**TABLE DES MATIÈRES**

Page


INTRODUCTION ..... 1

CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE ..... 5
1.1 Anatomie du genou ..... 5
1.1.1 Terminologie (Plans, directions) ..... 5
1.1.2 Le genou ..... 6
1.1.3 L'arthrose ..... 8
1.2 La cinématique du genou ..... 9
1.2.1 Phase du cycle de marche ..... 10
1.2.2 Méthode de mesures ..... 11
1.2.2.1 Capteurs optoélectroniques ..... 11
1.2.2.2 Capteurs inertiels ..... 12
1.2.2.3 Définition des systèmes d'axes et méthodes de calibrage ..... 13
1.2.3 Caractérisation des courbes de cinématique du genou à la marche ..... 15
1.2.3.1 Rotation articulaire : Sujets sains ..... 15
1.2.3.2 Rotation articulaire : Sujets arthrosiques ..... 18
1.2.4 Caractérisation des courbes de vitesse angulaire d'un sujet sain à la marche ..... 20
1.2.4.1 Patron de marche de la vitesse angulaire du genou ..... 20
1.2.4.2 Patron de marche de la vitesse angulaire du tibia et du fémur ..... 25
1.2.4.3 Résumé des valeurs caractéristiques de la vitesse angulaire ..... 28
1.3 Différents traitements des données de vitesse angulaire ..... 30
1.3.1 Introduction ..... 30
1.3.2 Filtrage ..... 31
1.3.3 Découpage et sélection des cycles ..... 34
1.3.3.1 Découpage : Plateformes de forces au sol ..... 34
1.3.3.2 Découpage : Vitesse angulaire du tibia ..... 35
1.3.3.3 Découpage : Méthode de (Trojaniello et al., 2014) ..... 36
1.3.3.4 Découpage : Résumé ..... 37
1.3.3.5 Sélection des cycles les plus répétables ..... 37

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS ..... 39
2.1 Problématique ..... 39
2.2 Objectifs de recherche ..... 40

CHAPITRE 3 CALCUL DES VITESSES ANGULAIRES À PARTIR DE DONNÉES CINÉMATIQUES ..... 43
3.1 Introduction et rappels des objectifs ..... 43
3.2 Méthodologie ..... 44
3.2.1 Méthode d'acquisition ..... 44
3.2.1.1 Appareil KneeKG ..... 44

3.2.1.2 Protocole d'acquisition ..... 46
3.2.2 Calcul de la vitesse angulaire de chaque segment (tibia et fémur) à partir des capteurs optoélectroniques ..... 46
3.2.3 Estimation de la vitesse angulaire de chaque segment (tibia et fémur) à partir des capteurs inertiels ..... 49
3.2.4 Estimation de la vitesse angulaire du genou ..... 50
3.3 Résultats et discussions ..... 52
3.3.1 Vitesse angulaire du tibia et du fémur ..... 52
3.3.2 Vitesse angulaire du genou ..... 53
3.4 Conclusion ..... 55

CHAPITRE 4 DÉFINITION DE LA MÉTHODOLOGIE DE TRAITEMENT DES DONNÉES ..... 57
4.1 Introduction et rappels des objectifs ..... 57
4.2 Filtrage ..... 57
4.2.1 Base de données ..... 57
4.2.2 Méthodologie ..... 58
4.2.3 Résultats ..... 58
4.2.4 Discussion et conclusion ..... 62
4.3 Découpage ..... 63
4.3.1 Base de données ..... 63
4.3.2 Méthodologie ..... 63
4.3.3 Résultats ..... 67
4.3.4 Discussion et conclusion ..... 71
4.4 Sélection des cycles les plus répétables ..... 72
4.4.1 Base de données ..... 72
4.4.2 Méthodologie ..... 72
4.4.3 Résultats ..... 73
4.4.4 Discussion et conclusion ..... 78
4.5 Conclusion ..... 79

CHAPITRE 5 CARACTÉRISATION DE LA VITESSE ANGULAIRE DE SUJETS SAINS À LA MARCHE ..... 81
5.1 Introduction et rappels des objectifs ..... 81
5.2 Méthodologie ..... 82
5.2.1 Base de données ..... 82
5.2.2 Analyse statistique ..... 82
5.3 Résultats ..... 83
5.4 Discussions ..... 87
5.5 Conclusion ..... 92

CHAPITRE 6 CARACTÉRISATION DE LA VITESSE ANGULAIRE DE SUJETS ARTHROSIQUES À LA MARCHE ..... 93
6.1 Introduction et rappels des objectifs ..... 93
6.2 Méthodologie ..... 94
6.2.1 Base de données ..... 94

6.2.2 Analyse statistique ..... 95
6.3 Résultats ..... 96
6.3.1 Sujets arthrosiques : Homme vs Femme ..... 96
6.3.2 Groupes Homme et Femme : Sujets Sains vs Arthrosiques ..... 99
6.3.3 Homme : Sains vs OA2 / OA3 / OA4 ..... 100
6.3.4 Femme : Sains vs OA2 / OA3 / OA4 ..... 103
6.3.5 Étude de l'influence de la vitesse de marche ..... 105
6.4 Discussion ..... 107
6.5 Conclusion ..... 109

CONCLUSION GÉNÉRALE ..... 111

RECOMMANDATIONS ..... 113

BIBLIOGRAPHIE ..... 115

## LISTE DES TABLEAUX

Page


Tableau 1.1 Axes, plans et directions anatomiques – Tiré de (Südhoff, 2007) ..... 5

Tableau 1.2 Signification radiologique des différents grades d'arthrose selon (Kellgren & Lawrence, 1957)- Tiré de (Kellgren & Lawrence, 1957) ..... 9

Tableau 1.3 Résultats de la vitesse angulaire du genou selon la vitesse de marche Tiré et adapté de (Mentiplay et al., 2018) ..... 22

Tableau 1.4 Résultats des paramètres étudiés de la vitesse angulaire du genou Tiré et adapté de (Afiah et al., 2016) ..... 23

Tableau 1.5 Résumé des vitesses angulaires du genou pour chaque paramètre caractéristique dans le plan sagittal ..... 29

Tableau 1.6 Valeur de vitesse angulaire des paramètres caractéristiques du tibia et du fémur dans le plan sagittal - (Allseits et al., 2017) ..... 30

Tableau 4.1 Valeurs de RMS en m/s pour chaque filtre pour la vitesse angulaire ..... 62

Tableau 4.2 Synthèse du meilleur filtre pour chaque sujet ..... 62

Tableau 4.3 Résumé des résultats obtenus des calculs de différences entre les différentes méthodes ..... 71

Tableau 4.4 Résumé des résultats sur les moyennes des écarts types pour les 10 sujets ..... 78

Tableau 5.1 Données démographiques de la base de données HMR ..... 82

Tableau 5.2 Statistiques des paramètres caractéristiques de la vitesse angulaire du tibia et genou dans le plan sagittal – Valeur et écart type ..... 85

Tableau 5.3 Résumé des valeurs caractéristiques de la vitesse angulaire du genou ..... 90

Tableau 5.4 Résumé des valeurs caractéristiques de la vitesse angulaire du tibia et du fémur ..... 91

Tableau 6.1 Données démographiques de la base de données Mon Arthrose ..... 94

Tableau 6.2 Caractéristiques des différents groupes des sujets arthrosiques ..... 95

Tableau 6.3 Comparaison des valeurs de vitesse angulaire ± écart type (ET) entre les sujets sains et arthrosiques des statistiques des paramètres caractéristiques de la vitesse angulaire du tibia et du genou dans le plan sagittal ..... 98

Tableau 6.4 Résumé des résultats du test post-hoc de l'analyse point par point sur le groupe masculin ..... 102

Tableau 6.5 Résultats des tests ANOVA sur les paramètres caractéristiques du tibia dans le plan sagittal pour les hommes ..... 102

Tableau 6.6 Résumé des résultats du test post-hoc de l'analyse point par point sur le groupe féminin ..... 104

Tableau 6.7 Résultats des tests ANOVA sur les paramètres caractéristiques du tibia dans le plan sagittal pour les femmes ..... 104

Tableau 6.8 Résultat test T de la vitesse de marche entre les sous-groupes ..... 105

Tableau 6.9 Résultats des tests ANOVA avec la vitesse de marche comme co-variable sur les paramètres caractéristiques du tibia dans le plan sagittal pour les femmes ..... 106

## LISTE DES FIGURES

Page


Figure 1.1 Représentation de la structure osseuse du genou
Adaptée de (Thieme, 2007).....6

Figure 1.2 Illustration des six degrés de liberté du genou
Tiré de (Planckaert, 2016).....7

Figure 1.3 Radiographies représentant les différents grades d'arthrose
Tiré de (Janvier, 2016).....8

Figure 1.4 Le cycle de marche - Adapté et traduit de
(Guise, Mezghani, Aissaoui, & Hagemeister, 2011) .....10

Figure 1.5 Représentation du repère global et des BAF pour chaque segment
Tiré de (Wu & Cavanagh, 1995).....14

Figure 1.6 Patrons de marche du genou dans le plan sagittal, frontal et transversal
Tiré de (Mezghani et al., 2017).....15

Figure 1.7 Cinématique du genou dans le plan sagittal (A), dans le plan frontal
(B) et dans le plan transversal (C) - Tiré de (Clément et al., 2018)
Courbe noire : Base de donnée entière Courbe rouge : Genou droit
Courbe verte : Genou gauche Courbe mauve : Sujets femme
Courbe bleue : Sujets homme .....17

Figure 1.8 Comparaison de la flexion du genou entre sujets sains (normal)
et sujets arthrosiques (OA) dans le plan sagittal
Tiré et adapté de (Deluzio & Astephen, 2007) .....18

Figure 1.9 Comparaison entre sujets sains (noir) et sujets OA (gris) :
A : Flexion/Extension B : Rotation Interne/Externe
C : Abduction/Adduction D : Translation Antéro/Postérieur
Tiré et adapté de (Bytyqi et al., 2014) .....19

Figure 1.10 Angle et vitesse angulaire du genou dans le plan sagittal à différentes
vitesses de marche - Tiré de (Mentiplay et al., 2018).....21

Figure 1.11 Vitesse angulaire du genou chez les personnes âgées
Tiré de (Afiah et al., 2016).....23

Figure 1.12 Paramètres caractéristiques de la vitesse angulaire du genou
dans le plan sagittal Tiré et modifié de (Afiah et al., 2016).....24

Figure 1.13 Courbes de vitesse angulaire du tibia et du fémur à vitesse confortable et lente dans le plan sagittal Tiré de (Allseits et al., 2017) .....25

Figure 1.14 Vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal Tiré de (Bishop & Li, 2010) .....26

Figure 1.15 Vitesse angulaire du tibia en fonction du temps dans le plan sagittal Tiré de (Bötzel et al., 2016) .....27

Figure 1.16 Paramètres caractéristiques de la vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal .....28

Figure 1.17 Présentation des 4 différents filtres Butterworth Tiré de (Cormier, n.d.) .....31

Figure 1.18 Schématisation du filtre passe bas - Tiré de (Levasseur, 2006).....32

Figure 1.19 Principe de la transformée de Fourier Tiré de (International, 2017) .....33

Figure 1.20 Vitesse angulaire et accélération antéro-postérieur du tibia dans le plan sagittal - Tiré et adapté de (Rueterbories et al., 2010).....35

Figure 1.21 Vitesse angulaire et accélération du tibia dans le plan sagittal Tiré de (Bötzel et al., 2016) .....36

Figure 1.22 Vitesse angulaire dans le plan sagittal et accélération antéro-postérieure - Tiré de (Trojaniello et al., 2014) .....36

Figure 3.1 Système d'attache : KneeKG muni à la fois de capteurs optoélectroniques et inertiel (Emovi inc, Canada).....45

Figure 3.2 Schéma explicatif du changement de repère de la vitesse angulaire du fémur .....48

Figure 3.3 Comparaison des courbes de vitesse angulaire en fonction du temps des capteurs optoélectronique avec les capteurs inertiels Capteurs optoélectroniques : Rouge / Capteurs inertiels : Bleu .....53

Figure 3.4 Courbes de vitesse angulaire du genou pour les hommes (bleu) et les femmes (rouge).....54

Figure 4.1 Filtre PSA - Courbes de vitesse angulaire (m/s) en fonction du temps pour le sujet 1 - Comparaison capteurs optoélectronique (bleu) et capteurs inertiels, XSens (rouge) pour le fémur (gauche) et le tibia (droite) selon les 3 axes anatomiques .....59

Figure 4.2 Filtre Butterworth 8 - Courbes de vitesse angulaire (m/s) en fonction du temps pour le sujet 1 - Comparaison capteurs optoélectronique (bleu) et capteurs inertiels, XSens (rouge) pour le fémur (gauche) et le tibia (droite) selon les 3 axes anatomiques .....60

Figure 4.3 Filtre SSA 10 - Courbes de vitesse angulaire (m/s) en fonction du temps pour le sujet 1 - Comparaison capteurs optoélectronique (bleu) et capteurs inertiels, XSens (rouge) pour le fémur (gauche) et le tibia (droite) selon les 3 axes anatomiques .....61

Figure 4.4 Schéma-bloc de la méthode actuelle basée sur la vitesse angulaire .....65

Figure 4.5 Schéma bloc de la méthode développée adaptée de (Trojaniello et al., 2014) .....66

Figure 4.6 Détection des HeelStrike – Zoom sur la comparaison de la méthode vitesse angulaire (point vert) avec la méthode des forces au sol (point rouge) pour le sujet 1.....67

Figure 4.7 Boites à moustaches des différences entre la méthode basée sur la vitesse angulaire et la méthode des forces au sol.....68

Figure 4.8 Détection des HeelStrike – Zoom sur la comparaison de la méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014) (point vert) avec la méthode des forces au sol (point rouge) pour le sujet 1.....69

Figure 4.9 Boites à moustaches des différences entre la méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014) et la méthode des forces au sol .....70

Figure 4.10 Superposition des cycles de marche du sujet 1 Comparaison de tous les cycles versus les 15 cycles les plus répétables.....74

Figure 4.11 Comparaison de la vitesse angulaire du fémur dans les 3 plans pour le sujet 1 Tous les cycles versus les 15 cycles les plus répétables.....75

Figure 4.12 Comparaison de la vitesse angulaire du tibia dans les 3 plans pour le sujet 1 Tous les cycles versus les 15 cycles les plus répétables.....75

Figure 4.13 Résultats des moyennes et écarts types des 10 sujets Comparaison tous les cycles vs 15 cycles – Fémur .....76

Figure 4.14 Résultats des moyennes et écarts types des 10 sujets Comparaison tous les cycles vs 15 cycles – Tibia .....77

Figure 4.15 Résumé de la méthodologie développée.....80

Clicours.COM

Figure 5.1 Sujets sains : Comparaison courbe moyenne entre les hommes (bleu) et femmes (rouge) dans les trois plans anatomiques....83

Figure 5.2 Analyse point par point Sujets sains homme (bleu) vs femme (rouge) ....84

Figure 5.3 Comparaison des courbes de vitesse angulaire du fémur et du tibia dans le plan sagittal - a) Courbes de vitesse angulaire du fémur (pointillé rouge) et tibia (trait plein rouge) Tiré de (Allseits et al., 2017) b) Résultat de la courbe de vitesse angulaire du fémur c) Résultat de la courbe de vitesse angulaire du tibia ....86

Figure 5.4 Comparaison des courbes de vitesse angulaire du genou dans le plan sagittal - a) Courbes de vitesse angulaire du genou – Tiré et adapté de (Afiah et al., 2016) – b) Résultat de la courbe de vitesse angulaire du genou....87

Figure 6.1 Résultats de l'analyse point par point sur la comparaison des vitesses angulaires pour les hommes (bleu) et les femmes (rouge) arthrosiques....97

Figure 6.2 Comparaison pour le groupe homme entre les sujets sains (noir) et les sujets arthrosiques (rouge) pour le fémur, le tibia et le genou dans les trois plans ....99

Figure 6.3 Comparaison pour le groupe femme entre les sujets sains (bleu) et les sujets arthrosiques (rouge) pour le fémur, le tibia et le genou dans les trois plans ....100

Figure 6.4 Analyse point par point sur les courbes de vitesses angulaires des différents groupes (sains et OA) pour le tibia et le fémur pour le groupe masculin....101

Figure 6.5 Analyse point par point sur les courbes de vitesses angulaires des différents groupes (sains et OA) pour le tibia et le fémur pour le groupe féminin....103

Figure 6.6 Analyse point par point en tenant compte de la vitesse de marche (sains et OA) pour le tibia et le fémur pour le groupe féminin....106

## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

| | |
|---|---|
| HS | Heel-strike (Attaque du talon au sol) |
| TO | Toe-off |
| OA | Arthrose |
| LF | Laboratory Frame |
| BTF | Body Technical Frame |
| BAF | Body Anatomical Frame |
| Hz | Hertz |

# INTRODUCTION

L'articulation du genou est l'articulation la plus complexe du corps humain. Elle permet d'assurer la stabilité du corps, tout en lui permettant de se déplacer librement. Le genou est énormément sollicité dans les activités du quotidien tel que la marche. Il est alors essentiel de caractériser le patron de marche du genou pour comprendre le fonctionnement de cette articulation.

De nos jours, l'analyse de la marche s'effectue le plus souvent avec un système de capteurs optoélectronique qui mesure des positions et des orientations dans l'espace. Couplé à une méthode de calibrage qui relie les capteurs aux repères anatomiques, cette méthode permet de décrire la cinématique en termes de flexion/extension, abduction/adduction et rotation tibiale, ainsi qu'en termes de déplacements antéro-postérieurs, proximaux-distal et médiaux latéraux pendant un cycle de marche.

La cinématique du genou est largement étudiée dans la littérature ((Mezghani et al., 2017), (Clément et al., 2018), (Deluzio & Astephen, 2007), (Duhamel et al., 2004)). En effet, les résultats de ces nombreuses études ont révélé qu'il existait un ou plusieurs patrons de marche au genou pour les sujets sains. De ces patrons sont extrait généralement des paramètres qui ont une signification clinique, tels que la flexion du genou lors de l'attaque au talon ou l'extension maximale du genou pendant la phase d'appui dans le plan sagittal ou bien, dans le plan frontal, le minimum d'adduction lors de la phase d'envol et le maximum d'abduction lors de la phase d'appui (Mezghani et al., 2017).

Aux vues des évolutions technologiques, un intérêt grandissant est apparu pour les capteurs inertiels. Cependant, ces capteurs, moins chers et plus versatiles que les capteurs optoélectroniques, demandent un changement d'approche dans l'analyse. En effet, les capteurs inertiels ne mesurent pas des positions et des orientations, mais des vitesses et des accélérations. De ces mesures, il est possible de calculer des déplacements, mais pour cela il est nécessaire de passer par une méthode de calibrage et les méthodes existantes ont toutes des

limites. Elles ne permettent pas de retrouver les courbes cinématiques décrites plus haut avec une précision et une répétabilité suffisante ou encore elles nécessitent l'utilisation d'un outil de mesure externe pour pouvoir faire la correspondance.
Une autre avenue serait d'analyser directement les courbes de vitesse angulaire sans essayer de transformer la mesure vers une mesure des déplacements.
Il existe quelques études qui ont cherché à caractériser la vitesse angulaire du genou, du fémur ou du tibia indépendamment. Ces chercheurs ont soit utilisé des données de positions et d'orientations qu'ils ont dérivées pour en déduire les vitesses angulaires ; soit ils ont utilisé des données issues directement des capteurs inertiels. Par contre, les courbes de vitesse ont seulement été caractérisées dans le plan sagittal et sur des très petits échantillons de personnes généralement en bonne santé. À notre connaissance, il n'existe pas d'étude qui a caractérisé la vitesse angulaire du tibia, du fémur et/ou du genou pendant la marche sur des populations souffrant de problèmes de genou comme l'arthrose par exemple.

L'objectif principal de ce mémoire est donc de caractériser les courbes de vitesses angulaires du genou, du tibia ou du fémur durant la marche grâce aux données dérivées de données de capteurs optoélectroniques. Afin de caractériser les courbes, il faudra extraire des caractéristiques, sous forme de paramètres, dans le but de déterminer les différences entre des populations atteintes de différents problèmes au genou et d'évaluer si certains de ces paramètres ont une signification clinique. Dans le cadre de cette maitrise, nous nous intéresserons plus spécifiquement aux différences entre des personnes atteintes d'arthrose au genou.
À plus long terme, si l'analyse de la marche à l'aide de la courbe de vitesse angulaire du membre inférieur se révèle d'intérêt, il sera possible de remplacer les capteurs optoélectroniques par des capteurs inertiels sans avoir recours à une méthode de transformation des mesures en données angulaires. Cela ouvre le champ à une analyse qui pourrait se faire hors laboratoire.

Ce mémoire va se décomposer en sept chapitres. Le premier présentera la revue de littérature qui permettra de comprendre l'anatomie du genou, la cinématique 3D de l'articulation à la

marche ainsi que les méthodes d'analyse de la marche et leurs problématiques. Le second chapitre correspond à la problématique ainsi que les objectifs définis à travers la revue de littérature. Le troisième chapitre permettra la compréhension du cheminement effectué afin d'obtenir des vitesses angulaires à partir de la cinématique du genou. Durant le quatrième chapitre, la méthodologie mise en place pour traiter les données sera présentée. Elle se décomposera en trois parties (filtrage, découpage, comparaison). Le cinquième chapitre présentera les résultats obtenus de caractérisation des courbes de vitesses angulaires à la suite de l'application de la méthode développée sur une base de données de sujets sains. Le sixième chapitre présentera les résultats obtenus sur une base de données de sujets arthrosiques. Enfin, le septième et dernier chapitre conclura ce mémoire en apportant quelques recommandations.

# CHAPITRE 1

# REVUE DE LITTÉRATURE

## 1.1 Anatomie du genou

### 1.1.1 Terminologie (Plans, directions)

L'analyse des mouvements biomécanique du corps s'effectue selon des axes, plans et directions référencés (Tableau 1.1).

Tableau 1.1 Axes, plans et directions anatomiques
Tiré de Südhoff (2007)

| Axes | |
|---|---|
| Vertical | Longitudinal du corps, perpendiculaire au sol en position érigée |
| Transversal | Axe horizontal, allant de la gauche à la droite |
| Sagittal | Traverse le corps comme une flèche (*sagitta* en latin), normal aux deux autres axes |
| **Plans** | |
| Médian<br><br>Sagittal | Plan normal à l'axe transversal, il coupe le corps en deux.<br>Tout plan parallèle au plan médian |
| Frontal | Plan normal à l'axe sagittal |
| Axial | Plan normal à l'axe vertical |
| **Directions** | |
| Interne, médial / Externe, latéral | Vers le plan médian / l'extérieur |
| Antérieur / Postérieur | Vers l'avant / arrière dans le sens du regard |
| Proximal / Distal | Vers l'insertion du membre la plus proche / éloignée du tronc |

### 1.1.2 Le genou

L'articulation du genou est l'articulation la plus complexe du corps humain. Elle doit supporter le poids du corps, assurer sa stabilité tout en permettant de se déplacer librement. Elle est extrêmement sollicitée au quotidien. Le genou est l'articulation qui fait le lien entre la cuisse et la jambe grâce à différents os et de nombreux muscles, tissus mous et ligaments. Les trois os de l'articulation sont le fémur, le tibia et la rotule aussi appelée patella (Figure 1.1).

