rotation [50]. The study by Robert-Lachaine et al. was in line with these results, with RMSE between 3° and 6° for knee rotations in the F/E, I/E, and A/A axes [51]. These authors thus agreed on the clinical relevance of IMU systems with RMSE values under 5°.

Bland & Altman analysis revealed a similar RoM with a mean error under 2° in F/E due to the STA regression used in the computation angles of the instrumented knee brace. These results are similar to the findings of Teufl et al. for SQ, SLS and CMJ with a mean error of 2° [43]. Another study on Sit To Stand (STS) test with visual feedback showed a mean difference ranging from -1.7° to 3.2° in the F/E axis between the IMU system and OCS [52]. More specifically, Leardini et al. highlighted a mean RoM error of 3.9° for knee flexion between 0 and 95° [27]. However, the RoM error for our ROT30 exercise revealed an underestimation in the I/E rotation axis due to STA. Unfortunately, no significant regression was found to minimize STA on this axis. Indeed, Stagni et al. also observed a simple overestimated flexion in F/E but a more complex artifact for I/E and A/A rotations [53].

A few limitations of this study should be noted. First, the outcomes were marred by STA, which impacted each axis of rotation, but more specially the I/E and A/A rotations because there was no compensation for STA. More studies are required to identify the best approach to minimize STA and reduce RMSE between the connected knee brace and bone placement [31,54]. Indeed, the results of the ROT30 exercise contradicted the findings of Moewis et al. (Fig. 2; Fig. 3), who suggested a linear overestimation of I/E rotation with skin-mounted markers compared to knee fluoroscopy [55,56]. Second, the alternative procedure for estimating the IMU orientation with optimization introduced inaccuracy into the measurement of I/E and A/A rotations due to the exercise of flexion used by the optimization algorithm [57,58]. In fact, the I/E and A/A rotations had a small range of motion and were in general less valid due to the projection of the F/E rotation, caused by small errors in IMU orientation estimation during the calibration phases [16,58,59]. Further studies should elucidate the most appropriate calibration methods to estimate joint kinematics [42,57]. Third, even if navigation system allows a motion capture without STA, mechanical

Etude 2: Validity of an instrumented knee brace compared to 3D motion navigation: a cadaveric investigation

R. Nicolas et al.

Measurement 173 (2021) 108590

properties between cadaveric and living knee may differ due to difference in soft tissue tension, capsule, ligaments and neglecting the influence of muscle contractions [38,60]. Then, passive kinematics may differ from active kinematics [38,60]. Not least of all, rates of flexion and rotation for FLEX100, PS and ROT30 highlighted limitations in reliability of movements due to a CV close to or even higher than 15% [61]. Acquisition performed with a robotic arm would acquire better data with repetitive ranges and rates [62]. However, acquired data performed with clinicians is closer to field data acquisitions.

6. Conclusion

The present work investigated the reliability and accuracy of a new instrumented knee brace compared to a gold standard navigation system without STA. The new brace showed excellent reliability and sufficient accuracy for clinical interpretations. However, STA induced errors in the axes without artifact consideration algorithm. In conclusion, this study highlights the clinical validity of the instrumented knee brace. Further investigations are necessary to develop new algorithms to minimize STA in the I/E and A/A

Declaration of Competing Interest

The institutes of the Authors have received funding from the marketing company the instrumented knee brace Ted Orthopedics to cover the costs involved in the execution of this study. I, Nicolas Reneaud, declare that Zory Raphaël, Chorin Frédéric, Chavet Pascale, Coyle Thelma, Puech Stephane, Ollivier Matthieu, Chabrand Patrick, Gerus Pauline have no proprietary, financial, professional or other personal interest of any nature of kind of any product, service and/or company that could be construed as influencing the position presented in the manuscript.

Acknowledgements

The Authors acknowledge Ted Orthopedics for their technical and financial contribution to this study. The study sponsors had no role in the study design and interpretation of data in the writing of the manuscript and in the decision to submit the manuscript for publication.

References

- [1] R. García-Bógallo, R. Larraínzar-Garijo, A.D. Murillo-Vizuete, J. Montoya-Adárraga, O. Marín-Peña, M. Pérez-España Muniesa, L. Horna-Castañeira, Evaluation of intraoperative anterior cruciate ligament laxity reconstruction (E, Rev. Esp. Cir. Ortop. Traumatol. 56 (2012) 267–273, <https://doi.org/10.1016/j.recote.2011.12.003>.
- [2] D. Bytyqi, B. Shabani, S. Lustig, L. Cheze, N. Karahoda Gjurgjeala, P. Neyret, Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: Three dimensional assessment, Int. Orthop. 38 (2014) 1191–1198, <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2312-3>.
- [3] S. Ren, Y. Yu, H. Shi, X. Miao, Y. Jiang, Z. Liang, X. Hu, H. Huang, Y. Ao, Three dimensional knee kinematics and kinetics in ACL-deficient patients with and without medial meniscus posterior horn tear during level walking, Gait Post. 66 (2018) 26–31, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.007>.
- [4] P. Ismailidis, C. Egloff, L. Hegglin, G. Pagenstert, R. Kernen, A. Eckardt, T. Ilchmann, A. Mündermann, C. Nüesch, Kinematic changes in patients with severe knee osteoarthritis are a result of reduced walking speed rather than disease severity, Gait Post. 79 (2020) 256–261, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.008>.
- [5] S.S. Paul, C.G. Canning, Five-repetition sit-to-stand, J. Physiother. 60 (2014) 168, <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2014.06.002>.
- [6] M. Ateef, S. Kulandaivelan, S. Tahseen, Test–retest reliability and correlates of 6-minute walk test in patients with primary osteoarthritis of knees, Indian J. Rheumatol. 11 (2016) 192, <https://doi.org/10.4103/0973-3698.192668>.
- [7] A. Gomez Bernal, R. Becerro-de-Bengoa-Vallejo, M.E. Losa-Iglesias, Reliability of the OptoGait portable photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of gait in young adults, Gait Post. 50 (2016) 196–200, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.035>.
- [8] P. Devita, J. Aaboe, C. Bartholdy, J.M. Leonardi, H. Bliddal, M. Henriksen, Quadriceps-strengthening exercise and quadriceps and knee biomechanics during walking in knee osteoarthritis: A two-centre randomized controlled trial, Clin. Biomech. 59 (2018) 199–206, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.09.016>.
- [9] T.A. Gerbrands, M.F. Pisters, B. Vanwanseele, Individual selection of gait retraining strategies is essential to optimally reduce medial knee load during gait, JCLB. 29 (2014) 828–834, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.05.005>.
- [10] J. Favre, B.M. Jolles, Gait analysis of patients with knee osteoarthritis highlights a pathological mechanical pathway and provides a basis for therapeutic interventions, EFORT Open Rev. 1 (2016) 368–374, <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000051>.
- [11] L.D. Duffell, S.J. Jordan, J.P. Cobb, A.H. McGregor, Gait adaptations with aging in healthy participants and people with knee-joint osteoarthritis, Gait Post. 57 (2017) 246–251, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.015>.
- [12] J. Huddleston, A. Alaiti, D. Goldvasser, D. Scarborough, A. Freiberg, H. Rubash, H. Malchau, W. Harris, D. Krebs, Ambulatory measurement of knee motion and physical activity: Preliminary evaluation of a smart activity monitor, J. Neuroeng. Rehabil. 3 (2006) 1–10, <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-21>.
- [13] P.Y. de Müllenheim, S. Chaudru, G. Mahé, J. Prioux, A. Le Faucheur, Clinical Interest of Ambulatory Assessment of Physical Activity and Walking Capacity in Peripheral Artery Disease, Scand. J. Med. Sci. Sport. 26 (2016) 716–730, <https://doi.org/10.1111/sms.12512>.
- [14] M. Fusca, F. Negrini, P. Perego, L. Magoni, F. Molteni, G. Andreoni, Validation of a wearable IMU system for gait analysis: Protocol and application to a new system, Appl. Sci. 8 (2018) 1–16, <https://doi.org/10.3390/app8071167>.
- [15] K. Tanimoto, M. Takahashi, K. Tokuda, T. Sawada, M. Anan, Lower limb kinematics during the swing phase in patients with knee osteoarthritis measured using an inertial sensor, Gait Post. 57 (2017) 236–240, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.017>.
- [16] I. Poitras, F. Dupuis, M. Biemann, A. Campeau-Lecours, C. Mercier, L.J. Bouyer, J. S. Roy, Validity and reliability of wearable sensors for joint angle estimation: A systematic review, Sensors (Switzerland). 19 (2019) 1–17, <https://doi.org/10.3390/s19071555>.
- [17] H. Dejnabadi, B.M. Jolles, E. Casanova, P. Fua, K. Aminian, Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors, IEEE Trans. Biomed. Eng. 53 (2006) 1385–1393, <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.873678>.
- [18] R. Antonello, K. Ito, R. Oboe, Acceleration Measurement Drift Rejection in Motion Control Systems by Augmented-State Kinematic Kalman Filter, IEEE Trans. Ind. Electron. 63 (2016) 1953–1961, <https://doi.org/10.1109/TIE.2015.2512224>.
- [19] S. Šlajpah, R. Kamnik, M. Muni, Kinematics based sensory fusion for wearable motion assessment in human walking, Comput. Methods Programs Biomed. 116 (2014) 131–144, <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2013.11.012>.
- [20] R.G. Valenti, I. Dryanovski, J. Xiao, Keeping a good attitude: A quaternion-based orientation filter for IMUs and MARGs, Sensors (Switzerland). 15 (2015) 19302–19330, <https://doi.org/10.3390/s150819302>.
- [21] M. Nazarahari, A. Noamani, N. Ahmadian, H. Routhani, Sensor-to-body calibration procedure for clinical motion analysis of lower limb using magnetic and inertial measurement units, J. Biomech. 85 (2019) 224–229, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.027>.
- [22] R. Sers, S. Forrester, E. Moss, S. Ward, J. Ma, M. Zecca, Validity of the Perception Neuron inertial motion capture system for upper body motion analysis, Measurement. 149 (2019), 107024, <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2019.107024>.
- [23] U. Lindemann, Spatiotemporal gait analysis of older persons in clinical practice and research: Which parameters are relevant? Z. Gerontol. Geriatr. 53 (2020) 171–178, <https://doi.org/10.1007/s00391-019-01520-8>.
- [24] J.P. Stellmann, A. Neuhaus, N. Götze, S. Briken, C. Lederer, M. Schimpl, C. Heesen, M. Daumer, Ecological validity of walking capacity tests in multiple sclerosis, PLoS One. 10 (2015) 1–11, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0123822>.
- [25] B.J. McFadyen, M.É. Gagné, I. Cossette, M.C. Ouellet, Using dual task walking as an aid to assess executive dysfunction ecologically in neurological populations: A narrative review, Neuropsychol. Rehabil. 27 (2017) 722–743, <https://doi.org/10.1080/09602011.2015.1100125>.
- [26] J. Clément, R. Dumas, N. Hagemeister, J.A. de Guise, Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by multi-body optimization: Performance of subject-specific knee joint models, J. Biomech. 48 (2015) 3796–3802, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.040>.
- [27] A. Leardini, G. Lullini, S. Giannini, L. Berti, M. Ortolani, P. Caravaggi, Validation of the angular measurements of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system: Comparison with state-of-the-art gait analysis, J. Neuroeng. Rehabil. 11 (2014) 1–7, <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-136>.
- [28] A. Peters, B. Galna, M. Sangeux, M. Morris, R. Baker, Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review, Gait Post. 31 (2010) 1–8, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.004>.
- [29] M.A. LaFortune, P.R. Cavanagh, H.J. Sommer, A. Kalenak, Three-dimensional kinematics of the human knee during walking, J. Biomech. 25 (1992) 347–357, [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90254-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90254-X).
- [30] D.L. Benoit, M. Damsgaard, M.S. Andersen, Surface marker cluster translation, rotation, scaling and deformation: Their contribution to soft tissue artefact and impact on knee joint kinematics, J. Biomech. 48 (2015) 2124–2129, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.050>.
- [31] T.Y. Tsai, T.W. Lu, M.Y. Kuo, H.C. Hsu, Quantification of three-dimensional movement of skin markers relative to the underlying bones during functional activities, Biomed. Eng. - Appl. Basis Commun. 21 (2009) 223–232, <https://doi.org/10.4015/S1016237209001283>.
- [32] P. Imbert, C. Belvedere, A. Leardini, Knee laxity modifications after ACL rupture and surgical intra - and extra - articular reconstructions : intra - operative measures in reconstructed and healthy knees, Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc. 25 (2017) 2725–2735, <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3653-1>.

Etude 2: Validity of an instrumented knee brace compared to 3D motion navigation: a cadaveric investigation

- [33] A. Grassi, C. Signorelli, G.A. Lucidi, F. Raggi, L. Macchiarola, T. Roberti Di Sarsina, G.M.M. Muccioli, G. Filardo, S. Zaffagnini, ACL reconstruction with lateral plasty reduces translational and rotatory laxity compared to anatomical single bundle and non-anatomical double bundle surgery: An in vivo kinematic evaluation with navigation system, *Clin. Biomech.* 69 (2019) 1–8, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.06.012>.
- [34] P.Z. Feczko, B.G. Pijls, M.J. Van Steijn, L.W. Van Rhijn, J.J. Arts, P.J. Emans, Tibial component rotation in total knee arthroplasty, *BMC Musculoskelet. Disord.* (2016) 1–6, <https://doi.org/10.1186/s12891-016-0940-z>.
- [35] D.K. Bae, S.J. Song, Computer Assisted Navigation in Knee Arthroplasty, *Clin. Orthop. Surg.* 3 (2011) 259–267, <https://doi.org/10.4055/cios.2011.3.4.259>.
- [36] A. Nakamae, M. Ishikawa, T. Nakasa, Y. Ikuta, M. Ochi, N. Adachi, Evaluation of the intraoperative kinematics during double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using a navigation system, *Asia-Pacific, J. Sport. Med. Arthrosc. Rehabil. Technol.* 19 (2020) 11–16, <https://doi.org/10.1016/j.asmart.2019.11.002>.
- [37] P.F. Hill, V. VEDI, A. Williams, H. Iwaki, V. Pinskerova, M.A.R. Freeman, Tibiofemoral movement 2: The loaded and unloaded living knee studied by MRI, *J. Bone Jt. Surg. - Ser. B.* 82 (2000) 1196–1198, <https://doi.org/10.1302/0301-620X.82B8.10716>.
- [38] M. Worlicek, B. Moser, G. Maderbacher, R. Zentner, F. Zeman, J. Grifka, A. Keshmiri, The influence of varus and valgus deviation on patellar kinematics in healthy knees: An exploratory cadaver study, *Knee.* 24 (2017) 711–717, <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.04.009>.
- [39] N.A. Mohd Sharif, S.L. Goh, J. Usman, W.K.Z. Wan Safwani, Biomechanical and functional efficacy of knee sleeves: A literature review, *Phys. Ther. Sport.* 28 (2017) 44–52, <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.05.001>.
- [40] J. Jenny, C. Boeri, F. Picard, F. Leitner, O.I.S. Leitner, Reproducibility of intra-operative measurement of the mechanical axes of the lower limb during total knee replacement with a non-image-based navigation system, 9088 (2010). <https://doi.org/10.3109/10929080500095517>.
- [41] A.I. Cuesta-Vargas, A. Galán-Mercant, J.M. Williams, The use of inertial sensors system for human motion analysis, *Phys. Ther. Rev.* 15 (2010) 462–473, <https://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>.
- [42] M.E. Kayaalp, A.N. Agres, J. Reichmann, M. Bashkuev, G.N. Duda, R. Becker, Validation of a Novel Device for the Knee Monitoring of Orthopaedic Patients, (2019) 1–14. <https://doi.org/10.3390/s19235193>.
- [43] W. Teuffl, M. Miezal, B. Taetz, M. Frohlich, G. Bleser, Validity of inertial sensor based 3D joint kinematics of static and dynamic sport and physiotherapy specific movements, *PLoS One.* 14 (2019) 1–18, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0213064>.
- [44] G. Maderbacher, A. Keshmiri, H.R. Springorum, H. Maderbacher, J. Grifka, C. Baier, Reproducibility of navigation based kinematic analysis of the knee – A cadaveric investigation, *J. Orthop. Sci.* 24 (2019) 128–135, <https://doi.org/10.1016/j.jjos.2018.08.027>.
- [45] V. Musahl, K.M. Bell, A.G. Tsai, R.S. Costic, R. Allaire, T. Zantop, J.J. Irrgang, F. H. Fu, Development of a simple device for measurement of rotational knee laxity, *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.* 15 (2007) 1009–1012, <https://doi.org/10.1007/s00167-007-0317-9>.
- [46] Y.S. Cho, S.H. Jang, J.S. Cho, M.J. Kim, H.D. Lee, S.Y. Lee, S.B. Moon, Evaluation of validity and reliability of inertial measurement unit-based gait analysis systems, *Ann. Rehabil. Med.* 42 (2018) 872–883, <https://doi.org/10.5535/arm.2018.42.6.872>.
- [47] D. Kobsar, S.T. Osis, A. Phinyomark, J.E. Boyd, R. Ferber, Reliability of gait analysis using wearable sensors in patients with knee osteoarthritis, *J. Biomech.* 49 (2016) 3977–3982, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.047>.
- [48] K. Lebel, P. Boissy, H. Nguyen, C. Duval, Inertial measurement systems for segments and joints kinematics assessment: Towards an understanding of the variations in sensors accuracy, *Biomed. Eng. Online.* 16 (2017) 1–16, <https://doi.org/10.1186/s12938-017-0347-6>.
- [49] J. Favre, R. Aissaoui, B.M. Jolles, J.A. de Guise, K. Aminian, Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors, *J. Biomech.* 42 (2009) 2330–2335, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.025>.
- [50] J.L. McGinley, R. Baker, R. Wolfe, M.E. Morris, The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review, *Gait Post.* 29 (2009) 360–369, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>.
- [51] X. Robert-Lachaine, H. Mecheri, C. Larue, A. Plamondon, Effect of local magnetic field disturbances on inertial measurement units accuracy, *Appl. Ergon.* 63 (2017) 123–132, <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.04.011>.
- [52] K.M. Bell, C. Onyeukwu, M.P. McClincy, M. Allen, L. Bechard, A. Mukherjee, R. A. Hartman, C. Smith, A.D. Lynch, J.J. Irrgang, Verification of a portable motion tracking system for remote management of physical rehabilitation of the knee, *Sensors (Switzerland).* 19 (2019), <https://doi.org/10.3390/s19051021>.
- [53] R. Stagni, S. Fantozzi, A. Cappello, A. Leardini, Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: A study on two subjects, *Clin. Biomech.* 20 (2005) 320–329, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.11.012>.
- [54] B.M. Potvin, M.S. Shourijeh, K.B. Smale, D.L. Benoit, A practical solution to reduce soft tissue artifact error at the knee using adaptive kinematic constraints, *J. Biomech.* 62 (2017) 124–131, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.02.006>.
- [55] P. Moewis, H. Boeth, M.O. Heller, C. Yntema, T. Jung, R. Doyscher, R.M. Ehrig, Y. Zhong, W.R. Taylor, Towards understanding knee joint laxity: Errors in non-invasive assessment of joint rotation can be corrected, *Med. Eng. Phys.* 36 (2014) 889–895, <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.03.017>.
- [56] C.C. Lin, T.W. Lu, H.L. Lu, M.Y. Kuo, H.C. Hsu, Effects of soft tissue artifacts on differentiating kinematic differences between natural and replaced knee joints during functional activity, *Gait Post.* 46 (2016) 154–160, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.03.006>.
- [57] G. Cooper, I. Sheret, L. McMillian, K. Siliverdis, N. Sha, D. Hodgins, L. Kenney, D. Howard, Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation, *J. Biomech.* 42 (2009) 2678–2685, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.004>.
- [58] X. Robert-Lachaine, G. Parent, A. Fuentes, N. Hagemester, R. Aissaoui, Inertial motion capture validation of 3D knee kinematics at various gait speed on the treadmill with a double-pose calibration, *Gait Post.* 77 (2020) 132–137, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.029>.
- [59] K. Manal, I. Meclay, S. Stanhope, J. Richards, B. Galinat, Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study, 2000. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00042-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00042-9).
- [60] G. Maderbacher, A. Keshmiri, H.R. Springorum, H. Maderbacher, J. Grifka, C. Baier, Influence of Component Rotation in Total Knee Arthroplasty on Tibiofemoral Kinematics—A Cadaveric Investigation, *J. Arthroplasty.* 32 (2017) 2869–2877, <https://doi.org/10.1016/j.arth.2017.03.055>.
- [61] O. Schectman, *Methods of Clinical Epidemiology, Methods Clin. Epidemiol.* (2013) 33–49, <https://doi.org/10.1007/978-3-642-37131-8>.
- [62] P.Z. Du, K.L. Markolf, D.V. Boguszewski, K.T. Yamaguchi, C.J. Lama, D.R. Mcallister, K.J. Jones, Effects of Proud Large Osteochondral Plugs on Contact Forces and Knee Kinematics A Robotic Study, 2018, pp. 1–6. <https://doi.org/10.1177/0363546518770415>.

3. Synthèse

L'objectif de cette étude était de valider les capacités de mesure de la cinématique du genou d'une genouillère instrumentée sur différents mouvements spécifiques de praticiens par rapport à un système de navigation intra-osseux.

Les résultats ont montré que l'utilisation de 2 centrales inertielles avec les données des accéléromètres et des gyroscopes permettait d'obtenir des mesures angulaires du genou de manière reproductible avec un indice de corrélation intra-classe excellent. L'utilisation d'un système de navigation osseux a permis de mettre en évidence que les artefacts de tissus mous impactaient en particulier l'axe de flexion / extension durant des mouvements de flexions importantes. L'utilisation d'une régression linéaire basée sur la différence de mesure entre la genouillère instrumentée et le système de référence a permis de réduire les erreurs de mesure sur l'axe de flexion / extension pour passer d'une erreur supérieure à 5° à une erreur inférieure à 3°. Ainsi, l'utilisation d'une régression linéaire pour minimiser les STA sur cet axe a rendu la genouillère instrumentée suffisamment précise avec une erreur de mesure inférieure à 5° sur les 3 axes pour permettre des interprétations cliniques (McGinley et al., 2009).

Cependant, l'étude a montré les limites de la calibration fonctionnelle mise en place dans l'application de la genouillère instrumentée. En effet, les mouvements utilisés pour calibrer la genouillère sur un cadavre en décubitus dorsal n'étaient pas adaptés pour correctement estimer l'axe de flexion / extension du genou. Il a été nécessaire de déterminer ces axes à posteriori en comparant les données angulaires du système de référence avec ceux de la genouillère pour estimer l'orientation des centrales par rapport aux segments osseux via des méthodes d'optimisations.

Les résultats de cette étude mettent en évidence des perspectives d'utilisation pour quantifier la cinématique du genou. Pourtant, avant de pouvoir utiliser cet outil sur de l'évaluation de la marche prolongée, il est essentiel de corriger et d'améliorer certains axes. Premièrement, les difficultés rencontrées pour utiliser la méthode de calibration de la genouillère impliquent d'approfondir les recherches sur l'utilisation d'une méthode plus robuste et plus précise pour estimer l'orientation des centrales inertielles. Deuxièmement, l'utilisation des magnétomètres et l'encodage des données angulaires en 12 bits au lieu de 10 bits permettrait d'avoir une meilleure précision de mesure de la cinématique.

Cette validation de la genouillère instrumentée sur des genoux cadavériques a permis de déterminer la fiabilité de la genouillère au niveau de la précision et de la reproductibilité de mesure. Cependant ces évaluations de la cinématique du genou ont été réalisés dans un environnement très contrôlé et peu représentatif de la réalité. Il est donc nécessaire de s'intéresser à évaluer la pertinence d'un tel système de mesure durant une évaluation de la marche.

**Etude 3: Validation of 3D knee kinematics during
gait on treadmill with an instrumented knee
brace**

1. Présentation

Pour donner suite aux résultats obtenus sur l'étude de la navigation cadavérique, nous nous sommes portés sur l'amélioration de la précision de la genouillère instrumentée appliquée à l'analyse de la marche. Pour ce faire, il est nécessaire de mettre en place une calibration fonctionnelle des centrales inertielles plus robuste et d'améliorer la précision des capteurs.

La mise en place d'une calibration utilisant plusieurs poses et mouvements permettrait d'obtenir une définition plus fine des axes du fémur et du tibia. L'utilisation du vecteur gravité pour définir les axes transverses et le mouvement de flexion / extension avec de faibles amplitudes serait une solution viable pour estimer les axes de rotations du genou en considérant l'articulation comme une liaison pivot (Jenny et al., 2010; Robert-Lachaine et al., 2020). Ensuite, l'ajout des magnétomètres permettrait une estimation plus précise des données angulaires, en particulier sur l'axe transverse (Wittmann et al., 2019). En effet, l'utilisation du champ magnétique terrestre permet d'obtenir en plus du vecteur gravité, une donnée supplémentaire sur l'orientation de la centrale inertielle dans l'espace. Cette orientation va permettre de recalibrer les dérives angulaires du gyroscope, en particulier sur l'axe transverse (Roetenberg et al., 2009). L'implémentation d'une meilleure calibration fonctionnelle et l'utilisation de magnétomètre dans le calcul de la cinématique apporteraient des données plus précises dans l'analyse de la cinématique du genou par rapport à la précédente étude.

L'objectif principal de cette étude était de valider l'utilisation d'une nouvelle calibration fonctionnelle implémentée, en comparant la précision de la genouillère avec un système de caméras opto-électronique lors d'un test de marche. L'objectif secondaire était de déterminer le gain de précision angulaire sur l'axe transverse grâce à l'association de magnétomètre dans l'algorithme de fusion des centrales inertielles. Nous avons émis l'hypothèse que le système obtiendrait une erreur inférieure à 5° sur les 3 axes grâce à la nouvelle calibration. De plus, l'utilisation des magnétomètres apporterait une plus grande précision sur l'axe de rotation interne / externe de la cinématique du genou.

2. L'étude

Validation de la cinématique du genou en 3 dimensions durant une marche sur un tapis roulant avec une genouillère instrumentée

Validation of 3D knee kinematics during gait on treadmill with an instrumented knee
brace

Nicolas Reneaud, Raphaël Zory, Olivier Guérin, Luc Thomas, Serge Colson, Pauline
Gerus et Frédéric Chorin,



Article soumis dans

Sensors (2022)

Validation of 3D knee kinematics during gait on treadmill with an instrumented knee brace

Nicolas Reneaud ^{1,2}, Raphaël Zory ^{1,2}, Olivier Guérin ³, Luc Thomas ⁴, Serge S. Colson ^{1,*}, Pauline Gerus ¹ and Frédéric Chorin ^{1,5}

¹ Université Côte d'Azur, LAMHESS, 06205, Nice, France

² Institut Universitaire de France, 75231, Paris, France

³ Université Côte d'Azur, CNRS UMR 7284/INSERM U108, Institute for Research on Cancer and Aging Nice (IRCAN), Nice, France

⁴ Ted Orthopedics, 37 rue Guibal, 13003, Marseille, France

⁵ Université Côte d'Azur, CHU de Nice, Cimiez, Plateforme fragilité, 06000, Nice, France

* Correspondence: serge.colson@univ-cotedazur.fr, Phone: +33 4 89 15 39 05

Abstract: To use a new-instrumented knee brace as rehabilitation system based on inertial measurement units (IMU) to monitor home-based exercises, the device was compared against gold standard motion analysis. The purpose was to validate a new calibration through functional tasks and assessed the value of adding magnetometer for motion analysis.

Thirteen healthy young adults performed a 60-second gait test at comfort walking speed on a treadmill. Knee kinematics were captured simultaneously using the instrumented knee brace and an optoelectronic cameras system (OCS).

The Intraclass Correlation Coefficient (ICC) showed excellent reliability for the three axes of rotation with and without magnetometers, with values ranging between 0.900 and 0.972. Pearson's *r* coefficient showed good to excellent correlation for the three axes with the root mean square error (RMSE) under 3° with IMUs and slightly higher with the magnetometers. Instrumented knee brace obtained certain clinical parameters as well as the OCS.

The instrumented knee brace seems to be a valid tool to assess ambulatory knee kinematics with an RMSE < 3°, sufficient for clinical interpretations. Indeed, this portable system can obtain certain clinical parameters as well as the gold standard motion analysis. However, the addition of magnetometers showed no significant advantage in enhancing accuracy.