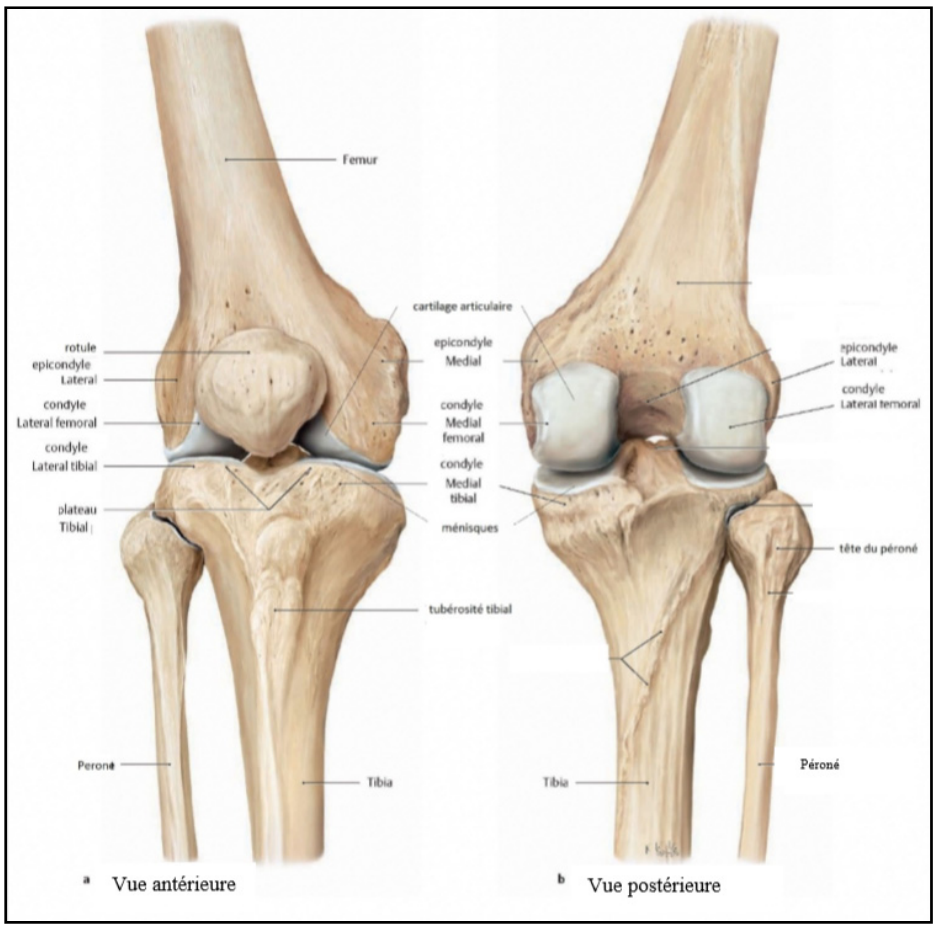


Figure 1.1 Représentation de la structure osseuse du genou - Adaptée de Thieme (2007)

Le fémur est l'os de la cuisse. Il est l'os le plus long, le plus gros et le plus solide du corps humain. En effet, lors d'un saut, il permet d'absorber jusqu'à 280 km/cm$^2$ (Planckaert, 2016). Le second os intervenant dans l'articulation est le tibia. Celui-ci est l'os le plus long de la jambe

et le deuxième plus long du corps humain après le fémur. Le troisième os est la rotule. Celle-ci est un os sésamoïde lié au fémur. Elle permet d'augmenter le bras de levier du quadriceps et de bloquer l'articulation en extension. Elle permet aussi de protéger le genou et d'effectuer des mouvements importants tels que plier ou tendre la jambe par exemple.

L'articulation du genou est composée de deux articulations qui mettent en jeu ces trois os : l'articulation fémoro-patellaire et l'articulation fémoro-tibiale. Celles-ci permettent au genou d'avoir une grande mobilité avec ces six degrés de liberté.

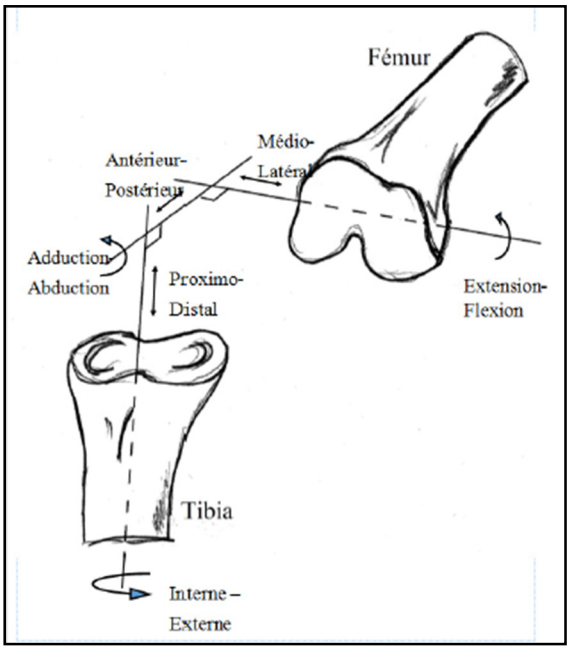


Figure 1.2 Illustration des six degrés
de liberté du genou
Tiré de Planckaert (2016)

Comme illustré sur la Figure 1.2, le genou permet d'effectuer trois glissements : la translation antéro-postérieure (AP), médio-latérale (ML) et proximo-distale. Les trois rotations possibles sont la flexion-extension, l'abduction-adduction et la rotation interne-externe.

À cause de sa géométrie osseuse non congruente, les os du genou ne s'emboitent pas parfaitement. Les différents ligaments, muscles et tissus mous qui entourent l'articulation confèrent cependant au genou une grande stabilité lors des activités de la vie quotidienne.

CLICOURS.COM

Les os de l'articulation sont couverts d'un cartilage composé de tissu souple et lisse qui assure le glissement des os grâce au liquide synovial.

### 1.1.3 L'arthrose

L'arthrose est une maladie dégénérative caractérisé par l'usure du cartilage. Lorsque qu'elle s'applique au genou (entre le fémur et le tibia), nous parlons alors de gonarthrose.

Cette usure entraine des complications directes sur le fonctionnement de l'articulation et des symptômes importants pour le patient (p.ex. douleur, raideur). En effet, cela peut engendrer, en plus de la dégradation du cartilage, une dégénérescence du ménisque, une réponse inflammatoire du liquide synovial et une modification des os (MonArthrose, 2018). Pour la personne atteinte d'arthrose du genou, la conséquence directe et la plus contraignante est la douleur que cela implique. Lorsque l'arthrose arrive à un stade avancé, la personne atteinte d'arthrose peut ressentir des raideurs articulaires, une diminution de la flexion du genou ainsi que des douleurs pouvant devenir gênantes lors d'activités de la vie quotidienne (MonArthrose, 2018).

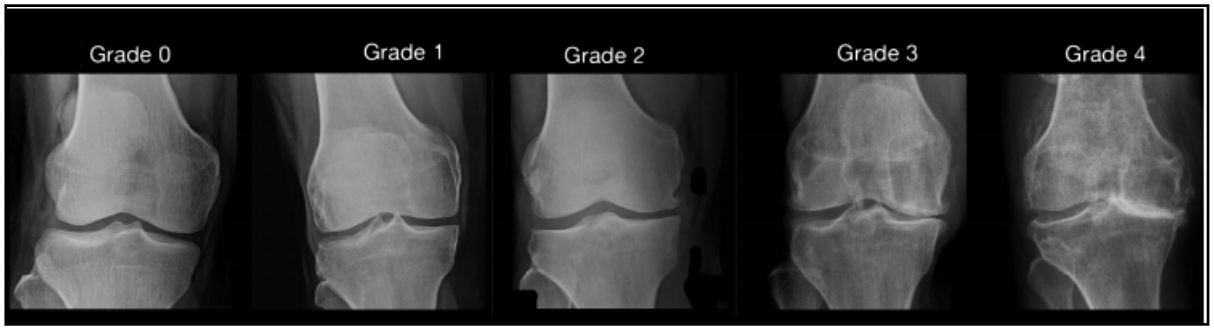


Figure 1.3 Radiographies représentant les différents grades d'arthrose
Tiré de Janvier (2016)

L'avancement de la gonarthrose peut se définir à travers différents stades. Une échelle de sévérité radiologique a été définie par (Kellgren & Lawrence, 1957) pour les spécifier. En effet, comme il est possible de voir sur la Figure 1.3 et les descriptions du Tableau 1.2, en fonction de la dégradation du cartilage, l'arthrose atteint un certain stade d'avancement de la maladie.

Le grade 0 correspond à un sujet sain. De plus, il faut savoir que le grade 1 n'est pas considéré comme de l'arthrose (Tableau 1.2).

Tableau 1.2 Signification radiologique des différents grades d'arthrose selon (Kellgren & Lawrence, 1957)
Tiré de Kellgren & Lawrence (1957)

| Grade d'arthrose | Signification radiologique |
|---|---|
| Grade 0 | Radiographie normale |
| Grade 1 | Ostéophyte de signification douteuse |
| Grade 2 | Ostéophyte net sans modification de l'interligne articulaire |
| Grade 3 | Ostéophyte net et diminution de l'interligne articulaire |
| Grade 4 | Pincement sévère de l'interligne articulaire et sclérose de l'os sous-chondral |

L'ostéophyte est une excroissance osseuse développée au pourtour d'une surface articulaire dont le cartilage est altéré par l'arthrose (Larousse).

## 1.2 La cinématique du genou

Typiquement, les études de la cinématique permettent d'évaluer les positions ainsi que les angles articulaires au cours d'un mouvement pour diverses raisons. La première est la méthode de capture des mouvements qui est facilitée grâce aux capteurs optoélectroniques qui mesurent directement des positions et des angles. Enfin, ces études rendent l'interprétation clinique plus parlante. Cependant, l'étude de la cinématique inclut aussi l'étude de la vitesse et des accélérations du mouvement. Pour étudier les mouvements du membre inférieur, il est important de diviser en plusieurs phases, le cycle de marche.

### 1.2.1 Phase du cycle de marche

La marche est un mouvement naturel que l'humain réalise au quotidien de manière répétitive afin de se déplacer. Lorsque l'on parle d'analyse de la marche, il est important de décomposer le mouvement en cycle de marche.

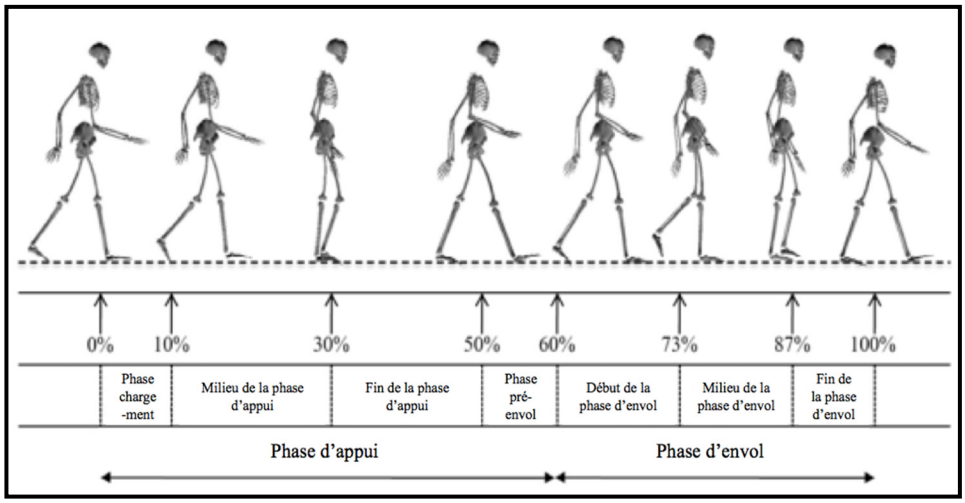


Figure 1.4 Le cycle de marche
Adapté et traduit de Guise, Mezghani, Aissaoui, & Hagemeister (2011)

Le cycle de marche commence quand le talon entre en contact avec le sol et se termine lorsque ce même pied reprend contact avec le sol.

Grâce à la Figure 1.4, il est possible de voir qu'un cycle de marche se décompose en deux phases : la phase d'appui qui correspond au moment où le pied est en contact avec le sol et la phase d'envol qui correspond au moment où le pied est en l'air. La phase d'appui correspond approximativement à 60 % du cycle et la phase d'envol à environ 40 %.

Chaque phase peut être décomposé en sous phase pour ainsi obtenir un cycle de marche découpé en 7 sous phases.

- Phase de chargement : 0 à 10 %

Le sujet met le poids de son corps sur le pied qui vient de rentrer en contact avec le sol. Cette phase débute par le moment où le talon touche le sol. Cet instant précis, appelé « Heel-Strike »

est une information importante pour découper le cycle de marche d'une série d'enregistrements de plusieurs cycles.

- Milieu de la phase d'appui : 10 à 30 %

Le corps passe au-dessus du pied d'appui, un seul pied est en contact avec le sol.

- Fin de la phase d'appui : 30 à 50 %

Lors de cette phase, le second pied touche le sol, les deux pieds sont en contact avec le sol.

- Phase de pré-envol : 50 à 60 %

Le premier pied d'appui commence à se soulever afin de préparer l'envol et la propulsion vers l'avant.

- Début de la phase d'envol : 60 à 73 %

Cette phase est marquée par le moment où les orteils quittent le contact avec le sol. Cet instant, appelé « Toe-Off » est aussi une information utile pour le découpage du cycle de marche.

- Milieu de la phase d'envol : 73 à 87 %

Le sujet effectue une extension du genou afin de propulser sa jambe en avant et d'effectuer un pas.

- Fin de la phase d'envol : 87 à 100 %

La jambe décélère et le talon est en avant afin de préparer la fin de la phase d'envol qui se traduit par la pose du pied d'appui. En effet, lorsque le talon touche le sol, un nouveau cycle de marche débute.

### 1.2.2 Méthode de mesures

#### 1.2.2.1 Capteurs optoélectroniques

À ce jour, les capteurs optoélectroniques sont les capteurs les plus répandus et utilisés pour analyser la biomécanique du genou. Ces capteurs se présentent sous la forme de marqueurs réfléchissants. En disposant les marqueurs sur la peau, il est possible de mesurer des positions et des orientations dans l'espace (Chehab, Andriacchi, & Favre, 2017).

Le mouvement des capteurs est enregistré par un système de caméras optoélectroniques.

Pour réaliser une analyse de la marche à l'aide du système de caméras Vicon (Oxford Metrics, Oxford, UK), au minimum 6 caméras sont nécessaires afin de couvrir la zone (équivalente à une salle de mesure) où les capteurs sont disposés et de ne pas avoir de problèmes de pertes de signal lorsque le sujet marche. En effet, durant l'acquisition, la référence ainsi que les parties du corps étudiées doivent toujours être visibles. Afin de capter les marqueurs réfléchissants, la caméra fonctionne avec une source infra rouge. Ce type de mesure avec des capteurs optoélectronique et cette caméra est considérée comme le *gold standard* en termes de capture de mouvements.
Il existe aussi d'autres systèmes de caméra plus petit que le système Vicon (p.ex. Polaris Spectra$^{TM}$) permettant de réaliser les mesures. Mais même si ce système prend moins de place, la contrainte qui persiste est que l'espace de mesure est réduit à zone couverte par la caméra.

Le système utilisé présentement au LIO est un système de 12 caméras Vicon (Oxford Metrics, Oxford, UK).

#### 1.2.2.2 Capteurs inertiels

Comme mentionné dans l'introduction, les capteurs optoélectroniques nécessitent un équipement important et coûteux qui restreint le champ d'acquisition à la zone couverte par les caméras. Au cours des dernières décennies, l'apparition de capteurs inertiels de plus en plus stables et précis a incité les chercheurs à essayer de remplacer les capteurs optoélectroniques pour l'étude de la marche hors d'un laboratoire.

Un capteur inertiel est composé de différents systèmes : un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre. L'accéléromètre va permettre, comme son nom l'indique, de mesurer l'accélération du membre sur lequel est positionné le capteur. Il mesure la combinaison de l'accélération linéaire ainsi que de l'accélération gravitationnelle. Le gyroscope va permettre de mesurer la vitesse angulaire alors qu'un magnétomètre donne l'orientation du capteur par rapport au champ magnétique de la terre (Barrois, Vidal, & Ricard, 2015).

Contrairement à un capteur optoélectronique, un capteur inertiel va mesurer des vitesses angulaires et des accélérations et non plus des positions et des orientations dans l'espace.
Cela rend l'analyse de la cinématique différente entre les deux types de capteurs. Si l'on veut comparer les données résultantes des capteurs optoélectroniques avec les capteurs inertiels, il suffit dériver la position du capteur une fois afin d'obtenir la vitesse angulaire de celui-ci et deux fois pour obtenir l'accélération. Cependant, ces opérations mathématiques auront une influence sur les résultats à cause du bruit de mesures. Lors d'une dérivée, le bruit est amplifié. À l'inverse, si l'on veut obtenir les positions et orientations à partir d'un capteur inertiel, l'approche est d'intégrer le signal de vitesse angulaire. Une inconnue subsiste néanmoins, qui est la constante issue de l'opération d'intégration. De plus, l'interprétation de la cinématique se fait dans un référentiel déterminé par la définition de systèmes de coordonnées liés à chaque os du membre inférieur et qui est déterminé par une méthode de calibrage qui nécessite l'identification de points anatomiques spécifiques sur le sujet. La représentation de la cinématique à l'aide de capteurs inertiels est l'objet d'intenses recherches et pour le moment, à notre connaissance, il n'existe pas de méthode de calibrage qui permette de représenter la cinématique du genou de manière identique avec les deux systèmes de mesure.

#### 1.2.2.3 Définition des systèmes d'axes et méthodes de calibrage

Pour analyser le mouvement, la société internationale de biomécanique (en anglais, International Society of Biomechanics, ISB) propose d'analyser le mouvement des repères anatomiques associés à chaque membre par rapport à une référence commune appelée repère global. Un repère global est un repère qui est le même pour tous les capteurs étudiés, c'est à dire qu'il contient l'origine qui est le point de référence pour les capteurs. Un repère anatomique est quant à lui, un repère associé au segment, membre, étudié (aussi appelé Body Anatomical Frame, BAF). Lorsqu'on utilise des capteurs pour mesurer le mouvement des segments, il faut estimer l'orientation et la position du BAF du segment par rapport aux marqueurs utilisés (calibrage). Le calibrage des capteurs est une partie importante concernant l'acquisition et le traitement des données car il permet d'associer les orientations des capteurs aux segments du corps.

Ainsi grâce aux différents repères, on peut analyser chaque membre ou un membre par rapport à un autre selon l'étude désirée. Cependant, il est essentiel de définir un système d'axes et de références afin de pouvoir analyser les mouvements. Cette étape s'effectue lors du calibrage. L'article de (Wu & Cavanagh, 1995) décrit la méthode de normalisation des mouvements cinématiques.

Dans un premier temps, il faut définir une référence (un repère global). Ensuite, chaque capteur contient son système d'axes qui est appelé repère local (aussi appelé Body Technical Frame, BTF). Ainsi, chaque segment ou membre étudié a un système d'axes local associé (Figure 1.5).

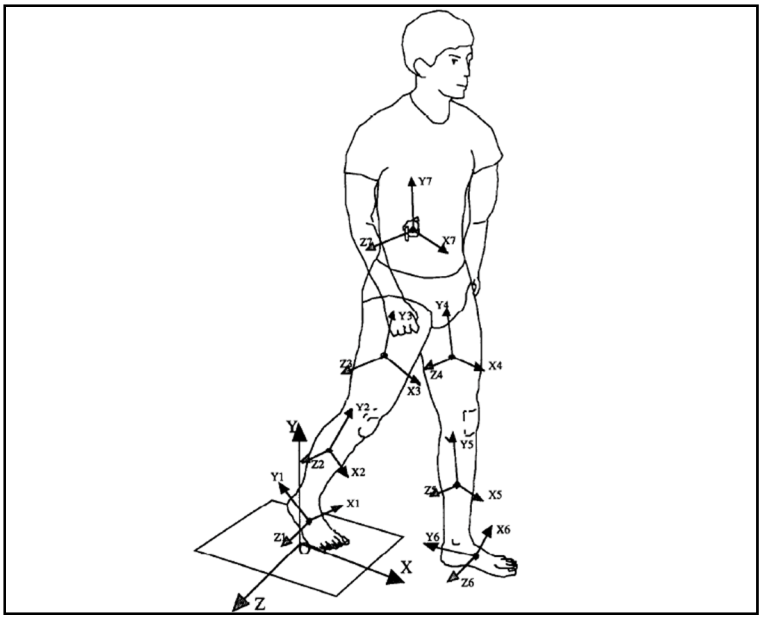


Figure 1.5 Représentation du repère global et des BAF
pour chaque segment
Tiré de Wu & Cavanagh (1995)

La figure ci-dessus permet de visualiser les positions et orientations des BAF associés à chaque segment du corps par rapport au repère global. Une fois les positions définis par les axes, il est important de définir les orientations des BTF. Ces informations se retrouvent dans une matrice de déplacement et dans une matrice d'orientation. Ainsi, le calibrage permet d'estimer la position et l'orientation du BAF par rapport au BTF de chaque segment.

À notre connaissance, il n'existe pas de calibrage identique pour les deux types de capteurs. Plusieurs méthodes existantes permettent d'estimer les liens entre les BTF et les BAF de chaque segment. Selon le type de capteur utilisé, le choix de la méthode peut varier.
Pour les capteurs optoélectroniques, une des méthodes de calibrage est celle de (Picerno, Cereatti, & Cappozzo, 2008). Pour les capteurs inertiels, parmi les méthodes utilisées se retrouvent celles de (Favre, Aissaoui, Jolles, de Guise, & Aminian, 2009) ou de (Palermo, Rossi, Marini, Patanè, & Cappa, 2014).

Dans le cadre de ce mémoire, les méthodes de calibrage ne seront pas présentées. Ainsi les signaux seront exprimés dans des repères communs (les BAF des segments).

### 1.2.3 Caractérisation des courbes de cinématique du genou à la marche

#### 1.2.3.1 Rotation articulaire : Sujets sains

Les différentes études ayant travaillé sur la cinématique du genou sain à la marche ont révélé différents patrons de rotation articulaire (flexion / extension, l'abduction / adduction et la rotation interne / externe) du genou ((Mezghani et al., 2013), (Mezghani et al., 2017), (Clément et al., 2018)).

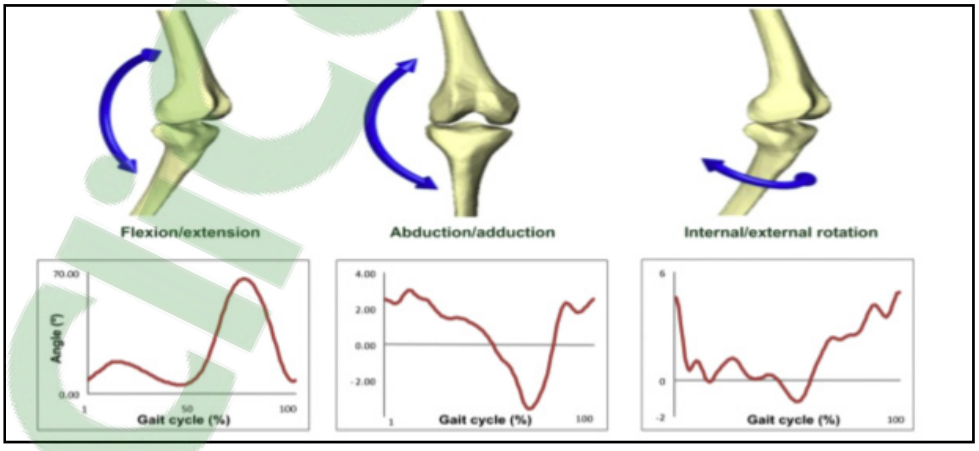


Figure 1.6 Patrons de marche du genou dans le plan sagittal, frontal et transversal
Tiré de Mezghani et al. (2017)

La Figure 1.6 présente les trois patrons de la cinématique du genou dans les trois plans anatomiques. L'analyse de la marche de nos jours s'effectue grâce à ces courbes caractéristiques.
De nombreux auteurs ont étudié la cinématique du genou à la marche. Les études ont démontré qu'il n'existe pas de patron unique pour les sujets sains car la démarche peut varier d'une personne à une autre. Dans son étude en 2013, (Mezghani et al., 2013), a rapporté l'existence de plusieurs patrons distincts dans le plan frontal.

Cela est confirmé par l'étude de (Clément et al., 2018), qui montre qu'il y a des différences entre les hommes et les femmes ou entre le genou droit et le genou gauche dans le plan frontal (Figure 1.7).

La Figure 1.7 montre qu'il n'y a pas de différences entre les hommes et les femmes ou entre le genou droit et le genou gauche dans le plan sagittal. Par contre, elle montre que les femmes et les hommes ont des mouvements différents dans le plan frontal et transversal.

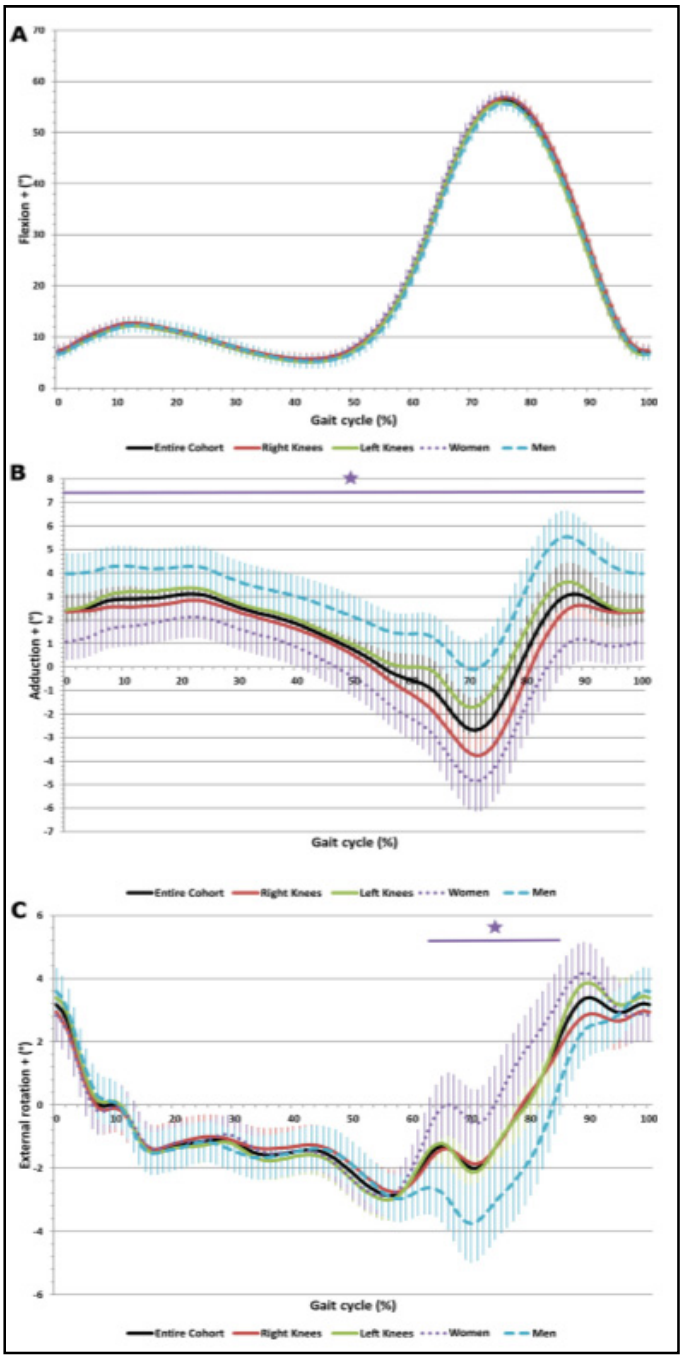


Figure 1.7 Cinématique du genou dans le plan sagittal (A), dans le plan frontal (B) et dans le plan transversal (C) - Tiré de Clément et al. (2018)
Courbe noire : Base de donnée entière
Courbe rouge : Genou droit
Courbe verte : Genou gauche
Courbe mauve : Sujets femme
Courbe bleue : Sujets homme

Clicours.COM

### 1.2.3.2 Rotation articulaire : Sujets arthrosiques

Une fois que la caractérisation des courbes de cinématique à la marche pour un genou sain est faite, il est intéressant d'étudier la cinématique du genou pour un sujet arthrosique (OA) afin de déterminer s'il y a des différences. Plusieurs études, telles que celles de (Bytyqi et al., 2014) et (Deluzio & Astephen, 2007) illustrent les différences entre ces deux groupes.

(Deluzio & Astephen, 2007) ont comparé la cinématique du genou entre un groupe de 50 sujets souffrants d'un grade élevé d'arthrose et un groupe de 63 sujets sains.

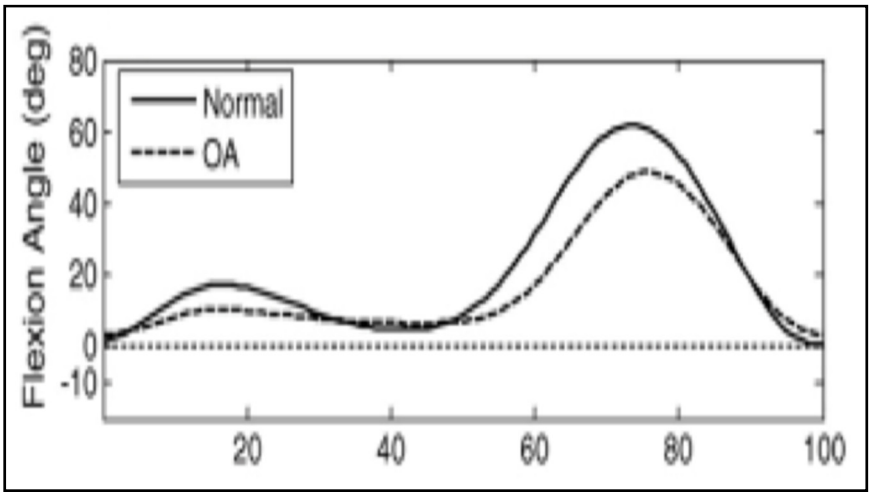


Figure 1.8 Comparaison de la flexion du genou entre sujets sains (normal) et sujets arthrosiques (OA) dans le plan sagittal
Tiré et adapté de Deluzio & Astephen (2007)

Sur la Figure 1.8, on voit que les amplitudes de la courbe de flexion du genou pour les sujets OA sont moins importantes que pour les sujets sains. Cela signifie qu'une personne souffrant d'arthrose va effectuer des mouvements plus petits lors de la marche. Cela peut s'expliquer en partie par la raideur au genou que l'arthrose provoque.

(Bytyqi et al., 2014) compare un groupe de 30 sujets arthrosiques avec un même groupe similaire de sujets sains. Les angles de flexion extension sont étudiés ainsi que la rotation interne externe, l'abduction adduction et la translation en antéropostérieur (Figure 1.9).

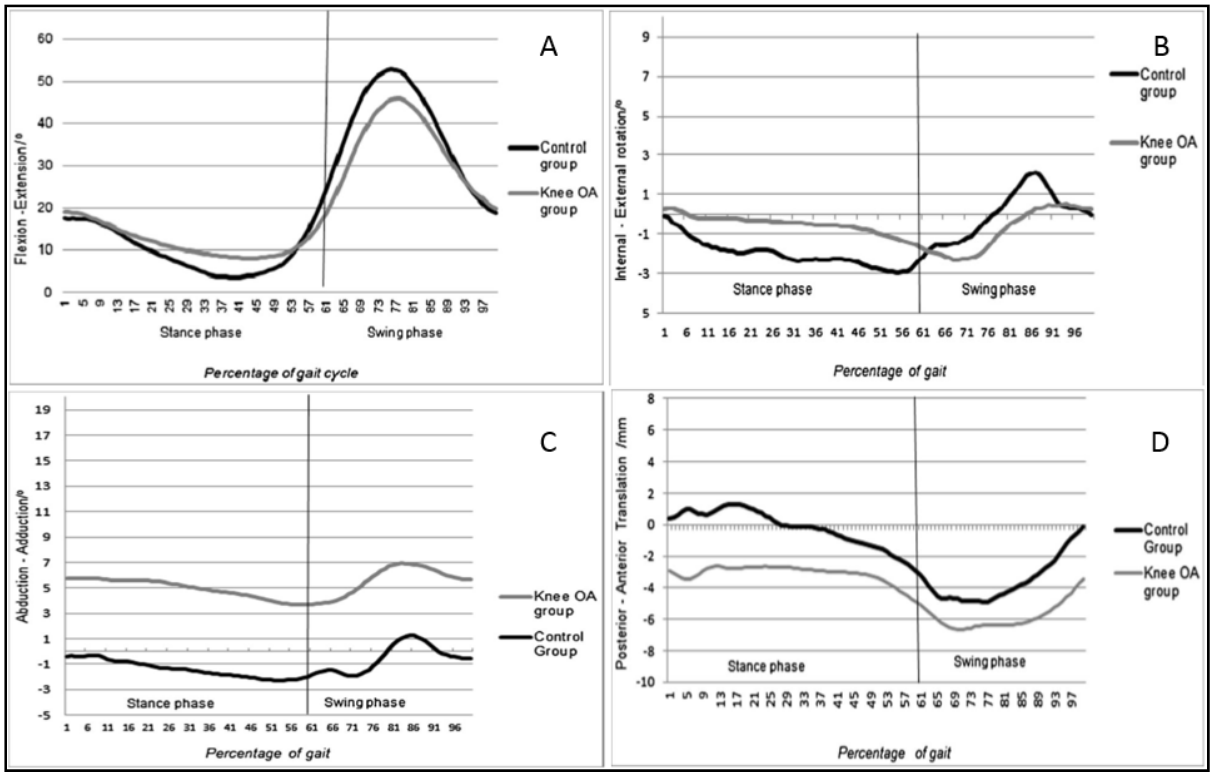


Figure 1.9 Comparaison entre sujets sains (noir) et sujets OA (gris) : A : Flexion/Extension B : Rotation Interne/Externe C : Abduction/Adduction D : Translation Antéro/Postérieur Tiré et adapté de Bytyqi et al. (2014)

Sur la Figure 1.9, on constate qu'en flexion/extension (A) les amplitudes sont diminuées pour le groupe de sujets OA de la même manière que dans l'étude (Deluzio & Astephen, 2007). Concernant la rotation interne/externe (B), les amplitudes sont aussi plus faibles. Un léger décalage entre les courbes est aussi observé entre les deux groupes. En effet, le minimum de rotation qui apparait à 56 % pour le groupe sain, apparait à 71 % pour le groupe de sujets OA. Concernant l'abduction/adduction (C) et la translation antéropostérieur (D), un décalage apparait entre les groupes ainsi qu'un tassement de la courbe pour le groupe OA dans la translation.

À noter que certaines caractéristiques sur les courbes de rotations angulaire (par exemple : le maximum durant la phase d'envol dans le plan sagittal (A)) varient selon la progression de la pathologie. Ce phénomène rend l'évaluation de la fonction intéressante en contexte clinique et permet de personnaliser le traitement de chaque patient.

### 1.2.4 Caractérisation des courbes de vitesse angulaire d'un sujet sain à la marche

L'analyse de la vitesse angulaire peut se décrire soit pour le tibia et le fémur indépendamment ou soit pour le genou, cela dépend du type de capteurs utilisé.

En effet, avec l'avènement des capteurs inertiels, plusieurs chercheurs ont cherché à caractériser la vitesse angulaire du tibia, du fémur ou de l'articulation du genou. Ces chercheurs ont utilisé soit des données de positions et d'orientation qu'ils ont dérivée pour en déduire les vitesses angulaires ; soit les données issues directement des capteurs inertiels.

#### 1.2.4.1 Patron de marche de la vitesse angulaire du genou

La vitesse angulaire du genou est très peu étudiée. Plusieurs articles l'utilisent dans le but de détecter les évènements du cycle de marche, c'est-à-dire l'attaque du talon (heel-strike en anglais) ou le moment ou le gros orteil quitte le sol (toe-off en anglais) ((Bötzel, Marti, Rodríguez, Plate, & Vicente, 2016), (Trojaniello et al., 2014), (Rueterbories, Spaich, Larsen, & Andersen, 2010)) ou pour calculer la longueur des pas par exemple (Allseits et al., 2017).

Le premier article à définir une base de données de courbes de vitesse angulaire du genou à plusieurs vitesses de marche est une étude de (Mentiplay, Banky, Clark, Kahn, & Williams, 2018).

L'étude comporte une base de données de 36 sujets sains (23 femmes et 13 hommes). La vitesse angulaire du genou est analysée dans le plan sagittal sur quatre zones caractéristiques différentes du cycle de marche. La vitesse angulaire au genou est déterminée grâce à la méthode utilisant le logiciel « plug-in-gait » (des marqueurs sont positionnés sur le corps afin de déterminer le centre du genou) (Davis, Ounpuu, Tyburski, & Gage, 1991). Dans cette étude, l'analyse a été découpée de 0 à 20 % (heel-strike), de 10 à 40 % (maximum de la phase d'appui), de 50 à 80 % (toe-off) et de 80 à 100% (maximum de la phase d'envol). Les sujets marchent à vitesse confortable (vitesse choisie par le sujet) et à vitesse lente (50 % de la vitesse confortable). Les analyses sont regroupées en différents groupes de vitesses allant de 0.4 m/s

à 1.6 m/s. Les courbes de vitesses angulaires du genou sont présentées dans la Figure 1.10. Une vitesse angulaire positive dans le plan sagittal correspond à mouvement allant vers la flexion du genou alors qu'une vitesse négative correspond à un mouvement allant vers une extension du genou.

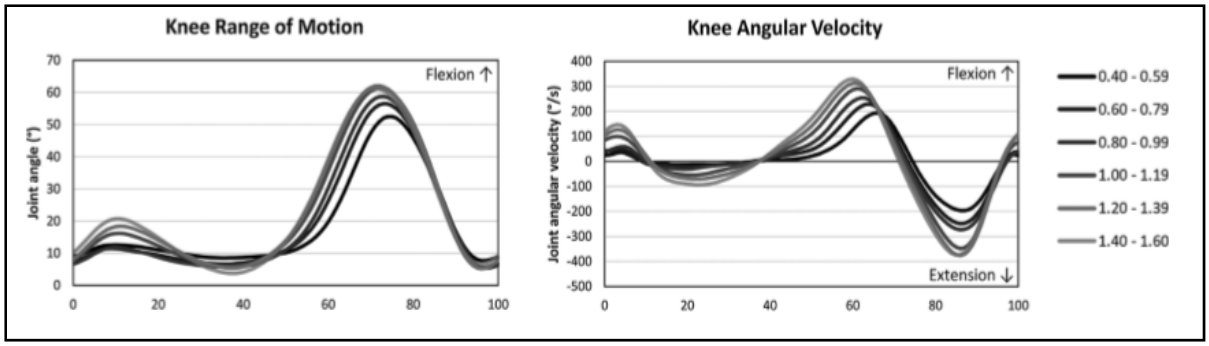


Figure 1.10 Angle et vitesse angulaire du genou dans le plan sagittal à différentes vitesses de marche
Tiré de Mentiplay et al. (2018)

(Mentiplay et al., 2018), ont étudié la variation de la vitesse angulaire lorsque la vitesse de marche augmente. La vitesse angulaire du tibia est maximale durant la phase d'envol. En avançant, le tibia effectue un mouvement de rotation à une vitesse plus importante que le fémur ce qui provoque une flexion du genou. C'est pour cela que l'amplitude maximale de flexion du genou coïncide avec l'amplitude maximale de vitesse angulaire du genou (Figure 1.10). Le patron général de vitesse reste semblable indépendamment de la vitesse de marche. Cependant, l'augmentation de la vitesse de marche provoque une augmentation des maximums de vitesse angulaire. Le Tableau 1.3 présente les chiffres des maximums de vitesse angulaire du genou dans le plan sagittal.

Tableau 1.3 Résultats de la vitesse angulaire du genou selon la vitesse de marche
Tiré et adapté de Mentiplay et al. (2018)

| Vitesse de marche (m/s) | Paramètres caractéristiques de la vitesse angulaire dans le plan sagittal | | | |
|---|---|---|---|---|
| | Heel-Strike (°/s) | Maximum Appui (°/s) | Toe-off (°/s) | Maximum Envol (°/s) |
| 0,4 à 0,59 | 44.21 ± 24.83 | -30.23 ± 11.79 | 219.29 ± 19.43 | -208.90 ± 40.49 |
| 0,60 à 0,79 | 57.58 ± 29.91 | -37.03 ± 12.67 | 243.55 ± 26.02 | -257.84 ± 42.70 |
| 0,8 à 0,99 | 67.92 ± 33.42 | -47.11 ± 16.56 | 266.65 ± 21.23 | -282.71 ± 40.37 |
| 1,00 à 1,19 | 108.36 ± 35.87 | -66.75 ± 15.09 | 301.18 ± 26.23 | -357.90 ± 48.67 |
| 1,20 à 1,39 | 135.22 ± 16.89 | -81.91 ± 23.32 | 318.39 ± 29.06 | -386.39 ± 50.48 |
| 1,40 à 1,60 | 152.23 ± 39.18 | -106.63 ± 23.04 | 336.16 ± 23.89 | -384.05 ± 45.74 |

Les données pourraient être normalisées en fonction de la taille du sujet car deux personnes de tailles différentes peuvent ne pas avoir la même démarche. Cependant, à l'aide de stratégies de compensation entre les différents membres, une personne peut augmenter sa vitesse de marche sans pour autant augmenter sa vitesse angulaire. Les auteurs ont choisi de présenter les résultats non normalisés pour avoir une base de données plus facilement interprétable par les cliniciens.

L'article de (Afiah, Nakashima, Loh, & Muraki, 2016), comparent la marche entre un groupe de femmes japonaises âgées (65 - 75 ans) et un groupe de femmes japonaises très âgées (+ 75 ans). L'étude qui traite de la cinématique du genou ainsi que de la vitesse angulaire (Figure 1.11) montre un patron typique dont les auteurs ont extrait des points caractéristiques qui sont le minimum au moment du heel-strike, le maximum de la phase d'appui, le minimum au moment du toe-off et le maximum de la phase d'envol.

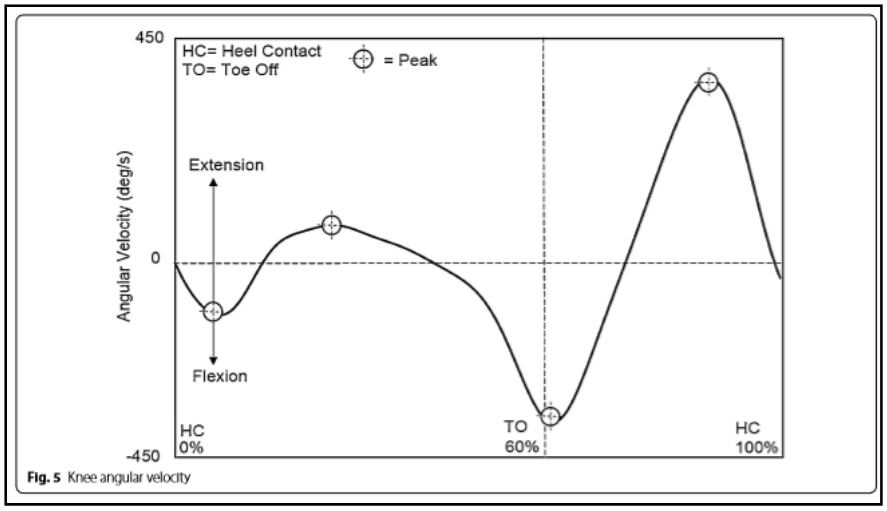


Figure 1.11 Vitesse angulaire du genou chez les personnes âgées
Tiré de Afiah et al. (2016)

Les valeurs pour ces points caractéristiques sont rapportées dans le Tableau 1.4.

Tableau 1.4 Résultats des paramètres étudiés de la vitesse angulaire du genou
Tiré et adapté de Afiah et al. (2016)

| Vitesse de marche (m/s) | Paramètres caractéristiques de la vitesse angulaire dans le plan sagittal | | | |
|---|---|---|---|---|
| | Heel-Strike (°/s) 1er max flexion | Maximum Appui (°/s) 1er max extension | Toe-off (°/s) 2ème max flexion | Maximum Envol (°/s) 2ème max extension |
| 1,25 | 176.8 ± 47.7 | -95.3 ± 27.5 | 400.1 ± 50.7 | -403.6 ± 50.7 |
| 1,15 | 157.1 ± 38.6 | -87.0 ± 29.0 | 378.0 ± 52.9 | -379.2 ± 55.4 |

Le patron de marche ainsi que les valeurs caractéristiques qui ressortent de cette étude sont comparable aux résultats issus de l'étude de (Mentiplay et al., 2018). Les différences peuvent être dues à la différence de démarche entre les populations étudiées.

Afin d'effectuer une interprétation clinique sur les courbes de vitesses angulaires, il est important d'en extraire des paramètres ou des caractéristiques.

La littérature montre que la plupart des auteurs étudient quatre zones caractéristiques de la vitesse angulaire du genou et du tibia dans le plan sagittal ((Mentiplay et al., 2018),(Afiah et al., 2016)). Ces zones correspondent à : de 0 à 20 % (heel-strike), de 10 à 40 % (début phase d'appui), de 50 à 80 % (début phase d'envol) et de 80 à 100 % (fin phase d'envol).

Les paramètres sélectionnés sur le patron de la vitesse angulaire du genou dans le plan sagittal sont les suivants (Figure 1.12) :

1. Maximum au moment du heel-strike
2. Minimum de la phase d'appui
3. Maximum du début de la phase d'envol
4. Minimum de la fin de la phase d'envol

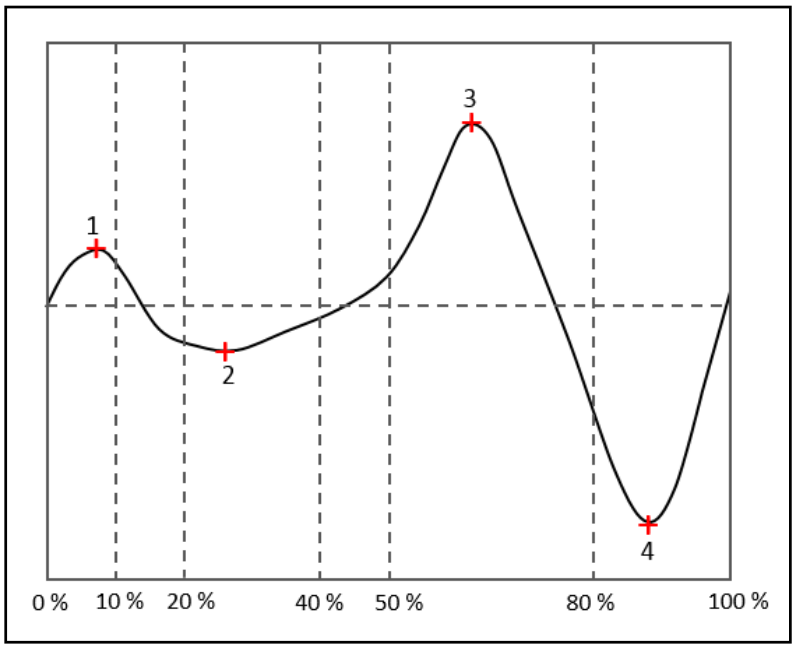


Figure 1.12 Paramètres caractéristiques
de la vitesse angulaire du genou dans le plan sagittal
Tiré et modifié de Afiah et al. (2016)

### 1.2.4.2 Patron de marche de la vitesse angulaire du tibia et du fémur

Les analyses de la vitesse angulaire du tibia et du fémur sont encore très rares. En effet, il n'existe pas à notre connaissance, d'études qui se sont intéressées à des patrons de vitesse angulaire du fémur et du tibia à la marche dans les trois plans de l'espace.