Keywords: Connected knee brace; Inertial measurement unit; Joint kinematics; Gait; Validity

Citation: To be added by editorial staff during production.

Academic Editor: Firstname Last-name

Received: date

Accepted: date

Published: date

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Knee joint function can be altered by several pathologies. To assess the severity of these pathologies affecting the locomotion, gait analysis is the gold standard evaluation for clinicians [1,2]. This type of analysis involves the quantification of the movement of the lower limbs that characterize human locomotion [2]. While motion capture with an optoelectronic camera system (OCS) can accurately quantify knee kinematics, such measurements are costly, complex for clinicians and not ecological [3,4]. Recent improvement in this field, lead to use markerless motion capture system to made it easy to use. But, this new type of motion capture system is still expensive [5]. Human motion can also be measured with a more affordable system. The inertial measurement units (IMUs) placed on different body segments can accurately quantified three dimensional kinematics in ecological situations [6,7]. The measurement system contains a tri-axial accelerometer, and a

tri-axial gyroscope. The accuracy of this sensor could be improved with the use of a tri-axial magnetometer to limit the drift issue in orientation estimation. This hardware solution entails the use of a fusion algorithm to limit the magnetic field disturbance caused by the proximity of ferromagnetic objects [8].

The three-dimensional kinematics are obtained with the respective orientations in space of each Magnetic-Inertial Measurement units (MIMU). The orientation estimation is define in Euler angle with the pitch, roll, and yaw, or with quaternions. Firstly, the gyroscope is used to estimate the orientation of the sensor with the integration of the angular velocity. However, the integration method suffer from drift effect. Therefore, the accelerometer is used to estimate the roll and correct the drift on this axis. Secondly, the magnetometer is used to correct the yaw axis by sensing the geomagnetic field. But, the accelerometer and the magnetometer have like gyroscope some limitations. They are easily corrupted by external acceleration and magnetic disturbance. To deal with these limitations, sensor fusion has been introduced as a well-accepted method for accurate orientation estimation. Several studies have proposed different methods using a quaternion-based Kalman filter or a complementary filter [9,10]. The low computational cost of the complementary filter with equivalent performance as the Kalman filter methods lead to popularize the use of this sensor fusion algorithms for embedded systems [11].

The growing interest in telemedicine and patient monitoring led to a rapid rise in the use of wearable technologies in health care system [12]. Quick, easy to use calibration is increasingly becoming a benefit for remote patient monitoring. In this line, a new-instrumented knee brace was developed, with two MIMUs embedded in a compressive sleeve. These sensors measured the movement of the thigh relative to the shank. The integrated system enabled quantified analysis of ecological knee motion through a smartphone application without the need for clinicians due to its ease of use. Patients were able to put on the instrumented knee brace, carry out calibration movements using the smartphone application in complete autonomy, and so undertake home-based rehabilitation through explanatory videos and biofeedback in real time. Data measured during rehabilitation allowed a quantified rehabilitation for clinicians and physiotherapists via success scores and pain scale charts.

However, few studies have focused on the use of wearable sensors from a perspective of self-management [13,14]. Before such technology can be used routinely at home, the reliability and validity need to be reviewed to compare its performance against the gold standard. In this context, a combination of functional tasks to estimate the axes of the anatomical knee joint angles is an important aspect [15]. A large majority of wearable sensors used combination of functional tasks or postures with different levels of accuracy [1]. Quick and easy to use calibration tends to become a benefit for remote patient monitoring. Moreover, improvement of accuracy with better calibration, allows to extract clinical parameters used for monitoring rehabilitation and may be relevant for clinicians [1].

Therefore, the purpose of this study was to evaluate 3D knee kinematics from an instrumented knee brace calibrated with a new combination of functional tasks compared with an OCS calibrated anatomically. The first hypothesis was that the instrumented knee brace could measure 3D kinematics during a gait test with an acceptable level of error, under 5° in three axes. The second objective was to assess the value of adding magnetometer data in gait test evaluation. The second hypothesis is that an instrumented knee brace with IMUs and magnetometers will be more accurate.

2. Materials and Methods

2.1. Subjects

Thirteen healthy young adults (six females, seven males, 25.4 ± 2.2 years, height: 173.4 ± 7.0 cm, body mass: 71.5 ± 17.8 kg) volunteered to participate in the study after providing informed written consent and GDPR consent. They were free of any known disorders that

would affect gait and functional mobility. The study was approved by the local ethics committee and conducted in accordance with the declaration of Helsinki.

2.2. Materials and instrumentation

Knee kinematics were captured simultaneously using the Ted K-Ortho instrumented knee brace (Ted Orthopedics, Marseille, France) on the dominant lower limb for all participants and a network of 9 Optitrack Prime 13 optoelectronic cameras (NaturalPoint, Inc. Oregon, USA). The dominant leg was defined by a question on the preferred leg for dynamic tasks (kicking a ball) [16]. Knee kinematics with the OCS was obtained through two clusters of three reflective markers, fixed on the lateral side of the thigh and the anterior side of the shank, with stretch bands. For knee calibration, ten anatomical landmarks were identified with reflective markers fixed onto the skin [Figure 1]. Knee kinematics with the instrumented knee brace was obtained with the orientation of two ICM-20948 IMUs positioned in a soft compression sleeve with no mechanical properties except for sensors fixing the thigh and shank. IMU's knee brace had a 16 bits resolution for accelerometers, gyroscopes, and magnetometers. However, due to Bluetooth Low Energy communication, these resolutions were downgrade to 12 bits with respectively, a sensitivity of 1.95 mg/LSB (milli acceleration / Least Significant Bit) for a ± 4 g range, a sensitivity of 0.24 dps/LSB (degrees per second) for a range of ± 500 dps and a sensitivity of 2.39 μ T/LSB (micro Tesla) for a range of ± 4900 μ T. Kinematic data obtained with the instrumented knee brace and the OCS had a sampling frequency of 100 Hz.

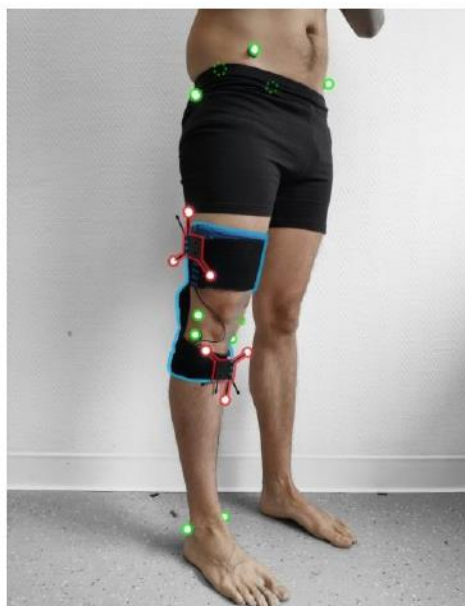


Figure 1. The instrumented knee brace is defined in blue, anatomical reflective markers used for bone calibration in green and clusters with reflective markers used for knee kinematics in red. Anatomical reflective markers were fixed onto the medial malleolus (MM), the lateral malleolus (LM), the medial and lateral epicondyle of the tibia (MT, LT), the medial and lateral epicondyle of the femur (MF, LF), the right and left anterior superior iliac spine and the right and left posterior superior iliac spine.

2.3. Protocol

2.3.1. Gait test

Before the gait test, all participants completed a familiarization period on the treadmill at their comfortable speed. Comfortable gait speeds were measured with a 10 m gait test on an OptoGAIT portable optometric system (Microgate, Bolzono, ITALY) in barefoot

conditions. Mocap systems were calibrated after the familiarization period. Each participant performed one 60-second gait test on the treadmill at the comfort speed, in barefoot conditions ($1.39 \pm 0.12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).

2.3.2. Calibration of clusters

To evaluate the position of the clusters relative to the bones, participants conducted a static and a functional calibration procedure. Static anatomical calibration was performed according to standard laboratory protocol. Participants performed a movement with the lower limb fully extended and making a circular hip movement. The hip joint can be modelled as a ball-and-socket joint, and the hip joint centre (HJC) location characterized by a point that is invariant in any position of the joint [17]. The coordinates of the femoral head location were obtained by an optimization method to minimize the HJC movement during the circular movements compared with the hip reference [18]. The distal femur location was determined at the middle of the MF and LF markers. The proximal and distal tibia locations were calculated between the MT and LT markers and the MM and LM markers, respectively.

The mechanical axis of the femur was defined by the line containing the femoral head location and the distal femur location. The femoral condylar axis was defined by the MF and LF markers. The femoral frontal plane was defined by the plane containing the mechanical axis and the femoral condylar axis. The femoral sagittal plane was defined with the femoral axis and the cross product of the femoral axis and the femoral condylar axis [17]. The mechanical axis of the tibia was defined by the line containing the proximal and distal locations of the tibia. The tibial condylar axis was defined by the MT and LT markers. The tibial frontal plane was defined by the plane containing the mechanical axis and the tibial condylar axis. The tibial sagittal plane was defined with the tibial axis and the cross product of the tibial axis and the tibial condylar axis [17].

2.3.3. Instrumented knee brace calibration

Prior to calibration, the participant must put the brace with the thigh sensor on the lateral face of the thigh and the shank sensor on the medial surface of the tibia [13]. Two marks indicated the placement of the sensors in the instrumented knee brace. To evaluate the orientation of the IMUs relative to the bones, participants conducted a static and a functional calibration procedure. The system was calibrated by having the participant remain stationary in a neutral reference posture with the lower limb fully extended during calibration. The mechanical axes of the femur and the tibia were defined by the gravity's vector. Then participants performed a functional movement of small knee flexions, considering joint as a hinge joint, when extended, to define the extension/flexion axis [17]. The sagittal plane of the knee was defined by the movement of the IMU of the thigh compared to the IMU of the shank during the small flexions. To synchronize the two systems, a cross-correlation between the flexion/extension was used to identify the time difference between the OCS and IMU systems.

2.3.4. Sensors fusion algorithm

The sensors fusion algorithm used by the instrumented knee brace is a two-step complementary filter [11]. This method decouples the pitch and roll estimation (attitude) from the yaw estimation (heading). The accelerometer and the gyroscope are used to estimate the attitude in quaternion form. This quaternion is used as a correction for the roll and pitch components. Then, magnetometer data is used for the second step of the complementary filter to correct the heading of the previous estimation by performing a rotation about the global z-axis in order to align the current frame with the magnetic field.

The orientation in the 3D space of the sensor frame with respect to the earth frame can be represented by a unit quaternion S_Eq defined as following:

$${}^S_E q = [q_0 \quad q_1 \quad q_2 \quad q_3]^T = \left[\cos \frac{\alpha}{2} \quad e_x \sin \frac{\alpha}{2} \quad e_y \sin \frac{\alpha}{2} \quad e_z \sin \frac{\alpha}{2} \right]^T \quad (1)$$

Where α is the rotation angle and e is the unit vector that represents the rotation axis.

Unit quaternions can be applied to operate rotations of 3D vectors. For example, a vector ${}^S v_q$, expressed with respect to the sensor frame, can be expressed with the respect to the earth frame by the following operation:

$${}^E v_q = {}^E_S q \otimes {}^S v_q \otimes {}^E_S q^* = {}^S_E q^* \otimes {}^S v_q \otimes {}^S_E q \quad (2)$$

Where the vector v is expressed as a quaternion:

$$v_q = [0 \quad v]^T = [0 \quad v_x \quad v_y \quad v_z]^T \quad (3)$$

We defined the quaternion obtained with the magnetometer q_{mag} to have only a single degree of freedom to correct the heading around the z-axis only, by setting it to:

$$q_{mag} = [q_{0mag} \quad 0 \quad 0 \quad q_{3mag}]^T \quad (4)$$

The rotation defined in Equation (2) can be expressed in matrix as in Equation (5):

$${}^E v = R({}^E_S q) {}^S v \quad (5)$$

Where $R({}^E_S q)$ is the direct cosine matrix given in terms of the orientation quaternion ${}^E_S q$ as show below:

$$R({}^E_S q) = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1 q_2 - q_0 q_3) & 2(q_1 q_3 + q_0 q_2) \\ 2(q_1 q_2 + q_0 q_3) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2 q_3 - q_0 q_1) \\ 2(q_1 q_3 - q_0 q_2) & 2(q_2 q_3 + q_0 q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

This two-step complementary filter is based on the work of Valenti et al. [11]. The block diagram of the method is shown in [Figure 2]. Before the first step of the complementary filter, the gyroscope bias is removed with the calibration file obtained through the static phase during the instrumented knee brace calibration procedure. Then, the complementary filter is initialized with a first estimation of the sensor orientation in quaternion form with the accelerometer and the magnetometer data. Assuming this initial condition, the filter calculates the quaternion derivative describing the rate of change of the orientation obtained through the gyroscope and the previous frame of the sensor [11].

$${}^S \dot{q}_{\omega,t} = -\frac{1}{2} {}^S \omega_{q,t} \otimes {}^S q_{t-1} \quad (7)$$

Then, the orientation of the sensor can be obtained by integrating the quaternion derivative. This first orientation estimation is used in the first step of the complementary filter to predict the gravity vector ${}^E g_p$ and calculate the deviation from the real gravity vector ${}^E g$ defined as Δq_{acc} . The delta quaternion Δq_{acc} is then filtered to reduce the noise with a linear interpolation (LERP) or a spherical linear interpolation (SLERP) depending of the deviation of the predicted gravity vector from the real gravity vector according to the work of Valenti et al. [11]. The LERP is used in case of small deviation when $\|\sin({}^E g_p \cdot {}^E g)\| < 0.01$, with the equation below:

$$\overline{\Delta q}_{acc} = (1 - K_a)q_I + K_a \Delta q_{acc} \quad (8)$$

Where q_I is the identity quaternion and $K_a \in [0,1]$ is the gain that characterizes the level of confidence in the accelerometer compared to the gyroscope.

Then, the delta quaternion $\overline{\Delta q}_{acc}$ is normalized:

$$\widehat{\Delta q}_{acc} = \frac{\overline{\Delta q}_{acc}}{\|\overline{\Delta q}_{acc}\|} \quad (9)$$

If $\|\sin({}^E g_p \cdot {}^E g)\| \geq 0.01$, the SLERP is used to filter the Δq_{acc} with the following equation:

$$\widehat{\Delta q}_{acc} = \frac{\sin((1-K_a) \cdot ({}^E g_p \cdot {}^E g))}{\sin({}^E g_p \cdot {}^E g)} q_I + \frac{\sin(K_a \cdot ({}^E g_p \cdot {}^E g))}{\sin({}^E g_p \cdot {}^E g)} \Delta q_{acc} \quad (10)$$

Finally the quaternion estimated from the gyroscope data is multiplied by the filtered delta quaternion to correct the orientation estimation in the attitude component [Figure 3b].

$${}^S q'_t = {}^S q_{\omega,t} \otimes \widehat{\Delta q}_{acc} \quad (11)$$

A second step is performed to apply a correction on the heading component. In the same way as the previous step, the magnetometer data is used to compute a delta quaternion between predicted geomagnetic field ${}^E l_p$ and the real one ${}^E l$. This delta quaternion Δq_{mag} performs a rotation only about the global z-axis by aligning the global x-axis into the positive direction of the magnetic north pole [11] [Figure 3c]. If the magnetic field data is not provided, a canonical vector on the x-axis [Figure 2] replaces the magnetometer vector. The filtered delta quaternion of the magnetometer $\widehat{\Delta q}_{mag}$ is calculated with the same method of LERP or SLERP presented previously with a constant gain $K_m \in [0,1]$ [Figure 2]. The second correction of the orientation estimation is obtained by the multiplication of the filtered delta quaternion $\widehat{\Delta q}_{mag}$ with the orientation estimation in quaternion form obtained through the step 1 of the complementary filter.

$${}^S q_t = {}^S q'_t \otimes \widehat{\Delta q}_{mag} = {}^S q_{\omega,t} \otimes \widehat{\Delta q}_{acc} \otimes \widehat{\Delta q}_{mag} \quad (12)$$

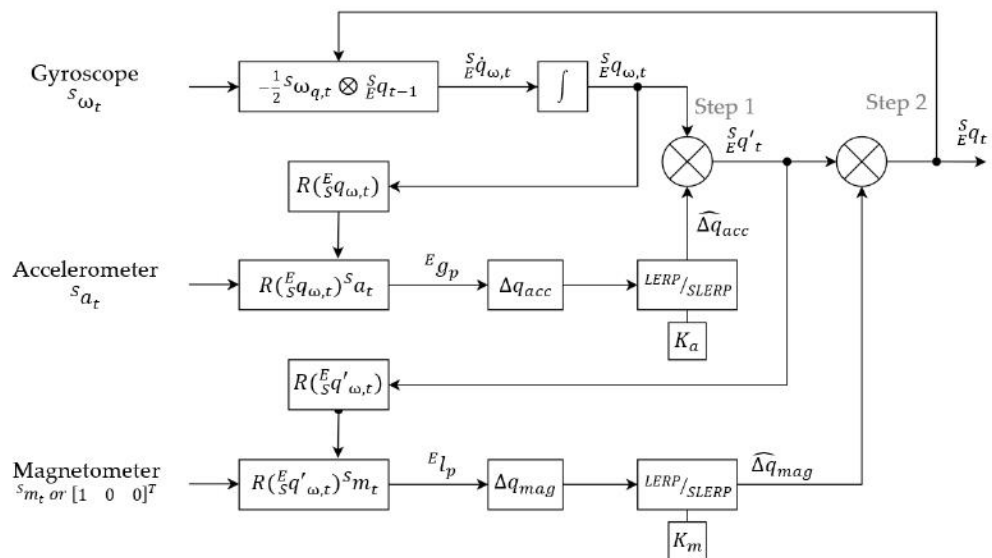
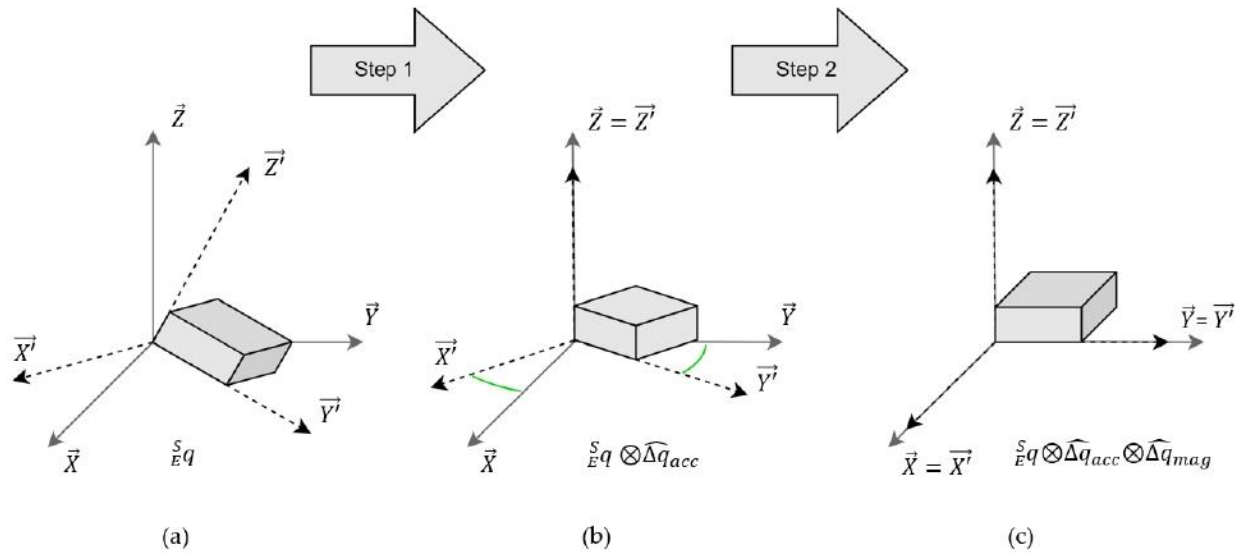
265
266

Figure 2. Block diagram of the implemented quaternion-based two-step sensor fusion algorithm based on the work of Valenti et al. [11]. A canonical vector replaces the magnetometer for the IMU. $K_a = 0.2$ and $K_m = 0.1$; ω : measurement from gyroscope; a : measurement from accelerometer; m : measurement from magnetometer; $\hat{\Delta q}_{acc}$: orientation estimated from accelerometer; $\hat{\Delta q}_{mag}$: correction quaternion calculated from magnetometer; $s_{q,t}$: the orientation of the sensor frame relative to the earth frame; \otimes : quaternion multiplication operator.

267
268
269
270
271

272

Figure 3. The schematic of orientation estimation solving with the two-step complementary filter. (a) is the initial orientation of the sensor with the sensor frame $R_{IMU} = (\bar{X}', \bar{Y}', \bar{Z}')$ in the Earth frame $R_{earth} = (\bar{X}, \bar{Y}, \bar{Z})$. (b) shows the first correction on the attitude with the delta quaternion $\hat{\Delta q}_{acc}$ (c) shows the second correction on the heading with the delta quaternion $\hat{\Delta q}_{mag}$.

273
274
275

2.3.5. Knee kinematics

276

The kinematics obtained with the instrumented knee brace and the OCS were calculated by the quaternion ${}^{Th}{}_{Sh}q$ which define the orientation of the thigh frame ${}^{Th}{}_{E}q$ relative to the shank frame ${}^{Sh}{}_{E}q$.

277
278
279
280

$${}^{Th}{}_{Sh}q = {}^{Th}{}_{E}q \otimes {}^{Sh}{}_{E}q^* = {}^{Th}{}_{E}q \otimes {}^E{}_{Sh}q \quad (13)$$

281

282

Then, to obtain the flexion / extension, internal / external rotation, and abduction / adduction, the quaternion ${}^{Th}_{Sh}q$ was converted to Euler angles (rotation about X, Y, Z) with the following equations:

$$flex = \tan^{-1}\left(\frac{2(q_0q_1+q_2q_3)}{q_0^2-q_1^2-q_2^2+q_3^2}\right) \quad (14)$$

$$abd = \sin^{-1}(2(q_0q_2 + q_1q_3)) \quad (15)$$

$$rot = \tan^{-1}\left(\frac{2(q_0q_3+q_1q_2)}{q_0^2+q_1^2-q_2^2-q_3^2}\right) \quad (16)$$

2.4. Data analysis

The intra reliability of the instrumented knee brace was determined by the intraclass correlation coefficient (ICC) type (2,1) between participants and gait cycles based on the range of motion (RoM) from the first 40 strides [19]. ICC was considered poor (< 0.50), moderate (0.50 – 0.75), good (between 0.75 – 0.90), or excellent (> 0.90) [3]. The validity between the instrumented knee brace and the OCS was calculated based on the complete acquisition of the three knee angles, using the root mean square error (RMSE) without offset difference and the Pearson's correlation coefficient. An error of RMSE < 5° was considered excellent, and between 5° and 10° was considered good [6]. Pearson's coefficient was evaluated as weak (< 0.65), moderate (0.65 – 0.75), good (0.75 – 0.85), very good (0.85 – 0.95) or excellent (> 0.95) [3].

Twelve clinical parameters were extracted from the three knee rotations based on normalized gait cycles, to characterise gait [Table 1][1]. The assumption of normality distributed data was checked with the Shapiro-Wilk test. The differences between the IMU system and the OCS and between the IMUs and MIMUs were calculated by paired t-tests.

Table 1: Definitions of the calculation of the clinical parameters.

Clinical parameter	Definition
Initial flexion	Flexion at foot strike
Flexion during loading	Difference between the maximal flexion from 0% to 20% of the gait cycle and the initial flexion
Flexion during stance	Difference between the maximal flexion from 0% to 20% of the gait cycle and the minimal flexion from 20% to 68% of the gait cycle
Maximal flexion	Maximal flexion of the complete gait cycle
Flexion RoM	Flexion range of motion over the complete gait cycle
Initial adduction	Adduction at foot strike
Varus thrust	Difference between the maximal adduction from 0% to 20% of the gait cycle and the initial adduction
Valgus thrust	Difference between the initial adduction and the minimum adduction from 0% to 20% of the gait cycle
Adduction during stance	Mean adduction from 20% to 54% of the gait cycle
Adduction RoM	Adduction range of motion over the complete gait cycle
Initial tibial	Tibial rotation at foot strike
Tibial rotation during loading	Mean tibial rotation from 0% to 20% of the gait cycle
Tibial rotation RoM	Tibial rotation range of motion over the complete gait cycle

308

3. Results

309

3.1 Reproducibility of the kinematic recorded with the instrumented knee brace

310

The ICC (95%) for the kinematic range of motion recorded with the instrumented knee brace showed excellent reliability for the three axes of rotation with and without magnetometers, with values ranging between 0.900 and 0.972 [Table 2].

311

312

313

314

315

Table 2: Intraclass reliability and validation of the IMU system. ICC values were assessed on the RoM of the gait cycle. The difference between the IMUs and MIMUs was highlighted by paired t-tests (* p-value < 0.05, ** p-value < 0.01, *** p-value < 0.001).

Data analysis	Flex/Ext (CI 95%)	Rot Int/Ext (CI 95%)	Abd/Add (CI 95%)
ICC	0.922 (0.850 – 0.974)	0.923 (0.852 – 0.974)	0.941 (0.885 – 0.980)
ICC mag	0.900 (0.821 – 0.961)	0.901 (0.822 – 0.962)	0.972 (0.946 – 0.990)
Pearson's coeff	0.997 (0.997 – 0.998)	0.755 (0.759 – 0.888)	0.895 (0.653 – 0.985)
Pearson's coeff mag	0.997 (0.996 – 0.998)	0.789 (0.747 – 0.893)	0.873 (0.614 – 0.972)
RMSE (°)	1.79 (1.61 – 1.96)	2.16 (1.82 – 2.50)	2.38 (1.59 – 3.17)
RMSE mag (°)	1.84 (1.61 – 2.07)	3.58 (2.00 – 5.15) *	2.76 (1.64 – 3.88) *

316

317

318

319

320

321

322

3.2 Concurrent validity of the instrumented knee brace during a gait test

In terms of concurrent validity, Pearson's r coefficient between systems showed excellent correlation for the F/E axis ($\sigma > 0.95$), good for the I/E rotation axis ($\sigma > 0.75$), and very good for the A/A axis ($\sigma > 0.85$) [Table 2]. RMSE was less than 3° between the instrumented knee brace and the OCS. The addition of the magnetometer data to compute the knee kinematic showed a larger measurement error, especially for the I/E rotation axis with an RMSE of 3.58° . Paired t-tests performed between the IMUs and MIMUs modalities showed significant difference of the RMSE measured between the instrumented knee brace and the OCS for the tibial rotation and abduction axes (p-value < 0.05) [Table 2]. The 3D kinematics of the knee are depicted in Figure 4, which compares measurements with the IMUs, MIMUs and OCS [Figure 4].

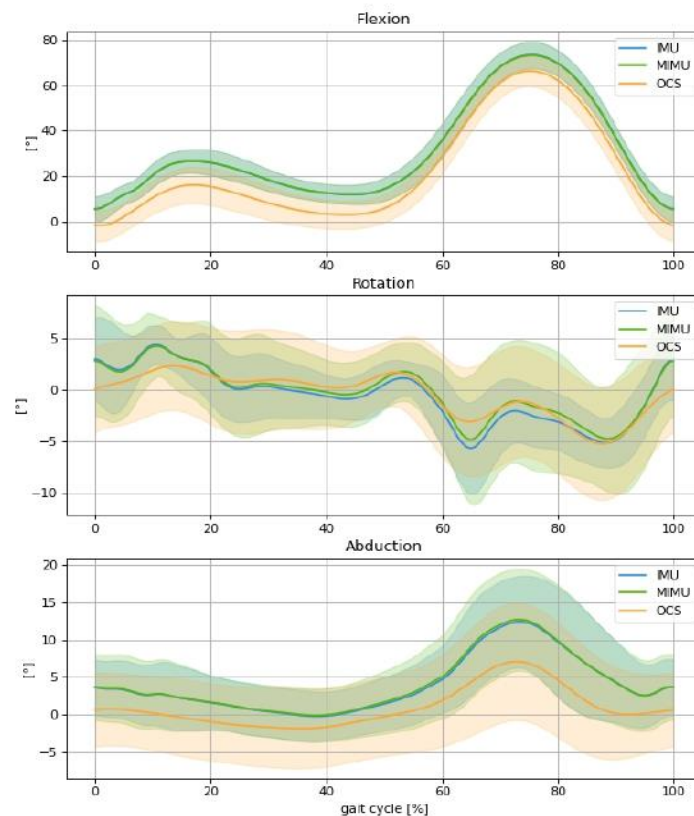


Figure 4. Comparison of mean knee kinematics normalized to gait cycle between the OCS (orange), IMUs (blue) and MIMUs (green) involving flexion, external rotation, and abduction for spontaneous gait speed

3.3 Concurrent validity of the gait parameters obtained with the instrumented knee brace

Table 3 shows the difference in clinical parameters between the two systems and the two modalities (IMU & MIMU vs OCS). The instrumented knee brace obtained a similar RoM with a significant positive 6° offset for flexion/extension for both modalities (p-value = 0.002). The RoM of adduction, the varus thrust, and tibial rotation were overestimated. Other parameters showed no significant differences between the instrumented knee brace and the OCS [Table 3].