Le seul article à présenter des courbes de vitesses angulaires du tibia et du fémur dans le plan sagittal est l'article d'(Allseits et al., 2017). (Allseits et al., 2017) ont analysé la vitesse angulaire du tibia et du fémur chez 11 sujets sains (5 femmes et 6 hommes) dans le but de calculer la longueur des pas. Cette étude ne fait aucune interprétation des courbes de vitesse angulaire. Cependant, la Figure 1.13 montre les patrons de vitesse angulaire du tibia (trait plein) et du fémur (trait pointillé) à vitesse de marche confortable (rouge) et lente (bleu).

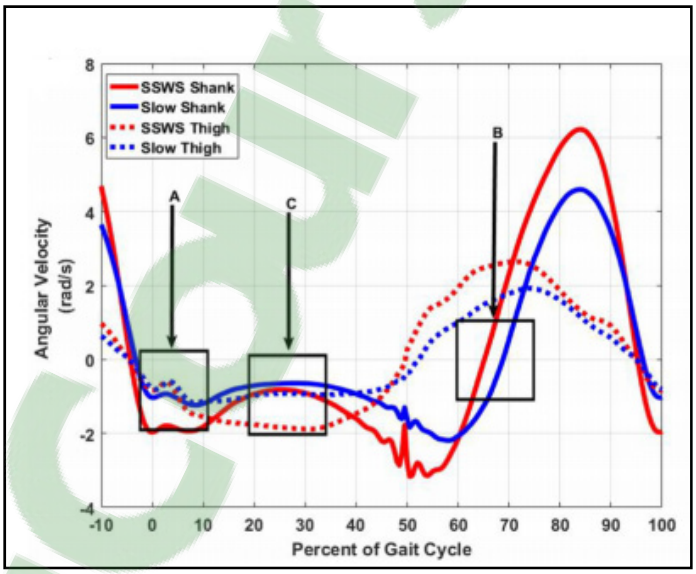


Figure 1.13 Courbes de vitesse angulaire du tibia
et du fémur à vitesse confortable et lente
dans le plan sagittal
Tiré de Allseits et al. (2017)

Trois zones caractéristiques du cycle de marche sont identifiées sur la figure. La zone A représente le heel-strike qui correspond au début du cycle. La zone B correspond au début de la phase d'envol alors que la zone C correspond au milieu de la phase d'appui. Dans un premier

temps, on peut remarquer qu'un patron de marche distinct ressort pour la vitesse angulaire du tibia et du fémur. On peut aussi remarquer ici que l'amplitude de chaque maximum caractéristique est moins importante à vitesse lente qu'à vitesse confortable, ce qui est en accord avec les travaux de (Mentiplay et al., 2018) qui montrent que la vitesse angulaire maximale augmente lorsque la vitesse de marche augmente.

Les articles utilisant la vitesse angulaire pour estimer la vitesse de marche d'un sujet (Bishop & Li, 2010) ou pour déterminer les contacts initial ou final (Bötzel et al., 2016) présentent seulement une courbe de vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal. Les deux études ont été réalisées à l'aide de capteurs inertiels en marchant sur un tapis roulant.

Sur la Figure 1.14 et la Figure 1.15, nous retrouvons le patron de marche de vitesse angulaire du tibia qui est semblable à celui présenté dans l'étude de (Allseits et al., 2017). Sur la Figure 1.15, la courbe de vitesse angulaire est centrée sur le contact initial (barre verticale pointillée) et la vitesse de marche du sujet est de 0.5 m/s.

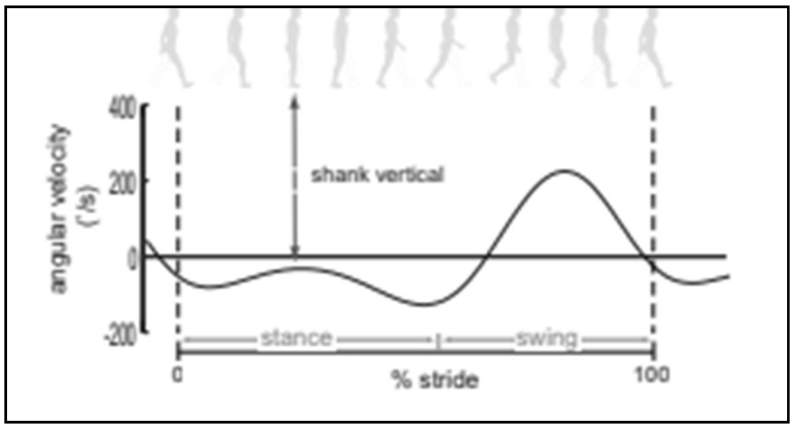


Figure 1.14 Vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal
Tiré de Bishop & Li (2010)

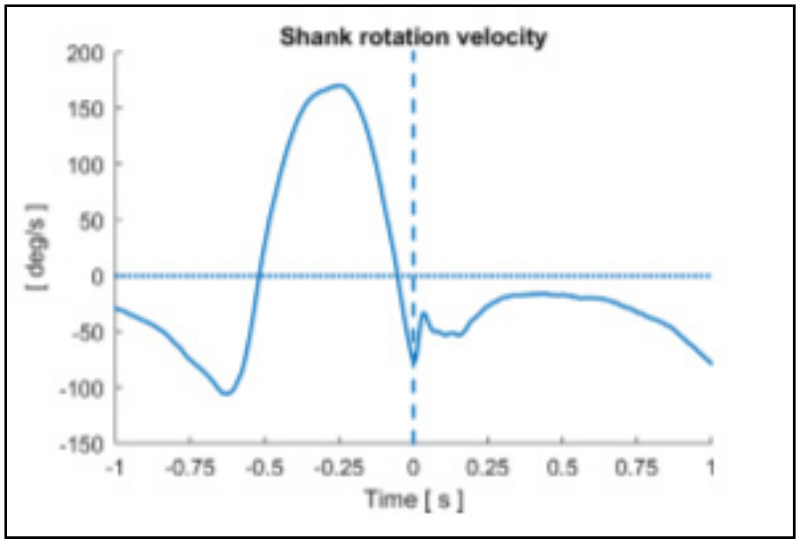


Figure 1.15 Vitesse angulaire du tibia en fonction du temps dans le plan sagittal
Tiré de Bötzel et al. (2016)

Les auteurs ne font aucune interprétation de la vitesse angulaire dans leur étude. Ces articles permettent seulement d'étudier visuellement le patron général de marche pour la vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal.

Les paramètres sélectionnés sur le patron de la vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal sont les suivants (Figure 1.16) :

1. Minimum au moment du heel-strike
2. Maximum de la phase d'appui
3. Minimum du début de la phase d'envol
4. Maximum de la fin de la phase d'envol

Clicours.COM

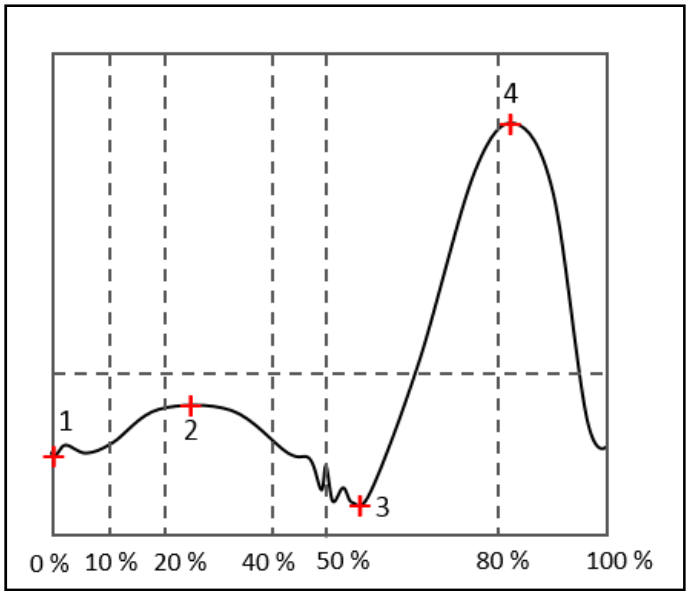


Figure 1.16 Paramètres caractéristiques
de la vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal

La littérature ne rapporte pas de paramètres caractéristiques sur le patron de vitesse angulaire du fémur.

#### 1.2.4.3 Résumé des valeurs caractéristiques de la vitesse angulaire

En résumé, l'analyse de la marche à l'aide de la vitesse angulaire est encore très peu étudiée. Les études se concentrent essentiellement sur la vitesse angulaire dans le plan sagittal du genou et du tibia. Les autres plans ne sont pas étudiés. Afin d'effectuer une analyse complète, nous avons aussi étudié les courbes du fémur.

Le Tableau 1.5 résume les vitesses angulaires pour chaque paramètre du patron de marche pour le genou.

Tableau 1.5 Résumé des vitesses angulaires du genou pour chaque paramètre caractéristique dans le plan sagittal

| Auteurs | Vitesse de marche (m/s) | Paramètres caractéristiques de la vitesse angulaire dans le plan sagittal | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | Heel-Strike (°/s) | Maximum Appui (°/s) | Toe-off (°/s) | Maximum Envol (°/s) |
| Mentiplay et al., 2018 | 0,4 à 0,59 | 44,21 ± 24,83 | -30,23 ± 11,79 | 219,29 ± 19,43 | -208,90 ± 40,49 |
| | 0,60 à 0,79 | 57,58 ± 29,91 | -37,03 ± 12,67 | 243,55 ± 26,02 | -257,84 ± 42,70 |
| | 0,8 à 0,99 | 67,92 ± 33,42 | -47,11 ± 16,56 | 266,65 ± 21,23 | -282,71 ± 40,37 |
| | 1,00 à 1,19 | 108,36 ± 35,87 | -66,75 ± 15,09 | 301,18 ± 26,23 | -357,90 ± 48,67 |
| | 1,20 à 1,39 | 135,22 ± 16,89 | -81,91 ± 23,32 | 318,39 ± 29,06 | -386,39 ± 50,48 |
| | 1,40 à 1,60 | 152,23 ± 39,18 | -106,63 ± 23,04 | 336,16 ± 23,89 | -384,05 ± 45,74 |
| Afiah et al., 2016 | 1,25 | 95,3 ± 27,5 | -176,8 ± 47,7 | 403,6 ± 50,7 | -400,1 ± 50,7 |
| | 1,15 | 87,0 ± 29,0 | -157,1 ± 38,6 | 379,2 ± 55,4 | -378,0 ± 52,9 |

Le Tableau 1.6 présente les valeurs pour les paramètres du patron de vitesse angulaire du tibia et du fémur. Étant donné que les auteurs n'ont pas fait d'analyses sur les courbes de vitesses angulaires, les valeurs suivantes ont été approximées manuellement sur les graphiques dans le but de faire une comparaison.

Tableau 1.6 Valeur de vitesse angulaire des paramètres caractéristiques du tibia et du fémur dans le plan sagittal - Allseits et al. (2017)

| Auteurs | Vitesse de marche (°/s) | Membre étudié | Paramètres caractéristiques de la vitesse angulaire dans le plan sagittal | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | Heel-Strike en °/s (rad/s) | Maximum Appui en °/s (rad/s) | Toe-off en °/s (rad/s) | Maximum Envol en °/s (rad/s) |
| (Allseits et al., 2017) | Non spécifié | Tibia | ≈ - 114 (-2) | ≈ - 38 (-0,67) | ≈ - 178 (-3,1) | ≈ 363 (6,4) |
| | Non spécifié | Fémur | ≈ - 51 (-0,9) | ≈ - 114 (-2) | ≈ - 31 (-0,6) | ≈ 152 (2,7) |
| (Bishop & Li, 2010) | Non spécifié | Tibia | ≈ -92 | ≈ - 46 | ≈ -123 | ≈ 215 |
| (Bötzel et al., 2016) | 0,5 | Tibia | ≈ -55 | ≈ -18 | ≈ - 105 | ≈ 168 |

Étant donné que les vitesses de marche des sujets ne sont pas spécifiées pour toutes les études, il est difficile de faire une comparaison par rapport à ce critère. En effet, comme vu précédemment, les paramètres sont influencés par la vitesse de marche.

## 1.3 Différents traitements des données de vitesse angulaire

### 1.3.1 Introduction

Comme vu précédemment, les données de positions issues des capteurs optoélectroniques ont besoin d'être dérivées afin d'obtenir la vitesse angulaire. Pour ce faire, il est nécessaire de passer par deux étapes de traitement des données cinématiques. La première étape consistera à filtrer le bruit de ces données afin de ne pas dériver le bruit de mesure et donc de déformer

les profils de vitesse. En effet, l'action de dériver des données agit comme un filtre passe haut et amplifie donc le bruit (Aissaoui, Husse, Mecheri, Parent, & de Guise, 2006).

La seconde étape consistera à découper le signal de manière à obtenir des données en fonction du pourcentage de cycle de marche.

### 1.3.2 Filtrage

Le filtrage de données cinématiques 3D peut se faire par le biais de différentes méthodes. Dans la suite de ce mémoire, trois types de filtrages seront étudiés. En recherche, les filtres récursifs numériques tels que les filtres Butterworth passe-bas sont très utilisés. Leur but est de supprimer les hautes fréquences, par conséquent le bruit de mesure (Levasseur, 2006). Cependant, d'autres seront étudiés à titre de comparaison le filtrage *Power Spectrum Analysis* (PSA) et le *Singular Spectrum Analysis* (SSA).

Le filtre Butterworth se présente sous plusieurs formes : passe haut, passe bas, passe bande et coupe bande (Cormier, n.d.).

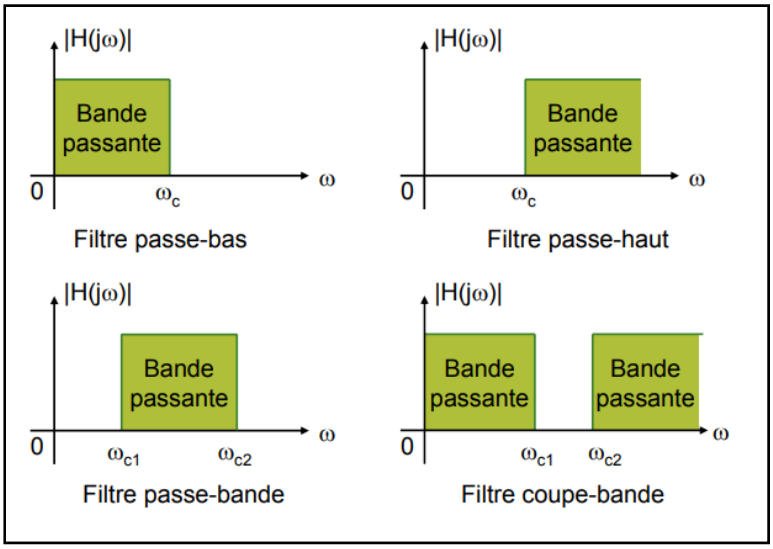


Figure 1.17 Présentation des 4 différents filtres Butterworth
Tiré de Cormier (n.d.)

Respectivement, ces filtres réduisent les hautes fréquences, les basses fréquences et les fréquences comprises hors ou entre deux valeurs comme illustré sur la Figure 1.17. Dans le cadre de ce mémoire, les fréquences acquises sont basses (60 Hz) donc un filtre passe bas serait plus adéquat afin d'éliminer le bruit de mesure. Lors de l'utilisation de ce filtre, une fréquence de coupure est sélectionnée. Pour un filtre passe bas, toutes les fréquences supérieures à la fréquence de coupure seront diminuées voir supprimées (Levasseur, 2006) (Figure 1.18).

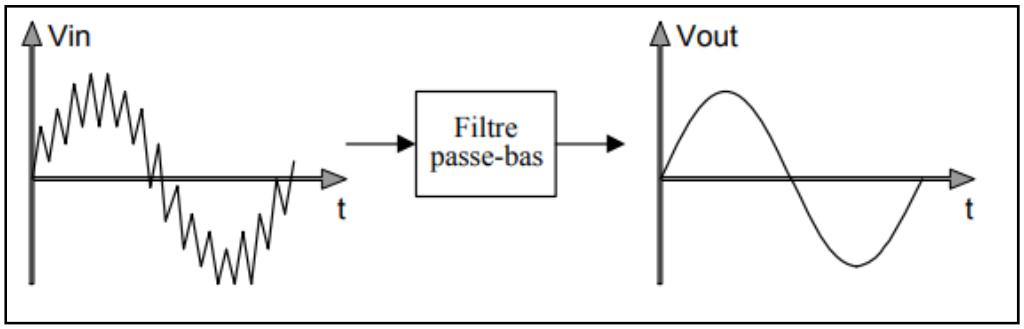


Figure 1.18 Schématisation du filtre passe bas
Tiré de Levasseur (2006)

Le filtre PSA se base sur une approche de modélisation autorégressive pour estimer la densité spectrale de puissance et pour détecter la fréquence de la bande passante (Aissaoui et al., 2006). La modélisation autorégressive prend en compte les valeurs passées du signal temporel pour estimer le signal plutôt que d'autres variables. Cette modélisation constitue la première étape du filtrage. Par la suite, une estimation de la densité spectrale de puissance est effectuée à l'aide d'une transformation de Fourier (Figure 1.19).

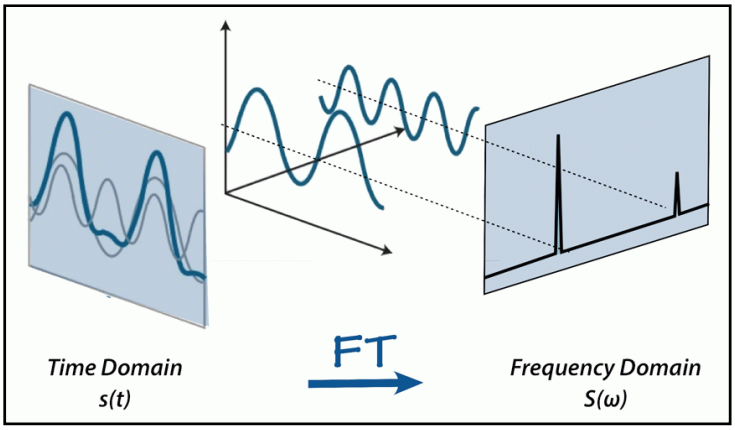


Figure 1.19 Principe de la transformée de Fourier
Tiré de International (2017)

Cette transformation permet de visualiser les fréquences des composantes du signal temporel et donc d'évaluer la bande passante du bruit automatiquement. Grâce à cela, il est possible de détecter la fréquence de coupure qui correspond à la puissance de la densité spectrale du bruit. Une fois que cette fréquence est définie, le signal est automatiquement filtré et le bruit réduit.

Le filtre SSA est une méthode semblable à un lissage de données et est effectué de manière régressive (Aissaoui et al., 2006). Le principe de filtrage se décompose en plusieurs parties. La première étape consiste à choisir une fenêtre de travail (L) (Harris & Yuan, 2010). Dans notre cas, la longueur de la fenêtre de travail est égale à 10. Ensuite il faut déterminer la matrice de Hankel en utilisant les données moyennées et par glissement de la fenêtre (Hassani, 2007). « Une matrice de Hankel est une matrice (pas nécessairement carrées) H = ($v_{ij}$) dont les coefficients sont constants sur les diagonales montantes : (1.1) » (Atti, 2010)

$$vij = vpq \; si \; i + j = p + q \qquad (1.1)$$

Où i, j, p, q sont des variables quelconques.

À l'aide de la décomposition de la valeur singulière de la matrice il est possible de reconstruire le signal filtré en sélectionnant des valeurs singulières.

Une comparaison de ces trois filtres sera effectuée sur une base de données de sujets sains pour définir le filtre correspondant le mieux en se basant sur un calcul de RMS.

### 1.3.3 Découpage et sélection des cycles

Le découpage en cycle de marche est une étape importante pour l'analyse de la marche. Elle permet de définir le signal en fonction du pourcentage de cycle (de 0 à 100 %) et non plus en fonction du temps. De nombreuses méthodes existent pour effectuer ce découpage ((Brodland & Thornton-Trump, 1987), (Mickelborough, Van Der Linden, Richards, & Ennos, 2000), (Trojaniello et al., 2014), (Bötzel et al., 2016), (Rueterbories et al., 2010), (O'Connor, Thorpe, O'Malley, & Vaughan, 2007), (Hansen, Childress, & Meier, 2002), (JA Zeni, Richards, & Higginson, 2008), (A. Hreljac & Stergiou, 2000)).
Le but du découpage est de détecter l'instant où le talon touche le sol (appelé aussi heel-strike, HS) qui est considéré comme le moment du début de cycle. Une fois ce moment détecté, il est alors possible de découper le signal en cycle de marche. À chaque nouveau HS, un nouveau cycle débute.

Au cours de cette revue, quatre méthodes seront présentées. : une méthode utilisant des plateformes de force au sol (Brodland & Thornton-Trump, 1987), une méthode utilisant des marqueurs positionnés sur les pieds (Hansen et al., 2002), une méthode utilisant la vitesse angulaire et la méthode de (Trojaniello et al., 2014) qui utilise l'accélération.

#### 1.3.3.1 Découpage : Plateformes de forces au sol

La première méthode est la plus utilisée dans un contexte de recherche en laboratoire. En effet, elle requière un tapis roulant instrumenté de plateforme de forces ou des plateformes intégrés à un couloir de marche. À cause de cet équipement, cette méthode est difficilement applicable à un contexte clinique, cependant elle est considérée comme la référence.

À partir des données de la force verticale obtenues grâce aux plateformes de forces au sol, les différents heel-strike sont détectés avec précision ((Brodland & Thornton-Trump, 1987), (Mickelborough et al., 2000)).

À partir du moment où elle a dépassé le seuil de détection, alors un HS est détecté. Ce seuil est défini à un certain pourcentage de la force maximum (Brodland & Thornton-Trump, 1987). Dépendamment des études, ce seuil varie. Dans les études de marche, ce seuil se situe généralement à 2% du poids du corps. En dessous du seuil, la force est alors considérée comme du bruit de mesures.

#### 1.3.3.2 Découpage : Vitesse angulaire du tibia

De nombreux auteurs ont utilisé la vitesse angulaire du tibia pour détecter les HS. En analysant les courbes, (Bötzel et al., 2016) et (Rueterbories et al., 2010) ont déterminé que le HS correspondait aux creux après le maximum de vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal.

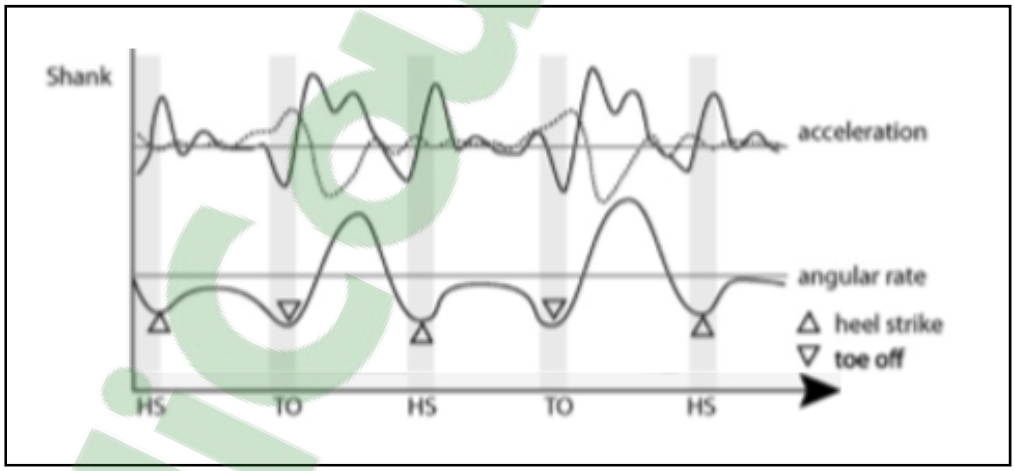


Figure 1.20 Vitesse angulaire et accélération antéro-postérieur du tibia dans le plan sagittal
Tiré et adapté de Rueterbories et al. (2010)

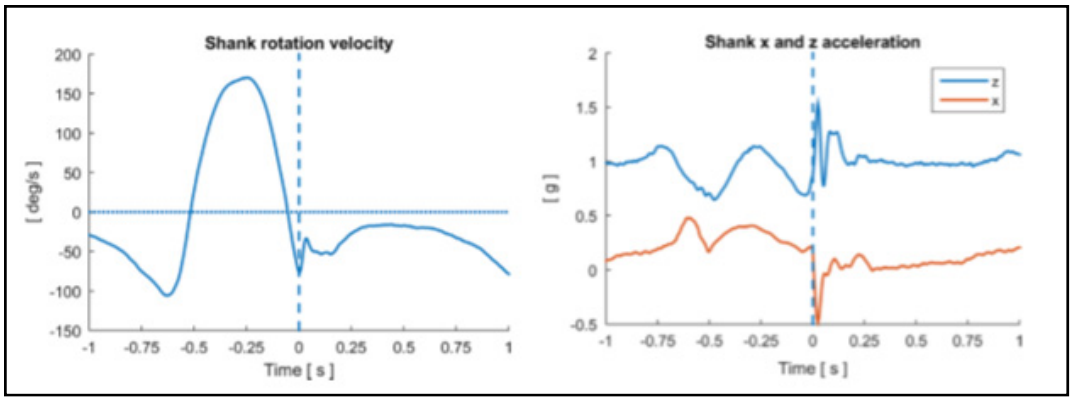


Figure 1.21 Vitesse angulaire et accélération du tibia dans le plan sagittal
Tiré de Bötzel et al. (2016)

Sur la Figure 1.20 et sur Figure 1.21, il est important de constater que lors du creux de la vitesse angulaire du tibia, apparait un maximum sur la courbe de l'accélération antéro-postérieure. Celui-ci qui est aussi représentatif d'un HS est aussi utilisé par (Trojaniello et al., 2014), dans sa méthode.

### 1.3.3.3 Découpage : Méthode de (Trojaniello et al., 2014)

Comme dis précédemment, (Trojaniello et al., 2014) utilise l'accélération antéro-postérieure pour déterminer le HS, la longueur d'une foulée et sa durée.

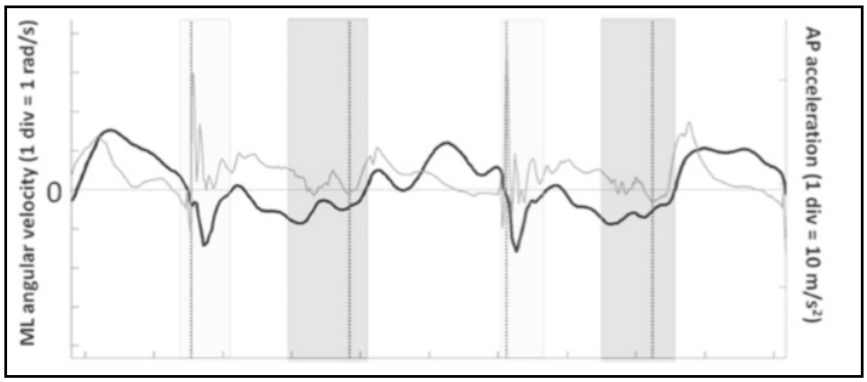


Figure 1.22 Vitesse angulaire dans le plan sagittal
et accélération antéro-postérieure
Tiré de Trojaniello et al. (2014)

En superposant les courbes d'accélération de la malléole et de vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal, on constate que le maximum d'accélération correspond au creux après le maximum sur la courbe de vitesse angulaire (Figure 1.22). Cette méthode Mesure les déplacements des deux membres inférieurs car le principe est de mesurer la durée de la foulée et ainsi en faisant la somme des deux pas mesurés, on obtient la distance parcourue entre deux contacts initiaux (HS). La précision de mesure est inférieure à 3%. L'auteur se base sur l'alternance entre la phase d'envol d'une jambe et le HS du membre opposé pour déterminer la longueur d'une foulée. Cette méthode ne peut pas être utilisée dans le cadre de notre étude car elle nécessite les deux genoux et nos analyses se font de façon unilatérale.

#### 1.3.3.4 Découpage : Résumé

Pour conclure, de nombreuses solutions existent pour détecter le début du cycle de marche pour ainsi découper les signaux. La méthode référence est celle qui utilise les forces au sol ; elle sera utilisée pour valider la méthode choisie dans le cadre de ce mémoire. Les méthodes qui utilisent des marqueurs positionnés sur le pied ou la cheville ne pourront pas être utilisées dans le cadre de ce projet car l'appareil utilisé fonctionne avec des capteurs sur le tibia et le fémur. L'utilisation de ces méthodes nécessiterait donc l'ajout de capteurs de position, ce qui contrevient à l'objectif de ce travail qui vise à se départir de ce type de capteurs. Les méthodes qui analysent les vitesses angulaires du tibia ou l'accélération semblent prometteuses puisqu'elles utilisent directement les données de vitesse de d'accélération qui peuvent être extraites de capteurs inertiels.

#### 1.3.3.5 Sélection des cycles les plus répétables

Une fois le filtrage et le découpage effectué, la dernière étape consiste à sélectionner les cycles les plus répétables, afin de construire une moyenne la plus représentative de la marche du participant.

À la fin de la partie découpage, l'essai de marche est filtré et découpé en de nombreux cycles de marche (1 cycle de marche ≈ 1 seconde). Parmi les cycles de marche découpés, nous avons constaté qu'il y avait des cycles aberrants qui distordent le signal moyen. Ainsi, il est nécessaire

Clicours.COM

d'éliminer les cycles qui ne sont pas répétables. Plusieurs études ont démontré que la valeur idéale de cycles les plus répétables à conserver est de 15 (Kadaba et al., 1989). La méthode calcule d'abord le coefficient de détermination multiple ($R^2$) qui permet d'évaluer la similitude des courbes. Lorsque ce coefficient tend vers 1, cela signifie que les courbes sont similaires alors que si le coefficient tend vers 0 alors les courbes sont différentes. Pour décrire la répétabilité des courbes, le coefficient de corrélation multiple (CMC) est utilisé. Celui-ci correspond à la racine carrée du coefficient de détermination multiple.

# CHAPITRE 2

# PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

## 2.1 Problématique

La revue de littérature a montré que l'analyse de la marche s'effectue majoritairement à des fins de recherche dans un laboratoire. Cela signifie que le matériel utilisé n'est pas facilement accessible au grand public à cause de son coût et de la complexité de mise en œuvre. En effet, de nos jours l'analyse de la marche s'effectue le plus souvent avec un système de capteurs optoélectroniques. Ces capteurs nécessitent d'avoir une grande pièce pour disposer un système de plusieurs caméras et un tapis roulant ce qui réduit l'espace de mesure à la zone couverte par les caméras. Il existe aussi d'autres systèmes de caméra plus petit que le système Vicon (p.ex. Polaris Spectra$^{TM}$) permettant de réaliser les mesures. Mais même si ce système prend moins de place, la contrainte qui persiste est que l'espace de mesure est réduit à zone couverte par la caméra.

Au vu des évolutions technologiques, un intérêt grandissant est apparu pour les capteurs inertiels qui sont moins chers et plus versatiles que les systèmes optiques. Cependant, même si la précision de ces capteurs s'est grandement améliorée, elle reste sensible aux perturbations magnétiques.

De plus, ces capteurs ne mesurent pas des positions et des orientations comme le faisaient les systèmes optoélectroniques mais mesurent des vitesses angulaires et des accélérations. Ainsi, cela demande un changement d'approche dans l'analyse. Si l'on veut effectuer une analyse de la marche à l'aide de capteurs inertiels, il faut d'abord être en mesure de déterminer si les courbes de vitesse angulaire contiennent de l'information qui peut être extraite et qui peut avoir une signification clinique.

Plusieurs études telles que celle de (Mezghani et al., 2017), ont montré qu'il est possible d'extraire des paramètres de la courbe cinématique. Ces paramètres démontrent le développement ou la progression de maladies comme l'arthrose.

Cela implique que l'analyse de la marche ne se fera plus de la même manière. En effet, les recherches devront se porter sur l'extraction de paramètres d'intérêt cliniques sur les courbes de vitesses angulaires et non plus sur les mesures d'angles. La revue de littérature a montré que très peu d'études sont portées sur l'analyse de la marche à l'aide de la vitesse angulaire. Il est alors nécessaire de caractériser dans un premier temps le patron de marche de la vitesse angulaire du genou ou du tibia. Cela permettra à terme d'effectuer une analyse permettant d'utiliser les capteurs inertiels en milieu clinique.

## 2.2 Objectifs de recherche

Le but de ce projet est d'analyser la marche de sujets sains et arthrosique pour en extraire des caractéristiques, sous forme de paramètres. Cela permettra de déterminer les différences entre des populations saines ou atteintes de différents grades d'arthrose au genou et d'évaluer si certains de ces paramètres ont une signification clinique.

L'objectif principal de ce mémoire est donc de caractériser les courbes de vitesses angulaires du genou, du tibia et du fémur grâce aux données dérivées de données de capteurs optoélectroniques. Le but est de déterminer des différences entre différents groupes tels que les hommes et les femmes ou des sujets sains et des sujets arthrosiques. Cet objectif principal se divise en trois sous objectif.

Le premier sous objectif est de développer une méthode de traitements des données qui permettra à partir de données brutes de la cinématique du genou d'arriver à des données exploitables de vitesse angulaire. Cette méthode de traitement sous-entend préalablement une vérification de la correspondance entre les capteurs optoélectroniques et les capteurs inertiels afin de voir si les résultats obtenus par ces deux types de capteurs sont comparables.
Le second objectif est d'extraire des paramètres significatifs des courbes de vitesses angulaires qui auront une signification clinique.

Enfin le dernier sous objectif est d'appliquer la méthode développée à des bases de données existantes de population saines et gonarthrosique et d'étudier les différences entre les populations saines et arthrosiques.

# CHAPITRE 3

# CALCUL DES VITESSES ANGULAIRES À PARTIR DE DONNÉES CINÉMATIQUES

## 3.1 Introduction et rappels des objectifs

Dans ce chapitre, le cheminement effectué depuis les données brutes issues des capteurs optoélectroniques jusqu'aux courbes de vitesses angulaires sera expliqué. Ce chapitre a pour but d'apporter tous les points techniques qui seront nécessaires à la compréhension du travail effectué dans de ce mémoire.

Nous allons aussi présenter une comparaison des données issues des capteurs optoélectroniques dont les positions ont été dérivées pour obtenir des vitesses angulaires avec des vitesses angulaires mesurées par des capteurs inertiels. Pour effectuer cette comparaison, il est nécessaire, dans un premier temps, de dériver les données de positions des capteurs optoélectroniques pour obtenir des vitesses angulaires et de les comparer dans un deuxième temps avec les données de vitesse angulaires mesurées directement par les capteurs inertiels. La méthodologie va permettre de comprendre comment les mesures sont effectuées et la manière dont les données de positions sont dérivées afin d'obtenir des vitesses angulaires. Enfin, les résultats et discussion présenteront les résultats de cette comparaison entre les deux types de capteurs.

## 3.2 Méthodologie

### 3.2.1 Méthode d'acquisition

#### 3.2.1.1 Appareil KneeKG

Le laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie de l'ÉTS (LIO) a développé un système de fixation de marqueur qui se présente sous la forme d'un harnais ainsi qu'une méthode de calibrage (Hagemeister et al., 2005). Cet appareil a été commercialisé il y a quelques années sous le nom de KneeKG (Emovi inc, Canada) afin de permettre son utilisation clinique. L'appareil, qui est composé de 3 parties, permet de façon non invasive, d'évaluer le mouvement des différents segments des membres inférieurs. Cette méthode permet de minimiser les artéfacts dus aux déplacements des tissus mous. ((Hagemeister et al., 2005), (Lustig, Magnussen, Cheze, & Neyret, 2012), (Labbe, Hagemeister, Tremblay, & de Guise, 2008)). En positionnant une première partie sur le tibia, une seconde au niveau du fémur et une troisième au pelvis, le mouvement de l'articulation du genou est mesuré tout en minimisant le mouvement relatif entre les capteurs et les os sous-jacents. Sur chaque partie du harnais, trois marqueurs réfléchissants sont disposés sur des corps rigides. Dans le cadre de cette maitrise, des capteurs inertiels XSens MVN (Xsens North America Inc) sont aussi positionnés sur le harnais à côté des marqueurs. La fréquence d'acquisition pour un système optoélectronique est de 60 Hz alors que pour le système inertiel, la fréquence est de 100 Hz.

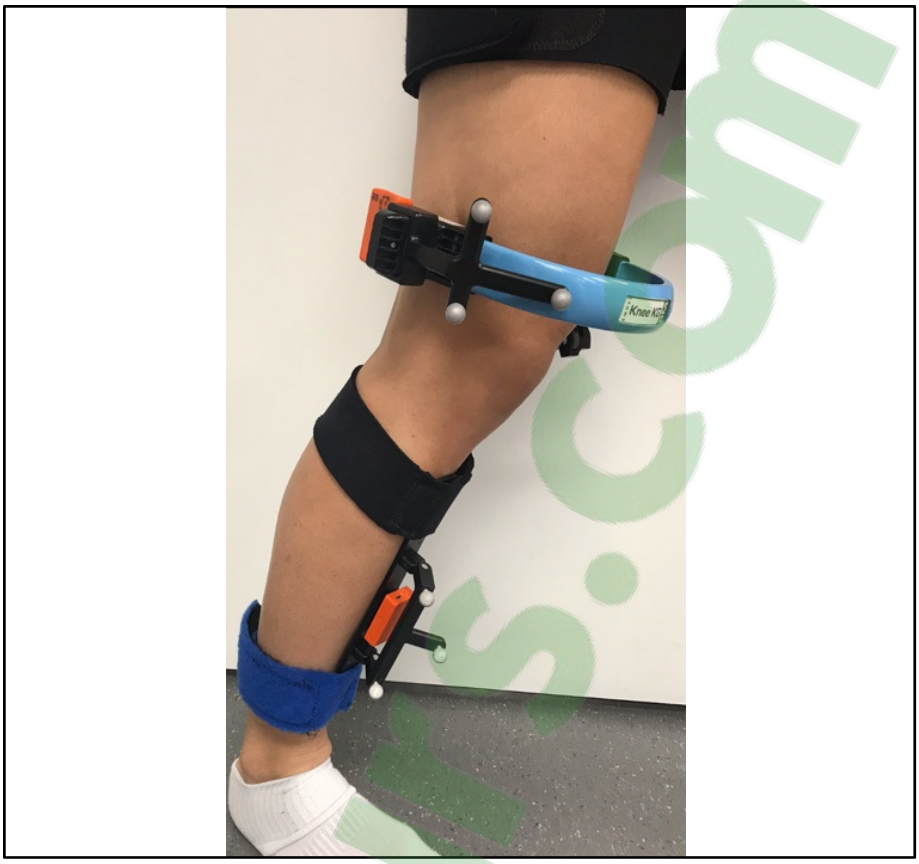

Figure 3.1 Système d'attache KneeKG muni à la fois de capteurs optoélectroniques et inertiel (Emovi inc, Canada)

La Figure 3.1, illustre les marqueurs réfléchissants disposés sur le tibia et au niveau du fémur du sujet ainsi que les capteurs inertiels (orange). La précision de mesure du système optoélectronique en abduction – adduction est de 0,4°, en rotation de 2,3°, en translation antéropostérieur de 2,4 mm et en translation axiale de 1,1 mm (Lustig et al., 2012). De plus, ce système permet grâce à une méthode de calibrage postural et fonctionnelle d'estimer la relation entre les BTF et les BAF du fémur et du tibia (Hagemeister et al., 2005).

clicours.com

#### 3.2.1.2 Protocole d'acquisition

Lors de l'acquisition des données, un sujet va effectuer des essais de marche à différentes vitesses de marche à la suite d'un calibrage des capteurs. Le protocole consiste à faire marcher le sujet à différentes vitesses de marche et d'effectuer 3 essais complets.
Lors d'une acquisition de données au sein du LIO, le sujet porte l'appareil de mesure KneeKG, sur lequel sont positionnés les capteurs inertiels et optoélectroniques, et marche sur un tapis roulant. Les mouvements des capteurs sont acquis à l'aide du système de caméra Polaris Spectra$^{TM}$.

Les vitesses de marche imposées aux sujets sont les suivantes :

- Marche lente : 0.6 m/s
- Marche confortable : 0.8 m/s
- Marche confortable rapide : 1 m/s
- Marche rapide : 1.2 m/s

Un essai de marche de 45 secondes a été considéré valide lorsque durant ce laps de temps, aucun signal provenant des capteurs disposés sur le fémur et le tibia n'a été perdu. En effet, les capteurs optoélectroniques ont besoin d'être visibles par la caméra afin de pouvoir mesurer un mouvement. De ce fait, si l'un des membres sort de la zone couverte par la caméra, alors le signal est perdu et l'essai non validé.

### 3.2.2 Calcul de la vitesse angulaire de chaque segment (tibia et fémur) à partir des capteurs optoélectroniques

Les données de positions des capteurs optoélectroniques du tibia et du fémur doivent ensuite être transformées pour obtenir des données de vitesse angulaire qui seront comparées aux données issues des capteurs inertiels. Comme précisé auparavant les capteurs optoélectroniques et inertiels sont positionnés sur le tibia et le fémur. Ainsi les vitesses angulaires seront calculées pour ces deux segments séparément.

Pour ce faire, la méthode utilise le quaternion unitaire de chaque membre, obtenues grâce aux capteurs optoélectroniques. Un quaternion est composé d'une partie rotation (q(t)) et d'une partie translation. Ces matrices sont obtenues à l'aide des outils de mesures (caméras) qui mesurent les positions en 3D des marqueurs dans l'espace (Body Technical Frame, BTF). Une fois que les positions 3D des marqueurs dans l'espace sont obtenues, l'orientation du segment étudié (Body Anatomical Frame, BAF) est calculée en utilisant l'algorithme de Horn (Horn, Hilden, & Negahdaripour, 1988). Pour cela, on dérive le quadripode des quaternions de chaque capteur pour obtenir la vitesse angulaire.

Autrement dit, à partir des BTF mesurés avec le système optoélectronique et grâce au calibrage reliant les BTF et BAF, nous obtenons les orientations des BAF dans le repère global (LF). Les équations (3.1) et (3.2) présentent les matrices permettant d'obtenir les matrices de rotations de chaque segment dans le BAF à partir du BTF.

$$M_{BAF(femur)\rightarrow LF} = M_{BTF(femur)\rightarrow LF} M_{BAF(femur)\rightarrow BTF(femur)} \quad (3.1)$$

$$M_{BAF(tibia)\rightarrow LF} = M_{BTF(tibia)\rightarrow LF} M_{BAF(tibia)\rightarrow BTF(tibia)} \quad (3.2)$$

Grâce aux matrices de rotation, la vitesse angulaire de chaque segment est calculée grâce à l'équation 3.3.

L'équation reliant la vitesse angulaire (w(t)) et le quaternion unitaire (q(t)) est la suivante :

$$\frac{dq(t)}{dt} = \frac{1}{2} * w(t) * q(t) \quad (3.3)$$

Où dq(t)/dt correspond à la dérivée de q(t) en fonction du temps.

Une fois la vitesse angulaire calculée, il est important de la représenter dans le bon repère. En effet, la vitesse angulaire est calculée dans le BAF du segment par rapport au repère global

Clicours.COM

($\omega^{F}_{BAF/LF}$). Afin d'en tirer une signification clinique, il est nécessaire d'obtenir la vitesse angulaire propre au segment, ce qui correspond à la vitesse angulaire exprimée dans son BAF ($\omega^{F}_{BAF}$). Autrement dit, $\omega^{F}_{BAF/LF}$ correspond à la vitesse angulaire perçue depuis la caméra (exemple : la caméra du laboratoire (LF) visualise le fémur qui se déplace à une vitesse de X °/s) alors que $\omega^{F}_{BAF}$ correspond à la vitesse angulaire perçue depuis le fémur (exemple : le fémur visualise le laboratoire (LF) qui se déplace à une vitesse de Y °/s).

La Figure 3.2 schématise le changement de repère pour le fémur en exemple.

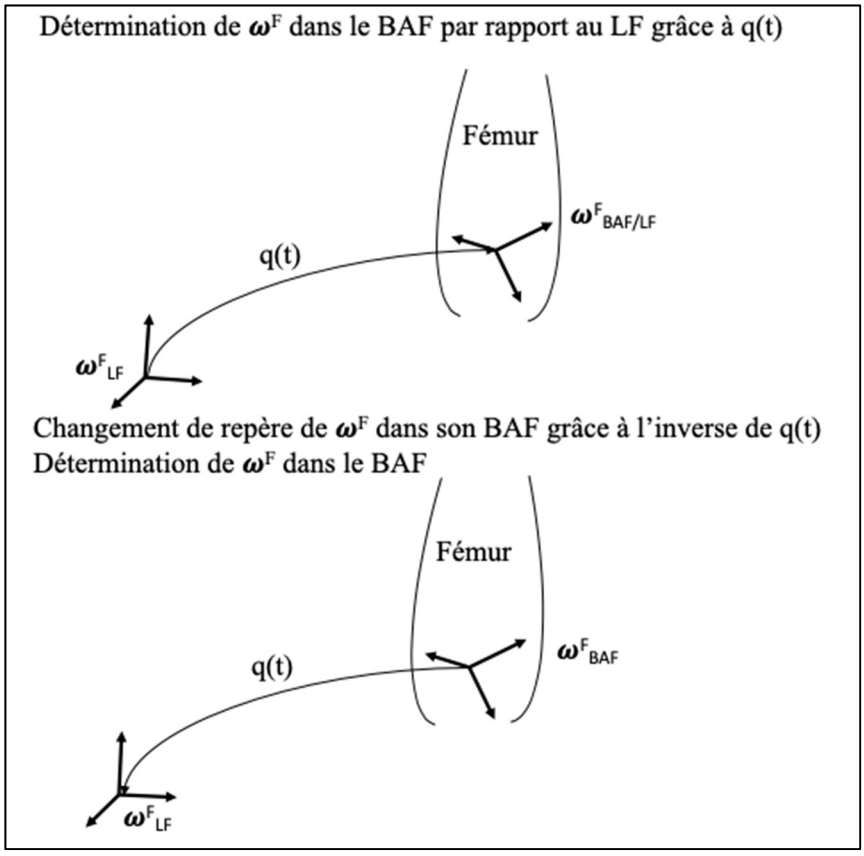


Figure 3.2 Schéma explicatif du changement de repère
de la vitesse angulaire du fémur

Comme expliqué ci-dessus, la matrice de rotation (q(t)) permet d'exprimer la vitesse angulaire du segment dans son BAF par rapport à la vitesse angulaire dans le LF ($\omega^{F}_{BAF/LF}$). La différence entre les repères est due à une différence de rotation. Pour exprimer la vitesse angulaire du

segment dans son BAF ($\omega^{F}_{BAF}$) et non plus dans son BAF par rapport au LF ($\omega^{F}_{BAF/LF}$), il suffit de prendre l'inverse de la matrice de rotation (q(t)). Cette opération permet de placer la vitesse angulaire dans le BAF et non plus par rapport au LF. En effet, la matrice de rotation reliant le BAF et le LF, s'annule grâce à son inverse.