Table 3: Comparison of clinical parameters. Paired t-tests where significant p-values were identified in bold (p-value < 0.05).

Clinical parameter	OCS	IMU	Δ	p	MIMU	Δ	p
Initial flexion (°)	-0.4 (7.1)	5.6 (5.9)	-6.0 (1.5)	0.002	5.7 (5.9)	-6.0 (1.6)	0.002
Flexion during loading (°)	18.0 (6.0)	21.3 (6.6)	-3.3 (0.4)	<.001	21.3 (6.6)	-3.3 (0.4)	<.001
Flexion during stance (°)	14.0 (4.0)	15.8 (4.1)	-1.8 (0.3)	<.001	15.7 (4.1)	-1.7 (0.3)	<.001
Maximal flexion (°)	67.7 (7.1)	73.7 (5.8)	-5.9 (1.4)	0.001	73.5 (6.0)	-5.8 (1.4)	0.001
Flexion RoM (°)	69.1 (4.9)	68.8 (5.6)	0.2 (0.6)	0.676	68.7 (5.9)	0.4 (0.6)	0.562
Initial adduction (°)	-4.5 (4.9)	-3.6 (3.9)	-0.8 (1.9)	0.676	-3.7 (4.6)	-0.7 (2.0)	0.715
Varus thrust (°)	1.7 (1.2)	2.5 (1.1)	-0.9 (0.3)	0.016	2.8 (1.1)	-1.1 (0.3)	0.017
Valgus thrust (°)	0.5 (0.6)	0.5 (0.4)	0.0 (0.2)	0.961	0.7 (1.4)	-0.3 (0.4)	0.562
Adduction during stance (°)	-2.6 (4.8)	-0.7 (3.4)	-1.9 (1.5)	0.217	-0.8 (3.6)	-1.8 (1.5)	0.259
Adduction RoM (°)	10.1 (4.0)	14.3 (5.1)	-4.2 (1.4)	0.011	15.0 (6.9)	-4.9 (1.8)	0.020
Initial tibial rotation (°)	0.0 (4.6)	-3.0 (4.2)	3.1 (1.6)	0.079	-2.9 (5.6)	2.9 (1.7)	0.106
Tibial rotation during loading (°)	-1.6 (4.3)	-3.1 (2.0)	1.4 (1.5)	0.340	-3.0 (3.5)	1.3 (1.5)	0.392
Tibial rotation RoM (°)	11.6 (3.0)	16.2 (5.1)	-4.6 (1.1)	<.001	15.8 (4.8)	-4.3 (1.0)	<.001

349

4. Discussion

The purpose of this study was to evaluate the accuracy and the reliability of an instrumented knee brace during gait test with a new calibration process and the addition of magnetometers. The results showed an excellent reliability and a strong correlation with the OCS. Kinematic data showed a positive offset of 6° for the flexion/extension computed by the instrumented knee brace with the new calibration. However, the first hypothesis was validated with an acceptable level of error under 5° on the three axes. The second hypothesis was refuted because the study showed a lower accuracy on the abduction and rotation axes with the use of magnetometers due to ferromagnetic disturbance caused by the treadmill motors and the metallic structure supporting the harness.

Regarding the validation of the instrumented knee brace, several studies have been conducted to reliably detect knee kinematics with a wearable system. The reliability reported in our study is in line with previous studies, which found a fair to excellent intrarater reliability through a systematic review and, more specifically, ICCs between 0.609 and 0.989 depending on knee axes [4,6]. This level of reliability is associated with a strong correlation between the gold standard and the instrumented knee brace. The major axis (flexion/extension) showed an excellent correlation, with a lower Pearson's correlation coefficient, ranging from good to very good, for the minor axes. These results can be explained by a crosstalk effect which projects rotations of the sagittal axis onto the frontal and transverse axes, due to small errors in bone orientation estimation during the calibration phases [1,20]. The correlations between systems in the sagittal plane were also similar to those in the literature [21,22]. These correlations results were in line with the RMSE values obtained with the modalities of the IMUs and the MIMUs compared to the OCS. The major axis in this study (flexion/extension) showed an RMSE < 2° and the two minor axes showed a slightly higher RMSE, compared with 5° [13,22] and 3° [4] in previously published studies. Therefore, both systems validate our first hypothesis; the new calibration process provides an acceptable error level under 5°.

Despite this low level of error, the comparison of clinical parameters showed some limits of the calibration procedure. Results highlighted an offset of 6° on the sagittal axis, and lead to significant differences for all clinical parameters except the RoM, which is in line with the same overestimation of the initial flexion found in the Kayaalp et al. study

350

351

352

353

354

355

356

357

358

359

360

361

362

363

364

365

366

367

368

369

370

371

372

373

374

375

376

377

378

379

380

[13]. On the contrary, our study showed a significantly higher RoM in the frontal and transverse planes and no difference for the other parameters, as in the Robert-Lachaine et al. study. However, the results of this study are limited because the absolute differences between systems were not reported [1]. These differences in measurements highlighted in this study imply that attention should be taken when comparing the gait parameters obtained with the instrumented knee brace to those obtained with another mocap system.

Based on RMSE values and t-tests between the IMUs and MIMUs, the second hypothesis was rejected, as there was no significant improvement in accuracy in the different axes with the magnetometers. The results revealed a higher RMSE for abduction and rotation with the addition of the magnetometers in the calculation of the kinematics. These findings were in line with those of Robert-Lachaine et al., who suggested that magnetic disturbances might affect RMSE, specifically the axial axis [8]. The studies of Valenti et al. and Fan et al. explained this issue with a stress test of ferromagnetic disturbance by placing a magnet near a MIMU sensor during different periods. The results show a immunity on the attitude estimation but a large error on the heading estimation by using the two-step complementary filter [9,11]. This hypothesis was suggested because the steel structure supporting the harness and the motors of the treadmill for gait test may have induced an inhomogeneous magnetic field during acquisitions [23].

A potential improvement of the instrumented knee brace would have been to use an adaptative gain for the magnetometer. The filter presented by Fan et al. showed an adaptative gain K_m for the filter depending of the magnetic disturbance level. The result demonstrated good performance by using a finite state machine, which switch between different gains depending of the magnetic disturbance level. The measurement error of heading estimation was reduced from more than nineteen degrees to less than one degree [9]. The implementation of this adaptive gain filter for the magnetometer would reduce the error on the heading and may outperform the IMU accuracy of the instrumented knee brace on the axial axis.

A few limitations of the study should be acknowledged when interpreting the results. The OCS was based with clusters and simple kinematics without constraints to obtain knee angles. This method for calculating kinematics is impacted by soft tissue and skin artifacts (STA) that could introduce measurement errors in the femur and tibia orientations [24]. However, this method was used to compare similar kinematic data and validate the instrumented knee brace calibration. Therefore, kinematics from the instrumented knee brace showed good axes estimation but could be subject to STA as in our previous study [25].

To conclude, the comparison of the instrumented knee brace against OCS measurements during a gait test demonstrated excellent reliability and strong agreement. An IMU-based system seems to be a valid tool to assess ambulatory knee kinematics with an RMSE $< 3^\circ$, sufficient for clinical interpretations. Indeed, this portable system can obtain certain clinical parameters as well as the gold standard OCS. However, the addition of magnetometers with constant gain showed no significant advantage in enhancing accuracy with a two-step complementary filter.

Author Contributions: Conceptualization, N.R., R.Z. and F.C.; methodology, N.R., R.Z., L.T., S.S.C., P.G. and F.C.; software, N.R., L.T.; validation, N.R., R.Z., P.G. and F.C.; formal analysis, N.R., L.T., P.G. and F.C.; investigation, O.G., data curation, N.R. and L.T.; writing—original draft preparation, N.R.; writing—review and editing, N.R., R.Z., S.S.C., P.G. and F.C.; supervision, R.Z., P.G. and F.C.; project administration, O.G. and F.C. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: None.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted according to the guideline of the Declaration of Helsinki and was approved by the national ethics committee (C.P.P. EST I-RCB 19.10.30.42054).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all participants involved in the study. Written informed consent has been obtained from the participant (s) to publish this paper.

Data Availability Statement: Not applicable

Acknowledgments: The Authors acknowledge Ted Orthopedics for their technical and financial contribution to this study. The study sponsors had no role in the study design and interpretation of data, the writing of the manuscript or in the decision to submit the manuscript for publication.

Conflicts of Interest: The institutes of the authors have received funding from the company marketing the instrumented knee brace Ted Orthopedics to cover the cost involved in the execution of this study. I, Nicolas RENEAUD, declare that Raphaël ZORY, Frédéric CHORIN, Pauline GERUS, Serge S. COLSON and Olivier GUERIN, have no proprietary, financial, professional, or other personal interest of any nature of kind of any product, service and/or company that could be construed as influencing the position presented in the manuscript.

References

- Robert-Lachaine, X.; Parent, G.; Fuentes, A.; Hagemester, N.; Aissaoui, R. Inertial Motion Capture Validation of 3D Knee Kinematics at Various Gait Speed on the Treadmill with a Double-Pose Calibration. *Gait Posture* **2020**, *77*, 132–137, doi:10.1016/j.gaitpost.2020.01.029.
- Yi, C.; Jiang, F.; Bhuiyan, M.Z.A.; Yang, C.; Gao, X.; Guo, H.; Ma, J.; Su, S. Smart Healthcare-Oriented Online Prediction of Lower-Limb Kinematics and Kinetics Based on Data-Driven Neural Signal Decoding. *Future Generation Computer Systems* **2021**, *114*, 96–105, doi:10.1016/j.future.2020.06.015.
- Cuesta-Vargas, A.I.; Galán-Mercant, A.; Williams, J.M. The Use of Inertial Sensors System for Human Motion Analysis. *Physical Therapy Reviews* **2010**, *15*, 462–473, doi:10.1179/1743288X11Y.0000000006.
- Cho, Y.S.; Jang, S.H.; Cho, J.S.; Kim, M.J.; Lee, H.D.; Lee, S.Y.; Moon, S.B. Evaluation of Validity and Reliability of Inertial Measurement Unit-Based Gait Analysis Systems. *Ann Rehabil Med* **2018**, *42*, 872–883, doi:10.5535/arm.2018.42.6.872.
- Kanko, R.M.; Laende, E.K.; Davis, E.M.; Selbie, W.S.; Deluzio, K.J. Concurrent Assessment of Gait Kinematics Using Marker-Based and Markerless Motion Capture. *J Biomech* **2021**, *127*, 110665, doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110665.
- Poitras, I.; Dupuis, F.; Biemann, M.; Campeau-Lecours, A.; Mercier, C.; Bouyer, L.J.; Roy, J.S. Validity and Reliability Ofwearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. *Sensors (Switzerland)* **2019**, *19*, 1–17, doi:10.3390/s19071555.
- Picerno, P. 25 Years of Lower Limb Joint Kinematics by Using Inertial and Magnetic Sensors: A Review of Methodological Approaches. *Gait Posture* **2017**, *51*, 239–246, doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.008.
- Robert-Lachaine, X.; Mecheri, H.; Larue, C.; Plamondon, A. Effect of Local Magnetic Field Disturbances on Inertial Measurement Units Accuracy. *Appl Ergon* **2017**, *63*, 123–132, doi:10.1016/j.apergo.2017.04.011.
- Fan, B.; Li, Q.; Liu, T. Improving the Accuracy of Wearable Sensor Orientation Using a Two-Step Complementary Filter with State Machine-Based Adaptive Strategy. *Meas Sci Technol* **2018**, *29*, 115104, doi:10.1088/1361-6501/aae125.

10. del Rosario, M.B.; Lovell, N.H.; Redmond, S.J. Quaternion-Based Complementary Filter for Attitude Determination of a Smartphone. *IEEE Sens J* **2016**, *16*, 6008–6017, doi:10.1109/JSEN.2016.2574124. 478
479
11. Valenti, R.G.; Dryanovski, I.; Xiao, J. Keeping a Good Attitude: A Quaternion-Based Orientation Filter for IMUs and MARGs. *Sensors (Switzerland)* **2015**, *15*, 19302–19330, doi:10.3390/s150819302. 480
481
12. Lunardini, F.; Malavolti, M.; Pedrocchi, A.L.G.; Borghese, N.A.; Ferrante, S. A Mobile App to Transparently Distinguish Single- from Dual-Task Walking for the Ecological Monitoring of Age-Related Changes in Daily-Life Gait. *Gait Posture* **2021**, *86*, 27–32, doi:10.1016/j.gaitpost.2021.02.028. 482
483
484
13. Kayaalp, M.E.; Agres, A.N.; Reichmann, J.; Bashkuev, M.; Duda, G.N.; Becker, R. Validation of a Novel Device for the Knee Monitoring of Orthopaedic Patients. **2019**, 1–14, doi:10.3390/s19235193. 485
486
14. Bolam, S.M.; Batinica, B.; Yeung, T.C.; Weaver, S.; Cantamessa, A.; Vanderboor, T.C.; Yeung, S.; Munro, J.T.; Fernandez, J.W.; Besier, T.F.; et al. Remote Patient Monitoring with Wearable Sensors Following Knee Arthroplasty. **2021**, 1–12. 487
488
489
15. Nazarahari, M.; Noamani, A.; Ahmadian, N.; Rouhani, H. Sensor-to-Body Calibration Procedure for Clinical Motion Analysis of Lower Limb Using Magnetic and Inertial Measurement Units. *J Biomech* **2019**, *85*, 224–229, doi:10.1016/j.jbiomech.2019.01.027. 490
491
492
16. Promsri, A.; Haid, T.; Federolf, P. How Does Lower Limb Dominance Influence Postural Control Movements during Single Leg Stance? *Hum Mov Sci* **2018**, *58*, 165–174, doi:10.1016/j.humov.2018.02.003. 493
494
17. Jenny, J.; Boeri, C.; Picard, F.; Leitner, F.; Leitner, O.I.S. Reproducibility of Intra-Operative Measurement of the Mechanical Axes of the Lower Limb during Total Knee Replacement with a Non-Image-Based Navigation System. **2010**, 9088, doi:10.3109/10929080500095517. 495
496
497
18. Fiorentino, N.M.; Atkins, P.R.; Kutschke, M.J.; Foreman, K.B.; Anderson, A.E. In-Vivo Quantification of Dynamic Hip Joint Center Errors and Soft Tissue Artifact. *Gait Posture* **2016**, *50*, 246–251, doi:10.1016/j.gaitpost.2016.09.011. 498
499
19. König, N.; Singh, N.B.; von Beckerath, J.; Janke, L.; Taylor, W.R. Is Gait Variability Reliable? An Assessment of Spatio-Temporal Parameters of Gait Variability during Continuous Overground Walking. *Gait Posture* **2014**, *39*, 615–617, doi:10.1016/j.gaitpost.2013.06.014. 500
501
502
20. Baudet, A.; Morisset, C.; D’athis, P.; Maillefert, J.-F.; Casillas, J.-M.; Ornetti, P.; Laroche, D. Cross-Talk Correction Method for Knee Kinematics in Gait Analysis Using Principal Component Analysis (PCA): A New Proposal. *PLoS One* **2014**, *9*, doi:10.1371/journal.pone.0102098. 503
504
505
21. Bolink, S.A.A.N.; Naisas, H.; Senden, R.; Essers, H.; Heyligers, I.C.; Meijer, K.; Grimm, B. Validity of an Inertial Measurement Unit to Assess Pelvic Orientation Angles during Gait, Sit-Stand Transfers and Step-up Transfers: Comparison with an Optoelectronic Motion Capture System. *Med Eng Phys* **2016**, *38*, 225–231, doi:10.1016/j.medengphy.2015.11.009. 506
507
508
509
22. Zügner, R.; Tranberg, R.; Timperley, J.; Hodgins, D.; Mohaddes, M.; Kärrholm, J. Validation of Inertial Measurement Units with Optical Tracking System in Patients Operated with Total Hip Arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord* **2019**, *20*, 1–8, doi:10.1186/s12891-019-2416-4. 510
511
512
23. de Vries, W.H.K.; Veeger, H.E.J.; Baten, C.T.M.; van der Helm, F.C.T. Magnetic Distortion in Motion Labs, Implications for Validating Inertial Magnetic Sensors. *Gait Posture* **2009**, *29*, 535–541, doi:10.1016/j.gaitpost.2008.12.004. 513
514
515
24. Barré, A.; Jolles, B.M.; Theumann, N.; Aminian, K. Soft Tissue Artifact Distribution on Lower Limbs during Treadmill Gait: Influence of Skin Markers’ Location on Cluster Design. *J Biomech* **2015**, *48*, 1965–1971, doi:10.1016/j.jbiomech.2015.04.007. 516
517
518

-
25. Reneaud, N.; Pierre, E.; Zory, R.; Chorin, F.; Thomas, L.; Chavet, P.; Coyle, T.; Truchet, E.; Puech, S.; Ollivier, M.; et al. Validity of an Instrumented Knee Brace Compared to 3D Motion Navigation: A Cadaveric Investigation. *Measurement (Lond)* **2021**, *173*, doi:10.1016/j.measurement.2020.108590.
- 519
520
521
522

3. Synthèse

L'objectif principal de cette étude était de valider l'utilisation d'une nouvelle calibration fonctionnelle pour permettre d'obtenir une erreur de mesure inférieure à 5° sur la cinématique du genou par rapport à un système de caméras optoélectroniques durant une évaluation de la marche. L'objectif secondaire était de montrer le gain en précision de la cinématique sur l'axe transverse du genou en associant les données des magnétomètres dans l'algorithme de fusion des centrales inertielles.

Les résultats ont montré que l'utilisation d'une calibration fonctionnelle décomposée en deux mouvements statiques avec les segments osseux orientés dans le sens du vecteur gravité pour déterminer le plan transverse additionnés à un mouvement de petites flexions pour estimer le plan sagittal, permettait d'obtenir une meilleure définition des axes. De ce fait, la précision de mesure s'est vu améliorer en réduisant le « cross-talk effect » qui projette des rotations de l'axe sagittal sur les axes frontaux et transverses lors d'une mauvaise définition des axes (Aststephen, Deluzio, Caldwell, & Dunbar, 2008). L'erreur quadratique moyenne obtenue durant ces tests était inférieure à 3° sur les trois axes de rotations. La différence majeure par rapport à l'étude 2, est que cette précision de mesure n'a pas nécessité l'utilisation d'un système de mesure additionnel pour calibrer la genouillère. Toutefois, on remarque sur les résultats obtenus durant les tests de marche que la genouillère montre un biais constant de 6° sur l'estimation de la flexion du genou. Cette erreur de mesure met en évidence de futures améliorations à effectuer pour estimer plus précisément l'axe transverse des segments osseux.

Notre hypothèse portant sur l'amélioration de la précision de la genouillère via l'utilisation des magnétomètres dans l'algorithme de fusion n'a pas été validé. La cinématique obtenue montre des erreurs quadratiques plus importantes sur les axes de faibles amplitudes (abduction/adduction et rotation interne/externe) avec l'utilisation des magnétomètres contrairement aux résultats obtenus sans magnétomètres. Ces résultats semblent être dû aux perturbations ferromagnétiques présentes dans la salle d'acquisition. Cela confirme les résultats présents dans la littérature sur la difficulté d'intégration des magnétomètres en milieu clinique à cause des perturbations ferromagnétiques présentes dans les laboratoires (Picerno, 2017; Robert-Lachaine et al., 2017).

La validation de cet outil de mesure de la cinématique du genou durant un test de marche permet de continuer notre démarche dans la quantification de l'évolution des paramètres

de marche sur un test de marche prolongé. Il est donc possible de s'intéresser à une pathologie particulière, affectant la locomotion et touchant un grand nombre de personnes : l'arthrose !

**Etude 4: Gait adaptations during a 6MWT in
patients with moderate and severe knee
osteoarthritis**

1. Présentation

Il n'est plus à démontrer que l'arthrose du genou impacte la marche en réduisant considérablement l'autonomie selon le niveau de sévérité de celle-ci (Logerstedt et al., 2014). L'évaluation précise de la sévérité de la pathologie devient un enjeu majeur pour permettre une meilleure prise en charge en individualisant celle-ci (Naili et al., 2019). Dans ce contexte, l'analyse de la cinématique du genou durant un test de marche prolongée permettrait d'avoir des informations complémentaires et représentatives des déplacements quotidiens de ces personnes. Le clinicien pourrait ainsi établir plus précisément les capacités fonctionnelles des patients et ainsi proposer une prise en charge adaptée (Taborri et al., 2019).

Cependant, la majorité des études se concentrent soit sur l'analyse de la marche à vitesse constante, soit sur l'étude de la marche à vitesse rapide. Ces mesures sont peu représentatives de la réalité, du fait de la durée réduite de l'acquisition qui produira une mesure peu réaliste de la vie quotidienne de ces personnes. Plusieurs études se sont intéressées aux altérations de la marche chez des individus arthrosiques sur un test de marche prolongée pour montrer les effets de la fatigue et de l'augmentation des contraintes articulaires sur le genou (Farrokhi et al., 2017 ; Gustafson et al., 2019 ; Hubley-Kozey et al., 2020). Ces résultats montrent l'intérêt d'évaluer l'évolution des paramètres de marche sur une durée conséquente.

Dans cette optique, l'objectif de l'étude est de mesurer l'évolution de la marche sur un TDM6 chez des personnes présentant une arthrose du genou. Nous avons émis l'hypothèse que les participants auraient une dégradation de la marche durant le test. De plus, nous avons estimé que les participants avec un déficit de force sur le quadriceps, présenteraient des contraintes articulaires et une raideur articulaire plus importantes à la fin du TDM6.

2. L'étude

Adaptation de la marche durant un TDM6 chez des patients présentant une arthrose du genou modéré et sévère.

Gait adaptations during a 6MWT in patients with moderate and severe knee osteoarthritis

Nicolas Reneaud, Pauline Gerus, Frédéric Chorin, Luc Thomas, Olivier Guérin, Raphael Zory, Christian Roux



Article soumis dans

Osteoarthritis and Cartilage (2022)

Full length article

Gait adaptations during a 6-minute walk test in patients with moderate and severe knee osteoarthritis

Nicolas Reneaud, MD^{1, 2, 3,*}, Pauline Gerus, PhD¹, Frédéric Chorin, PhD^{1,2}, Luc Thomas, PhD³, Olivier Guérin, Pr^{2,4}, Raphael Zory, Pr^{1,5}, Christian Roux, Pr^{1,6}

¹ Université Côte d'Azur, LAMHES, Nice, France

² Université Côte d'Azur, Centre Hospitalier Universitaire de Nice, Clinique Gériatrique du Cerveau et du Mouvement, Nice, France

³ Ted Orthopedics, 37 rue Guibal, 13,003, Marseille, France

⁴ Université Côte d'Azur, CNRS UMR 7284/INSERM U108, Institute for Research on Cancer and Aging Nice (IRCAN), Nice, France

⁵ Institut Universitaire de France, 75231, Paris, France

⁶ Université Côte d'Azur, CHU de Nice, Pasteur, Pôle Rhumatologie, 06000, Nice, France

ARTICLE INFO

Significance and innovations :

Knee OA participants improved their gait during a 6MWT.

Weakness of the quadriceps was correlated with knee joint stiffness reduction during a 6MWT.

The knee flexion excursion during a 6MWT was correlated with the knee extensor strength.

ABSTRACT

Objective

Treatment of knee osteoarthritis (OA) involves accurate evaluation of the disease progression. However, most gait tests are not fully representative of an individual's daily activity by assessing a short duration analysis. Our study aimed to assess gait evolution with a quantified 6-minute walk test (6MWT) to obtain a walk more representative of that during daily activities in knee OA participants.

Methods

Twenty patients with knee OA (15 women; age: 67.8 ± 6.9 years; BMI: 26.7 ± 4.9 kg/m²) were enrolled. Participants completed a Western Ontario and McMaster Osteoarthritis Index and a visual analogue scale to assess pain. Then the knee extensor strength was evaluated with an isokinetic ergometer to obtain the force-velocity profile with six velocities between 30°/s and 180°/s. Finally, the participants performed a 6MWT on a self-paced treadmill. Spatiotemporal, kinematic and dynamic parameters were analysed during the 6MWT. The relationship between strength, physical function, pain and the gait evolution were assessed.

Results

Participants demonstrated an increase of gait speed, knee flexion excursion, knee joint loading, and in general a better gait at the end of the 6MWT. There were strong correlations between muscle weakness and gait parameters at the beginning of the 6MWT. Participants with less knee extensor strength showed greater knee joint stiffness evolution during the 6MWT ($r > 0.445$; $p < 0.05$).

Conclusion

The gait evolution highlighted the value of knee OA participants performing a prolonged walk to obtain a gait analysis more relevant to daily living outcomes, especially for individuals with a weakness of the muscle knee extensor.

Introduction

Knee osteoarthritis (OA) is a common disease of the lower limb affecting the elderly, viewed as a multifactorial condition (1). The associated dysfunctions have a negative impact on daily tasks, mobility, and quality of life (2). The management of knee OA needs an accurate evaluation of the severity of the disease and its progression in order to provide an appropriate solution. It is well known that knee OA is strongly associated with a reduction in the quadriceps strength, a proprioception deficit and abnormally distributed forces in the joint during activities. These impairments

contribute directly to the loss of gait quality as the disease progresses (3).

In this context, previous reviews have summarised relations between the progression of knee OA and an abnormal gait pattern. Knee OA progression has been assessed through abnormal knee kinematics and dynamics during gait. For example, peak external knee abduction moment (EKAM) and knee abduction moment impulse are commonly used as an approximation of medial knee joint loading to facilitate the understanding of the risk factors of knee OA (4,5). Abnormally distributed forces have been associated with spatiotemporal and kinematic deviations. Several studies have

* Corresponding author at : Hôpital Cimiez, bâtiment Mossa, Etage -1 – Plateforme fragilité, 4 avenue reine Victoria 06003 Nice, France
E-mail adresse: reneaud.n@chu-nice.fr Tel : +33 04 92 03 42 40

associated knee OA progression with the stiffness of the knee joint, defined by the knee flexion excursion (KFE) (the range of knee flexion from initial contact to peak flexion during the early stance phase) and the knee flexion moment (6–8). The KFE decrease depends on the severity of the knee OA, as individuals minimise the impact loading in a pain-avoidance gait strategy (4,9). In contrast, knee joint stiffness increases with knee OA severity in order to improve the knee joint stability (8).

However, most three-dimensional gait analyses reported gait parameters at a self-selected speed and only a few compared modifications of the gait at fast-paced walking (10,11). Moreover, these evaluations—from a few strides to a 60s walk—were not fully representative of the daily activity of individuals with physical limitations (12). The studies that investigated this evolution used the 6MWT to identify gait modifications following this submaximal exercise. Authors suggested that the evolution of the gait parameters during a prolonged walking test was of primary concern to bring new insight for clinicians. Results of such tests would enable healthcare professionals to provide appropriate treatment and physical rehabilitation for patients with gait disorders (13,14). In this context, several studies have focussed on gait evolution for the knee OA population with muscle fatigue and loss of effective shock absorption. The results of these studies demonstrated a significant increase in cartilage loading and pain level after a 30-minute walk for asymptomatic knee OA participants, in a gait strategy to maintain a higher overall gait speed (15–17). These results highlighted the necessity to investigate prolonged walking tests to better identify knee OA progression. However, this type of prolonged walking test is time-consuming compared to the 6MWT, and there are no previous studies that assess kinematic and dynamic gait parameters at different stages of the 6MWT.

Therefore, the aim of the present study was to assess gait evolution during a 6MWT in patients with knee OA. We hypothesised that participants would exhibit a decrease in gait performance following the prolonged walking test. The second purpose of this study was to highlight the consequences of a prolonged walk with knee OA. We hypothesised an increase in joint loading and knee stiffness at the end of the 6MWT for individuals with muscle weakness.