Grâce au calcul de la dérivée et au changement de repère, nous avons exprimé la vitesse angulaire du tibia et du fémur dans son BAF.

### 3.2.3 Estimation de la vitesse angulaire de chaque segment (tibia et fémur) à partir des capteurs inertiels

Dans un premier temps, il est nécessaire d'effectuer un changement de repère pour les capteurs inertiels.

En effet, un capteur inertiel possède un BTF différent d'un BTF d'un capteur optoélectronique. Pour pouvoir comparer les vitesses angulaires des deux types de capteurs, il est nécessaire que les résultats soient exprimés dans le même repère, c'est-à-dire que la vitesse angulaire qui se trouve dans le $BTF_{inertiel}$ doit être exprimée dans le $BAF_{optoélectronique}$. Ainsi, un recalage technique est effectué.

Ce recalage se traduit par les équations suivantes (3.4) et (3.5) :

$$\omega_{BAFOtpo(fémur)} = R \cdot \omega_{BTFInertiel(fémur)} \quad (3.4)$$

$$\omega_{BAFOtpo(tibia)} = R \cdot \omega_{BTFInertiel(tibia)} \quad (3.5)$$

Où $R$ est constant et correspond à une matrice de rotation, $\omega_{BAFOtpo}$ correspond à la vitesse angulaire du fémur ou du tibia dans le $BAF_{optoélectronique}$ et $\omega_{BTFInertiel}$ correspond à la vitesse angulaire du fémur ou du tibia dans le $BTF_{inertiel}$.

Le fait que la vitesse angulaire mesurée dans chaque BTF devrait être la même nous permet de dire que s'il y a une différence d'orientation entre les signaux, celle-ci sera due à une différence d'orientation entre les BTF (Chardonnens, Favre, & Aminian, 2012). Cette différence est exprimée par la matrice de rotation constante R. Cette matrice est composée de différentes inconnues.

Les équations qui décrivent le mouvement de la marche contiennent les inconnues de la constante R. Grâce aux mouvements répétitifs lors d'un essai de marche, nous obtenons plusieurs équations contenant les inconnues. Ainsi grâce à cela, il est possible de déterminer les inconnues de la matrice de rotation. En connaissant la matrice R, la vitesse angulaire associée au $BTF_{inertiel}$ peut être estimée dans le $BAF_{opto}$ ce qui permet de comparer les vitesses angulaires issues des capteurs optoélectroniques avec les vitesses angulaires issues des capteurs inertiels.

### 3.2.4 Estimation de la vitesse angulaire du genou

Les patrons de vitesse angulaire de chaque segment analysé séparément (tibia et fémur) ne permet pas de faire une analyse avec une signification clinique. C'est la raison pour laquelle nous avons voulu également estimer la vitesse angulaire du genou, prenant en compte la vitesse du tibia par rapport à celle du fémur. Ceci s'est fait uniquement pour l'estimation de la vitesse dérivée des positions des capteurs inertiels, car nous avons besoin d'une méthode de calibrage pour pouvoir représenter les repères l'un par rapport à l'autre.

Pour ce faire, le calcul de vitesse angulaire du genou s'est basé sur la méthode présentée par (Mentiplay et al., 2018). Dans cette étude, le genou est contraint et le seul mouvement autorisé est la flexion. C'est pour cela que les résultats sont seulement présentés dans le plan sagittal.
Pour obtenir une estimation de la vitesse angulaire dans le plan sagittal du genou, la première étape consiste à calculer les angles du genou à partir des positions des marqueurs optoélectroniques (BTF). Pour déterminer la position du genou, il faut utiliser les différents points anatomiques qui ont été référencés par l'utilisateur lors de la calibration du système. Un

premier point au niveau de la hanche, un second sur l'épicondyle latéral du fémur et un dernier sur la malléole suffisent pour déterminer le centre du genou. Grâce à ces points, on peut estimer la position et l'orientation du système d'axes (BAF) associé au segment du fémur et du tibia par rapport au référentiel global et ainsi calculer les angles au genou (Hagemeister et al., 2005).

Dans l'article de (Mentiplay et al., 2018), la méthode utilisée pour estimer la vitesse angulaire consiste à dériver les angles. En réalité, ce qui est appelé « vitesse angulaire du genou » dans l'article, correspond à la vitesse de flexion du genou. Étant donné que dans cette étude, le seul mouvement autorisé est la flexion du genou, alors par approximation, ce résultat correspond à la vitesse angulaire du genou.

Comme expliqué dans la conclusion du chapitre précédent, la vitesse angulaire du genou a pour but d'effectuer une vérification de nos bases de données avec la littérature. De ce fait, pour effectuer cette comparaison, nous avons aussi dérivé les angles du genou pour estimer la vitesse angulaire du genou.

L'équation permettant de calculer la dérivée centrale des angles est la suivante :

$$dAngle(i) = \frac{Signal_{Angle}(i+1) - Signal_{Angle}(i-1)}{temps(i+1) - temps(i-1)} \qquad (3.6)$$

Où *dAngle(i)* correspond à la dérivée de l'angle à l'instant *i*, $Signal_{Angle}$ correspond aux données d'angle à l'instant i donné, *temps* correspond au signal temporel à l'instant i donné et *i* correspond à l'incrément des différentes variables.

Étant donné que cette formule prend en compte le point précédent et suivant, cette formule ne peut pas être utilisée pour les extrémités du signal.

Pour le premier point du signal, l'équation utilisée est la suivante :

$$dAngle(1) = \frac{Signal_{Angle}(2) - Signal_{Angle}(1)}{temps(2) - temps(1)} \quad (3.7)$$

Où *dAngle(1)* correspond à la dérivée de l'angle pour la 1ère valeur du signal, $Signal_{Angle}$ correspond aux données d'angle de la 1ère ou 2ème valeur, *temps* correspond au signal temporel de la 1ère ou 2ème valeur.

Pour le dernier point du signal, l'équation utilisée est la suivante :

$$dAngle(end) = \frac{Signal_{Angle}(end) - Signal_{Angle}(end - 1)}{temps(end) - temps(end - 1)} \quad (3.8)$$

Où *dAngle(end)* correspond à la dérivée de l'angle pour la dernière valeur du signal, $Signal_{Angle}$ correspond aux données d'angle de la dernière ou avant dernière valeur, *temps* correspond au signal temporel de la dernière ou avant dernière valeur.

Grâce à ces dérivées, une estimation de la vitesse angulaire du genou est calculée. En réalité, comme dit précédemment, le résultat correspond à la vitesse de flexion du genou dans le plan sagittal.

## 3.3 Résultats et discussions

Durant cette partie, les résultats vont présenter les courbes de vitesse angulaire dérivées des positions des capteurs optoélectroniques et mesurées par les capteurs inertiels pour le tibia et le fémur.

### 3.3.1 Vitesse angulaire du tibia et du fémur

La figure 2 présente en rouge le signal de la vitesse angulaire obtenu à partir de la dérivée de la position des capteurs optoélectroniques et en bleu le signal de la vitesse angulaire obtenu des capteurs inertiels (Figure 3.3).

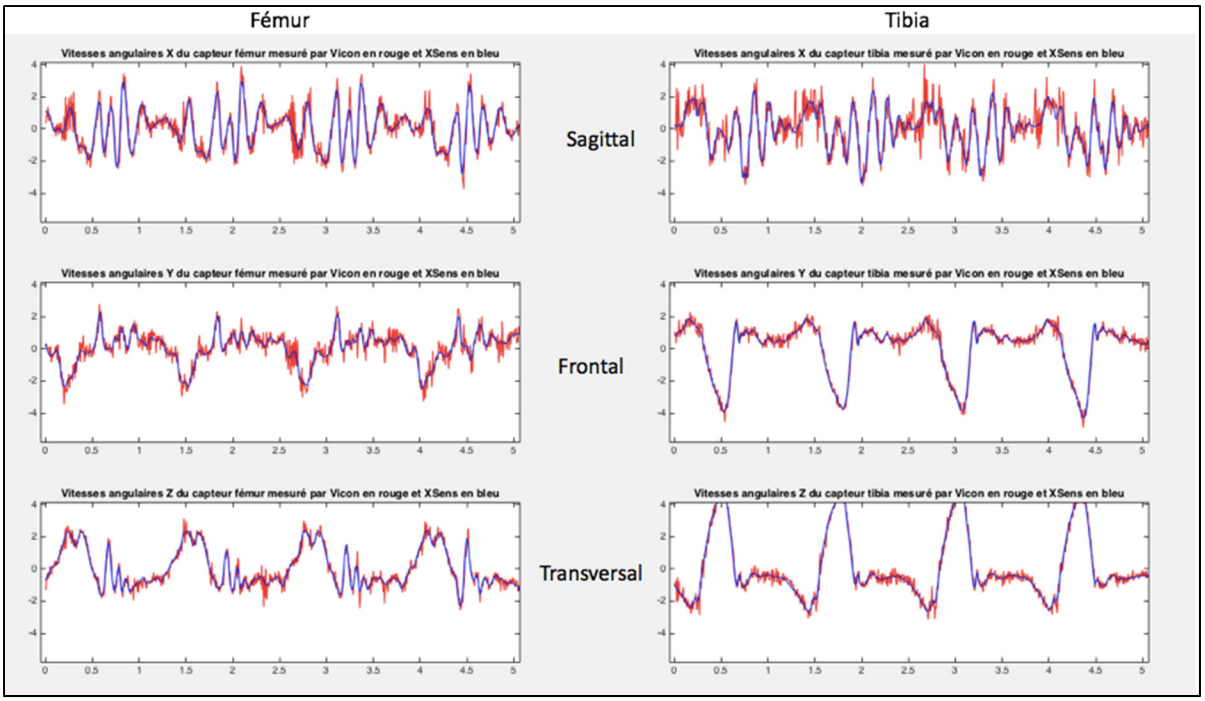


Figure 3.3 Comparaison des courbes de vitesse angulaire en fonction du temps des capteurs optoélectroniques avec les capteurs inertiels – Capteurs optoélectroniques : Rouge / Capteurs inertiels : Bleu

Comme dit précédemment, lors d'une dérivée, le bruit de mesure est amplifié. C'est pour cela que les courbes de vitesse angulaire pour le capteur optoélectronique (rouge) sont bruitées. De manière générale, on constate que malgré le bruit de mesure, les courbes des capteurs optoélectroniques suivent le même profil que les courbes de vitesse angulaire obtenues directement des capteurs inertiels (bleu).

### 3.3.2 Vitesse angulaire du genou

La comparaison des capteurs optoélectroniques et inertiels n'est pas possible à l'aide de la vitesse angulaire du genou. Cela s'explique par le fait qu'à l'heure actuelle, nous n'avons pas de méthode de calibrage permettant d'exprimer la vitesse angulaire du genou dans le même repère pour les deux systèmes d'acquisition.

La Figure 3.4 présente un exemple de courbe de vitesse angulaire du genou dans les trois plans anatomiques.

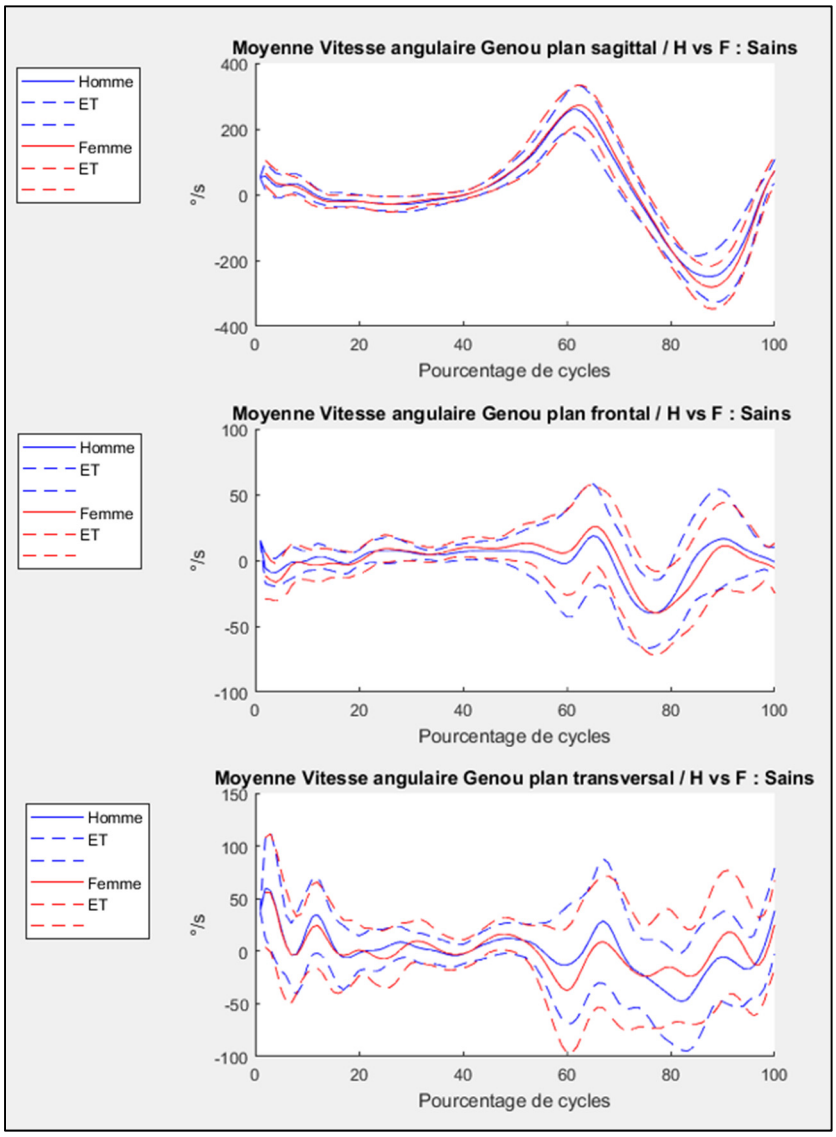


Figure 3.4 Courbes de vitesse angulaire du genou
pour les hommes (bleu) et les femmes (rouge)

En effet, comme expliqué précédemment, les capteurs inertiels mesurent des vitesses et des accélérations. De ce fait, ces données sont relatives au capteur et n'ont pas de données d'orientation. Ainsi, comme les capteurs inertiels n'ont pas de points de repère dans l'espace,

il est impossible de faire le lien entre les capteurs du tibia et du fémur sans méthode de calibrage appropriée et donc de déterminer la vitesse angulaire du genou.

## 3.4 Conclusion

À travers ce chapitre, les objectifs étaient de comprendre le cheminement effectué pour obtenir des vitesses angulaires à partir de la cinématique 3D et de comparer les données issues des capteurs optoélectroniques avec les données des capteurs inertiels.

Les résultats ont montré que malgré le bruit de mesure, les courbes de vitesses angulaires issues des capteurs optoélectroniques suivent le même profil que les courbes issues directement des capteurs inertiels. Il apparait aussi qu'il serait intéressant de développer une méthodologie de traitements des données pour les données issues des capteurs optoélectroniques afin de diminuer le bruit de mesure.

En effet, il faudra filtrer le bruit de mesure pour avoir un signal moins bruité. Ensuite, le signal ne devra plus être exprimé en fonction du temps mais en fonction du pourcentage du cycle de marche. Cela fera l'objet du chapitre suivant.

ClicCours.com

# CHAPITRE 4

# DÉFINITION DE LA MÉTHODOLOGIE DE TRAITEMENT DES DONNÉES

## 4.1 Introduction et rappels des objectifs

Les courbes de vitesses angulaires issues des capteurs optoélectroniques et des capteurs inertiels sont similaires. Afin d'analyser ces données, il a été conclu qu'une méthodologie de traitement devait être développée.

La méthodologie développée se décompose en trois parties. La première partie consiste à filtrer les signaux afin d'éliminer le bruit de mesure. Ensuite, le signal temporel est découpé afin d'obtenir des courbes en fonction du pourcentage du cycle de marche. Pour finir, une méthode est appliquée afin de retirer de l'ensemble de cycles de marche les courbes aberrantes.

## 4.2 Filtrage

### 4.2.1 Base de données

La base de données utilisée pour déterminer le meilleur filtre est une base de données issue au sein du laboratoire avec 6 sujets sains.

Les mesures ont été effectuées avec deux types de capteurs : des capteurs optoélectroniques avec un système de caméra Polaris Spectra$^{TM}$ avec une fréquence d'acquisition de 60 Hz et des capteurs inertiels XSens MVN (XSens North America Inc.) avec une fréquence d'acquisition de 100 Hz.

Les sujets ont marché sur un tapis roulant pendant 9 min. L'acquisition se décompose en 12 essais de 45 secondes à différentes vitesses (0.6 m/s, 0.8 m/s, 1 m/s et 1.2 m/s).

Clicours.COM

### 4.2.2 Méthodologie

La première étape de la méthodologie consiste à trouver un filtrage adéquat. Pour ce faire, plusieurs filtres ont été testés afin de choisir celui qui permet d'avoir le signal dérivé qui ressemble le plus possible au signal issu des capteurs inertiels. Les trois filtres testés sont les suivants : Power Spectrum Analysis (PSA), Singular Spectral Analysis (SSA) avec une longueur de fenêtre égale à 10 itérations et Butterworth avec une fréquence de coupure variant entre 3 et 12 Hz.

L'équation utilisée lorsque l'on applique le filtre PSA est la suivante (4.1). La première étape consiste à modéliser le signal à l'aide du processus autorégressif. La seconde étape correspond à l'estimation de la densité spectrale de puissance à l'aide d'une FFT.

$$S(n) = -\sum_{k=1}^{p} A(k)S(n-k) + E(n) \tag{4.1}$$

Où A(k) correspond aux paramètres du modèle avec A(0) = 1, E(n) au bruit blanc en entrée et S(n-k) au signal.

Afin de pouvoir comparer les différents filtres et déterminer le plus efficace sur notre base de données, un calcul d'erreur (RMS) est fait sur la vitesse angulaire entre les deux méthodes. Le choix final de la sélection du filtre va se porter sur la valeur d'erreur RMS la plus faible associée à chaque filtre pour les sujets étudiés.

### 4.2.3 Résultats

Les différents filtres ont été testés sur les 6 sujets sains de la base de données. Cependant, seuls les graphiques concernant le sujet 1 seront présentés dans cette partie.

Les résultats des différents filtres sur les courbes de vitesse angulaire sont présentés dans les Figure 4.1, Figure 4.2 et Figure 4.3.

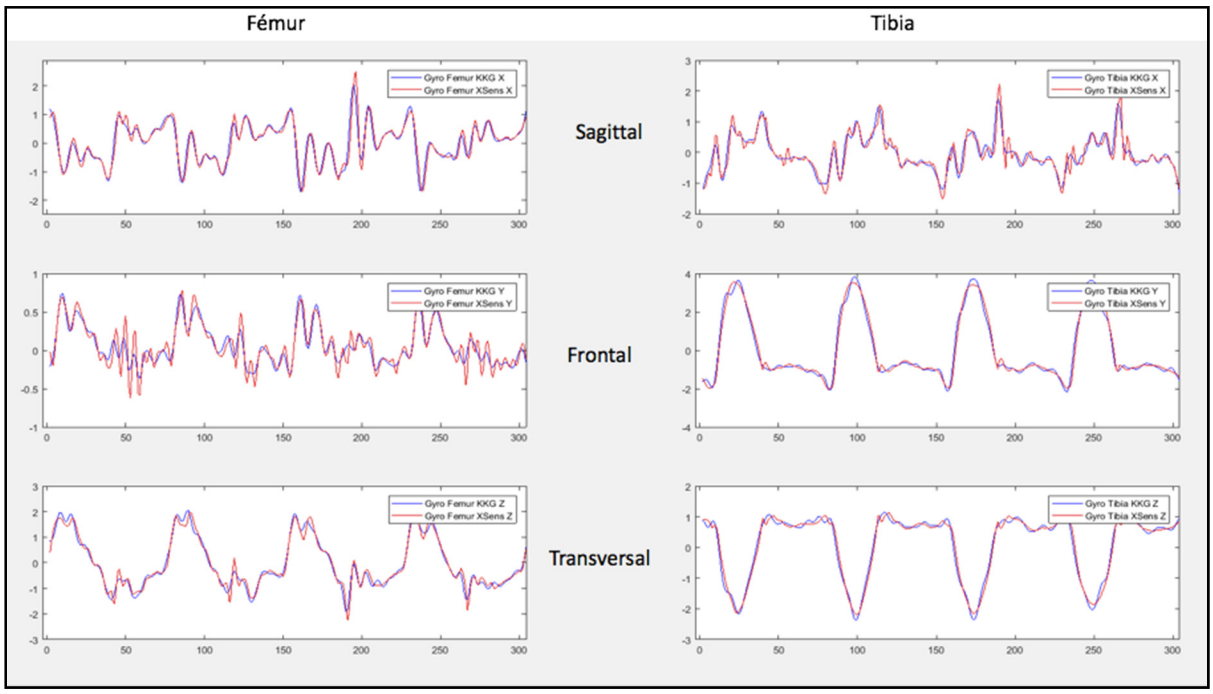


Figure 4.1 Filtre PSA - Courbes de vitesse angulaire (m/s) en fonction du temps pour le sujet 1 - Comparaison capteurs optoélectronique (bleu) et capteurs inertiels, XSens (rouge) pour le fémur (gauche) et le tibia (droite) selon les 3 axes anatomiques