Materials and Methods

1. Subjects

Twenty patients with knee OA (15 women, 5 men; age: 67.8 ± 6.9 years; BMI: 26.7 ± 4.9 kg/m²) were recruited from the rheumatology department in Nice (Nice University Hospital, France). Participants were included who had knee OA that fulfilled radiographic criteria as described by the Kellgren and Lawrence severity score (KL). Inclusion criteria for all subjects were: adults between 50 and 80 years old and knee KL severity score of grades II or III. Exclusion criteria were: interventions (surgery, injection, etc.), injury affecting mobility (trunk and lower limbs), knee and hip prosthesis, or inability to walk without assistive devices. Prior to inclusion, all participants provided signed informed consent. Participants then performed patient-reported outcomes, a strength evaluation, and a three-dimensional gait analysis during a performance-based test [Fig. 1].



Figure 3: Structure of the evaluation protocol with: Patient-Reported Outcomes (PROs) (WOMAC & Pain VAS), Evaluation of

the knee extensor strength with an isokinetic ergometer, and a three-dimensional gait analysis during a 6MWT on a self-paced treadmill.

2. Patient-reported outcome measures

To evaluate pain, stiffness, and physical function, each patient completed the WOMAC. The questionnaire was composed of 24 questions, scored on a 5-point Likert scale (none = 0, slight = 1, moderate = 2, severe = 3, and extreme = 4). The total score ranged from 0 to 96 points. This evaluation was divided into 3 parts: Pain (20), Function (68), and Stiffness (8). A higher score indicated worse pain, physical function, and stiffness (18). Another pain evaluation was performed with a 10 cm visual analogue scale for pain (19). Patients reported the degree of pain they had experienced in the previous 48 hours due to their knee pain by placing a vertical mark on a 10 cm line ranging from “No pain” to “Worst pain imaginable”.

3. Knee extensor strength evaluation

An isokinetic dynamometer (Biodex Multi-Joint System 4, New York, USA) was used to evaluate knee extensor strength. The assessment was performed one hour before the gait test. The subjects were seated and strapped into the dynamometer. The participants were asked to perform a knee flexion/extension with their full range of motion with maximal effort and force. Prior to the evaluation, participants performed 1 minute of submaximal concentric contraction at angular speeds of 180°/s to familiarise them with the leg extension movement and the equipment. Loud verbal encouragements were given during the tests. The evaluation was composed of six Maximal Voluntary Contractions (MVCs) performed at angular speeds of 180°/s, 150°/s, 120°/s, 90°/s, 60°/s, and 30°/s with a 1-minute rest interval before each series. The maximum value of the six MVCs at each angular speed was extracted for the assessment of the force-velocity relationship through a linear regression: $F(V) = F_0 - aV$, where F_0 is the force corresponding to the theoretical maximum isometric force, a is the slope of F_0/V_0 , and V_0 is the theoretical velocity at zero force. P_{max} is the maximal power, determined at the optimal velocity and force, V_{opt} and F_{opt} , respectively [Fig. 2] (20).

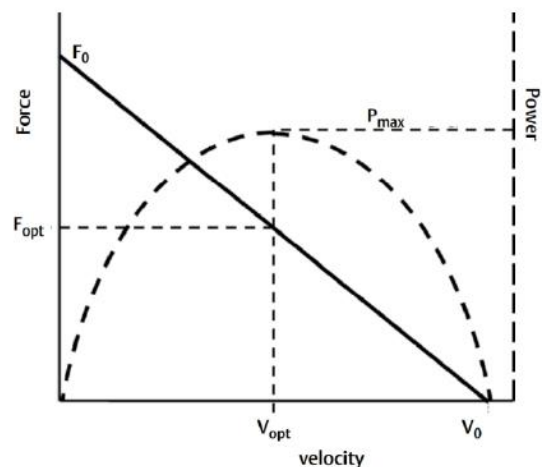


Figure 2: Linear force-velocity profile obtained with a linear relationship and six velocities of maximal voluntary contraction.

4. Gait evaluation

Each participant performed a 6MWT on a self-paced treadmill (21). Gait tests were conducted in a barefoot condition. A familiarisation session of at least five minutes was provided, followed by a seated rest, prior to the gait test. Standardised instructions were given before the 6MWT with a reminder every two minutes: “walk as far as possible in six minutes without running or jogging” (22). Additional explanations regarding the self-paced treadmill were given. Participants were encouraged to interact with the system until

they felt confident to try fast-paced walking for one minute. For the 6MWT, participants were not allowed to hold the handrails during the evaluation unless there was a loss of balance.

Thirty reflective markers were placed on anatomical landmarks according to a modified Rizzoli set up [Fig. 3]. A network of 9 Optitrack Prime 13 cameras (NaturalPoint, Inc. Oregon, USA) and a dual belt instrumented treadmill with two force plates (Bertec Corp., Columbus, OH, USA) were used to record kinematic and kinetic data at sampling frequencies of 100 Hz and 1000 Hz, respectively.

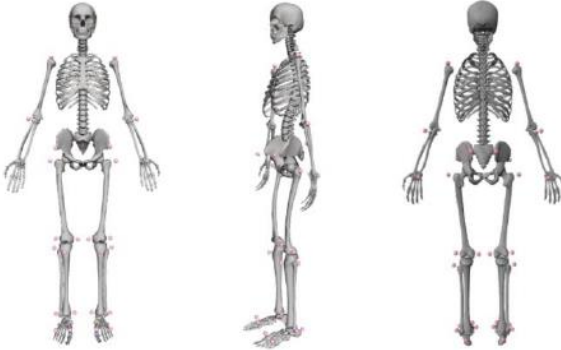


Figure 3: Marker set of the modified Rizzoli model: Acromia, Humerus Lateral Epicondyle, Ulna Styloid Process, Iliac Anterior and Posterior Spine, Femoral Greater Trochanter, Femur Lateral and Medial Epicondyle, Tibial Tubercle, Fibula Apex, Fibula Ankle Lateral, Talus Ankle Medial, Foot First and Fifth Metatarsal, and Foot Calcaneus

The kinematic and kinetic data were processed using Matlab R2018a (The MathWorks, Inc, Natick, USA) and were filtered using a fourth-order low-pass Butterworth filter at cut-off frequencies of 6 Hz for kinematic and 20 Hz for kinetic data. OpenSim 4.1 (SimTK, Stanford, USA) was used to estimate the joint angle and net joint moment by inverse kinematics and dynamics. The net joint moments were normalised by the weight. Gait parameters were defined by knee motion according to clinical gait parameters from Lachaine et al. (23). The kinematics and kinetics data were normalised to 101 points throughout the gait cycle (initial contact to initial contact), using the force plate to identify the gait event. A 20 N threshold was applied onto the vertical ground reaction forces. The knee-joint stiffness was defined as the change in flexion loading compared to the knee flexion during the loading response in the stance phase [Eq. 1]. Knee joint stiffness was normalised for body mass ($\text{Nm}^{\circ}/\text{kg}$) (24).

$$\text{Eq. 1: } K_{tors} = \frac{\Delta \text{Moment}}{\Delta \text{Angle}}$$

5. Statistical analyses

Statistical analyses were performed using Matlab R2018a (The MathWorks, Inc, Natick, USA) and SPSS 23 software (IBM, stance phase and double support. The initial flexion also decreased during the 6MWT [Table 2].

3. The association between gait dynamics and walking time effect

The knee joint stiffness showed a decrease with partial significance after the third minute of the 6MWT. The hip and knee flexion moments showed a significant increase during the 6MWT. The EKAM had a linear increase with a significant difference of 4.9% in the sixth minute of the gait test [Table 3].

Chicago, USA). The normality of the distribution of each variable was analysed using the Shapiro-Wilk test. Kinematic and dynamic variables were analysed with a one-way repeated measures ANOVA, using the time as a fixed factor. Gait parameter evolution was analysed using a paired Student's t-test. The Pearson correlation was used to analyse the relationship between strength, physical function, pain, and the gait parameter evolution at the end of the 6MWT. The statistical significance level was set at $p \leq 0.05$.

Results

1. Clinical outcomes

The knee extensor strength is displayed in [Table 1]. Average WOMAC scores were 7.95 (4.54) for pain, 25.15 (15.62) for function, 3.7 (2.39) for stiffness, and 36.8 (21.57) for the total WOMAC score. These scores indicate mild OA in the patients, which is consistent with the inclusion criteria. The average of the visual analogue scale for pain was 4.11 (2.46). Participants walked 457.4 ± 112.3 m during the 6MWT. The gait parameters at the beginning of the 6MWT and the gait deviation during the performance-based test are reported in [Table 2] for spatiotemporal and kinematic parameters and in [Table 3] for the dynamic parameters.

Table 1: Descriptive statistics of the knee extensor strength

Parameters		Mean	Std Deviation
Peak Extensor Torque (Nm/kg)	30°/s	107.5	35.7
	60°/s	94.2	29.7
	90°/s	84.2	24.1
	120°/s	74.6	23.0
	150°/s	64.9	18.8
	180°/s	52.3	16.3
Pmax (W)		2.383	0.645
Vopt (rad/s)		3.032	0.552
V0 (rad/s)		6.230	1.715
Fopt (Nm)		0.798	0.243
F0 (Nm)		1.597	0.474

2. The association between gait kinematics and walking time effect

The one-way repeated measures ANOVA revealed a significant walking time effect for the speed ($F = 7.181$; $p = 0.001$; $\eta^2 = 0.715$), the stride length ($F = 8.218$; $p = 0.001$; $\eta^2 = 0.720$), the KFE ($F = 3.448$; $p = 0.026$; $\eta^2 = 0.519$), the varus thrust ($F = 3.607$; $p = 0.022$; $\eta^2 = 0.530$) and the RoM of the abduction ($F = 4.786$; $p = 0.007$; $\eta^2 = 0.599$). The speed, the stride length, the KFE, the varus thrust, the RoM of the abduction, and the RoM of flexion increased linearly throughout the 6MWT. The results show significant decrease in the

Table 2: Kinematic and spatiotemporal parameters

Parameters:	1 st min	δ_{2-1}	δ_{3-1}	δ_{4-1}	δ_{5-1}	δ_{6-1}
Speed (m/s)	1.20 (0.33)	3.5 (8.7)	6.2 (10.3) *	10.3 (14.9) **	10.5 (17.9) *	14.0 (16.5) ***
Cadence (step/s)	128.0 (12.6)	0.7 (2.8)	1.0 (3.2)	2.1 (6.0)	1.8 (6.0)	2.4 (6.1)
Stride length (m)	1.12 (0.25)	2.7 (7.0)	5.2 (10.3) *	7.9 (11.8) **	8.3 (13.6) *	11.1 (11.8) ***
Stance phase (%)	58.9 (6.6)	-1.0 (3.2)	-1.5 (3.3) *	-2.7 (5.9)	-2.3 (6.1)	-3.4 (6.4) **
Double support (%)	23.2 (5.1)	-1.7 (5.7)	-3.7 (6.7) *	-6.0 (9.7) *	-5.5 (9.1) *	-8.2 (8.8) **
Initial flexion (°)	11.07 (4.98)	-5.4 (12.2) *	-12.8 (16.1) ***	-15.8 (15.7) **	-17.1 (20.6) ***	-18.3 (20.0) ***
KFE (°)	13.84 (4.94)	6.8 (13.9) *	12.7 (22.9) *	18.1 (27.4) *	18.4 (25.8) **	22.8 (20.8) ***
Flexion stance (°)	17.69 (8.98)	1.5 (9.1)	3.0 (19.6)	5.5 (23.0)	5.5 (23.1)	6.8 (24.8)
Max flexion (°)	62.83 (4.01)	0.7 (1.9)	1.1 (2.9)	1.7 (3.2) *	1.5 (3.4)	2.2 (4.6)
RoM Flexion (°)	56.53 (6.11)	0.7 (2.6)	1.2 (3.5)	2.2 (3.7) *	2.0 (4.3) *	3.0 (5.6) *
Initial adduction (°)	1.27 (3.67)	-4.7 (24.4) *	-1.6 (45.2) *	5.8 (36.1) *	6.3 (37.8) *	6.4 (52.9) *
Varus thrust (°)	2.99 (4.41)	6.4 (15.7) *	18.3 (17.3) ***	19.7 (23.9) **	20.5 (24.8) **	22.2 (21.7) ***
RoM adduction (°)	6.02 (2.56)	-0.8 (7.1)	4.4 (12.6)	9.9 (14.2) **	12.0 (11.6) ***	11.6 (15.4) **
Initial rotation (°)	-13.89 (5.18)	4.5 (7.5) *	5.4 (6.8) **	7.8 (12.9) **	4.8 (10.4) *	4.4 (10.5)
Rotation loading (°)	-11.79 (5.42)	4.1 (8.8)	6.3 (10.1) *	8.9 (17.3) *	6.0 (11.9)	6.0 (12.8)
RoM rotation (°)	8.89 (3.78)	3.8 (9.3)	8.9 (16.2) **	12.3 (22.4)	10.5 (23.2)	10.8 (21.8) *

Bold indicates statistically significant difference with * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

Table 3: Dynamics parameters

Parameters	1 st min	δ_{2-1}	δ_{3-1}	δ_{4-1}	δ_{5-1}	δ_{6-1}
Knee stiffness (Nm/°)	0.054 (0.015)	-2.9 (8.1)	-7.5 (12.5) *	-4.2 (17.0)	-6.0 (14.7)	-8.0 (13.3) *
Hip flexion moment (Nm)	0.95 (0.29)	4.6 (8.4) *	6.6 (9.2) *	13.3 (18.7) **	12.4 (20.6) **	15.1 (21.8) **
Knee extension moment (Nm)	0.42 (0.21)	1.7 (14.3)	-1.3 (23.4)	4.9 (24.9)	9.1 (30.8)	14.2 (34.7)
Knee flexion moment (Nm)	0.50 (0.15)	2.2 (6.8)	4.4 (6.1) *	7.8 (12.8) **	7.5 (13.7) *	7.2 (15.7) *
EKAM (Nm)	0.54 (0.19)	1.4 (4.6)	1.3 (5.7)	2.2 (8.3)	3.0 (8.5)	4.9 (9.7) *

Bold indicates statistically significant difference with * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

4. The association between gait deviation and muscle weakness

The analysis comparing gait parameters at the beginning of the 6MWT and the knee extensor strength showed multiple

with P_{\max} ($r = 0.523$; $p = 0.018$) and F_{opt} ($r = 0.529$; $p = 0.017$). Similarly, the joint loading was correlated with knee extensor strength. The knee flexion moment was correlated with P_{\max} ($r = 0.523$; $p = 0.018$) and F_{opt} ($r = 0.529$; $p = 0.017$) and the knee extension moment was correlated with P_{\max} ($r = -0.451$; $p = 0.046$), F_{opt} ($r = -0.569$; $p = 0.017$) and F_0 ($r = 0.507$; $p = 0.022$). The knee stiffness was not correlated with the knee extensor strength at the beginning of the 6MWT.

However, the gait deviation analysis has revealed a relationship with knee extensor torque at all speeds, with the knee extensor torque at 30°/s ($r = 0.495$; $p = 0.027$), 60°/s ($r = 0.545$; $p = 0.013$), 90°/s ($r = 0.536$; $p = 0.015$), 120°/s ($r = 0.544$; $p = 0.013$), 150°/s ($r = 0.529$; $p = 0.016$), and 180°/s ($r = 0.445$; $p = 0.049$). This relationship highlights the effect of the muscle weakness of the knee extensor on the evolution of the knee joint stiffness during the 6MWT.

Discussion

The main objective of this study was to investigate the evolution of the gait parameters during a 6MWT in patients with knee OA. Our main hypothesis was rejected, with a significant increase in gait performance during the six minutes of the performance-based test. Our second hypothesis was partially validated, with an increase in joint loading for the hip and the knee. However, in contrast to our

relationships. First, the KFE was correlated with the muscle strength. KFE was correlated with the knee extensor torque at 30°/s ($r = 0.472$; $p = 0.036$), 60°/s ($r = 0.534$; $p = 0.015$), 90°/s ($r = 0.588$; $p = 0.006$), 120°/s ($r = 0.532$; $p = 0.016$), 150°/s ($r = 0.488$; $p = 0.029$). Moreover, this parameter was also correlated

hypothesis the knee stiffness showed a decrease after the third minute of the 6MWT. Moreover, the results highlighted the association between muscle weakness and knee stiffness evolution.

The total distance walked during the 6MWT (457.4 ± 112.3 m) was greater than most of the studies focused on this pathology (25,26), although Maly et al. found similar distances for the 6MWT performed by individuals with knee OA and the same WOMAC score, with a mean distance of 440 ± 123 m (27). The difference between our results compared to the literature may be due to conducting the 6MWTs on a self-paced treadmill, which overestimates the distance walked with an equal gait speed, as noted in the ATS recommendations. Indeed, the ATS guideline recommends a 30 m long hallway to perform the gait test (22). But the U-turn induced by the fixed walkway length may reduce the distance walked during the gait test compared to a 6MWT performed in a straight line (21,28). The results of Ko et al. corroborate this hypothesis, with a lower distance walked in the 6MWT with a similar walking speed (1.17 ± 0.33 m/s) compared to our results (1.20 ± 0.33 m/s) (26).

To our knowledge, no previous study has investigated the gait evolution during a 6MWT in people with knee OA. This lack of data led us to compare our results with gait tests at a fast walking speed.

However, the gait speed obtained during the beginning of the 6MWT (1.20 ± 0.33 m/s) was lower than studies focused on a fast walking speed (6,29). Other studies have shown a higher walking speed at the preferred gait speed, for example, 1.35 ± 0.10 m/s for Boyer et al. and 1.47 ± 0.27 m/s for Espinosa et al. (30,31). These differences may be explained by the barefoot condition used to perform the gait test (32). Also, our study involved an older cohort, which may reduce the gait speed compared to previous studies (33). However, the gait speed analysis revealed an increase during the 6MWT, in contrast to the literature for pathologies affecting locomotion that suggests a decrease during the performance-based test (34). This increase also contrasts with the results for healthy individuals, who maintained a constant speed or slightly reduced their speed during the 6MWT (12,34). The comparison of the spatiotemporal parameters with the literature highlighted a shorter stride length during the first minute of the 6MWT. Indeed, studies have shown a higher stride length with a similar cadence in moderate and severe knee OA individuals (6,30,35). These results suggested a gait strategy at the beginning of the 6MWT that uses a higher cadence to increase the gait speed and achieve the walking speed desired (10,36). The increase of the gait speed induced an increase in the stride length and a decrease in the double support in line with the literature. However, the participants showed no modification of the cadence during the 6MWT. These results revealed that participants modified their gait strategy, with a higher stride length compared to the beginning of the 6MWT. The increase of the stride length suggested that the participants were approaching a healthy subject's walk after a few minutes of the 6MWT (37).

At the beginning of the 6MWT, the participants showed a greater flexion during the initial contact, with similar knee flexion excursions compared to other studies (5,15,29). This greater flexion during the heel-strike can be linked to a pain flare and a protective mechanism to reduce the instability during the weight acceptance (6). Another study linked this higher flexion to a gait strategy to reduce the distance between the centre of mass of the body and the ground in order to respond to the instability induced by this pathology (8). The results highlighted a gait deviation during the 6MWT with several modifications of kinematic parameters. First, the KFE showed a linear increase following the submaximal test, due to a decrease in flexion at the heel-strike (24). Several studies suggested an association between the KFE increase and the decrease of pain through the mobilisation of the joint during the 6MWT. Comparing the knee OA population gaits with and without pain flare highlighted this effect. Cagnin et al. showed a significant increase in the KFE after anaesthetic with an intra-articular knee injection of lidocaine (38). A similar experiment in a knee OA group showed a significant decrease in the heel-strike flexion (39). This gait modification of the knee flexion during the loading response was associated with a reduced level of pain level and the loss of joint stability (6). Indeed, the KFE represents 39% of the variance in walking knee joint stiffness during weight acceptance in patients with knee OA (24). Zeni et al. highlighted the joint stability as one of the explanations of the modification of the KFE (29). This hypothesis was validated with the study of Gustafson et al. who found a higher knee joint stiffness in unstable knees compared to stable knees in OA participants (8). Furthermore, the unstable knees showed an increase in the varus-valgus laxity. This dynamic instability on the frontal axis may reflect an insufficient varus-valgus stiffness due to weak muscle strength (40). In our study, the varus thrust and the RoM of the adduction showed a linear increase over the course of the 6MWT. Thus, an increase in varus-valgus laxity and the KFE can be interpreted as a decrease in the knee stiffness.

The results showed similar outcomes in dynamics for the knee and the hip compared to other studies (29,35). The evolution of the dynamics was in line with the literature, with an increase in the joint loading during the 6MWT (16). This increase in knee loadings may be explained by a reduction in the level of pain caused by knee OA during the performance-based test. Seeley et al. pointed out this hypothesis but the experimental knee pain induced by an intra-articular injection of hypertonic saline solution did not show knee loading modifications (41). On the contrary, Boyer et al. highlighted

a decrease in the KFM of individuals with knee OA and pain flare during a 20-minute treadmill walk. This study suggested that individuals with asymptomatic knee OA tended to have a smaller magnitude of joint loading compared to healthy and symptomatic knee OA participants (30). Symptomatic participants will adopt a gait strategy with a higher knee stiffness to reduce the joint movement and shift or reduce the joint loading to limit the pain level (30,42). This pain reduction may be harmful to the joint, as the increase of the varus laxity due to the reduction of stiffness, led to an increase of the varus thrust. Yet, the magnitude of the varus thrust showed a significant correlation with the EKAM. This relationship implies that the increase of this laxity may expose the knee to higher medial joint loading (43). The evolution of the EKAM in our study supports this relationship, with a significantly higher EKAM at the end of the 6MWT compared to the beginning. Therefore, participants with knee OA may develop excessive medial joint loading after a submaximal gait test, due to a decrease in the knee joint stiffness.

The increase of the joint's mobility during the 6MWT enabled a faster gait speed due to an increase in the stride length with the same cadence. This strategy for increasing gait speed is the opposite of a protective mechanism because the increase of the stride length relative to the increase to the cadence induces higher knee loading. Ardestani et al. found similar joint loading evolution as our results, with an increase of the HFM, the KFM and the EKAM when participants used an increase in stride length for fast walking (36). This gait strategy has a strong relationship with patient's muscular condition. Indeed, the kinematic and the dynamics were correlated with quadriceps muscle strength. The KFE and KFM were strongly correlated with the knee extensor torque, P_{max} and F_{opt} . Participants with muscle weakness produced a limited KFE and KFM in order to increase knee stabilisation (6). Thus, these participants showed a higher flexion during the heel-strike. During the 6MWT, the participants who showed a large increase in the KFE corresponded strongly to those with muscle weakness of the knee extensor. This relationship highlighted the effect of muscle weakness in gait strategy during a performance gait test. Participants with muscle weakness will produce a modified gait pattern to stabilise the pathological joint and to minimise joint loading. According to these results, the participants with the worst knee OA level seemed to produce a better gait performance after a few minutes of intensive exercise, due to a significant reduction of the knee joint stiffness and an increase in the joint mobility. This conclusion is in line with the results of Heiden et al. who found a significant correlation with the gait strategy of high flexion at heel-strike and the low level of physical component score (SF-36) (5). To conclude, individuals with worse physical condition and severe knee OA may be subject to more gait improvement after the mobilisation of the joint during a weight-bearing exercise. This improvement in joint stiffness may be analogous to the knee joint stiffness evolution during physical activity and joint mobilisation in individuals with severe OA (44).

This study has several limitations that need to be considered. First, this study reported only knee OA participants, without a control group to validate normal gait evolution during the 6MWT. Also, conducting the 6MWT on a self-paced treadmill in a barefoot condition limits the generalisation of these data compared to most of the 6MWTs performed for this pathology. The majority of 6MWT are performed overground wearing shoes. Our modality may modify the gait parameters compared to an overground submaximal gait test. Moreover, the lack of data on the pain level of participants during the 6MWT limits the interpretation of our results based on a reduction of the pain level after a few minutes of sustained walking. Lastly, the limited number of participants might limit the significance and the relationship due to the number of knee OA levels compared to the number of participants.

To conclude we evaluated the evolution of the gait parameters during a 6MWT in knee OA participants. Results showed a significant decrease in the knee stiffness over several minutes of the sub-maximal gait test. This evolution highlighted the value of knee OA participants performing a prolonged walking test for gait

analysis to obtain outcomes more relevant to daily living, in particular for individuals with knee extensor weakness. This result is analogous to static knee joint stiffness present in knee OA individuals. These results suggest future studies on the coactivation of the lower limb involved in knee joint stiffness during prolonged walking.

Authors contributions

Study conception and design: NR, PG, OG, LT, FC, RZ, CR.

Acquisition of data: NR.

References

1. Naili JE, Broström EW, Clausen B, Holsgaard-Larsen A. Measures of knee and gait function and radiographic severity of knee osteoarthritis – A cross-sectional study. *Gait and Posture* 2019;74:20–26.
2. Alghadir A, Anwer S, Brismée J. The reliability and minimal detectable change of Timed Up and Go test in individuals with grade 1 – 3 knee osteoarthritis. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2015;16:1–7. Available at: <http://dx.doi.org/10.1186/s12891-015-0637-8>.
3. Tunen JAC Van, Isola AD, Juhl C, Dekker J, Steultjens M, Thorlund JB, et al. Association of malalignment, muscular dysfunction, proprioception, laxity and abnormal joint loading with tibiofemoral knee osteoarthritis - a systematic review and meta-analysis. 2018.
4. Kawaji H, Kojima S. Effect of altered sagittal-plane knee kinematics on loading during the early stance phase of gait. *Gait & Posture* 2019;74:108–113.
5. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical Biomechanics* 2009;24:833–841. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005>.
6. Zeni JA, Higginson JS. Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* 2009;24:366–371. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.005>.
7. Hall MC, Doherty S, Zhang W, Doherty M. Knee joint stiffness and its relationship with severity of radiographic osteoarthritis, pain and self-reported stiffness. *Osteoarthritis and Cartilage* 2014;22:S92. Available at: <http://www.oarsijournal.com/article/S1063458414002180/fulltext>. Accessed October 15, 2021.
8. Gustafson JA, Gorman S, Fitzgerald GK, Farrokhi S. Alterations in walking knee joint stiffness in individuals with knee osteoarthritis and self-reported knee instability. *Gait & Posture* 2016;43:210–215. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.025>.
9. Favre J, Erhart-hledik JC, Andriacchi TP. Age-related differences in sagittal-plane knee function at heel-strike of walking are increased in osteoarthritic patients. *Osteoarthritis and Cartilage* 2014;22:464–471. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2013.12.014>.
10. Tateuchi H, Akiyama H, Goto K, So K, Kuroda Y, Ichihashi N. Strategies for increasing gait speed in patients with hip osteoarthritis: their clinical significance and effects on hip loading. *Arthritis Research and Therapy* 2021;23:1–10. Available at: [Analysis and interpretation of data: NR, PG, FC, RZ.](https://arthritis-

</div>
<div data-bbox=)

Drafting of article: NR, PG, FC, RZ.

Critical revision of the article: NR, PG, FC, RZ.

Final approval of the article: NR, PG, FC, RZ.

Ethical approval

Participants signed informed consent, which was approved by the national ethics committee (C.P.P EST I - RCB 19.10.30.42054).

[research.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13075-021-02514-x](https://doi.org/10.1186/s13075-021-02514-x). Accessed January 17, 2022.

11. Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: A systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews* 2019;8:1–11. Available at: <https://systematicreviewsjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13643-019-1063-z>. Accessed January 17, 2022.
12. McLoughlin JV, Barr CJ, Patrilli B, Crotty M, Lord SR, Sturnieks DL. Fatigue induced changes to kinematic and kinetic gait parameters following six minutes of walking in people with multiple sclerosis. *Disability and Rehabilitation* 2016;38:535–543.
13. Beausoleil S, Miramand L, Turcot K. Evolution of gait parameters in individuals with a lower-limb amputation during a six-minute walk test. *Gait and Posture* 2019;72:40–45. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.022>.
14. Taborri J, Studer V, Grossi P, Brambilla L, Ferrò MT, Mantegazza R, et al. Measuring changes in gait kinematics due to walking-related fatigue in patients with Multiple Sclerosis. *Medical Measurements and Applications, MeMeA 2019 - Symposium Proceedings 2019*.
15. Gustafson JA, Anderton W, Sowa GA, Piva SR, Farrokhi S. Dynamic knee joint stiffness and contralateral knee joint loading during prolonged walking in patients with unilateral knee osteoarthritis. *Gait & Posture* 2019;68:44–49. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.032>.
16. Farrokhi S, Jayabalan P, Gustafson JA, Klatt BA, Sowa GA, Piva SR. The influence of continuous versus interval walking exercise on knee joint loading and pain in patients with knee osteoarthritis. *Gait & Posture* 2017;56:129–133. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.015>.
17. Hubley-Kozey CL, Moyer R, Stanish WD, Urquhart N, Ikeda DM, McDougall J. Inflammatory biomarkers, endogenous analgesia and gait characteristics in those with moderate medial compartment knee osteoarthritis who experience increased pain after 30 minutes of continuous walking. *Osteoarthritis and Cartilage* 2020;28:S38–S39. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.joca.2020.02.063>.
18. Bellamy N, Buchanan W, Goldsmith C, Campbell J, Stitt. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *The Journal of Rheumatology* 1988;15:1833–1840. Available at: <https://europepmc.org/article/med/3068365>. Accessed October 24, 2021.
19. Park SK, Kobsar D, Ferber R. Relationship between lower limb muscle strength, self-reported pain and function, and frontal plane gait kinematics in knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* 2016;38:68–74.

20. Jaric S. Force-velocity Relationship of Muscles Performing Multi-joint Maximum Performance Tasks. *International Journal of Sports Medicine* 2015;36:699–704.
21. Reneaud N, Gerus P, Gu O, Garda M, Piche E, Zory R. 6MWT on a new self-paced treadmill system compared with overground. *Gait & Posture* 2022;92:8–14.
22. Anon. ATS Statement: Guidelines for the Six-Minute Walk Test. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 2002;166:111–117.
23. Robert-Lachaine X, Parent G, Fuentes A, Hagemeister N, Aissaoui R. Inertial motion capture validation of 3D knee kinematics at various gait speed on the treadmill with a double-pose calibration. *Gait and Posture* 2020;77:132–137. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.029>.
24. Dixon SJ, Hinman RS, Creaby MW, Kemp G, Crossley KM. Knee joint stiffness during walking in knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research* 2010;62:38–44. Available at: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/acr.20012>. Accessed October 19, 2021.
25. Yu SP, Ferreira M, Duong V, Carouppouille J, Arden NK, Bennell KL, et al. Use of an activity tracker as a measurement tool in a knee osteoarthritis clinical trial (active-OA trial). *Osteoarthritis and Cartilage* 2021;29:239–241.
26. Ko V, Naylor JM, Harris IA, Crosbie J, Yeo AET. The six-minute walk test is an excellent predictor of functional ambulation after total knee arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2013;14:1–9. Available at: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/14/145>.
27. Maly MR, Costigan PA, Olney SJ. Determinants of Self-Report Outcome Measures in People With Knee Osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2006;87:96–104.
28. Ng SS, Yu PC, To FP, Chung JS, Cheung TH. Effect of walkway length and turning direction on the distance covered in the 6-minute walk test among adults over 50 years of age: a cross-sectional study. *Physiotherapy* 2013;99:63–70.
29. Zeni JA, Higginson JS. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed? *Clinical Biomechanics* 2009;24:372–378. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.02.001>.
30. Boyer KA, Hafer JF. Gait mechanics contribute to exercise induced pain flares in knee osteoarthritis. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2019;4:1–10.
31. Espinosa SE, Costello KE, Souza RB, Kumar D. Lower knee extensor and flexor strength is associated with varus thrust in people with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics* 2020;107:109865. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109865>.
32. Hollander K, Petersen E, Zech A, Hamacher D. Effects of barefoot vs. shod walking during indoor and outdoor conditions in younger and older adults. *Gait & Posture* 2021:0–7. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.04.024>.
33. Bohannon RW. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20–79 years: reference values and determinants. *Age and Ageing* 1997;26:15–19.
34. Escudero-Urbe S, Hochsprung A, Izquierdo-Ayuso G. Gait pattern changes after six-minute walk test in persons with multiple sclerosis. *Physiotherapy Research International* 2019;24:1–10.
35. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *Journal of Biomechanics* 2007;40:1754–1761.
36. Ardestani MM, Ferrigno C, Moazen M, Wimmer MA. From normal to fast walking: Impact of cadence and stride length on lower extremity joint moments. *Gait & Posture* 2016;46:118–125.
37. Tateuchi H, Akiyama H, Goto K, So K, Kuroda Y, Ichihashi N. Strategies for increasing gait speed in patients with hip osteoarthritis: their clinical significance and effects on hip loading. *Arthritis Research and Therapy* 2021;23:1–10. Available at: <https://arthritis-research.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13075-021-02514-x>. Accessed January 17, 2022.
38. Cagnin A, Bazan M, Pontbriand R, Choinière M, Hagemeister N. Impact of pain suppression on three-dimensional gait kinematics in knee osteoarthritis patients. *Osteoarthritis and Cartilage* 2020;28:S233–S234.
39. Henriksen M, Simonsen EB, Alkjær T, Lund H, Graven-nielsen T, Danneskiold-samsøe B, et al. Increased joint loads during walking – A consequence of pain relief in knee osteoarthritis. 2006;13:445–450.
40. Chang AH, Joo S, Zhao H, Ren Y, Zhang L, Plate B. Impaired varus – valgus proprioception and neuromuscular stabilization in medial knee osteoarthritis Adjustment Tracks. *Journal of Biomechanics* 2014;47:360–366. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.024>.
41. Seeley MK, Park J, King D, Hopkins JT. A Novel Experimental Knee-Pain Model Affects Perceived Pain and Movement Biomechanics. 2013;48:337–345.
42. Henriksen M, Graven-Nielsen T, Aaboe J, Andriacchi TP, Bliddal H. Gait changes in patients with knee osteoarthritis are replicated by experimental knee pain. *Arthritis Care & Research* 2010;62:501–509. Available at: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/acr.20033>. Accessed January 21, 2022.
43. Mahmoudian A, Dieen JH van, Bruijn SM, Baert IAC, Faber GS, Luyten FP, et al. Varus thrust in women with early medial knee osteoarthritis and its relation with the external knee adduction moment. *Clinical Biomechanics* 2016;39:109–114. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.10.006>.
44. Esser S, Bailey A. Effects of Exercise and Physical Activity on Knee Osteoarthritis. *Curr Pain Headache Rep* 2011;15:423–430.

3. Synthèse

L'objectif de cette étude était de déterminer les effets d'une marche soutenue prolongée sur les évolutions des paramètres de marche et plus particulièrement sur la cinématique du genou chez des personnes présentant une arthrose du genou. Pour ce faire, nous avons analysé l'évolution des paramètres spatio-temporelles, cinématiques et dynamiques au cours d'un TDM6.

Cette étude a mis en évidence des modifications des paramètres de marche au cours du TDM6 prolongée. Les résultats montrent une amélioration des paramètres de marche durant les 6 minutes de marche soutenue. Plus particulièrement, les personnes présentant un déficit de force des extenseurs du genou vont présenter une amélioration plus importante de ces paramètres. Ce phénomène va se traduire au niveau de la cinématique du genou par une extension et une flexion plus importante durant la mise en charge, associé à une laxité articulaire plus grande sur le plan frontal. Ces modifications de la cinématique du genou font suite à une réduction de la raideur articulaire chez les personnes présentant un déficit musculaire du quadriceps. Cette modification de l'amplitude de flexion extension va permettre à l'individu d'avoir une longueur de pas plus importante et donc une vitesse de marche plus rapide à la fin du TDM6.

Cette amélioration de la qualité de la marche peut s'expliquer par une conséquence de l'activité physique qui va limiter la raideur de l'articulation. Pourtant, sur une activité prolongée cette perte du mécanisme protecteur du genou va entraîner des sur contraintes pouvant être délétères pour l'articulation chez les personnes présentant des faiblesses musculaires du quadriceps.

Ainsi, la quantification de l'évolution de l'amplitude de la flexion extension durant la mise en charge (Knee Flexion Excursion, KFE) au cours d'une marche prolongée permettrait dans un premier temps, d'obtenir un bilan plus représentatif des capacités fonctionnelles de la personne. Dans un second temps, l'utilisation de la genouillère instrumentée lors des déplacements quotidiens pourrait indiquer à l'utilisateur la perte du mécanisme protecteur de l'articulation touchée par l'arthrose du genou, en monitorant l'évolution du KFE durant sa marche.

Chapitre 4. Discussion Générale

L'intérêt grandissant de l'évaluation et du monitoring de la cinématique du genou a nécessité le développement et l'amélioration des systèmes de capture du mouvement. Pourtant, de nos jours les systèmes mis en place présentent encore certaines limites telles qu'une utilisation complexe et des mesures peu écologiques. Cette problématique nous a incité à proposer une solution en développant un outil de mesure de la cinématique du genou pour permettre une analyse de marche prolongée en condition écologique grâce à une genouillère instrumentée. Pour aller plus loin, nous avons choisi de mettre en application cet outil de mesure pour la prise en charge de l'arthrose du genou au vu de la prévalence de cette pathologie au sein d'une population vieillissante.

Les deux chapitres précédents ont présenté respectivement la méthode générale d'analyse et les résultats obtenus pour mener à bien ce monitoring de la cinématique de la marche en condition écologique. On retrouve ainsi l'élaboration d'un TDM6 pour évaluer l'évolution de la marche chez des personnes arthrosiques et la mise en place d'un outil pour quantifier la cinématique du genou. Ce quatrième chapitre a pour objectif, dans un premier temps, de discuter de l'aspect écologique de la mesure de la cinématique du genou et des améliorations possibles de la genouillère instrumentée. Dans un second temps, ce chapitre présente l'intérêt de mettre en place des évaluations de l'évolution de la marche durant un test de marche prolongée. Enfin, ce chapitre exposera les limites de ces travaux et les perspectives ouvertes par ce travail de recherche.

1. Méthodes d'analyse de la cinématique du genou en condition écologique

L'analyse de la cinématique est devenue une mesure utile dans le secteur hospitalier et le secteur de la rééducation. Les méthodes d'évaluations actuelles se basent pour la plupart uniquement sur des mesures auto-rapportées. L'interprétation de ces évaluations est limitée par le manque d'exactitude et les biais liés aux déclarations du patient (Cushner et al., 2022). La quantification de la cinématique du genou fournirait des données complémentaires aux cliniciens et ainsi permettrait une évaluation plus fine des capacités fonctionnelles du patient. Les études 2 et 3 ont montré la capacité de la genouillère à quantifier la cinématique du genou sur des mouvements standardisés et sur de la marche. La précision obtenue avec la genouillère instrumentée est considérée comme valide du fait de sa précision inférieure à 5° (Poitras et al., 2019) En effet, d'autres études portant sur

l'analyse de la cinématique du genou durant la marche ont présenté des erreurs inférieures à 5° (Kayaalp et al., 2019; Lebel et al., 2017; Zügner et al., 2019) voir même inférieure à 3° (Cho et al., 2018) pour des systèmes de mesures avec des centrales inertielles. De même, la reproductibilité de la genouillère présentée dans l'étude 3 présente des valeurs similaires à la littérature avec des ICC > 0.85 (Cho et al., 2018; Zügner et al., 2019) indiquant une très bonne reproductibilité de mesure. (Cuesta-Vargas et al., 2010).

Cependant, la navigation osseuse utilisée lors de l'étude 2 a mis en évidence certaines limitations concernant la précision des mesures angulaires de la genouillère à cause des STA. Comme expliqué dans la partie 4.1 de l'état de l'art, la cinématique directe est sensible aux STA. Or, la genouillère instrumentée comme la majorité des systèmes de mesure utilisant des centrales inertielles, se base sur un calcul de cinématique directe pour obtenir la cinématique du genou (Maderbacher et al., 2019; Robert-Lachaine et al., 2020). Pour répondre à ce problème, une première solution a été mise en place en disposant les centrales inertielles à des emplacements étant peu sensibles aux STA. Ces emplacements de capteurs ont été établis sur de nombreux travaux sur le sujet. En effet, de nombreuses études présentées dans l'état de l'art 3.4.4, se sont attelées à quantifier les déplacements de la peau et les impacts de ces déplacements sur les erreurs de mesure. Dans notre cas, nous avons choisi, de la même manière que l'étude de Kayaalp et al. la face latérale de la cuisse et la crête tibiale pour le placement des centrales inertielles et ainsi estimer au mieux les déplacements des segments osseux (Barré et al., 2015; Kayaalp et al., 2019). Pourtant, la disposition de ces capteurs à ces emplacements n'est pas suffisante pour permettre d'obtenir des données angulaires satisfaisantes. La comparaison de la cinématique de la genouillère avec le système de navigation osseux met en évidence des erreurs de mesures supérieures aux 5° nécessaire à la validation du système. La mise en place d'un calcul permettant de réduire cette erreur de mesure via une régression linéaire a été implémenté dans l'application. Cette solution a permis de réduire les erreurs de mesure à 3°, validant ainsi les mesures angulaires obtenues avec la genouillère instrumentée. Malheureusement, l'erreur de mesure persistante après l'utilisation d'une régression linéaire souligne le caractère non-linéaire de ces artefacts qui empêche d'estimer correctement les erreurs de mesure des centrales inertielles par rapport aux segments osseux. Ainsi, il sera difficile de mesurer précisément les rotations, voire impossible de mesurer les translations du fémur par rapport au tibia (Tsai et al., 2009). Une alternative pour limiter ces erreurs de mesure serait d'implémenter un calcul

angulaire en utilisant une méthode de cinématique inverse avec modèle. L'amélioration de OpenSim ces dernières années permet d'utiliser des modèles de cinématique inverse basés sur une calibration prédictive des centrales inertielles. L'avantage de cette méthode de calcul angulaire est la possibilité d'utiliser des modèles musculosquelettiques déjà implémentés pour les salles d'analyse quantifiée du mouvement sans avoir les compromis imposés par l'utilisation de caméras optoélectroniques. Cependant, cette méthode nécessite un coût de calcul important ce qui empêche toute interprétation en temps réel (Hullfish et al., 2019; Zihajehzadeh et al., 2015). Toutefois, il est possible d'utiliser cette méthode de calcul via l'utilisation de systèmes commerciaux de capture du mouvement tel que Xsens. Les erreurs de mesures vont être minimisés grâce à l'utilisation d'une calibration prédictive et fonctionnelle, et l'utilisation d'un modèle biomécanique simplifié pour calculer la cinématique des différentes articulations avec un moindre coût de calcul (Roetenberg et al., 2009). L'utilisation de ce type de système de mesure reste cependant coûteuse et restreinte à une utilisation en laboratoire.

En plus de souffrir d'erreurs angulaires à cause des STA, les centrales inertielles sont limitées par des définitions d'axes approximatives qui peuvent impacter l'interprétation des données. Ce problème était présent lors de l'étude 2 et a nécessité l'utilisation des données cinématiques du système de navigation pour recalibrer les centrales à posteriori. Pour répondre à ce problème, l'étude 3 nous a permis d'élaborer une nouvelle calibration fonctionnelle basée sur une approximation du genou en liaison pivot (1 degré de liberté en rotation) pour la définition des axes de rotation. L'acquisition avec de petites flexions associée à deux acquisitions statiques où le fémur et le tibia sont en position verticale, ont permis d'obtenir une précision de mesure angulaire inférieure à 3° sur les trois axes de rotation du genou. Cependant, cette méthode de calcul nécessite de calibrer la genouillère avant chaque utilisation et reste sensible aux glissements du manchon de compression durant l'acquisition. Pour limiter ce problème de calibration, on retrouve différentes méthodes de calcul angulaire avec des contraintes imposées tels qu'une liaison pivot pour le genou. On retrouve par exemple l'utilisation de l'algorithme de Gauss-Newton qui va estimer l'axe de flexion / extension sans calibration des centrales inertielles au préalable. (Kayaalp et al., 2019). Cependant, il n'est pas possible d'obtenir la cinématique des axes secondaires de l'articulation du fait des contraintes imposées à l'articulation (Seel et al., 2014). De la même manière on retrouve par exemple l'utilisation d'un filtre de Kalman étendu rythmique qui va recalibrer la cinématique directe de l'axe sagittal en fonction de la périodicité des cycles de marche et ainsi atteindre une précision angulaire inférieure à 3°

(Joukov et al., 2018). Malheureusement, cette méthode n'est pas robuste aux changements de cadences, ce qui va limiter la généralisation de cette méthode à des tests fonctionnels spécifiques (Hernandez et al., 2021). Enfin, l'avènement du deep learning a introduit une nouvelle méthode d'estimation de la cinématique du mouvement. L'utilisation de réseaux de neurones récurant tels que les Long-Short Term Memory (LSTM) va permettre d'estimer la cinématique de l'articulation grâce aux données brutes des centrales inertielles. On retrouve l'utilisation de cette méthode de calcul avec des centrales inertielles dans un collant de course à pied qui calcule la cinématique du genou avec une précision de de 2.4° sur l'axe sagittale (Hernandez et al., 2021). Une autre application utilisant une méthode hybride entre un LSTM et une approche d'optimisation permet d'obtenir la cinématique du genou sur les 3 axes de rotations avec une précision inférieure à 5° sur les axes sagittaux et frontaux, et inférieure à 10° sur l'axe transverse (Rapp et al., 2021). Pour conclure, l'utilisation de méthode de calcul angulaire sans calibration est une approche intéressante mais possède encore des limitations quant à la précision de mesure obtenue sur les axes de petites rotations du genou (abduction/adduction, rotation interne/externe). L'utilisation d'une calibration prédictive ou fonctionnelle reste pour l'instant la solution la plus précise pour limiter l'effet de cross-talk causé par une mauvaise définition des axes de rotation.

Dans une perspective d'amélioration de la genouillère instrumentée nous avons évalué le gain en précision de l'axe transverse de la genouillère avec l'implémentation du champ magnétique dans l'algorithme de fusion des centrales inertielles. Malheureusement, les résultats de l'étude 3 ont montré que cet axe d'amélioration réduisait la précision de la genouillère sur cet axe de rotation. Ce phénomène s'explique par les perturbations ferromagnétiques présentes en laboratoire, en particulier avec le support de harnais et les moteurs électriques du tapis roulant (Favre et al., 2009; Robert-Lachaine et al., 2017). Pour limiter les conséquences de ces perturbations ferromagnétiques lors de l'utilisation de magnétomètre, différentes solutions présentées dans la partie 3.2 ont été élaborées. Les méthodes les plus prometteuses concernent l'utilisation du machine et du deep learning pour prédire l'orientation correcte du champ magnétique sans calibration de la centrale inertielle au préalable et durant des interférences ferromagnétiques (Brossard et al., 2020; Long Hoang & Pietrosanto, 2022). Les résultats obtenus avec un modèle de *Random Forest* permettent de réduire les erreurs de mesure causées par les perturbations ferromagnétiques sur l'axe transverse, d'une erreur de plus de 4° à moins de 0.3° , par rapport à un algorithme de fusion standard (Long Hoang & Pietrosanto, 2022).

Ainsi, au vu des différents axes d'améliorations présentés dans cette partie et de l'interprétation de nos résultats, deux améliorations sont possibles à réaliser à court terme et une amélioration est possible à moyen terme. La première amélioration possible est la mise en place d'un algorithme de *Random Forest* en amont de l'algorithme de fusion pour permettre de débruiter le signal des magnétomètres dans des environnements avec des perturbations ferromagnétiques. L'utilisation de ce type de traitement du signal permettrait de gagner en précision sur l'axe de rotation interne / externe obtenue avec la genouillère. Une deuxième possibilité à court terme serait de mettre en place un nouvel algorithme de calcul angulaire en se basant sur les centrales inertielles Xsens MVN (Roetenberg et al., 2009). L'avantage de cette solution, associée à l'algorithme de *Random Forest* permettrait d'obtenir des données cinématiques avec une meilleure précision sur les 3 axes de rotations, sans être impactées par les perturbations ferromagnétiques (Long Hoang & Pietrosanto, 2022). Cependant, cette amélioration de la précision se fera au détriment de la facilité de calibration qui nécessite plus de temps pour effectuer la calibration prédictive et fonctionnelle. Enfin, le dernier axe d'amélioration à moyen terme est d'utiliser le deep learning avec des réseaux de neurones récurant tel que le LSTM pour calculer la cinématique du genou sans calibration. Cette modification serait une amélioration dans le moyen terme car son utilisation modifiera l'utilisation de la genouillère pour l'orienter dans une perspective purement monitoring et plus d'évaluation du fait de la baisse de précision angulaire (Rapp et al., 2021). Grâce à cette méthode de calcul de la cinématique, le patient n'aura plus à interagir avec la genouillère et celle-ci pourra effectuer des analyses au cours de ces déplacements quotidiens.

2. Utilisation d'un test de marche prolongée pour analyser l'évolution de la marche au cours du temps

La quantification de l'évolution des paramètres de la marche permet l'évaluation et le suivi de nombreuses pathologies affectant la locomotion. Les données recueillies par ces tests permettent d'évaluer les capacités fonctionnelles de ces individus durant leurs tâches quotidiennes contrairement à des évaluations sur quelques cycles de marche. (Al-khlaifat et al., 2016). On retrouve ce type d'évaluation sur des TDM6 pour évaluer l'évolution de la marche de personnes amputées d'un membre inférieur (Beausoleil et al., 2019), ou présentant des pathologies neuromusculaires (Heredia-Jimenez et al., 2016; King et al., 2010; Vreede et al., 2013). A ce jour, notre étude 4 est la seule à s'intéresser à l'évaluation

de l'évolution de la marche au cours d'un TDM6 chez des personnes présentant une arthrose du genou. Ce constat est d'autant plus remarquable du fait de la large utilisation de ce test pour évaluer les capacités fonctionnelles de ces personnes (Brosseau et al., 2017; Choi et al., 2020). Cette absence d'évaluation de marche prolongée quantifiée met en évidence l'intérêt de l'utilisation d'une nouvelle modalité de TDM6 sur tapis roulant, proposée dans l'étude 1, pour pallier les difficultés de mise en place et les coûts de ce type de matériel (Kim et al., 2015). Nos résultats ont permis de présenter une solution d'asservissement peu coûteuse et simple à mettre en place pour permettre de réaliser des analyses de marche prolongée de la même manière que ce que permet de réaliser le GRAIL (W.-Y. Liu et al., 2016). Pour ce faire, notre solution s'est appuyée sur des travaux similaires avec l'utilisation d'un LIDAR ou d'un SONAR pour estimer la position de la personne sur le tapis pour permettre de l'asservir en vitesse à moindre coût (Kim et al., 2015; Minetti et al., 2003). Cependant, l'utilisation de ce type de système contrairement à une grande salle d'analyse du mouvement possède certaines limitations pour l'analyse de la marche prolongée (van der Krogt et al., 2014).

L'interprétation des paramètres de marche sur le tapis roulant est limitée par la condition peu écologique de l'acquisition. Par exemple, l'utilisation d'une vitesse surimposée va avoir tendance à réduire la vitesse de marche par rapport à un test effectué sur le sol (Prochaczek et al., 2012). Song et al. explique que ce phénomène est dû aux changements de vitesses du tapis qui vont différer des changements de vitesse sur le sol. Cette instabilité de vitesse causée par le tapis va avoir tendance à augmenter le coût énergétique de la marche et donc réduire la vitesse de marche du participant dans le cas où celui-ci voudra se préserver pour mener à bien le test de capacité fonctionnelle (Song et al., 2020). Pour limiter les conséquences de cette vitesse surimposée, différentes études se sont intéressées à l'utilisation de tapis roulant asservi en vitesse (Plotnik et al., 2015). Nos résultats obtenus lors de l'étude 1 ont montré des résultats similaires à ces études en obtenant des paramètres de marche équivalents à un TDM6 sur le sol. Cependant, ces résultats possèdent des limitations quant à la généralisation de ces hypothèses sur des personnes pathologiques et/ou âgées. En effet, ces personnes vont en général montrer une phase de marche d'appréhension qui va se traduire par une réduction de la vitesse de confort, un double appui plus important et une augmentation de la cadence au détriment de la longueur de pas (Yang & King, 2016). Ces modifications sont le résultat d'une recherche de stabilité où les participants vont chercher à réduire la phase où le pied n'est plus en contact avec le sol (Matsas et al., 2000). Cette phase d'appréhension va disparaître

après quelques minutes de période de familiarisation (Sloot et al., 2014; Zeni & Higginson, 2010). Cependant, ce délai est différent entre individus, selon leurs âges ou leurs pathologies. De plus, certaines pathologies vont restreindre l'implémentation de cette phase de familiarisation à cause de la fatigue (Matsas et al., 2000). Pour réduire cette phase d'appréhension, il est possible d'implémenter un écran ou un casque de réalité virtuelle pour limiter les perturbations du flux optique qui ne correspond pas au déplacement (Schellenbach et al., 2010; van der Krogt et al., 2014). Une autre alternative serait d'utiliser des centrales inertielles pour quantifier la cinématique de la marche durant un TDM6 selon les recommandations de l'ATS pour limiter les biais induits par l'utilisation d'un tapis roulant (Beausoleil et al., 2019). C'est dans cette optique que Argent et al. ont mis en place un système d'analyse du mouvement couplant la cinématique et les forces de contacts aux sols grâce à des centrales inertielles et des semelles instrumentées (Argent et al., 2022). Ce système de mesure a permis de réaliser un TDM6 selon les recommandations de l'ATS pour obtenir l'évolution de la cinématique et la dynamique de la marche durant les 6 minutes.

Dans notre cas, la modalité du tapis roulant pour réaliser un TDM6 présentée dans l'étude 1 a permis de mettre en évidence une évolution des paramètres de marche au cours d'une marche prolongée chez les personnes présentant une arthrose du genou dans l'étude 4. Les participants ont montré une amélioration globale de la qualité de la marche en particulier chez les personnes présentant une faiblesse musculaire du quadriceps. Ces résultats sont à l'opposé de la littérature sur les autres pathologies affectant la marche où on observe une réduction de la vitesse et de la qualité de la marche (Escudero-Uribe et al., 2019). Ce constat est équivalent pour les études portant sur des sujets sains qui vont maintenir ou réduire leur performance durant le TDM6 (Escudero-Uribe et al., 2019 ; McLoughlin et al., 2016). Dans notre cas, l'évolution des paramètres spatio-temporels présentée dans l'étude 4 suggère qu'en début de test, les patients vont avoir tendance à utiliser une cadence élevée pour atteindre une vitesse de marche soutenue à cause d'une longueur de pas réduite (Ardestani et al., 2016). Durant le test de marche, la longueur de pas va augmenter sans modifier la cadence. Cette évolution va induire une augmentation de la vitesse des participants au cours des 6 minutes. Ces résultats peuvent s'apparenter à une amélioration de la qualité de la marche où le patient va tendre vers une marche saine après quelques minutes de marche (Tateuchi et al., 2021).

L'amélioration de la qualité de la marche au cours de ces 6 minutes se traduit aussi au travers des évolutions de la cinématique et de la dynamique du genou. Les résultats de

l'étude 4 montrent que ces évolutions se caractérisent principalement durant la phase de mise en charge du cycle de marche. Or différentes études ont établi une corrélation entre la flexion du genou et un mécanisme de protection de l'articulation visant à réduire les instabilités et la douleur (Cagnin et al., 2020 ; Gustafson et al., 2016 ; Zeni and Higginson, 2009). Ce mécanisme protecteur va se traduire par une amplitude articulaire réduite pour des moments articulaires équivalents. On parle ainsi d'une augmentation de la raideur articulaire (Zeni & Higginson, 2009). Pourtant, au cours du TDM6, les patients avec de l'arthrose du genou vont montrer une réduction de cette raideur articulaire avec une flexion du genou qui va augmenter contrairement au moment de flexion durant la phase de mise en charge. Cette évolution de l'amplitude articulaire se présente aussi sur une augmentation de la laxité de l'abduction/adduction au cours du TDM6. Cette augmentation de l'amplitude articulaire et la perte de stabilité, ont des risques de favoriser la progression de l'arthrose du genou en induisant des contraintes mécaniques plus importantes (Boyer & Hafer, 2019). La perte de stabilité sur l'axe frontal va se traduire par des sur-contraintes appliquées sur le condyle médial, favorisant la dégradation du cartilage (Mahmoudian et al., 2016). De plus, le gain de mobilité articulaire va permettre d'obtenir des amplitudes articulaires plus importantes et donc une longueur de pas plus grande (observé dans l'étude 4). Or l'étude de Ardestani montre qu'une augmentation de la longueur de pas est associée à une augmentation des moments articulaires de la hanche et du genou (Ardestani et al., 2016). De ce fait, les personnes avec de l'arthrose du genou présentant une amélioration de la marche au cours du TDM6 vont entraîner des sur-contraintes sur leurs articulations. Ces contraintes supplémentaires appliquées sur l'articulation vont aussi augmenter le risque de progression de la pathologie (Edd et al., 2018). Enfin, les résultats de l'étude 4 montrent que cette amélioration de la cinématique du genou, en particulier le KFE, est fortement corrélée à des faiblesses musculaires du quadriceps. Cette corrélation pourrait expliquer une des conséquences de la réduction de la raideur articulaire au cours d'une marche prolongée. L'individu aurait plus de difficulté à stabiliser son articulation grâce à une co-contraction musculaire lors de la phase de mise en charge du fait d'un déficit en force du quadriceps (Heiden et al., 2009).

Au vu de ces résultats, la mise en place d'une analyse quantifiée de la cinématique du genou durant un test de marche prolongée présente des aspects prometteurs pour l'évaluation de l'arthrose du genou. En effet, on remarque que le KFE ou l'amplitude de

l'abduction/adduction sont des indicateurs pertinents sur l'évolution de la marche et les risques de développer des contraintes mécaniques menant à une progression de la pathologie. De même, ces résultats sont encourageants sur la compréhension de la pathologie et l'intérêt d'effectuer des évaluations de marche supérieures à la minute pour observer une marche plus représentative des déplacements quotidiens des patients. Cependant, l'outil utilisé pour permettre la réalisation de ce test présente certaines limites écologiques. L'utilisation de la genouillère instrumentée pour réaliser l'analyse de l'évolution de la cinématique du genou au cours d'une marche prolongée permettrait de répondre à certaines de ces limitations.

3. Limites

Les deux études portant sur l'analyse d'un TDM6 sont limitées par le fait d'avoir réalisé ces mesures sans chaussures. Cette modalité pour réaliser les tests de marche va impacter la représentativité des mesures sur les déplacements quotidiens. L'évaluation de la vitesse de marche spontanée et la longueur de pas vont être sous-estimés par rapport à une évaluation de la marche avec des chaussures (Hollander et al., 2022). De même, cette modalité de marche va impacter la stabilité et induire une marche plus précautionneuse lors de l'évaluation (Hollander et al., 2022). De ce fait, cette modalité de mesure va limiter l'interprétation de certains résultats de l'étude 1 et 3 tels que la distance parcourue durant le TDM6 et les paramètres de marche associés, en les comparant à la littérature où le choix de la modalité avec chaussures est préféré.

Dans l'étude 1, la généralisation d'une validation d'un TDM6 sur un tapis à vitesse auto adaptée est limitée par la population recrutée. Notre population d'étude était jeune (23.5 ± 3.4 ans) et en bonne santé. Or, ce test est plus généralement effectué sur des populations âgées et / ou pathologiques. Cette différence d'âge pourrait impacter le temps de familiarisation qui pourrait être bien plus important pour des personnes âgées (Verrel et al., 2010). De même, le niveau d'appréhension va être exacerbé avec l'âge et les pathologies affectant la marche. Par exemple le risque de chute à cause des instabilités du genou ou de la fatigue va conduire à une marche d'appréhension plus importante et donc induire des phases de doubles appuis et une cadence plus importante. De plus, cette appréhension va causer une perception de l'effort et un coût métabolique plus importante sur le tapis par rapport à TDM6 standard selon les recommandations ATS. Ces différences d'effort entre modalités pourrait avoir pour conséquence de biaiser certains résultats à cause d'une

fatigue induite plus rapidement sur ce type de population (Dal et al., 2010; Malatesta et al., 2017). De même, dans l'étude 4, les résultats de l'évolution des paramètres de marche des personnes présentant une arthrose du genou n'ont pas été comparés avec un groupe contrôle. Nous avons supposé les altérations de la marche sur la base des symptômes de l'arthrose. Cependant, ces altérations pourraient être biaisées par le paradoxe du tapis roulant qui induit une marche d'appréhension pour des personnes peu ou pas familiarisées avec le système. Or, comme expliqué pour l'étude 1, le fait d'avoir basé nos conclusions sur la validité de ce système uniquement sur une population jeune tend à limiter la généralisation de ces résultats aux personnes âgées.

Les résultats de l'étude 4 montrant une amélioration de la marche liée à une réduction de la douleur et de la raideur articulaire grâce à la sollicitation de l'articulation au cours d'une marche prolongée sont limités. Le manque de données sur la douleur avant, pendant et après, limitent l'interprétation de ce paramètre pour expliquer la modification de la marche. Pour cette étude nous avons fait le choix d'évaluer la douleur uniquement sur une moyenne des 48 heures avant le TDM6. De même, nous n'avons pas utilisé la perception de l'effort (RPE) à la fin du test pour déterminer si le participant s'était préservé ou avait donné le maximum de ses capacités durant le TDM6. Ces données supplémentaires auraient permis d'obtenir une analyse plus fine des altérations de la marche à cause du caractère subjectif de la douleur et de la fatigue qui ont été utilisés pour cette étude. En effet, ces métriques varient fortement entre individus du fait d'une tolérance plus ou moins élevée en fonction des cas. Enfin, l'apport de l'activité électromyographique sur les muscles extenseur et fléchisseur du genou aurait apporté plus de données sur les facteurs incriminés dans l'évolution de la raideur articulaire au cours du TDM6.

4. Perspectives

Nous présenterons dans cette partie les trois perspectives possibles à ce travail de thèse sur la mesure écologique de la cinématique du genou à partir d'une orthèse instrumentée. La première perspective concerne la compréhension du mécanisme de protection du genou durant la marche grâce à la raideur articulaire. La deuxième perspective consiste à approfondir l'objectif de la genouillère instrumentée en proposant une solution de monitoring plutôt qu'une évaluation ponctuelle de la marche. Enfin, la troisième perspective s'inscrit dans le plus long terme avec la généralisation du monitoring aux objets connectés associés à l'intelligence artificielle pour détecter précocement les

altérations de la marche et ainsi orienter l'utilisateur vers un spécialiste le plus tôt possible.

4.1. Etude du mécanisme de raideur articulaire durant la marche chez le patient présentant une arthrose du genou

Les personnes présentant une arthrose du genou vont développer en fonction de l'évolution de la pathologie un mécanisme de protection pour préserver l'articulation. Ce processus va avoir pour objectif de réduire les contraintes articulaires et de limiter la perte de stabilité grâce à un phénomène de coactivation musculaire qui va créer une raideur articulaire. Ce mécanisme de protection va se traduire par une coactivation des fléchisseurs du genou plus importante chez les arthrosiques que chez les sujets sains (Hortobágyi et al., 2005). Ces niveaux de coactivations entre les muscles extenseurs et fléchisseurs et les muscles médiaux et latéraux vont être corrélés à la sévérité de l'arthrose du genou (Hubley-Kozey et al., 2009). Ces résultats montrent l'intérêt de comprendre les mécanismes de raideurs utilisés pour limiter les contraintes articulaires. Cependant, à ce jour, l'étude de ces mécanismes de coactivation musculaire s'est portée essentiellement sur des analyses de marche durant des temps réduits. Il serait intéressant d'étudier, de la même manière que la cinématique du genou, l'évolution de ces paramètres au cours d'une marche prolongée. Ces données permettraient de mieux comprendre les mécanismes de protection durant les déplacements quotidiens des personnes touchées par de l'arthrose du genou.

Cette évolution de la coactivation musculaire au cours d'une marche prolongée a été mise en évidence dans les travaux de Boyer et al. en 2019 lors d'un test de marche de 20 minutes. Les résultats montrent une modification de la coactivation musculaire entre les extenseurs et les fléchisseurs du genou. Ce constat est similaire pour le niveau de coactivation entre les muscles médiaux et latéraux (Boyer & Hafer, 2019). Ces résultats sont encourageants car les paramètres cinématiques et dynamiques présentés dans les résultats de cette étude corroborent nos résultats de l'étude 4. Ainsi, l'étude de l'activité musculaire chez des personnes arthrosiques pourrait expliquer la diminution de la raideur avec la coactivation entre les agonistes et antagonistes. De même, l'analyse de la coactivation entre les muscles médiaux et latéraux permettrait de mieux comprendre l'augmentation de la laxité dans le plan frontal au cours du TDM6 (Dixon et al., 2018). Il serait aussi intéressant d'associer le profil force / vitesse avant et après la réalisation de

ce test de marche prolongée pour observer les potentiels déclin de force. De notre côté, l'étude 4 nous a permis de récolter les données électromyographiques durant les TDM6 chez les patients avec de l'arthrose du genou. L'évolution de la coactivation musculaire associée à la raideur articulaire au cours d'une marche prolongée est en cours d'analyse. Ces analyses s'inscrivent dans une première étape pour comprendre l'évolution de ce mécanisme de protection au cours d'une marche prolongée. La mise en place d'une prochaine étude avec l'utilisation des données électromyographiques associées à la réalisation de profil force / vitesse avant et après le TDM6 permettrait de comprendre l'effet de la fatigue musculaire sur l'évolution de cette raideur articulaire.

4.2. Monitorer la cinématique du genou pour une meilleure prise en charge de l'arthrose du genou

Les travaux de recherches ces dernières décennies tendent à limiter l'acte chirurgical et pharmacologique avec des prises en charges non-pharmacologiques tels que le renforcement musculaire, la kinésithérapie, les semelles orthopédiques, la modification de la marche, l'alimentation, etc (Brosseau et al., 2017; Dessery, 2014; Pen, 2016). Un des objectifs commun avec ces différentes prises en charges non-pharmacologiques va être de réduire les sur-contraintes mécaniques appliquées sur l'articulation pathologique (Al-khlaifat et al., 2016; Saad et al., 2017). Cette réduction de contraintes délétères va se traduire par une réduction de la douleur, une limitation de la progression de la pathologie et une amélioration de la qualité de vie (Carlos Rodríguez-Merchán, 2020). C'est dans cette optique que le monitoring permet de répondre à certaines problématiques en permettant aux praticiens de suivre l'évolution du patient de manière quotidienne pour permettre de réajuster rapidement une prise en charge dans le cas où celle-ci n'est pas adaptée. Les résultats présentés dans ce travail de thèse ouvrent des perspectives dans cette démarche de fournir un outil facile d'utilisation et peu encombrant aux patients pour le monitoring. Cependant, pour une utilisation quotidienne il est nécessaire d'implémenter de nouveaux algorithmes pour proposer un outil qui mesure la cinématique du genou sans interaction de l'utilisateur pour calibrer la genouillère instrumentée.

Nous avons constaté qu'il était possible de solutionner le problème de calibration nécessaire avant chaque analyse grâce à l'utilisation du deep learning. L'algorithme va déterminer la cinématique du genou sans connaître l'orientation des centrales inertielles par rapport aux segments osseux. L'implémentation d'un tel algorithme pour le calcul de

la cinématique ouvre la voie à un monitoring en continu tout au long de la journée, de la même manière que ce que peut fournir une montre connectée. Son utilisation quotidienne permettrait de suivre l'évolution de la cinématique du genou de l'utilisateur durant tous ces déplacements. Une telle utilisation permettrait par exemple de vérifier l'effet d'une semelle orthopédique ou d'une stratégie de marche avec les pieds vers l'extérieurs sur la décharge articulaire du genou (Lindsey et al., 2021). Au-delà d'un outil d'évaluation, le suivi en continu de la cinématique du genou pourrait fournir au patient une assistance à la marche. Par exemple, la genouillère pourrait indiquer à l'utilisateur de modifier sa marche si celle-ci ne correspond pas aux recommandations du clinicien et ainsi l'aider à réaliser une marche avec le pied vers l'extérieur (Saad et al., 2017). De même, cette assistance à la marche pourrait indiquer à l'utilisateur de modifier sa cadence de marche en fonction de sa longueur de pas pour réduire les contraintes articulaires (Ardestani et al., 2016; Tateuchi et al., 2021). Pour aller plus loin, l'utilisation de la genouillère instrumentée pourrait indiquer à l'utilisateur de faire des pauses durant ces déplacements lorsque celle-ci détectera une dégradation de la marche trop importante. Ainsi, lorsque la genouillère mesurerait un varus thrust trop important ou une évolution de l'attaque de talon et de la flexion durant la phase de mise en charge, celle-ci pourrait alerter l'utilisateur de possibles sur-contraintes articulaires délétères pour l'articulation (Boyer & Hafer, 2019; Gustafson et al., 2016; Sharma et al., 2017).

Ces différentes perspectives d'application d'un monitoring de la cinématique du genou montrent le potentiel d'utilisation d'un tel outil pour une meilleure prise en charge de l'arthrose via des évaluations et une assistance à la marche quotidienne. Cependant, l'utilisation de la genouillère instrumentée comme outil d'assistance à la marche va nécessiter la mise en place d'algorithme de classification pour permettre de détecter des événements à risque en fonction de la cinématique du mouvement durant la marche ou d'autres mouvements spécifiques. En ce sens, l'utilisation d'un algorithme de deep learning basé sur du LSTM permettrait de répondre à cette problématique. L'avantage de ce type d'algorithme est sa capacité à identifier dans le temps des événements précis et permettre de détecter en temps réel des profils de marche à risque, voir d'autres mouvements considérés comme traumatisants pour le genou pathologique (García-de-Villa et al., 2022).

4.3. Utilisation des capteurs embarqués durant la marche pour la détection précoce des pathologies

L'utilisation des centrales inertielles et d'autres capteurs embarqués dans les objets de la vie quotidienne a gagné en intérêt ces dernières années (Lemoyne, 2018; Sun et al., 2021). L'utilisation massive de dispositifs Internet of Things (IoT) apporte une grande quantité de données sur les activités quotidiennes des individus de manière automatique (Sgueglia et al., 2022). Pourtant, dans la majorité des cas, l'utilisation de ces informations restent limitée à des utilisations sommaires pour des objets connectés. La récupération et la mutualisation de ces données entre les différents objets connectés pourrait apporter des données complémentaires aux outils de mesure de la cinématique du mouvement durant les activités quotidiennes. Cette problématique a conduit de nombreux chercheurs à trouver des solutions pour utiliser ces données, en particulier sur la reconnaissance d'activité humaine, le suivi de santé et la prévention des personnes fragiles (Albahri et al., 2021; Bolhasani et al., 2021; Keshavarzian et al., 2019; Santamaria et al., 2018). Ces études ont mis en évidence diverses limitations sur le traitement de données de dispositifs IoT pour de la reconnaissance d'activité humaine. Pour commencer, la plupart des objets connectés sont limités en consommations du fait de leurs alimentations embarquées. De plus, la grande hétérogénéité des dispositifs IoT et des infrastructures associées rend l'intégration d'une interopérabilité compliquée entre systèmes. Ensuite, la standardisation des protocoles de communications n'est pas encore assez utilisée entre les différents fabricants pour permettre une centralisation des données. Une difficulté supplémentaire pour permettre de mutualiser les différentes données de capteurs réside dans la disponibilité des systèmes lors de déplacement avec par exemple des zones blanches qui vont empêcher certains capteurs de fonctionner. Cette limitation va être associée avec une dernière difficulté qui repose sur la robustesse des algorithmes de reconnaissance d'activités humaines pouvant fonctionner avec des capteurs indisponibles dans certaines conditions d'analyses (Sgueglia et al., 2022).

Dans notre cas, il serait intéressant d'associer la genouillère instrumentée avec une montre connectée et les données d'un téléphone pour permettre d'améliorer la précision et la robustesse de la reconnaissance d'activités humaines. En effet, l'association de la cinématique du genou avec les centrales inertielles du téléphone et de la montre connectée, couplée avec les données GPS, altimétrique et la fréquence cardiaque permettrait de classifier plus précisément les activités de la vie quotidienne dans une perspective de monitoring. En effet, plusieurs études sont arrivées à la conclusion que pour reconnaître

la majorité des activités quotidiennes, l'utilisation de 2 capteurs disposés sur le haut et le bas du corps était suffisante pour obtenir de bons résultats de classification (Santamaria et al., 2018). De plus, dans leur revue de littérature, Santamaria et al. montrent l'intérêt d'utiliser des données GPS pour améliorer la précision de la reconnaissance d'activités humaines (Santamaria et al., 2018). On retrouve des associations similaires de capteurs sur différentes études avec par exemple, l'utilisation des centrales inertielle et du GPS pour monitorer l'activité physique quotidienne (Sun et al., 2021). De même, l'utilisation de lunettes, de semelles ou de vêtements connectés permettent d'obtenir des données supplémentaires au téléphone sur le comportement des membres inférieurs et supérieurs de l'individu (Daumas et al., 2021; Lemoyne, 2018).

Les données temporelles fournies par ce type d'objets connectés permettent de réaliser de la détection d'anomalies. Grâce à l'avènement de l'intelligence artificielle, de nombreuses solutions ont été apportées pour permettre de détecter des anomalies plus précisément qu'avec des méthodes conventionnelles se basant sur des valeurs aberrantes. En effet, à la différence de détecter une anomalie basée sur une donnée aberrante, l'utilisation du deep learning va permettre d'identifier un événement qui va pouvoir être considéré comme anormal en fonction du contexte de l'acquisition (Sgueglia et al., 2022). Ce monitoring multidimensionnel permettrait de classifier plus précisément des comportements susceptibles d'être associés à un risque de dégradation de l'articulation. Il serait ainsi possible de déterminer précocement l'apparition de l'arthrose du genou pour permettre une prise en charge rapide et donc limiter l'apparition des symptômes (Ahamed et al., 2021; Sadeghzadehyazdi et al., 2021; Tao et al., 2020).

Cet objectif à très long terme présente plusieurs difficultés. La première est l'adaptabilité des modèles de reconnaissance de pathologies qui vont devoir être entraînés sur différents jeux de données, avec des capteurs et des échantillonnages différents (Sgueglia et al., 2022). En effet, chaque individu n'aura pas le même nombre de capteurs et ceux-ci ne seront pas disposés forcément au même endroit (en particulier pour le téléphone). La deuxième difficulté est de loin la plus complexe. Pour obtenir la mutualisation des données, il est essentiel que les capteurs communiquent de la même manière. On retrouve des travaux portant sur l'implémentation de protocole open source, cependant tous les capteurs ne sont pas éligibles à cette norme (Santamaria et al., 2018). Ce manque d'uniformisation de communication entre les capteurs va impacter considérablement la généralisation de ce type de monitoring pour le suivi et la prévention de pathologies.

5. Conclusion Générale

Au cours de ce travail de thèse, nous nous sommes intéressés aux méthodes possibles pour évaluer au mieux la cinématique du genou en condition écologique. L'utilisation d'une genouillère instrumentée pour quantifier la cinématique sur différents mouvements de manière écologique et intuitive a permis de valider et de perfectionner les mesures réalisées par ce nouveau système de mesure. En effet, nous avons montré l'intérêt de modifier l'algorithme et la méthode de calibration pour obtenir une définition des axes du genou plus robuste. De plus, l'étude 3 a confirmé l'intérêt de n'utiliser que les centrales inertielles sans les magnétomètres du fait des perturbations ferromagnétiques présentes en laboratoire.

Nos résultats ont mis en évidence l'intérêt de proposer une nouvelle modalité de TDM6 avec l'utilisation d'un tapis roulant asservi pour permettre de réaliser une analyse quantifiée d'une marche prolongée. La comparaison des paramètres de marche entre les deux modalités (sol et tapis roulant) a montré la validité de cette méthode d'évaluation à condition de rester attentif à la période de familiarisation des participants pour éviter les effets d'appréhension du tapis. En effet, cette marche d'appréhension est un problème conséquent pour l'interprétation des données si celle-ci n'est pas prise en compte. Cette limitation souligne la nécessité de réaliser la quantification de la cinématique du genou avec des centrales inertielles pour pouvoir s'affranchir du tapis roulant.

L'étude de l'évolution de la marche chez une personne présentant de l'arthrose du genou durant un TDM6 nous a permis de mettre en évidence les évolutions de la qualité de la marche en fonction des faiblesses des muscles extenseurs du genou. Les résultats suggèrent que les personnes avec de l'arthrose présentant une faiblesse des quadriceps vont avoir une amélioration de la qualité de la marche plus importante que ceux qui ont une bonne condition musculaire. Cette évolution s'apparente à la réduction de raideur articulaire qu'on observe durant une activité physique chez cette population. Cependant, la disparition de ce mécanisme protecteur tend à augmenter le varus thrust et donc à induire des sur contraintes sur l'articulation lorsque celle-ci est sollicitée durant une activité physique prolongée.

Monitorer les paramètres de marche en condition écologique est un enjeu clinique important dans la prise en charge de l'arthrose du genou. L'objectif final est de proposer une prise en charge plus individualisée et alerter le patient en cas de risque de détérioration de son genou. Ainsi, le patient pourra espacer ses rendez-vous chez le

clinicien et gérer en autonomie son genou pour limiter les douleurs et permettre à long terme d'améliorer son autonomie et sa qualité de vie.

References

- Abedin, J., Antony, J., McGuinness, K., Moran, K., & Connor, N. E. O. (2020). *Predicting knee osteoarthritis severity : comparative modeling based on patient 's data and plain X-ray images. March 2019*, 1–11. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-42215-9>
- Ahamed, N. U., Krajewski, K. T., Johnson, C. C., Sterczala, A. J., Greeves, J. P., Wardle, S. L., O'Leary, T. J., Mi, Q., Flanagan, S. D., Nindl, B. C., & Connaboy, C. (2021). Using Machine Learning and Wearable Inertial Sensor Data for the Classification of Fractal Gait Patterns in Women and Men during Load Carriage. *Procedia Computer Science*, 185(June), 282–291. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2021.05.030>
- Akbarshahi, M., Schache, A. G., Fernandez, J. W., Baker, R., Banks, S., & Pandy, M. G. (2010). Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *Journal of Biomechanics*, 43(7), 1292–1301. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.002>
- Albahri, A. S., Alwan, J. K., Taha, Z. K., Ismail, S. F., Hamid, R. A., Zaidan, A. A., Albahri, O. S., Zaidan, B. B., Alamoodi, A. H., & Alsalem, M. A. (2021). IoT-based telemedicine for disease prevention and health promotion: State-of-the-Art. *Journal of Network and Computer Applications*, 173(October 2020), 102873. <https://doi.org/10.1016/j.jnca.2020.102873>
- Al-khlaifat, L., Herrington, L. C., Hammond, A., Tyson, S. F., & Jones, R. K. (2016). The effectiveness of an exercise programme on knee loading , muscle co-contraction , and pain in patients with medial knee osteoarthritis : A pilot study. *The Knee*, 23(1), 63–69. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.03.014>
- Ameli, S., Naghdy, F., Stirling, D., Naghdy, G., & Aghmesheh, M. (2017). Objective clinical gait analysis using inertial sensors and six minute walking test. *Pattern Recognition*, 63(August 2016), 246–257. <https://doi.org/10.1016/j.patcog.2016.08.002>
- Andreopoulou, G., Mercer, T. H., Enriquez, J. G., Justin, M., MacLeod, N., Harrison, E., Mahad, D. J., & van der Linden, M. L. (2021). Exercise-induced changes in gait

- kinematics in multiple sclerosis with minimal neurological disability. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 47, 102630. <https://doi.org/10.1016/J.MSARD.2020.102630>
- Andriacchi, T. P., Favre, J., Erhart Hledik, J. C., & Chu, C. R. (2015). A Systems View of Risk Factors for Knee Osteoarthritis Reveals Insights into the Pathogenesis of the Disease. *Annals of Biomedical Engineering*, 43(2), 376–387. <https://doi.org/10.1007/s10439-014-1117-2>
- Antonello, R., Ito, K., & Oboe, R. (2016). Acceleration Measurement Drift Rejection in Motion Control Systems by Augmented-State Kinematic Kalman Filter. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 63(3), 1953–1961. <https://doi.org/10.1109/TIE.2015.2512224>
- Ardestani, M. M., Ferrigno, C., Moazen, M., & Wimmer, M. A. (2016). From normal to fast walking: Impact of cadence and stride length on lower extremity joint moments. *Gait & Posture*, 46, 118–125. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2016.02.005>
- Argent, R., Bourke, A. K., Brom, M., Caulfield, B., Greene, B. R., Muaremi, A., Praestgaard, J., Scotti, C., Shabani, S., Vallejo, V., & Walsh, L. (2022). Validity and Reliability of a Body-Worn Biomechanical Sensor Platform for Gait Analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 30(2022), S148–S149. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2022.02.188>
- Armand, S. (2005). *Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l' aide à l' interprétation clinique de la marche digitigrade*.
- Armand, S., Decoulon, G., & Bonnefoy-Mazure, A. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Reviews*, 1(December), 448–460. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000052>
- Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., & Dunbar, M. J. (2008). *Biomechanical Changes at the Hip , Knee , and Ankle Joints during Gait Are Associated with Knee Osteoarthritis Severity. March*, 332–341. <https://doi.org/10.1002/jor.20496>
- Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., Dunbar, M. J., & Hubley-kozey, C. L. (2008). Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *Journal of Biomechanics*, 41, 868–876. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.10.016>

- Ateef, M., Kulandaivelan, S., & Tahseen, S. (2016). Test–retest reliability and correlates of 6-minute walk test in patients with primary osteoarthritis of knees. *Indian Journal of Rheumatology*, *11*(4), 192. <https://doi.org/10.4103/0973-3698.192668>
- Atkinson, K., Coutts, F., & Hassenkamp, A.-M. (2005). *Physiotherapy in Orthopaedics* (2nd editio). Elsevier Churchill Livingstone.
- ATS Statement : Guidelines for the Six-Minute Walk Test. (2002). *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, *166*, 111–117. <https://doi.org/10.1164/rccm.166/1/111>
- Baker, R. (2007). The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & Posture*, *26*, 331–342. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.014>
- Baker, R. (2013). Measuring walking. *A Handbook of Clinical Gait Analysis*.
- Balogun, S., Scott, D., Cicuttini, F., Jones, G., & Aitken, D. (2020). Longitudinal study of the relationship between physical activity and knee pain and functional limitation in community-dwelling older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *90*(January), 104101. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2020.104101>
- Bannuru, R. R., Osani, M. C., Vaysbrot, E. E., Arden, N. K., Bennell, K., Bierma-Zeinstra, S. M. A., Kraus, V. B., Lohmander, L. S., Abbott, J. H., Bhandari, M., Blanco, F. J., Espinosa, R., Haugen, I. K., Lin, J., Mandl, L. A., Moilanen, E., Nakamura, N., Snyder-Mackler, L., Trojian, T., ... McAlindon, T. E. (2019). OARSI guidelines for the non-surgical management of knee, hip, and polyarticular osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, *27*(11), 1578–1589. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2019.06.011>
- Baptiste, P. (2014). *Caractérisation et modélisation des actions mécaniques des orthèses du genou Baptiste Pierrat To cite this version : Spécialité : Mécanique et Ingénierie des orthèses du genou.*
- Barbieri, F. A., Beretta, S. S., Pereira, V. A. I., Simieli, L., Orcioli-Silva, D., dos Santos, P. C. R., van Dieën, J. H., & Gobbi, L. T. B. (2016). Recovery of gait after quadriceps muscle fatigue. *Gait and Posture*, *43*, 270–274. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.015>
- Barré, A., Jolles, B. M., Theumann, N., & Aminian, K. (2015). Soft tissue artifact distribution on lower limbs during treadmill gait : In fl uence of skin markers ’