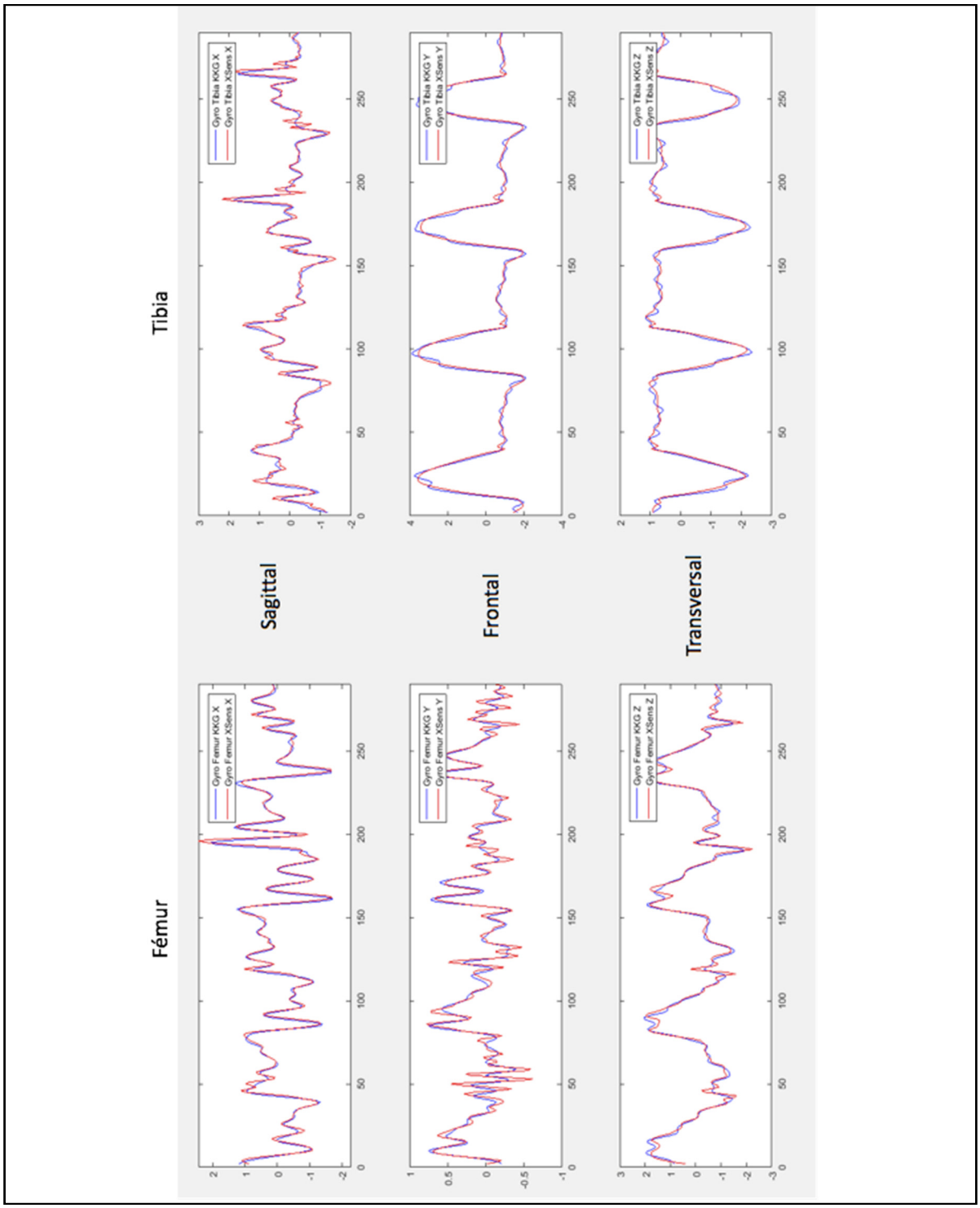


Figure 4.2 Filtre Butterworth 8 - Courbes de vitesse angulaire (m/s) en fonction du temps pour le sujet 1 - Comparaison capteurs optoélectronique (bleu) et capteurs inertiels, XSens (rouge) pour le fémur (gauche) et le tibia (droite) selon les 3 axes anatomiques

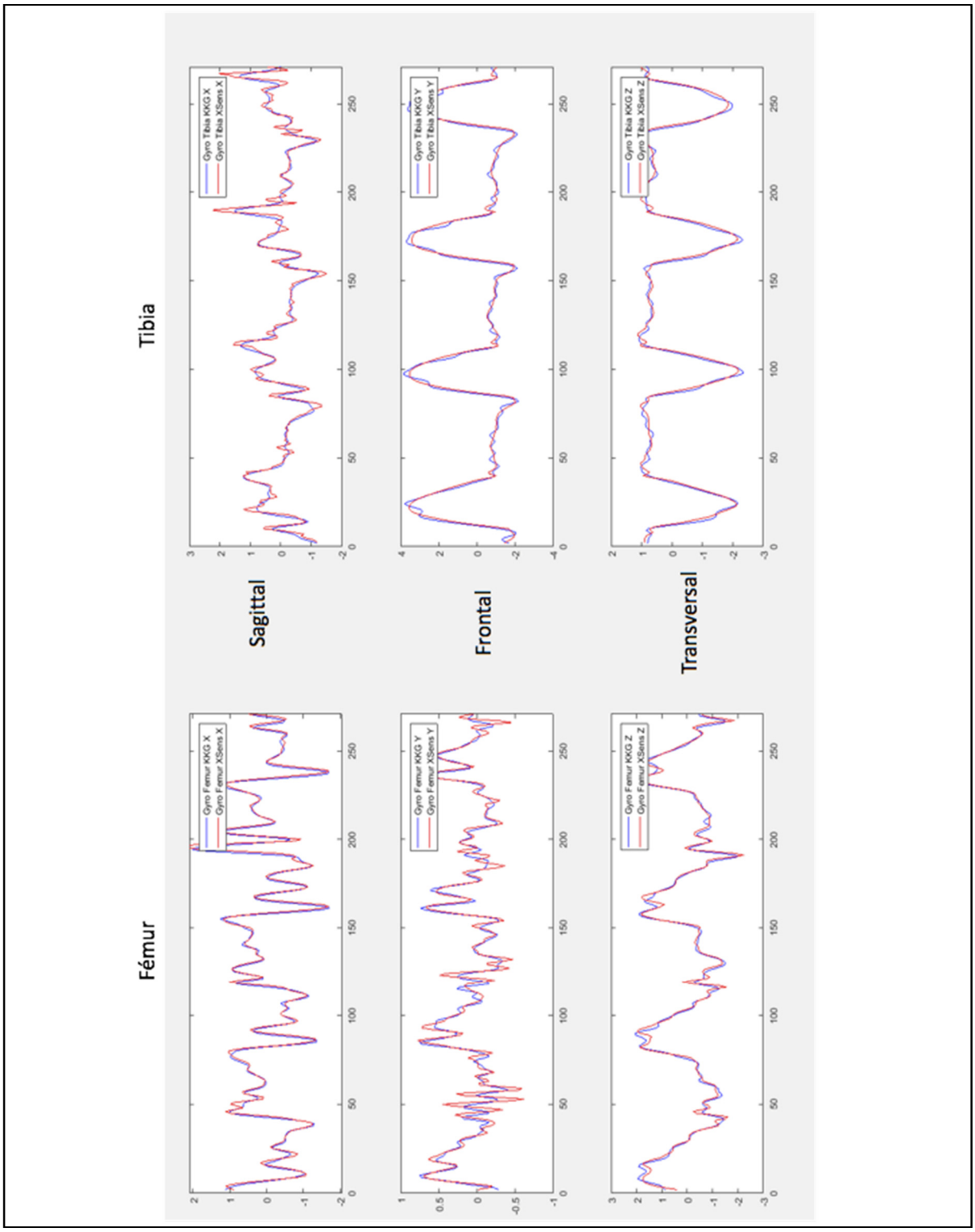


Figure 4.3 Filtre SSA 10 - Courbes de vitesse angulaire (m/s) en fonction du temps pour le sujet 1 - Comparaison capteurs optoélectronique (bleu) et capteurs inertiels, XSens (rouge) pour le fémur (gauche) et le tibia (droite) selon les 3 axes anatomiques

Visuellement, il n'est pas possible de constater des différences entre les filtres car les différences sont très faibles.

Le Tableau 4.1 rapporte les valeurs des résultats des erreurs RMS en m/s entre les deux signaux.

Tableau 4.1 Valeurs de RMS en m/s pour chaque filtre pour la vitesse angulaire

| **Filtre** | **Sujet 1** | **Sujet 2** | **Sujet 3** | **Sujet 4** | **Sujet 5** | **Sujet 6** | **Moyenne** |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **PSA** | 0.212 | 0.292 | 0.328 | 0.336 | 0.290 | 0.208 | 0.278 |
| **SSA 10** | 0.212 | 0.287 | 0.326 | 0.372 | 0.299 | 0.228 | 0.287 |
| **Butterworth 8** | 0.209 | 0.283 | 0.306 | 0.341 | 0.286 | 0.209 | 0.272 |

Pour le filtre PSA, les erreurs RMS varient de 0.208 à 0.336 m/s avec une moyenne de 0.278 m/s. Pour le filtre SSA 10, les erreurs RMS pour la vitesse angulaire varient entre 0.212 et 0.372 m/s avec une moyenne de 0.287 m/s alors que pour le filtre Butterworth 8 elles varient de 0.209 à 0.341 m/s avec une moyenne de 0.272 m/s.

La synthèse du meilleur filtre pour chaque sujet est présentée dans le Tableau 4.2.

Tableau 4.2 Synthèse du meilleur filtre pour chaque sujet

| **Sujet** | **1** | **2** | **3** | **4** | **5** | **6** |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Vitesse** | Butter 8 | Butter 8 | Butter 8 | PSA | Butter 8 | PSA |

### 4.2.4 Discussion et conclusion

À la suite des différents tests, la sélection du filtre s'est faite en se basant sur les valeurs de RMS entre le signal issu du capteur inertiel et le signal filtré. Peu importe le sujet analysé, il est possible de constater que les différences entre les filtres sont très faibles pour un même sujet.

À la suite de la comparaison sur l'ensemble de la base de données des 6 sujets, il en ressort que le meilleur filtre est le Butterworth 8 pour la vitesse angulaire. Le choix final s'est toutefois porté sur le PSA car en réalité, ce filtre est un Butterworth avec une sélection automatiquement de la fréquence de coupure. En effet, la différence entre ces deux filtres est faible car finalement, le PSA choisit sa fréquence de coupure autour de 8 Hz ce qui coïncide avec le Butterworth de fréquence de coupure 8 Hz. Dans le but d'avoir une méthode avec le minimum d'intervention de l'utilisation, cette solution semble être la meilleure.

## 4.3 Découpage

### 4.3.1 Base de données

La base de données utilisée pour déterminer la meilleure méthode de découpage est une base de données acquise au laboratoire avec 10 sujets sains.

Les vitesses angulaires ont été mesurées à l'aide des capteurs inertiels XSens MVN (XSens North America Inc.) et les forces de réactions au sol ont été mesurées avec des plateformes de forces au sol (type ADAL 3D) disposées sous le tapis roulant. Comme évoqué dans le chapitre 3.2.1.2, les sujets marchent sur le tapis roulant à quatre vitesses de marche différentes allant de la marche lente (0.6 m/s) à la marche rapide (1.2 m/s). Un essai de marche dure 45 secondes ce qui correspond approximativement à 45 cycles de marche par essai.

### 4.3.2 Méthodologie

L'objectif du découpage des cycles est d'exprimer le signal non plus en fonction du temps mais en fonction d'un pourcentage de cycle de marche. Ainsi, nous serons en mesure de caractériser celui-ci.

L'évènement temporel qui est essentiel dans notre méthode de découpage, correspond au moment où le talon touche le sol (heel-strike, HS). C'est le HS qui va permettre de définir le début du cycle de marche.

Afin de découper le signal correctement, plusieurs exigences ont été définies grâce à la littérature. La première étape est de développer une méthode de découpage unilatérale (un seul genou nécessaire) et semi-automatique. Pour déterminer sa robustesse, la méthode de découpage développée sera comparée à la méthode qui utilise la mesure des forces au sol et qui est considéré comme un *gold standard*. Dans la suite du texte, nous allons y référer comme étant la méthode des forces au sol. Cette méthode consiste à définir un seuil de force verticale à partir duquel on considère que le talon a touché le sol. Dans notre cas, ce seuil est fixé à 2% du poids du corps du sujet. De plus l'objectif est que la méthode développée soit plus précise que la méthode actuelle qui consiste à utiliser la vitesse angulaire du tibia. Pour vérifier cela, la moyenne et l'écart type des différences de détection du HS entre les deux méthodes seront calculés. Le calcul de la différence s'effectue grâce à l'équation (4.2). En effet, le moment du HS déterminé par la méthode testée est soustrait au moment du HS détecté par la méthode des forces au sol.

Afin de déterminer la méthode la plus précise entre la méthode actuelle et la méthode développée dans le cadre de ce mémoire, ces deux méthodes seront comparées à la méthode référence basée sur les forces au sol.

$$Différence = HeelStrike_{Référence} - HeelStrike_{MéthodeTest} \quad (4.2)$$

Où Différence correspond à la différence entre les 2 moments où les HS sont détectés (en secondes), $HeelStrike_{Référence}$ correspond au moment où apparaît le HS détecté par la méthode référence et $HeelStrike_{MéthodeTest}$ correspond au moment où apparaît le HS détecté par la méthode à tester.

La méthode actuelle (appelée méthode de la vitesse angulaire) et la méthode développée (que l'on appellera méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014)) pour découper le signal vont suivre les schéma-bloc suivant :

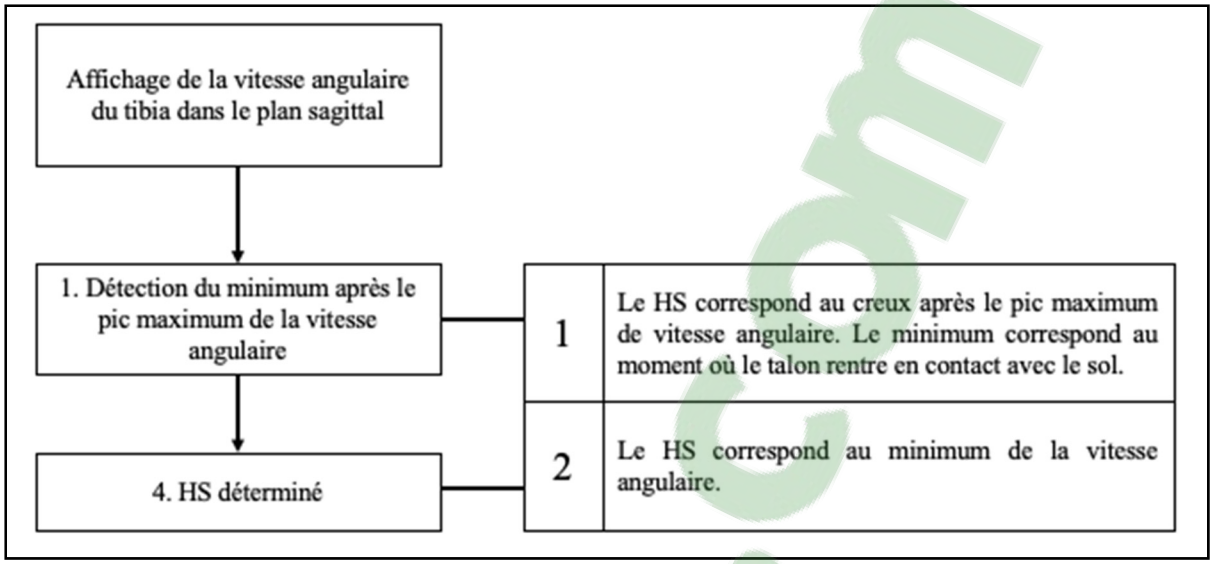


Figure 4.4 Schéma-bloc de la méthode actuelle basée sur la vitesse angulaire

Clicours.com

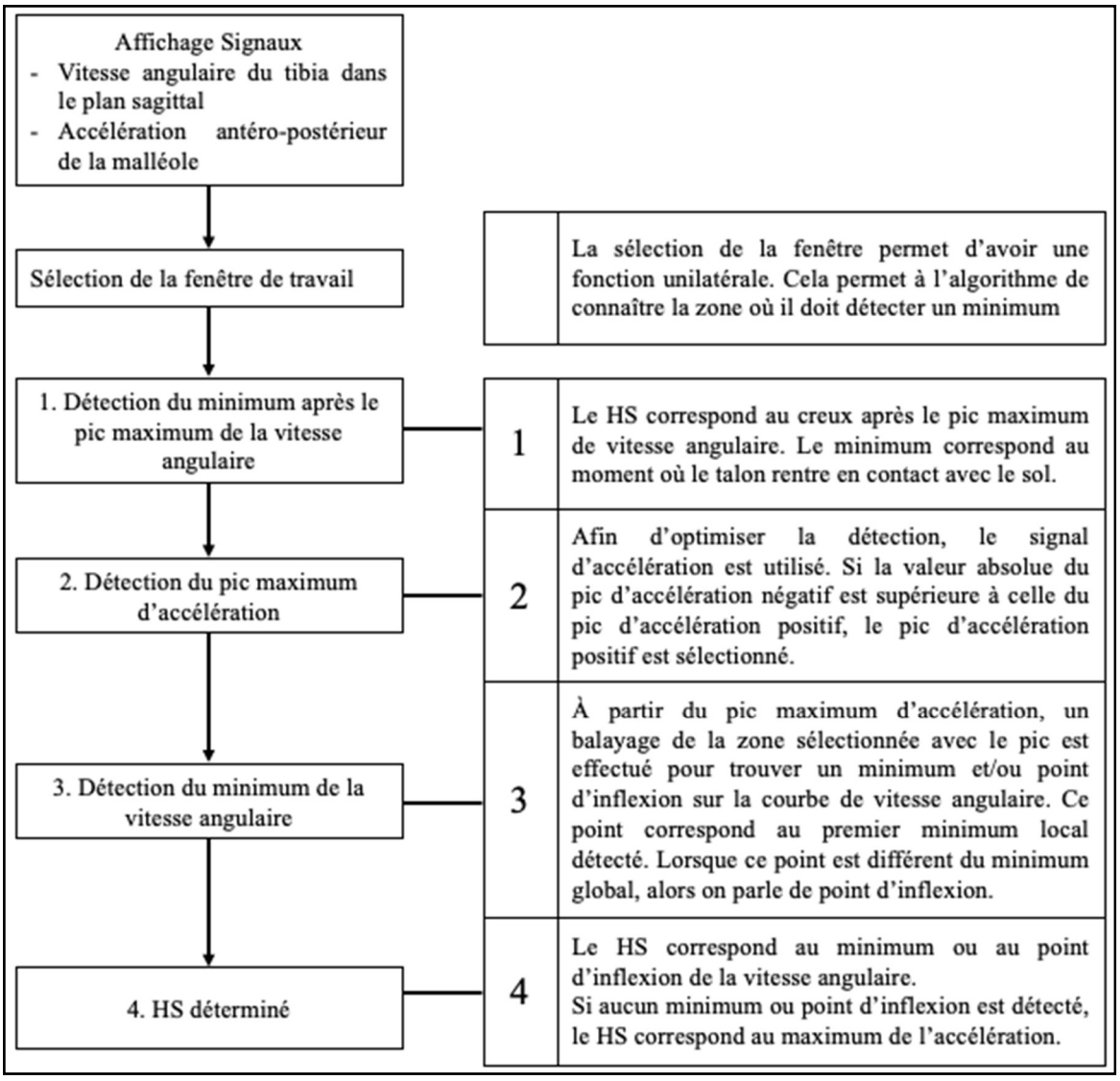


Figure 4.5 Schéma bloc de la méthode développée adaptée de Trojaniello et al., (2014)

En résumé, les comparaisons vont s'effectuer entre ces 3 méthodes :

1- Méthode actuelle : Basée sur la vitesse angulaire (décrite dans la revue de la littérature à la partie 1.3.3.2). Pour rappel, cette méthode utilise le minimum de la vitesse angulaire du tibia qui suit immédiatement le maximum de vitesse angulaire et qui est considéré comme le HS. Le schéma bloc de la figure est décrit à la Figure 4.4.

2- Méthode développée : Adaptée de (Trojaniello et al., 2014) (dans la revue de la littérature à la partie 1.3.3.3). Pour rappel, cette méthode utilise les deux genoux. Étant donné que la méthode développée doit être unilatérale, il a été nécessaire de l'adapter afin de l'utiliser. Pour cela, une fenêtre de travail est sélectionnée manuellement pour chaque essai de

marche afin de permettre à l'algorithme de connaître la zone de recherche du HS pour une jambe. Cette fenêtre est établie en estimant le moment précédent et le moment succédant le heel-strike. Le schéma bloc de la méthode est décrit à la Figure 4.5.

3- Méthode référence : Forces au sol (dans la revue de la littérature à la partie 1.3.3.1). Pour rappel, cette méthode détecte un HS lorsque la force verticale dépasse un seuil de 2% du poids du corps.

### 4.3.3 Résultats

Chaque méthode, a pour but de détecter chaque HS pour les différents essais de marche à vitesse de marche confortable (0.8 m/s). Les HS détectés seront comparés au HS issus du gold standard de la méthode de forces au sol. Un essai de marche dure 45 secondes, ce qui correspond à environ 45 cycles de marche.

Dans cette partie, seul le sujet 1 sera présenté.

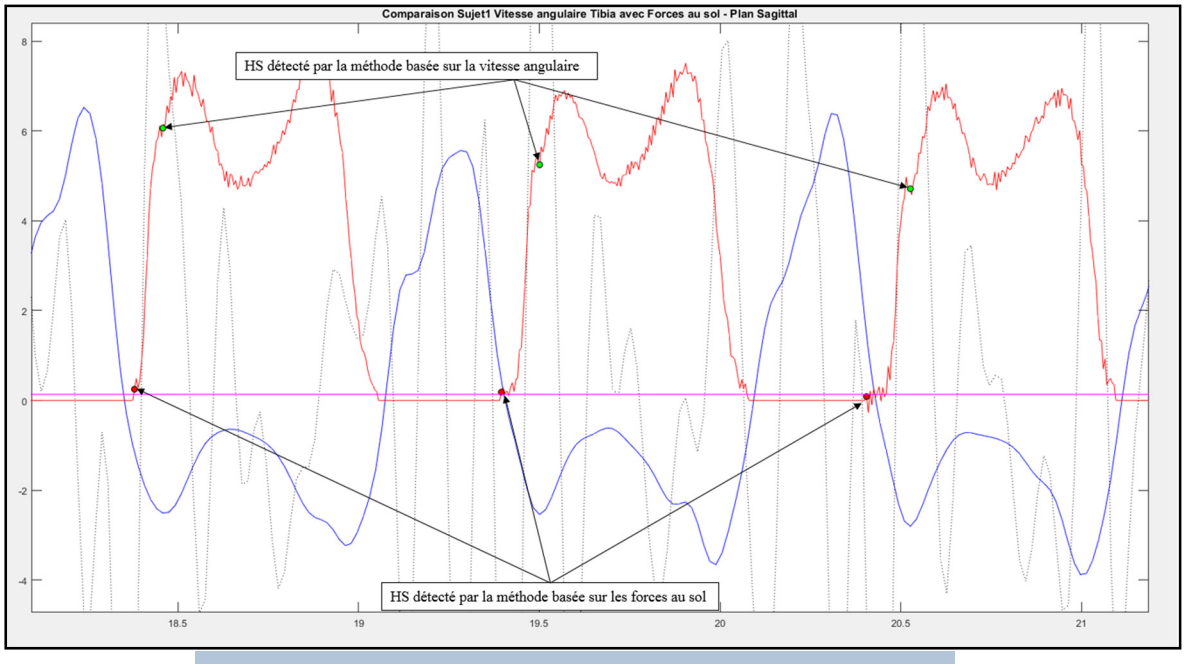


Figure 4.6 Détection des HeelStrike – Zoom sur la comparaison de la méthode vitesse angulaire (point vert) avec la méthode des forces au sol (point rouge) pour le sujet 1

CliCours.com

La Figure 4.6 illustre la détection des HS sur le signal temporel pour la méthode de découpage basée sur la vitesse angulaire. La fenêtre correspond à un sous-ensemble de cycles détectés durant un essai de marche de 45s. La courbe rouge représente le signal des forces au sol, la courbe bleue est la vitesse angulaire du tibia dans le plan sagittal et la courbe pointillée est l'accélération de la malléole dans la direction antéro postérieure.