- location on cluster design. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 1965–1971.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.007>
- Barré, A., Thiran, J., Jolles, B. M., Theumann, N., & Aminian, K. (2013). Walking in Subjects With Total Knee Arthroplasty. *Transactions on Biomedical Engineering*, 60(11), 3131–3140.
- Bassett, D. R., Wyatt, H. R., Thompson, H., Peters, J. C., & Hill, J. O. (2010). Pedometer-measured physical activity and health behaviors in U.S. adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(10), 1819–1825.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181dc2e54>
- Batushansky, A., Zhu, S., Komaravolu, R. K., South, S., Mehta-D'souza, P., & Griffin, T. M. (2022). Fundamentals of OA. An initiative of Osteoarthritis and Cartilage. Obesity and metabolic factors in OA. *Osteoarthritis and Cartilage*, 30(4), 501–515.
<https://doi.org/10.1016/j.joca.2021.06.013>
- Bayat, R., Barbeau, H., & Lamontagne, A. (2005). Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 19(2), 115–124.
<https://doi.org/10.1177/1545968305275286>
- Beausoleil, S., Miramand, L., & Turcot, K. (2019). Evolution of gait parameters in individuals with a lower-limb amputation during a six-minute walk test. *Gait and Posture*, 72(September 2018), 40–45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.022>
- Begon, M., & Lacouture, P. (2005). Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. Partie 2: Estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette. *Science et Motricite*, 55(2), 35–60.
<https://doi.org/10.3917/sm.055.0035>
- Bellamy, N., Buchanan, W., Goldsmith, C., Campbell, J., & Stitt. (1988). Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *The Journal of Rheumatology*, 15(12), 1833–1840.
<https://europepmc.org/article/med/3068365>
- Benoit, D. L., Damsgaard, M., & Andersen, M. S. (2015). Surface marker cluster translation, rotation, scaling and deformation: Their contribution to soft tissue

- artefact and impact on knee joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 2124–2129. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.050>
- Blagojevic, M., Jinks, C., Jeffery, A., & Jordan, K. P. (2010). Risk factors for onset of osteoarthritis of the knee in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 18(1), 24–33. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2009.08.010>
- Bolhasani, H., Mohseni, M., & Rahmani, A. M. (2021). Deep learning applications for IoT in health care: A systematic review. *Informatics in Medicine Unlocked*, 23(March), 100550. <https://doi.org/10.1016/j.imu.2021.100550>
- Bonnefoy-Mazure, A., & Armand, S. (2016). Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy. In F. Canavese & J. Deslandes (Eds.), *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy* (Issue March). 2015 Nova Science Publishers.
- Bonnefoy-mazure, A., Armand, S., Sagawa Jr., Y., Suvà, D., Miozzari, H., & Turcot, K. (2017). Knee Kinematic and Clinical Outcomes Evolution Before , 3 Months , and 1 Year After Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 32, 793–800. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2016.03.050>
- Boyer, K. A., & Hafer, J. F. (2019). Gait mechanics contribute to exercise induced pain flares in knee osteoarthritis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 4, 1–10.
- Brossard, M., Bonnabel, S., & Barrau, A. (2020). Denoising IMU Gyroscopes with Deep Learning for Open-Loop Attitude Estimation. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 5(3), 4796–4803. <https://doi.org/10.1109/LRA.2020.3003256>
- Brosseau, L., Taki, J., Desjardins, B., Thevenot, O., Fransen, M., Wells, G. A., Imoto, A. M., Toupin-april, K., Westby, M., Gallardo, I. C. Á., Gifford, W., Simic, M., Mcconnell, S., & Harmer, A. (2017). *The Ottawa panel clinical practice guidelines for the management of knee osteoarthritis . Part three : Aerobic exercise programs **. <https://doi.org/10.1177/0269215517691085>
- Bytyqi, D. (2015). *Gait kinematic analysis of the osteoarthritic knee : pre- and post- total knee arthroplasty.*
- Cagnin, A., Bazan, M., Pontbriand, R., Choinière, M., & Hagemeister, N. (2020). Impact of pain suppression on three-dimensional gait kinematics in knee osteoarthritis patients. *Osteoarthritis and Cartilage*, 28, S233–S234. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2020.02.377>

- Calais-Germain, B. (2017). *Anatomie pour le mouvement* (2nd ed.). Déslris.
- Carlos Rodríguez-Merchán, E. (2020). Comprehensive Treatment of Knee Osteoarthritis. In *Comprehensive Treatment of Knee Osteoarthritis*. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-44492-1>
- Carvajal-Castaño, H. A., Lemos-Duque, J. D., & Orozco-Arroyave, J. R. (2022). Effective detection of abnormal gait patterns in Parkinson's disease patients using kinematics, nonlinear, and stability gait features. *Human Movement Science, 81*, 102891. <https://doi.org/10.1016/J.HUMOV.2021.102891>
- Challis, J. H. (2021). Experimental Methods in Biomechanics. In *Experimental Methods in Biomechanics*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-52256-8>
- Chang, A. H., Joo, S., Zhao, H., Ren, Y., Zhang, L., & Plate, B. (2014). Impaired varus – valgus proprioception and neuromuscular stabilization in medial knee osteoarthritis Adjustment Tracks. *Journal of Biomechanics, 47*(2), 360–366. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.024>
- Chen, H., Park, H., Macit, K., & Kavan, L. (2021). Capturing detailed deformations of moving human bodies. *ACM Transactions on Graphics, 40*(4). <https://doi.org/10.1145/3450626.3459792>
- Cho, Y. S., Jang, S. H., Cho, J. S., Kim, M. J., Lee, H. D., Lee, S. Y., & Moon, S. B. (2018). Evaluation of validity and reliability of inertial measurement unit-based gait analysis systems. *Annals of Rehabilitation Medicine, 42*(6), 872–883. <https://doi.org/10.5535/arm.2018.42.6.872>
- Choi, J. H., Kim, B. R., Kim, S. R., Nam, K. W., Lee, S. Y., Kim, W. bin, & Kim, Y. J. (2020). Physical performance correlates with self-reported physical function and quality of life in patients at 3 months after total knee arthroplasty. *Annals of Geriatric Medicine and Research, 24*(2), 99–106. <https://doi.org/10.4235/AGMR.20.0018>
- Clément, J., Dumas, R., Hagemester, N., & de Guise, J. A. (2015). Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by multi-body optimization: Performance of subject-specific knee joint models. *Journal of Biomechanics, 48*(14), 3796–3802. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.040>

- Cooper, G., Sheret, I., McMillian, L., Siliverdis, K., Sha, N., Hodgins, D., Kenney, L., & Howard, D. (2009). Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of Biomechanics*, *42*(16), 2678–2685. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.004>
- Corrà, M. F., Atrsaei, A., Sardoreira, A., Hansen, C., Aminian, K., Correia, M., Vila-Chã, N., Maetzler, W., & Maia, L. (2021). Comparison of laboratory and daily-life gait speed assessment during on and off states in parkinson's disease. *Sensors*, *21*(12), 1–14. <https://doi.org/10.3390/s21123974>
- Costa, B. R., Saadat, P., Basciani, R. M., Agarwal, A., Johnston, B. C., & Jüni, P. (2021). Visual Analogue Scale has higher assay sensitivity than WOMAC pain in detecting between-group differences in treatment effects: a meta-epidemiological study. *Osteoarthritis and Cartilage*, *29*(3), 304–312. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2020.10.004>
- Cudejko, T., Button, K., Willott, J., & Al-Amri, M. (2021). Applications of wearable technology in a real-life setting in people with knee osteoarthritis: A systematic scoping review. *Journal of Clinical Medicine*, *10*(23). <https://doi.org/10.3390/jcm10235645>
- Cuesta-Vargas, A. I., Galán-Mercant, A., & Williams, J. M. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, *15*(6), 462–473. <https://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Cui, A., Li, H., Wang, D., Zhong, J., Chen, Y., & Lu, H. (2020). Global, regional prevalence, incidence and risk factors of knee osteoarthritis in population-based studies. *EClinicalMedicine*, *29–30*, 100587. <https://doi.org/10.1016/j.eclinm.2020.100587>
- Cushner, F. D., Schiller, P. J., Mueller, J. K. P., Gross, J. M., & Hunter, W. L. (2022). A Cadaveric Study Addressing the Feasibility of Remote Patient Monitoring Prosthesis for Total Knee Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, *37*(6), S350–S354. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2021.10.025>
- Dal, U., Erdogan, T., Resitoglu, B., & Beydagi, H. (2010). Determination of preferred walking speed on treadmill may lead to high oxygen cost on treadmill walking. *Gait and Posture*, *31*(3), 366–369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.006>
- Daumas, L., Hellec, J., & Reneaud, N. (2021). Les centrales inertielles au service de la prévention, de l'évaluation et de la rééducation dans le cadre du bien vieillir. *Revue*

- Du *Podologue*, 102(novembre-décembre), 15–18.
<https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.revpod.2021.09.005> 15
- Davis, H. C., Luc-Harkey, B. A., Seeley, M. K., Troy Blackburn, J., & Pietrosimone, B. (2019). Sagittal plane walking biomechanics in individuals with knee osteoarthritis after quadriceps strengthening. *Osteoarthritis and Cartilage*, 27(5), 771–780.
<https://doi.org/10.1016/j.joca.2018.12.026>
- Dejnabadi, H., Jolles, B. M., Casanova, E., Fua, P., & Aminian, K. (2006). Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(7), 1385–1393.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2006.873678>
- Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Toop, E. L., & Rosen, J. M. (1990). An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(8), 757–767.
- Dessery, Y. (2014). *Arthrose médiale du genou : évaluations et recommandations cliniques pour les traitements par infiltration, orthèses plantaires et/ou orthèse du genou à l'aide d'analyses quantifiées de la marche*. Laval, Québec, Canada.
- Dicharry, J. (2010). Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3), 347–364. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.03.013>
- Dieppe, P. A. (2004). Relationship between symptoms and structural change in osteoarthritis. what are the important targets for osteoarthritis therapy? *The Journal of Rheumatology Supplement*, 70.
- Dixon, P. C., Gomes, S., Preuss, R. A., & Robbins, S. M. (2018). Muscular co-contraction is related to varus thrust in patients with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 60(April), 164–169. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.10.021>
- Dobson, F., Hinman, R. S., Hall, M., Marshall, C. J., Sayer, T., Anderson, C., Newcomb, N., Stratford, P. W., & Bennell, K. L. (2017). Reliability and measurement error of the Osteoarthritis Research Society International (OARSI) recommended performance-based tests of physical function in people with hip and knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 25(11), 1792–1796.
<https://doi.org/10.1016/j.joca.2017.06.006>

- Duffell, L. D., Jordan, S. J., Cobb, J. P., & McGregor, A. H. (2017). Gait adaptations with aging in healthy participants and people with knee-joint osteoarthritis. *Gait and Posture*, *57*(December 2015), 246–251. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.015>
- Edd, S. N., Omoumi, P., Andriacchi, T. P., Jolles, B. M., & Favre, J. (2018). Modeling knee osteoarthritis pathophysiology using an integrated joint system (IJS): a systematic review of relationships among cartilage thickness , gait mechanics , and subchondral bone mineral density. *Osteoarthritis and Cartilage*, *26*(11), 1425–1437. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2018.06.017>
- Elazzazi, A., Chapman, N., Murphy, E., & White, R. (2012). Measurement of distance walked and physiologic responses to a 6-minute walk test on level ground and on a treadmill: A comparative study. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, *35*(1), 2–7. <https://doi.org/10.1519/JPT.0b013e31821c91b1>
- Escudero-Uribe, S., Hochsprung, A., & Izquierdo-Ayuso, G. (2019). Gait pattern changes after six-minute walk test in persons with multiple sclerosis. *Physiotherapy Research International*, *24*(1), 1–10. <https://doi.org/10.1002/pri.1741>
- Espinosa, S. E., Costello, K. E., Souza, R. B., & Kumar, D. (2020). Lower knee extensor and flexor strength is associated with varus thrust in people with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, *107*, 109865. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109865>
- Esser, S., & Bailey, A. (2011). Effects of Exercise and Physical Activity on Knee Osteoarthritis. *Curr Pain Headache Rep*, *15*, 423–430. <https://doi.org/10.1007/s11916-011-0225-z>
- Farrokhi, S., Jayabalan, P., Gustafson, J. A., Klatt, B. A., Sowa, G. A., & Piva, S. R. (2017). The influence of continuous versus interval walking exercise on knee joint loading and pain in patients with knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, *56*(May 2016), 129–133. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.015>
- Fathi, H. M. (2019). The Egyptian Rheumatologist Unilateral versus bilateral primary knee osteoarthritis: Relation to the Western Ontario McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), C-reactive protein and radiological assessment in Egyptian patients. *The Egyptian Rheumatologist*, *41*(4), 271–276. <https://doi.org/10.1016/j.ejr.2018.12.003>

- Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B. M., de Guise, J. A., & Aminian, K. (2009). Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, *42*(14), 2330–2335. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.025>
- Favre, J., & Jolles, B. M. (2016). Gait analysis of patients with knee osteoarthritis highlights a pathological mechanical pathway and provides a basis for therapeutic interventions. *EFORT Open Reviews*, *1*(10), 368–374. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000051>
- Fawole, H. O., Riskowski, J. L., Dell, A., Steultjens, M. P., Nevitt, M. C., Torner, J. C., Lewis, C. E., Felson, D. T., & Chastin, S. F. M. (2020). *Determinants of generalized fatigue in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: The MOST Study. December 2019*, 1–10. <https://doi.org/10.1111/1756-185X.13797>
- Feczko, P. Z., Pijls, B. G., Steijn, M. J. van, Rhijn, L. W. van, Arts, J. J., & Emans, P. J. (2016). Tibial component rotation in total knee arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 1–6. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-0940-z>
- Felson, D. T. (2000). NIH Conference Osteoarthritis: New Insights. *Annals of Internal Medicine*, *133*(8), 637–639. <http://www.annals.org/content/133/8/635.short>
- Fiorentino, N. M., Atkins, P. R., Kutschke, M. J., Foreman, K. B., & Anderson, A. E. (2016). In-vivo quantification of dynamic hip joint center errors and soft tissue artifact. *Gait and Posture*, *50*, 246–251. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.011>
- Frey, W., Zyda, M., Mcghee, R., & Cockayne, B. (1995). Off-the-Shelf, Real-Time, Human Body Motion Capture for Synthetic Environments. In *Human Body Motion Capture for Synthetic Environments* (pp. 1–34).
- Friel, N. A., & Chu, C. R. (2013). The Role of ACL Injury in the Development of Posttraumatic Knee Osteoarthritis. *Clinics in Sports Medicine*, *32*(1), 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2012.08.017>
- Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2018). A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*, *4*, 1–17. <https://doi.org/10.7717/peerj.4640>
- Fusca, M., Negrini, F., Perego, P., Magoni, L., Molteni, F., & Andreoni, G. (2018). Validation of a wearable IMU system for gait analysis: Protocol and application to a

- new system. *Applied Sciences (Switzerland)*, *8*(7), 1–16.
<https://doi.org/10.3390/app8071167>
- García-Bógalo, R., Larraínzar-Garijo, R., Murillo-Vizuate, A. D., Montoya-Adárraga, J., Marín-Peña, O., Pérez-España Muniesa, M., & Horna-Castañeira, L. (2012). Evaluation of intraoperative anterior cruciate ligament laxity reconstruction &. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, *56*(4), 267–273. <https://doi.org/10.1016/j.recote.2011.12.003>
- García-de-Villa, S., Casillas-Pérez, D., Jiménez-Martín, A., & García-Domínguez, J. J. (2022). Simultaneous exercise recognition and evaluation in prescribed routines: Approach to virtual coaches. *Expert Systems with Applications*, *199*, 116990. <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2022.116990>
- Gomez Bernal., A., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., & Losa-Iglesias, M. E. (2016). Reliability of the OptoGait portable photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of gait in young adults. *Gait and Posture*, *50*, 196–200. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.035>
- Gommans, L. N. M., Smid, A. T., & Scheltinga, M. R. M. (2015). Altered joint kinematics and increased electromyographic muscle activity during walking in patients with intermittent claudication. *Journal of Vascular Surgery*, *63*(3), 664–672. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2015.09.045>
- Grassi, A., Signorelli, C., Lucidi, G. A., Raggi, F., Macchiarola, L., Roberti Di Sarsina, T., Muccioli, G. M. M., Filardo, G., & Zaffagnini, S. (2019). ACL reconstruction with lateral plasty reduces translational and rotatory laxity compared to anatomical single bundle and non-anatomical double bundle surgery: An in vivo kinematic evaluation with navigation system. *Clinical Biomechanics*, *69*(June), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.06.012>
- Gustafson, J. A., Anderton, W., Sowa, G. A., Piva, S. R., & Farrokhi, S. (2019). Dynamic knee joint stiffness and contralateral knee joint loading during prolonged walking in patients with unilateral knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, *68*(January 2018), 44–49. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.032>
- Gustafson, J. A., Gorman, S., Fitzgerald, G. K., & Farrokhi, S. (2016). Alterations in walking knee joint stiffness in individuals with knee osteoarthritis and self-reported knee instability. *Gait & Posture*, *43*, 210–215. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.025>

- Halloran, J. P., Sibole, S., van Donkelaar, C. C., van Turnhout, M. C., Oomens, C. W. J., Weiss, J. A., Guilak, F., & Erdemir, A. (2012). Multiscale Mechanics of Articular Cartilage: Potentials and Challenges of Coupling Musculoskeletal, Joint, and Microscale Computational Models. *Annals of Biomedical Engineering*, *40*(11), 2456–2474. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0598-0>
- Harkey, M. S., Lapane, K. L., Liu, S., Lo, G. H., Mcalindon, T. E., & Driban, J. B. (2021). *A Decline in Walking Speed Is Associated With Incident Knee Replacement in Adults With and at Risk for Knee Osteoarthritis*. 579–584. <https://doi.org/10.3899/jrheum.200176>
- Healy, A., Linyard-Tough, K., & Chockalingam, N. (2019). Agreement between the Spatiotemporal Gait Parameters of Healthy Adults from the OptoGait System and a Traditional Three-Dimensional Motion Capture System. *Journal of Biomechanical Engineering*, *141*(1). <https://doi.org/10.1115/1.4041619>
- Heidari, B. (2011). Knee osteoarthritis prevalence, risk factors, pathogenesis and features: Part I. *Caspian Journal of Internal Medicine*, *2*(2), 205–212.
- Heiden, T. L., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2009). Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical Biomechanics*, *24*(10), 833–841. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005>
- Henriksen, M., Simonsen, E. B., Alkjær, T., Lund, H., Graven-nielsen, T., Danneskiold-samsøe, B., & Bliddal, H. (2006). *Increased joint loads during walking – A consequence of pain relief in knee osteoarthritis*. *13*, 445–450. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2006.08.005>
- Heredia-Jimenez, J., Latorre-Roman, P., Santos-Campos, M., Orantes-Gonzalez, E., & Soto-Hermoso, V. M. (2016). Spatio-temporal gait disorder and gait fatigue index in a six-minute walk test in women with fibromyalgia. *Clinical Biomechanics*, *33*, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.01.009>
- Hernandez, V., Dadkhah, D., Babakeshizadeh, V., & Kulić, D. (2021). Lower body kinematics estimation from wearable sensors for walking and running: A deep learning approach. *Gait and Posture*, *83*(October 2020), 185–193. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.10.026>
- Hill, P. F., Vedi, V., Williams, A., Iwaki, H., Pinskerova, V., & Freeman, M. A. R. (2000). Tibiofemoral movement 2: The loaded and unloaded living knee studied by MRI.

- Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 82(8), 1196–1198.
<https://doi.org/10.1302/0301-620X.82B8.10716>
- Hillel, I., Gazit, E., Nieuwboer, A., Avanzino, L., Rochester, L., Cereatti, A., Croce, U. della, Rikkert, M. O., Bloem, B. R., Pelosin, E., Din, S. del, & Ginis, P. (2019). Is every-day walking in older adults more analogous to dual-task walking or to usual walking? Elucidating the gaps between gait performance in the lab and during 24 / 7 monitoring. *European Review of Aging and Physical Activity*, 6(16), 1–12.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1186/s11556-019-0214-5>
- Hollander, K., Petersen, E., Zech, A., & Hamacher, D. (2022). Effects of barefoot vs. shod walking during indoor and outdoor conditions in younger and older adults. *Gait and Posture*, 95(April), 284–291. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.04.024>
- Horsak, B., Pobatschnig, B., Schwab, C., Baca, A., Kranzl, A., & Kainz, H. (2018). Reliability of joint kinematic calculations based on direct kinematic and inverse kinematic models in obese children. *Gait and Posture*, 66(April), 201–207.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.027>
- Hortobágyi, T., Westerkamp, L., Beam, S., Moody, J., Garry, J., Holbert, D., & DeVita, P. (2005). Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 20(1), 97–104.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.08.004>
- Huang, C., Chan, P. K., Chiu, K. Y., Yan, C. H., Yeung, D. S. S., Lai, C. W. K., & Fu, S. N. (2021). Knee joint loadings are related to tibial torsional alignments in people with radiographic medial knee osteoarthritis. *PLoS ONE*, 16(7), 1–11.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0255008>
- Hubley-Kozey, C. L., Hill, N. A., Rutherford, D. J., Dunbar, M. J., & Stanish, W. D. (2009). Co-activation differences in lower limb muscles between asymptomatic controls and those with varying degrees of knee osteoarthritis during walking. *Clinical Biomechanics*, 24(5), 407–414. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.02.005>
- Hubley-Kozey, C. L., Moyer, R., Stanish, W. D., Urquhart, N., Ikeda, D. M., & McDougall, J. (2020). Inflammatory biomarkers, endogenous analgesia and gait characteristics in those with moderate medial compartment knee osteoarthritis who experience increased pain after 30 minutes of continuous walking. *Osteoarthritis and Cartilage*, 28, S38–S39. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2020.02.063>

- Hullfish, T. J., Qu, F., Stoeckl, B. D., Gebhard, P. M., Mauck, R. L., & Baxter, J. R. (2019). Measuring clinically relevant knee motion with a self-calibrated wearable sensor. *Journal of Biomechanics*, *89*, 105–109. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.04.003>
- Hunter, D. J., Schofield, D., & Callander, E. (2014). The individual and socioeconomic impact of osteoarthritis. *Nature Reviews Rheumatology*, *10*(7), 437–441. <https://doi.org/10.1038/nrrheum.2014.44>
- Ikuta, F., Yoneta, K., Miyaji, T., Kidera, K., Yonekura, A., Osaki, M., & Gamada, K. (2020). Knee kinematics of severe medial knee osteoarthritis showed tibial posterior translation and external rotation: a cross-sectional study. *Aging Clinical and Experimental Research*, *32*(9), 1767–1775. <https://doi.org/10.1007/s40520-019-01361-w>
- Ismailidis, P., Egloff, C., Hegglin, L., Pagenstert, G., Kernen, R., Eckardt, A., Ilchmann, T., Mündermann, A., & Nüesch, C. (2020). Kinematic changes in patients with severe knee osteoarthritis are a result of reduced walking speed rather than disease severity. *Gait and Posture*, *79*, 256–261. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.008>
- Janvier, T. (2016). *Caractérisation de la gonarthrose sur radiographie X par analyse de la texture de l'os trabéculaire* (Issue December 2016). Université d'orléans.
- Jenny, J., Boeri, C., Picard, F., Leitner, F., & Leitner, O. I. S. (2010). *Reproducibility of intra-operative measurement of the mechanical axes of the lower limb during total knee replacement with a non-image-based navigation system*. 9088. <https://doi.org/10.3109/10929080500095517>
- Johal, P., Williams, A., Wragg, P., Hunt, D., & Gedroyc, W. (2005). Tibio-femoral movement in the living knee . A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using ‘ interventional ’ MRI. *Journal of Biomechanics*, *38*, 269–276. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.008>
- Joukov, V., Bonnet, V., Karg, M., Venture, G., & Kulić, D. (2018). Rhythmic Extended Kalman Filter for Gait Rehabilitation Motion Estimation and Segmentation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *26*(2), 407–418. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2017.2659730>
- Kainz, H., Carty, C. P., Lloyd, D. G., Modenese, L., Maine, S., & Walsh, H. P. J. (2017). Effects of hip joint centre mislocation on gait kinematics of children with cerebral

- palsy calculated using patient-specific direct and inverse kinematic models. *Gait and Posture*, 57(December 2016), 154–160. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.002>
- Kainz, H., Modenese, L., Lloyd, D. G., Maine, S., Walsh, H. P. J., & Carty, C. P. (2016). Joint kinematic calculation based on clinical direct kinematic versus inverse kinematic gait models. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1658–1669. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.052>
- Kanko, R. M., Laende, E. K., Davis, E. M., Selbie, W. S., & Deluzio, K. J. (2021). Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture. *Journal of Biomechanics*, 127(July), 110665. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110665>
- Kapandji, A. I. (2011). *The physiology of joints: volume 2 lower limb*. 329.
- Kawaji, H., & Kojima, S. (2019). Effect of altered sagittal-plane knee kinematics on loading during the early stance phase of gait. *Gait & Posture*, 74, 108–113. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2019.08.021>
- Kayaalp, M. E., Agres, A. N., Reichmann, J., Bashkuev, M., Duda, G. N., & Becker, R. (2019). *Validation of a Novel Device for the Knee Monitoring of Orthopaedic Patients*. 1–14. <https://doi.org/10.3390/s19235193>
- Keshavarzian, A., Sharifian, S., & Seyedin, S. (2019). Modified deep residual network architecture deployed on serverless framework of IoT platform based on human activity recognition application. *Future Generation Computer Systems*, 101, 14–28. <https://doi.org/10.1016/j.future.2019.06.009>
- Kim, J., Gravunder, A., & Park, H.-S. (2015). Commercial Motion Sensor Based Low-Cost and Convenient Interactive Treadmill. *Sensors*, 15(9), 23667–23683. <https://doi.org/10.3390/s150923667>
- King, W., Kissel, J. T., Jacqueline, M., Darryl C De, V., & Richard S, F. (2010). Six-minute walk test demonstrates motor fatigue in spinal muscular atrophy. *Neurology*, 75(12), 1121–1122. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e3181f00304>
- Kok, M., Hol, J. D., & Schön, T. B. (2017). Using inertial sensors for position and orientation estimation. *Foundations and Trends in Signal Processing*, 11(1–2), 1–153. <https://doi.org/10.1561/20000000094>

- Kolasinski, S. L., Hochberg, M., Neogi, T., Oatis, C., Reston, J., & Guyatt, G. (2017). Guideline for the Pharmacologic and Non-Pharmacologic Management of Osteoarthritis of the Hand, Hip and Knee. In *American College of Rheumatology* (Issue September).
- Konrath, J. M., Karatsidis, A., Martin Schepers, H., Bellusci, G., de Zee, M., & Andersen, M. S. (2019). Estimation of the knee adduction moment and joint contact force during daily living activities using inertial motion capture. *Sensors (Switzerland)*, *19*(7). <https://doi.org/10.3390/s19071681>
- Kotti, M., Duffell, L. D., Faisal, A. A., & McGregor, A. H. (2014). The complexity of human walking: A knee osteoarthritis study. *PLoS ONE*, *9*(9). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0107325>
- Le Goux, P., & Maravic, M. (2013). Osteoarthritis of weight-bearing joints and sports: Epidemiology, assessment and management. *Revue Du Rhumatisme (Edition Francaise)*, *80*(2), 106–110. <https://doi.org/10.1016/j.rhum.2012.07.011>
- le Pen, C., Reygrobelle, C., & Gérentes, I. (2005). Les conséquences socioéconomiques de l'arthrose en France. Étude COART France. *Revue Du Rhumatisme (Edition Francaise)*, *72*(12), 1326–1330. <https://doi.org/10.1016/j.rhum.2005.01.016>
- Leardini, A., Belvedere, C., Nardini, F., Sancisi, N., & Conconi, M. (2017). Kinematic models of lower limb joints for musculo-skeletal modelling and optimization in gait analysis. *Journal of Biomechanics*, *62*, 77–86. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.029>
- Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativio, R., & Benedetti, M. G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait and Posture*, *26*(4), 560–571. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.018>
- Lebel, K., Boissy, P., Nguyen, H., & Duval, C. (2017). Inertial measurement systems for segments and joints kinematics assessment: Towards an understanding of the variations in sensors accuracy. *BioMedical Engineering Online*, *16*(1), 1–16. <https://doi.org/10.1186/s12938-017-0347-6>
- Lemoyne, R. (2018). *Wearable and Wireless Systems for Healthcare I Gait and Reflex Response Quantification* (Smart Sens). Springer Nature.

- Li, L., Yang, L., Zhang, K., Zhu, L., Wang, X., & Jiang, Q. (2020). Three-dimensional finite-element analysis of aggravating medial meniscus tears on knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Translation*, 20(June 2019), 47–55. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2019.06.007>
- Lienhard, K., Schneider, D., & Maffiuletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering and Physics*, 35(4), 500–504. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>
- Lin, C. C., Lu, T. W., Lu, H. L., Kuo, M. Y., & Hsu, H. C. (2016). Effects of soft tissue artifacts on differentiating kinematic differences between natural and replaced knee joints during functional activity. *Gait and Posture*, 46, 154–160. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.03.006>
- Lindsey, B., Bruce, S., Eddo, O., Caswell, S., & Cortes, N. (2021). Relationship between kinematic gait parameters during three gait modifications designed to reduce peak knee abduction moment. *Knee*, 28, 229–239. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2020.12.006>
- Liu, J., Drutz, C., Kumar, R., McVicar, L., Weinberger, R., Brooks, D., & Salbach, N. M. (2008). Use of the Six-Minute Walk Test Poststroke: Is There a Practice Effect? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(9), 1686–1692. <https://doi.org/10.1016/J.APMR.2008.02.026>
- Liu, W.-Y., Meijer, K., Delbressine, J. M., Willems, P. J., Franssen, F. M. E., Wouters, E. F. M., & Spruit, M. A. (2016). *Reproducibility and Validity of the 6-Minute Walk Test Using the Gait Real-Time Analysis Interactive Lab in Patients with COPD and Healthy Elderly*. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0162444>
- Lo, G. H., Harvey, W. F., & Mcalindon, T. E. (2012). *Associations of Varus Thrust and Alignment With Pain in Knee Osteoarthritis*. 64(7), 2252–2259. <https://doi.org/10.1002/art.34422>
- Logerstedt, D. S., Jr, J. Z., & Snyder-mackler, L. (2014). Sex Differences in Patients With Different Stages of Knee Osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(12), 2376–2381. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.07.414>
- Lohmander, L. S., Östenberg, A., Englund, M., & Roos, H. (2004). High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years

- after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis and Rheumatism*, 50(10), 3145–3152. <https://doi.org/10.1002/art.20589>
- Long Hoang, M., & Pietrosanto, A. (2022). Yaw/Heading optimization by Machine learning model based on MEMS magnetometer under harsh conditions. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 193(March), 111013. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2022.111013>
- Losina, E., Weinstein, A. M., Reichmann, W. M., Burbine, S. A., Solomon, D. H., Daigle, M. E., Rome, B. N., Chen, S. P., Hunter, D. J., Suter, L. G., Jordan, J. M., & Katz, J. N. (2013). Lifetime risk and age at diagnosis of symptomatic knee osteoarthritis in the US. *Arthritis Care and Research*, 65(5), 703–711. <https://doi.org/10.1002/acr.21898>
- Lund, M. E., Andersen, M. S., Zee, M. de, & Rasmussen, J. (2015). Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *Http://Mc.Manuscriptcentral.Com/Tbbe*, 2(1), 1–11. <https://doi.org/10.1080/23335432.2014.993706>
- Lustig, S., Magnussen, R. A., Cheze, L., & Neyret, P. (2012). The KneeKG system: A review of the literature. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(4), 633–638. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1867-4>
- Macías-Hernández, S. I., Zepeda-Borbón, E. R., Lara-Vázquez, B. I., Cuevas-Quintero, N. M., Morones-Alba, J. D., Cruz-Medina, E., Nava-Bringas, T. I., & Miranda-Duarte, A. (2020). Prevalence of clinical and radiological osteoarthritis in knee, hip, and hand in an urban adult population of Mexico City. *Reumatología Clínica*, 16(2), 156–160. <https://doi.org/10.1016/j.reumae.2018.06.008>
- Maderbacher, G., Keshmiri, A., Springorum, H. R., Maderbacher, H., Grifka, J., & Baier, C. (2019). Reproducibility of navigation based kinematic analysis of the knee – A cadaveric investigation. *Journal of Orthopaedic Science*, 24(1), 128–135. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2018.08.027>
- Mahmoudian, A., Dieen, J. H. van, Bruijn, S. M., Baert, I. A. C., Faber, G. S., Luyten, F. P., & Verschueren, S. M. P. (2016). Varus thrust in women with early medial knee osteoarthritis and its relation with the external knee adduction moment. *Clinical Biomechanics*, 39, 109–114. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.10.006>

- Maiwald, C., Arndt, A., Nester, C., Jones, R., Lundberg, A., & Wolf, P. (2017). The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibio-calcaneal kinematics of walking gait. *Gait and Posture*, *52*, 129–134. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.023>
- Malatesta, D., Canepa, M., & Menendez Fernandez, A. (2017). The effect of treadmill and overground walking on preferred walking speed and gait kinematics in healthy, physically active older adults. *European Journal of Applied Physiology*, *117*(9), 1833–1843. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3672-3>
- Maly, M. R., Costigan, P. A., & Olney, S. J. (2006). Determinants of Self-Report Outcome Measures in People With Knee Osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *87*(January), 96–104. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.08.110>
- Mansoor, S., Iqbal, U., Iqbal, A., Muhammad, S., & Ali, D. (2019). Improved attitude determination by compensation of gyroscopic drift by use of accelerometers and magnetometers. *Measurement*, *131*, 582–589. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2018.08.067>
- Marotte, H. (2018). *Rhumatologie* (E. Masson, Ed.; 6e édition). Collège français des enseignants en rhumatologie.
- Matsas, A., Taylor, N., & McBurney, H. (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait and Posture*, *11*(1), 46–53. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00048-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00048-X)
- Mazières, D. B., Laroche, M., Constantin, A., & Cantagrel, A. (2018). *Rhumatologie pour le praticien* (E. Masson, Ed.).
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait and Posture*, *29*(3), 360–369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- McLoughlin, J. V., Barr, C. J., Patrilli, B., Crotty, M., Lord, S. R., & Sturnieks, D. L. (2016). Fatigue induced changes to kinematic and kinetic gait parameters following six minutes of walking in people with multiple sclerosis. *Disability and Rehabilitation*, *38*(6), 535–543. <https://doi.org/10.3109/09638288.2015.1047969>

- Meyer, C., Killeen, T., Eastho, C. S., Curt, A., Bolliger, M., Linnebank, M., Björn, Z., & Filli, L. (2019). *Familiarization with treadmill walking: How much is enough? March*, 1–10. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-41721-0>
- Minetti, A. E., Boldrini, L., Brusamolin, L., Zamparo, P., & McKee, T. (2003). A feedback-controlled treadmill (treadmill-on-demand) and the spontaneous speed of walking and running in humans. *Journal of Applied Physiology*, *95*(2), 838–843. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00128.2003>
- Moro, M., Marchesi, G., Hesse, F., Odone, F., & Casadio, M. (2022). Markerless vs. Marker-Based Gait Analysis: A Proof of Concept Study. *Sensors*, *22*(5), 1–15. <https://doi.org/10.3390/s22052011>
- Mukherjee, S., Nazemi, M., Jonkers, I., & Geris, L. (2020). Use of Computational Modeling to Study Joint Degeneration: A Review. *Frontier in Bioengineering and Biotechnology*, *8*(February), 1–20. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00093>
- Naili, J. E., Broström, E. W., Clausen, B., & Holsgaard-Larsen, A. (2019). Measures of knee and gait function and radiographic severity of knee osteoarthritis – A cross-sectional study. *Gait and Posture*, *74*, 20–26. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.08.003>
- Nakagawa, T. H., & Petersen, R. S. (2018). Relationship of hip and ankle range of motion, trunk muscle endurance with knee valgus and dynamic balance in males. *Physical Therapy in Sport*, *34*, 174–179. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.10.006>
- Nazarahari, M., Noamani, A., Ahmadian, N., & Rouhani, H. (2019). Sensor-to-body calibration procedure for clinical motion analysis of lower limb using magnetic and inertial measurement units. *Journal of Biomechanics*, *85*, 224–229. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.027>
- Neri, T., Myat, D., & Parker, D. (2019). The Use of Navigation in Osteotomies Around the Knee. *Clinics in Sports Medicine*, *38*(3), 451–469. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2019.02.009>
- Noehren, B., Kosmac, K., Walton, R. G., Murach, K. A., Lyles, M. F., Loeser, R. F., Peterson, C. A., & Messier, S. P. (2018). Alterations in quadriceps muscle cellular and molecular properties in adults with moderate knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, *26*(10), 1359–1368. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2018.05.011>

- Nwosu, L. N., Mapp, P. I., Chapman, V., & Walsh, D. A. (2016). Relationship between structural pathology and pain behaviour in a model of osteoarthritis (OA). *Osteoarthritis and Cartilage*, *24*(11), 1910–1917. <https://doi.org/10.1016/J.JOCA.2016.06.012>
- Ogihara, H., Tsushima, E., Kamo, T., Sato, T., Matsushima, A., Niioka, Y., Asahi, R., & Azami, M. (2020). Kinematic gait asymmetry assessment using joint angle data in patients with chronic stroke—A normalized cross-correlation approach. *Gait & Posture*, *80*, 168–173. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2020.05.042>
- Oude Lansink, I. L. B., van Kouwenhove, L., Dijkstra, P. U., Postema, K., & Hijmans, J. M. (2017). Effects of interventions on normalizing step width during self-paced dual-belt treadmill walking with virtual reality, a randomised controlled trial. *Gait and Posture*, *58*(February), 121–125. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.040>
- Owen-Jones, Z., Perrochon, A., Hermand, E., Ponthier, L., Fourcade, L., & Borel, B. (2020). Evolution of Muscular Oxygenation during a Walking Test in Preterm Children. *Journal of Pediatrics*, *227*, 142-148.e1. <https://doi.org/10.1016/j.jpeds.2020.07.082>
- Padma, A., & Sukanesh, R. (2011). Les traitements non chirurgicaux de l'ostéoarthrose du genou. *Automatic Classification and Segmentation of Brain Tumor in CT Images Using Optimal Dominant Gray LLvel Run Length Texture Features*, *2*(10), 53–59. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Pagnon, D., Domalain, M., & Reveret, L. (2021). Pose2Sim: An End-to-End Workflow for 3D Markerless Sports Kinematics—Part 1: Robustness. *Sensors*, *21*(6530), 1–27.
- Park, S. K., Kobsar, D., & Ferber, R. (2016). Relationship between lower limb muscle strength, self-reported pain and function, and frontal plane gait kinematics in knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, *38*, 68–74. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2016.08.009>
- Pen, C. le. (2016). Osteoarthritis and Crystal Arthroplasty. *Oxford Textbooks in Rheumatology*, *3*.
- Perrot, S. (2002). Rhumatologie. *Med-Line*, *4*.
- Peters, A., Galna, B., Sangeux, M., Morris, M., & Baker, R. (2010). Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review. In *Gait and Posture* (Vol. 31, Issue 1, pp. 1–8). <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.004>

- Picerno, P. (2017). 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait and Posture*, *51*, 239–246. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.008>
- Piche, E., Guilbot, M., Chorin, F., Guerin, O., Zory, R., & Gerus, P. (2022). Validity and repeatability of a new inertial measurement unit system for gait analysis on kinematic parameters: comparison with an optoelectronic system. *Measurement*, *198*(November 2021), 111442. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2022.111442>
- Pizzolato, C., Reggiani, M., Modenese, L., & Lloyd, D. G. (2017). Real-time inverse kinematics and inverse dynamics for lower limb applications using OpenSim. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *20*(4), 436–445. <https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1240789>
- Plotnik, M., Azrad, T., Bondi, M., Bahat, Y., Gimmon, Y., Zeilig, G., Inzelberg, R., & Siev-Ner, I. (2015). Self-selected gait speed - Over ground versus self-paced treadmill walking, a solution for a paradox. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *12*(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0002-z>
- Poitras, I., Dupuis, F., Biemann, M., Campeau-Lecours, A., Mercier, C., Bouyer, L. J., & Roy, J. S. (2019). Validity and reliability of wearable sensors for joint angle estimation: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*, *19*(7), 1–17. <https://doi.org/10.3390/s19071555>
- Popovic, M. B. (2019). Biomechatronics. In A. Akeh (Ed.), *Academic Press* (Elsevier, Vol. 1). Academic Press.
- Prakash, C., Kumar, R., Mittal, N., & Raj, G. (2018). Vision based Identification of Joint Coordinates for Marker-less Gait Analysis. *Procedia Computer Science*, *132*(Iccids), 68–75. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.05.060>
- Prochaczek, F., S., J., Muda, W., R., K., W., Z., Gaecka, J., & Winiarsk, A. (2012). The Six-Minute Walk Test on the Treadmill. In *Chronic Obstructive Pulmonary Disease - Current Concepts and Practice* (pp. 217–230). <https://doi.org/10.5772/30473>
- Puig-junoy, J., & Zamora, A. R. (2015). *Socio-economic costs of osteoarthritis : A systematic review of cost-of-illness studies.* *44*, 531–541. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2014.10.012>

- Rapp, E., Shin, S., Thomsen, W., Ferber, R., & Halilaj, E. (2021). Estimation of kinematics from inertial measurement units using a combined deep learning and optimization framework. *Journal of Biomechanics*, *116*, 110229. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110229>
- Ray, N. T., Knarr, B. A., & Higginson, J. S. (2018). Walking speed changes in response to novel user-driven treadmill control. *Journal of Biomechanics*, *78*, 143–149. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.07.035>
- Ren, S., Yu, Y., Shi, H., Miao, X., Jiang, Y., Liang, Z., Hu, X., Huang, H., & Ao, Y. (2018). Three dimensional knee kinematics and kinetics in ACL-deficient patients with and without medial meniscus posterior horn tear during level walking. *Gait and Posture*, *66*(February), 26–31. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.007>
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., & Plamondon, A. (2017). Effect of local magnetic field disturbances on inertial measurement units accuracy. *Applied Ergonomics*, *63*, 123–132. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.04.011>
- Robert-Lachaine, X., Parent, G., Fuentes, A., Hagemester, N., & Aissaoui, R. (2020). Inertial motion capture validation of 3D knee kinematics at various gait speed on the treadmill with a double-pose calibration. *Gait and Posture*, *77*(July 2019), 132–137. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.029>
- Roetenberg, D., Luinge, H., & Slycke, P. (2009). Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technologies BV, ...*, 1–7. http://www.xsens.com/images/stories/PDF/MVN_white_paper.pdf
- Roux, C. (2016). *Arthrose des membres inférieurs : aspects épidémiologiques , cliniques et fondamentaux* [Université Nice Sophia Antipolis]. <https://doi.org/tel-01249544>
- Saad, S., Jawaid, S., & Usman, J. (2017). Effects of toe-out and toe-in gait with varying walking speeds on knee joint mechanics and lower limb energetics. *Gait & Posture*, *53*, 185–192. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.022>
- Sadeghzadehyazdi, N., Batabyal, T., & Acton, S. T. (2021). Modeling spatiotemporal patterns of gait anomaly with a CNN-LSTM deep neural network. *Expert Systems with Applications*, *185*(January), 115582. <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2021.115582>
- Santamaria, A. F., de Rango, F., Serianni, A., & Raimondo, P. (2018). A real IoT device deployment for e-Health applications under lightweight communication protocols,

- activity classifier and edge data filtering. *Computer Communications*, 128(May), 60–73. <https://doi.org/10.1016/j.comcom.2018.06.010>
- Schallig, W., Noort, J. C. Van Den, Mccahill, J., Stebbins, J., Leardini, A., Maas, M., Harlaar, J., & Krogt, M. M. Van Der. (2020). Comparing the kinematic output of the Oxford and Rizzoli Foot Models during normal gait and voluntary pathological gait in healthy adults. *Gait & Posture*, 82(February), 126–132. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.08.126>
- Schellenbach, M., Lövdén, M., Verrel, J., Krüger, A., & Lindenberger, U. (2010). Adult age differences in familiarization to treadmill walking within virtual environments. *Gait & Posture*, 31(3), 295–299. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2009.11.008>
- Schiphof, D., Klerk, B. M. De, Kerkhof, H. J. M., Hofman, A., Koes, B. W., Boers, M., & Bierma-zeinstra, S. M. A. (2011). Impact of different descriptions of the Kellgren and Lawrence classification criteria on the diagnosis of knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 1422–1427. <https://doi.org/10.1136/ard.2010.147520>
- Schmitt, A. C., Baudendistel, S. T., Lipat, A. L., White, T. A., Raffegeau, T. E., & Hass, C. J. (2021). Walking indoors, outdoors, and on a treadmill: Gait differences in healthy young and older adults. *Gait & Posture*, 90(September), 468–474. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.09.197>
- Scopaz, K. A., Piva, S. R., Wisniewski, S., & Fitzgerald, G. K. (2009). Relationships of Fear, Anxiety, and Depression With Physical Function in Patients With Knee Osteoarthritis. *YAPMR*, 90(11), 1866–1873. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.06.012>
- Seel, T., Raisch, J., & Schauer, T. (2014). IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors (Switzerland)*, 14(4), 6891–6909. <https://doi.org/10.3390/s140406891>
- Seidler, A., Bolm-Audorff, U., Abolmaali, N., Elsner, G., Gül, A., Ridder, S., Bechtsis, D., Reefschläger, L., Ball, E., Vrezas, I., Beck, W., Missalla, A., Hanusa, C., Hoffmann, R., Hovy, L., Schaub, W., Jäger, A., Misko, A., Oboth, A., ... Zichner, L. (2008). The role of cumulative physical work load in symptomatic knee osteoarthritis - A case-control study in Germany. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*, 3(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/1745-6673-3-14>

- Semaan, M. B., Wallard, L., Ruiz, V., Gillet, C., & Simoneau-buessinger, E. (2022). Is treadmill walking biomechanically comparable to overground walking? A systematic review. *Gait & Posture*, *92*(November 2021), 249–257. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.009>
- Sers, R., Forrester, S., Moss, E., Ward, S., Ma, J., & Zecca, M. (2019). Validity of the Perception Neuron inertial motion capture system for upper body motion analysis. *Measurement*, *149*, 107024. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2019.107024>
- Seuthe, J., D’Cruz, N., Ginis, P., Weisser, B., Berg, D., Deuschl, G., Nieuwboer, A., & Schlenstedt, C. (2019). Split-belt treadmill walking in patients with Parkinson’s disease: A systematic review. In *Gait and Posture* (Vol. 69, pp. 187–194). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.032>
- Sgueglia, A., di Sorbo, A., Visaggio, C. A., & Canfora, G. (2022). A systematic literature review of IoT time series anomaly detection solutions. *Future Generation Computer Systems*, *134*, 170–186. <https://doi.org/10.1016/j.future.2022.04.005>
- Shah, K., Solan, M., & Dawe, E. (2020). The gait cycle and its variations with disease and injury. *Orthopaedics and Trauma*, *34*(3), 153–160. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2020.03.009>
- Sharma, L., Chang, A. H., Jackson, R. D., Nevitt, M., Moio, K. C., Hochberg, M., Eaton, C., Kwoh, C. K., Almagor, O., Cauley, J., & Chmiel, J. S. (2017). Varus Thrust and Incident and Progressive Knee Osteoarthritis. *Arthritis and Rheumatology*, *69*(11), 2136–2143. <https://doi.org/10.1002/art.40224>
- Sharma, L., Lou, C., Felson, D. T., Dunlop, D. D., Kirwan-Mellis, G., Hayes, K. W., Weinrach, D., & Buchanan, T. S. (1999). Laxity in healthy and osteoarthritic knees. *Arthritis and Rheumatism*, *42*(5), 861–870. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(199905\)42:5<861::AID-ANR4>3.0.CO;2-N](https://doi.org/10.1002/1529-0131(199905)42:5<861::AID-ANR4>3.0.CO;2-N)
- Silva, H. G. P. V. da, Junior, A. C., Zorzi, A. R., & Miranda, J. B. de. (2012). Biomechanical changes in gait of subjects with medial knee osteoarthritis. *Acta Ortopedica Brasileira*, *20*(3), 150. <https://doi.org/10.1590/S1413-78522012000300004>
- Šlajpah, S., Kamnik, R., & Munih, M. (2014). Kinematics based sensory fusion for wearable motion assessment in human walking. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *116*(2), 131–144. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2013.11.012>

- Sloot, L. H., van der Krogt, M. M., & Harlaar, J. (2014). Self-paced versus fixed speed treadmill walking. *Gait and Posture*, *39*(1), 478–484. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.022>
- Song, S., Choi, H., & Collins, S. H. (2020). Using force data to self-pace an instrumented treadmill and measure self-selected walking speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *17*(1), 68. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00683-5>
- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., & Leardini, A. (2005). Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: A study on two subjects. *Clinical Biomechanics*, *20*(3), 320–329. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.11.012>
- Stein, B. P., & Boyer, K. A. (2021). Impact of parity on biomechanical risk factors for knee OA initiation. *Gait and Posture*, *84*, 287–292. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2020.12.024>
- Sun, S., Melamed, D., & Kitani, K. (2021). IDOL: Inertial Deep Orientation-Estimation and Localization. *35th AAAI Conference on Artificial Intelligence, AAAI 2021*, *7*, 6128–6137.
- Sun, X., Duan, J., Li, X., & Wang, X. (2015). State estimation under non-Gaussian Lévy noise: A modified Kalman filtering method. *Banach Center Publications*, *105*(March), 239–246. <https://doi.org/10.4064/bc105-0-14>
- Taborri, J., Studer, V., Grossi, P., Brambilla, L., Ferrò, M. T., Mantegazza, R., & Rossi, S. (2019). Measuring changes in gait kinematics due to walking-related fatigue in patients with Multiple Sclerosis. *Medical Measurements and Applications, MeMeA 2019 - Symposium Proceedings*. <https://doi.org/10.1109/MeMeA.2019.8802195>
- Tao, W., Leu, M. C., & Yin, Z. (2020). Multi-modal recognition of worker activity for human-centered intelligent manufacturing. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, *95*. <https://doi.org/10.1016/j.engappai.2020.103868>
- Tateuchi, H., Akiyama, H., Goto, K., So, K., Kuroda, Y., & Ichihashi, N. (2021). Strategies for increasing gait speed in patients with hip osteoarthritis: their clinical significance and effects on hip loading. *Arthritis Research and Therapy*, *23*(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/S13075-021-02514-X/FIGURES/2>

- Teufl, W., Miezal, M., Taetz, B., Frohlich, M., & Bleser, G. (2019). Validity of inertial sensor based 3D joint kinematics of static and dynamic sport and physiotherapy specific movements. *PLoS ONE*, *14*(2), 1–18. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0213064>
- Tong, K., & Granat, M. H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering and Physics*, *21*(2), 87–94. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(99\)00030-2](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(99)00030-2)
- Topley, M., & Richards, J. G. (2020). A comparison of currently available optoelectronic motion capture systems. *Journal of Biomechanics*, *106*, 109820. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109820>
- Tsai, T. Y., Lu, T. W., Kuo, M. Y., & Hsu, H. C. (2009). Quantification of three-dimensional movement of skin markers relative to the underlying bones during functional activities. *Biomedical Engineering - Applications, Basis and Communications*, *21*(3), 223–232. <https://doi.org/10.4015/S1016237209001283>
- Tunen, J. A. C. Van, Isola, A. D., Juhl, C., Dekker, J., Steultjens, M., Thorlund, J. B., & Lund, H. (2018). *Association of malalignment, muscular dysfunction, proprioception, laxity and abnormal joint loading with tibiofemoral knee osteoarthritis - a systematic review and meta-analysis.*
- Turcot, K. (2008). *Développement d'une méthode accélérométrique tridimensionnelle pour l'évaluation d'une population atteinte d'arthrose du genou: application à un contexte de marche.*
- Valenti, R. G., Dryanovski, I., & Xiao, J. (2015). Keeping a good attitude: A quaternion-based orientation filter for IMUs and MARGs. *Sensors (Switzerland)*, *15*(8), 19302–19330. <https://doi.org/10.3390/s150819302>
- van der Krogt, M. M., Sloot, L. H., & Harlaar, J. (2014). Overground versus self-paced treadmill walking in a virtual environment in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *40*(4), 587–593. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2014.07.003>
- van der Kruk, E., & Reijne, M. M. (2018). Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. *European Journal of Sport Science*, *18*(6), 806–819. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1463397>

- van Dijk, M. P., Kok, M., Berger, M. A. M., Hoozemans, M. J. M., & Veeger, D. J. H. E. J. (2021). Machine Learning to Improve Orientation Estimation in Sports Situations Challenging for Inertial Sensor Use. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3(August). <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.670263>
- Verrel, J., Kru, A., Schellenbach, M., & Lo, M. (2010). Adult age differences in familiarization to treadmill walking within virtual environments. *Gait & Posture*, 31, 295–299. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.008>
- Versteyhe, M., de Vroey, H., Debrouwere, F., Hallez, H., & Claeys, K. (2020). A Novel Method to Estimate the Full Knee Joint Kinematics Using Low Cost IMU Sensors for Easy to Implement Low Cost Diagnostics. *Sensors*, 20(6), 1683. <https://doi.org/10.3390/s20061683>
- Vreede, K. S., Henriksson, J., Borg, K., & Henriksson, M. (2013). Gait characteristics and influence of fatigue during the 6-Minute Walk Test in patients with post-polio syndrome. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(9), 924–928. <https://doi.org/10.2340/16501977-1209>
- Ward, S. R., Eng, C. M., Smallwood, L. H., & Lieber, R. L. (2009). Are Current Measurements of Lower Extremity Muscle Architecture Accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467, 1074–1082. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0594-8>
- Whittle, M. W., Levine, D., & Richards, J. (2012). *Whittle's Gait Analysis* (R. Demetriou-Swanwick, Ed.; 5th ed.). Churchill Livingstone Elsevier.
- Winiarski, S., Pietraszewska, J., & Pietraszewski, B. (2019). Three-Dimensional Human Gait Pattern: Reference Data for Young , Active Women Walking with Low , Preferred , and High Speeds. *BioMed Research International*, 2019, 7. <https://doi.org/https://doi.org/10.1155/2019/9232430>
- Wittmann, F., Lamercy, O., & Gassert, R. (2019). *Magnetometer-Based Drift Correction During Rest in IMU Arm Motion Tracking*. 13–17. <https://doi.org/10.3390/s19061312>
- Worlicek, M., Moser, B., Maderbacher, G., Zentner, R., Zeman, F., Grifka, J., & Keshmiri, A. (2017). The influence of varus and valgus deviation on patellar kinematics in healthy knees: An exploratory cadaver study. *Knee*, 24(4), 711–717. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.04.009>

- Wu, G., & Cavanagh, P. R. (1999). In regards to the “ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data.” *Journal of Biomechanics*, *32*(10), 1135–1136. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00077-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00077-9)
- Yang, F., & King, G. A. (2016). Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *31*, 81–87. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.09.004>
- Yi, C., Jiang, F., Bhuiyan, M. Z. A., Yang, C., Gao, X., Guo, H., Ma, J., & Su, S. (2021). Smart healthcare-oriented online prediction of lower-limb kinematics and kinetics based on data-driven neural signal decoding. *Future Generation Computer Systems*, *114*, 96–105. <https://doi.org/10.1016/j.future.2020.06.015>
- Yoon, J.-R., Lee, J. K., Ryu, J., Um, R., & Yang, J.-H. (2021). Increased external rotation of the osteoarthritic knee joint according to the genu varum deformity. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *29*(4), 1098–1105. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-06100-7>
- Zeni, J. A., & Higginson, J. S. (2009). Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, *24*(4), 366–371. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.005>
- Zeni, J. A., & Higginson, J. S. (2010). Gait parameters and stride-to-stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill. *Clinical Biomechanics*, *25*(4), 383–386. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.11.002>
- Zeni, J. A., Richards, J. G., & Higginson, J. S. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait and Posture*, *27*(4), 710–714. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.007>
- Zhi, C., Choo, Y., Chow, J. Y., & Komar, J. (2022). Validation of the Perception Neuron system for full-body motion capture. *PLoS ONE*, *17*(1), 1–18. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0262730>
- Ziegler, J., Reiter, A., Gattringer, H., & Müller, A. (2020). Simultaneous identification of human body model parameters and gait trajectory from 3D motion capture data. *Medical Engineering and Physics*, *84*, 193–202. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.08.009>

- Zihajehzadeh, S., Loh, D., Lee, T. J., Hoskinson, R., & Park, E. J. (2015). A cascaded Kalman filter-based GPS/MEMS-IMU integration for sports applications. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, *73*, 200–210. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2015.05.023>
- Zügner, R., Tranberg, R., Timperley, J., Hodgins, D., Mohaddes, M., & Kärrholm, J. (2019). Validation of inertial measurement units with optical tracking system in patients operated with Total hip arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *20*(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2416-4>
- Zukowski, L. A., Iyigün, G., Giuliani, C. A., & Plummer, P. (2020). Effect of the environment on gait and gaze behavior in older adult fallers compared to older adult non-fallers. *PLoS ONE*, *15*(3), 1–19. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230479>

Annexes

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					