Les points rouges représentent les HS détectés par la méthode des forces au sol et les points verts illustrent les HS détectés par la méthode actuelle de la vitesse angulaire. La ligne rose représente le seuil de 2% du poids du corps du sujet à partir duquel on considère le HS.

Cette figure permet d'effectuer une première vérification visuelle entre le découpage basé sur la vitesse angulaire par rapport à la méthode des forces au sol.

La Figure 4.7 présente les différences en secondes entre la détection par la méthode actuelle basée sur la vitesse angulaire et celle par la méthode des forces au sol.

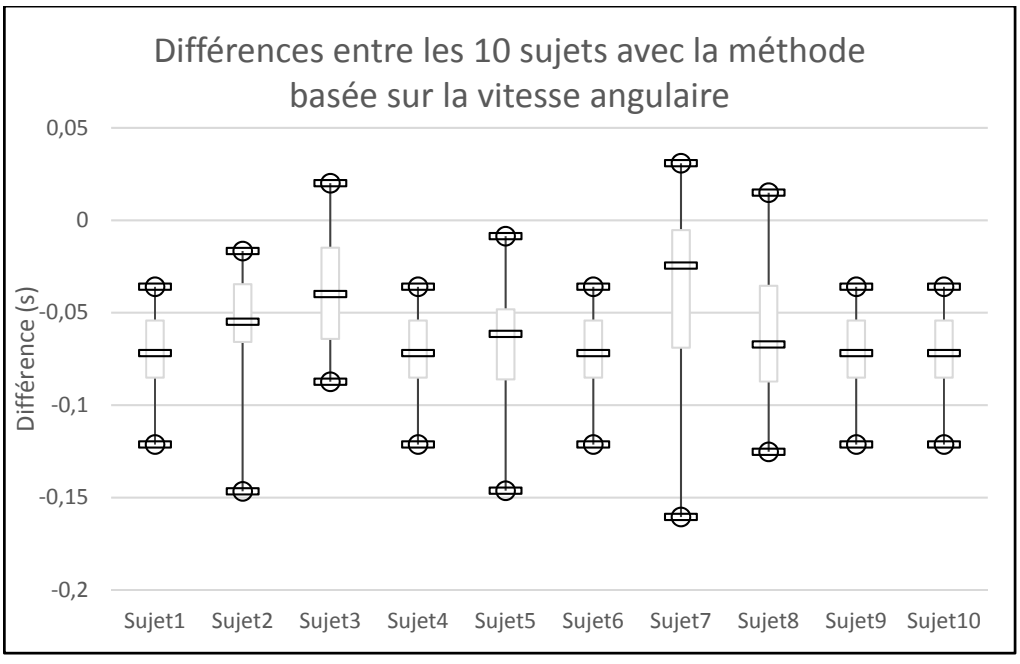


Figure 4.7 Boites à moustaches des différences entre
la méthode basée sur la vitesse angulaire et la méthode des forces au sol

En moyenne, la différence entre les détections du HS par la méthode de la vitesse angulaire et celle utilisant les forces au sol est de 61 ms ± 30 ms.

La figure suivante montre les résultats de l'identification des HS selon la méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014).

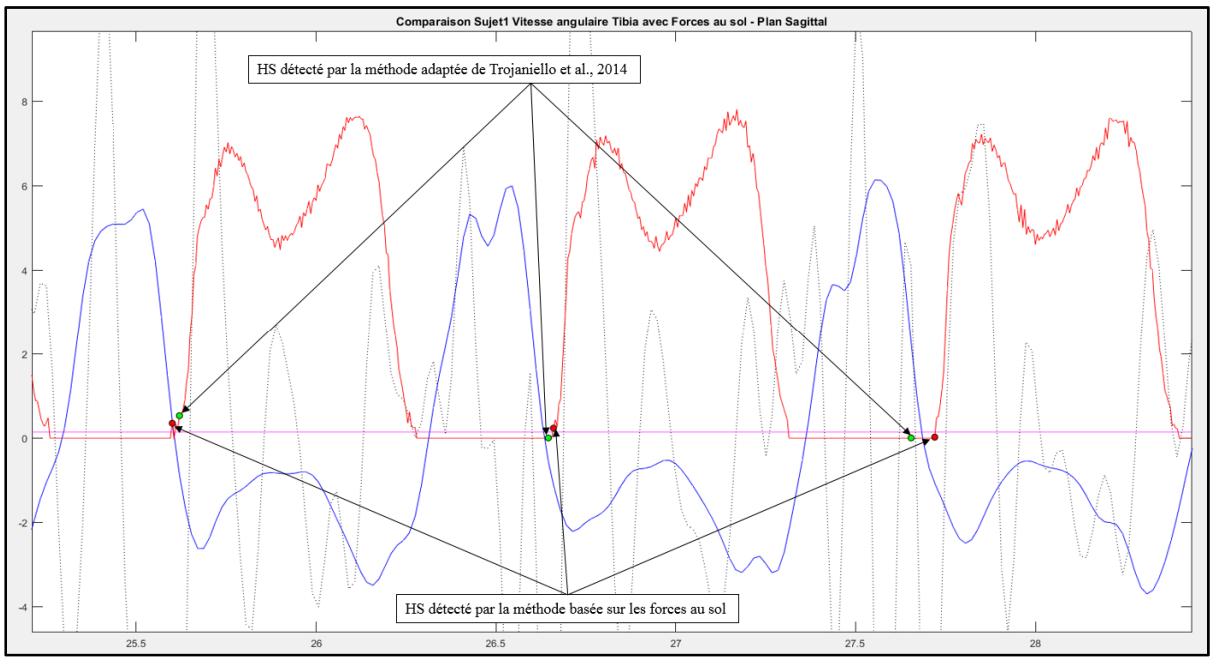


Figure 4.8 Détection des HeelStrike – Zoom sur la comparaison de la méthode adaptée de Trojaniello et al. (2014) (point vert) avec la méthode des forces au sol (point rouge) pour le sujet 1

La Figure 4.8 illustre la détection des HS pour la méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014). Les points verts représentent les HS détectés par la méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014) et les points rouges, les HS détectés par les forces de réaction au sol. Cette figure permet d'effectuer une première analyse visuelle entre la méthode basée sur la vitesse angulaire et la méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014).

Cependant, si l'on compare visuellement la Figure 4.6 et la Figure 4.8, il est difficile de distinguer des différences entre la méthode basée sur la vitesse angulaire et la méthode adaptée de Trojaniello et al., (2014) par rapport à la méthode des forces au sol.

Les Figure 4.9 représente les différences entre la méthode implémentée (adaptée de (Trojaniello et al., 2014)) et la méthode des forces au sol.

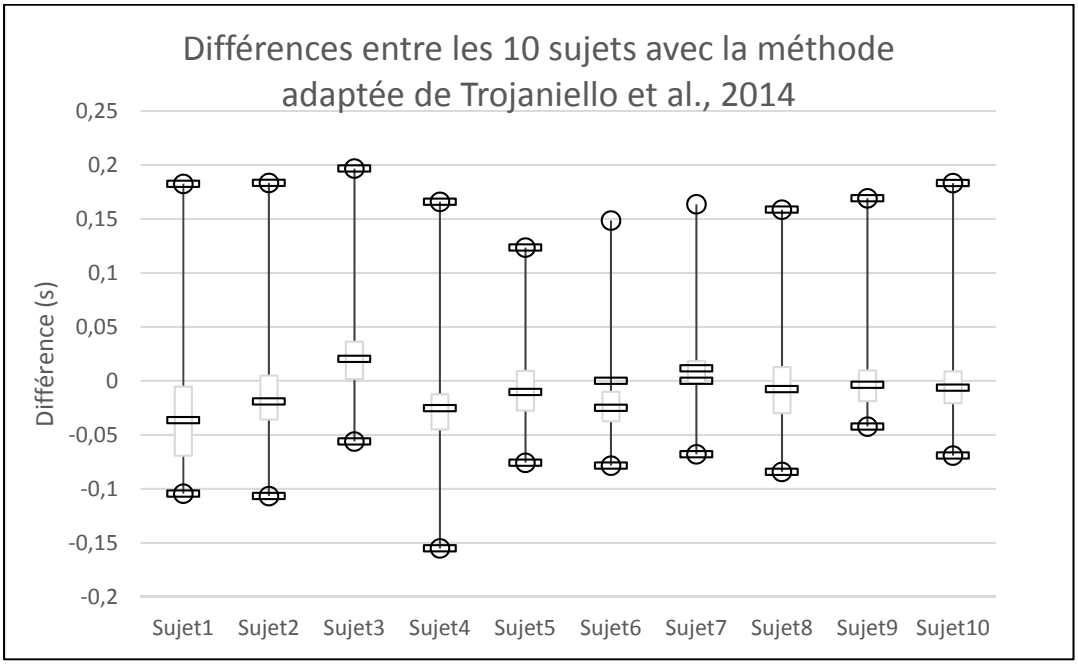


Figure 4.9 Boites à moustaches des différences entre
la méthode adaptée de Trojaniello et al. (2014) et la méthode des forces au sol

En moyenne, la différence entre les détections du HS par la méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014) et celle utilisant les forces au sol est de 4 ms ± 59 ms.

Sur la Figure 4.9, il est possible de voir que les variations intra-sujet sont relativement importantes. Cela est dû à la présence de cas extrêmes sur les différents sujets. En effet, durant le cycle de marche de 45 secondes, il y a des HS qui sont mal détectés à cause du profil de vitesse angulaire ou de l'accélération antéropostérieure. C'est pour cela que des cas extrêmes apparaissent. Cependant, la moyenne pour les 10 sujets est de 4 ms ce qui est plus précis que la méthode actuelle basée sur la vitesse angulaire où la moyenne était de 61 ms.

### 4.3.4 Discussion et conclusion

La méthode actuelle basée sur la vitesse angulaire montre des différences importantes dûes à la mauvaise détection des HS. La méthode implémentée adaptée de (Trojaniello et al., 2014) est plus précise sur les 10 sujets testés. En effet, la détection s'effectue sur plusieurs paramètres identifiés dans le cycle de marche (minimum de la vitesse angulaire, maximum du pic d'accélération précédent le minimum de la vitesse angulaire…), ce qui rend la méthode plus précise.

Les vérifications visuelles effectuées sur les courbes ont permis d'observer sur l'ensemble de l'essai de marche si le HS est détecté en avance, en même temps ou en retard par rapport au gold standard.

Ainsi les résultats montrent que la méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014) était plus précise que la méthode actuelle.

Tableau 4.3 Résumé des résultats obtenus des calculs de différences entre les différentes méthodes

| | Moyenne ± écart-type<br>Avec cas extrêmes | Moyenne ± écart-type<br>Sans cas extrêmes |
|---|---|---|
| Méthode basée sur la vitesse angulaire | - | 60 ± 30 ms |
| Méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014) | 4 ± 59 ms | 16 ± 25 ms |

Le Tableau 4.3 montre que la méthode basée sur la vitesse angulaire a une moyenne de 60 ± 30 ms. Si la méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014) est plus précise que la méthode basée sur la vitesse angulaire, elle présente néanmoins un écart type plus important lorsque les données contiennent des cas extrêmes. Ceux-ci sont dû à une mauvaise détection des HS pour certains cycles de marche sur l'ensemble de l'essai. Ces cas extrêmes sont néanmoins assez

rares. Lorsque ceux-ci sont supprimés, la moyenne est de 16 ± 25 ms ce qui reste plus précis et aussi variable que la méthode basée sur la vitesse angulaire. Cela justifie la dernière étape du traitement des données qui consiste à ne garder que les 15 cycles les plus répétables pour la suite de l'analyse. Il est à noter cependant que cette méthode nécessite pour le moment l'intervention de l'utilisateur car l'algorithme a besoin d'une fenêtre de travail pour chaque essai de marche pour déterminer les HS et n'est pas fait pour supprimer les cas extrêmes automatiquement.

## 4.4 Sélection des cycles les plus répétables

### 4.4.1 Base de données

La base de données pour effectuer la sélection des cycles les plus répétables est la même que pour la partie « Découpage ». En effet, cette sélection s'effectue à la suite du découpage.

### 4.4.2 Méthodologie

La sélection des cycles les plus répétables a pour effet de diminuer la variabilité des données. Cette méthode va permettre d'éliminer les cas extrêmes évoqués précédemment. Dans la revue de littérature, il a été montré que le nombre de cycles les plus répétables à conserver est de 15. Afin de déterminer quel cycle est moins répétable par rapport à un autre, un calcul d'erreur a été effectué. Le cycle le moins répétable est par définition celui qui s'écarte de cette moyenne. L'erreur va être quantifiée grâce au calcul de l'erreur quadratique moyenne (Root Mean Square Error RMSE).

$$RMSE = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^{N}(Xi - \bar{X})^2}}{N} \tag{4.3}$$

Tirée du site (Statistica, 2016)

Où Xi correspond à l'erreur du point i, $\bar{X}$ correspond à la moyenne des erreurs et N correspond au nombre total d'erreurs individuelles.

Le principe de ce calcul est d'élever au carré les erreurs individuelles de chaque point de la courbe filtrée puis de les additionner entre elles. À la suite de cela, la racine carrée du résultat obtenu est calculée et divisée par le nombre total d'erreurs individuelles.

Étant donné que l'on désire conserver les 15 cycles les plus répétables, il faudra conserver les cycles dont l'erreur RMS est la plus faible sur l'ensemble des courbes. Pour ce faire, l'erreur RMS est calculée sur l'ensemble des essais de marche. Si le cycle à l'erreur la plus grande alors il correspond au cycle le moins répétable. Celui-ci est donc retiré de l'ensemble des cycles et l'erreur RMS sur l'ensemble des courbes est recalculée. Le cycle ayant l'erreur la plus grande est de nouveau supprimé. Cette opération est effectuée de manière itérative jusqu'à ce que le nombre de cycle désiré soit obtenu.

### 4.4.3 Résultats

Afin d'observer le résultat de la sélection des 15 cycles les plus répétables, une première vérification visuelle est effectuée (Figure 4.10). Cette figure représente la superposition des cycles de marche pour un même sujet. À la suite des vérifications visuelles, la moyenne et l'écart type a été calculée avec l'ensemble des essais de marche et avec les 15 cycles les plus répétables. Ces deux résultats seront comparés afin de déterminer si cette sélection a bien un impact sur la suppression des cas extrêmes.

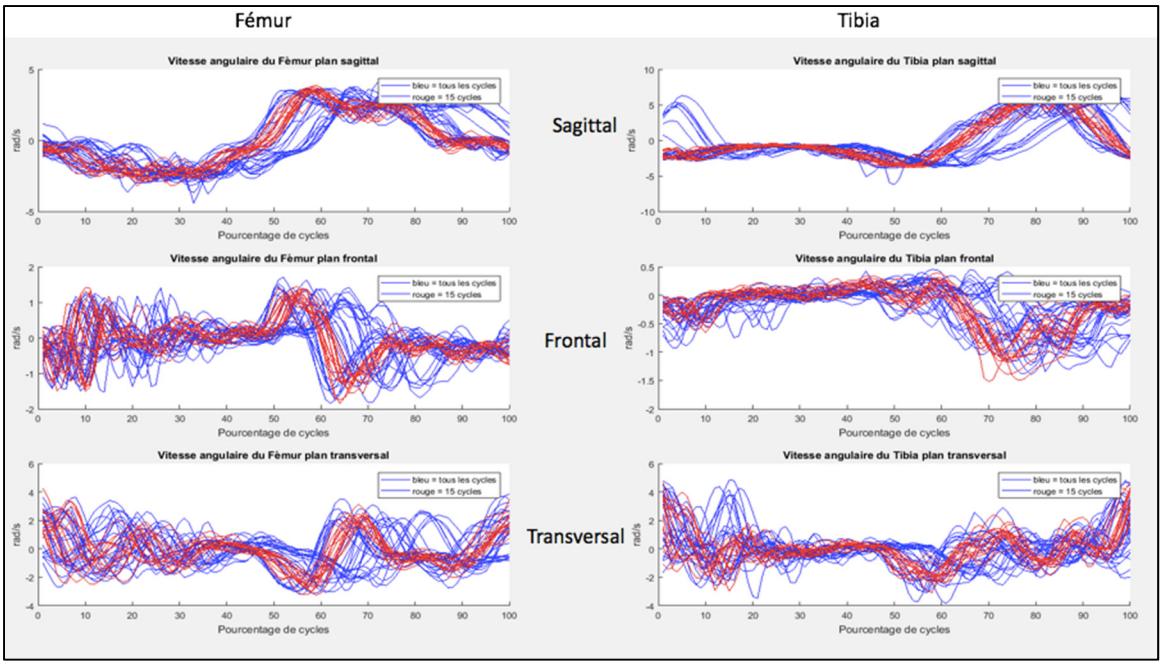


Figure 4.10 Superposition des cycles de marche du sujet 1
Comparaison de tous les cycles versus les 15 cycles les plus répétables

La Figure 4.10 présente la superposition des cycles de marche du fémur (à gauche) et du tibia (à droite) dans les plans anatomiques pour le sujet 1. Les 15 cycles les plus répétables sont affichés en rouge tandis que l'ensemble des cycles du sujet sont en bleu. Grâce à cette superposition, il est possible de voir que la variabilité de tous les cycles de marche est beaucoup plus importante que celle des 15 cycles sélectionnés.

Afin d'observer plus précisément les patrons de marche dans chaque plan, l'analyse du tibia et du fémur a été effectué séparément. Ainsi, si l'on s'intéresse à la moyenne et aux écarts types des vitesses angulaires du tibia et du fémur, les courbes obtenues sont présentées sur les Figure 4.11 et Figure 4.12 :

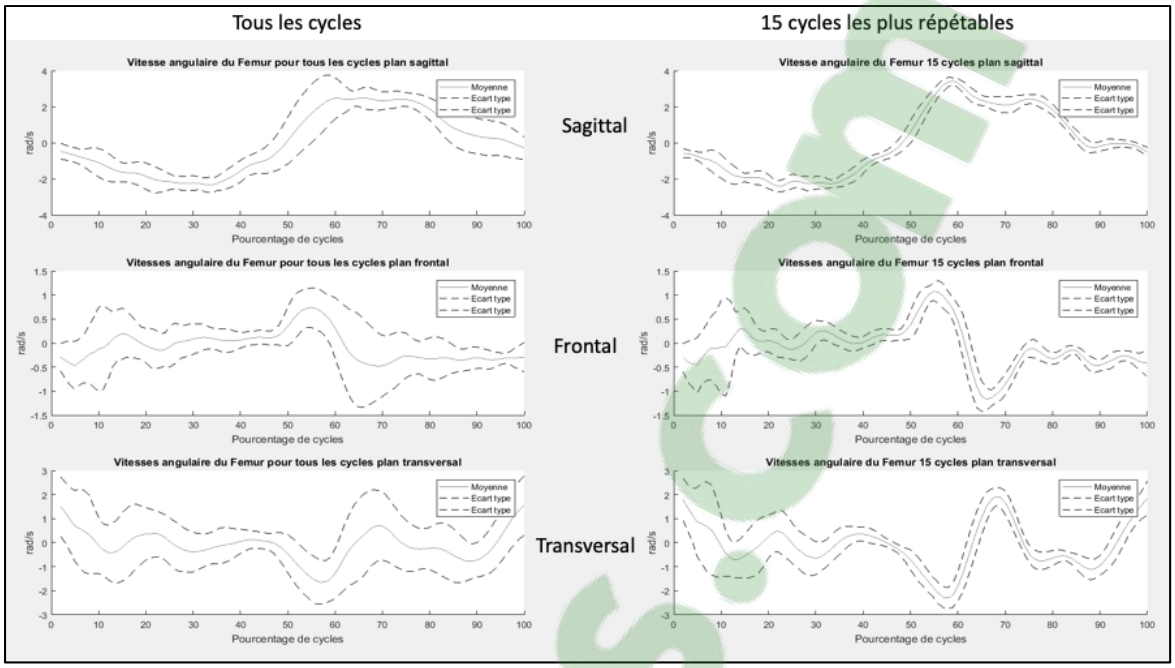


Figure 4.11 Comparaison de la vitesse angulaire du fémur dans les 3 plans pour le sujet 1 Tous les cycles versus les 15 cycles les plus répétables

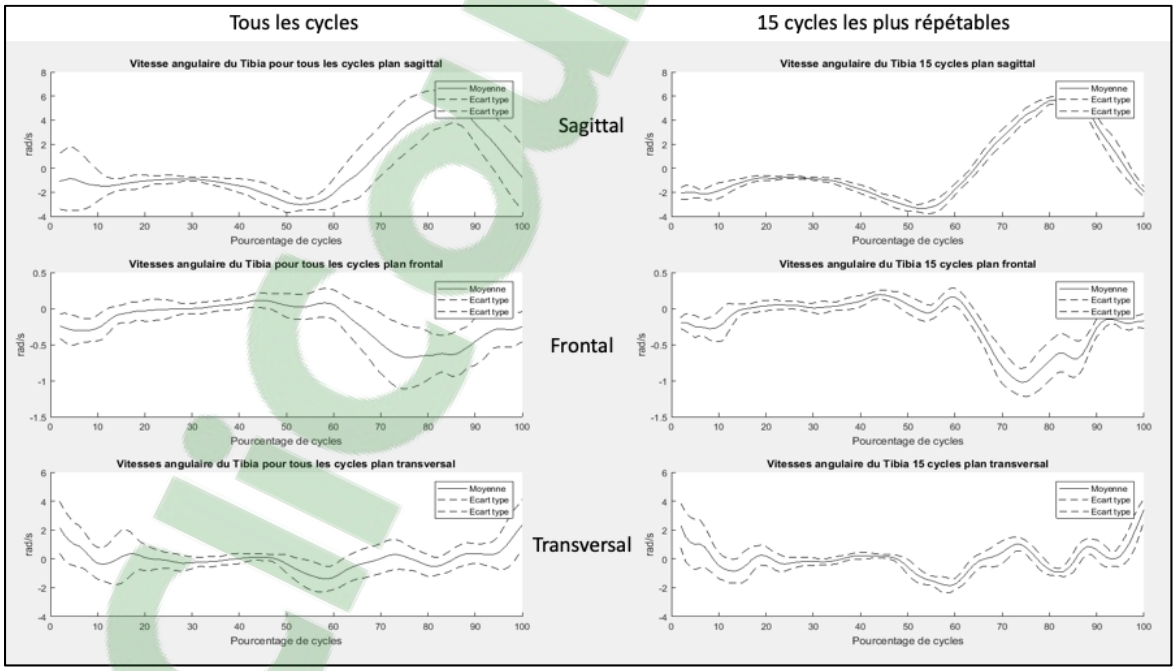


Figure 4.12 Comparaison de la vitesse angulaire du tibia dans les 3 plans pour le sujet 1 Tous les cycles versus les 15 cycles les plus répétables

Les Figure 4.11 et Figure 4.12 présentent respectivement la moyenne et son écart type pour le fémur et le tibia dans les 3 plans. Sur la colonne de gauche, on observe la moyenne et son écart type pour tous les cycles de marche et sur la droite la moyenne et écart types calculés seulement sur les 15 cycles les plus répétables. Cette comparaison permet d'observer la réduction de la variabilité suite à la sélection des cycles. Cela signifie que les cas extrêmes ont été éliminés.

Les Figure 4.13 et Figure 4.14, illustrent les résultats de la sélection des 15 cycles pour les 10 sujets.

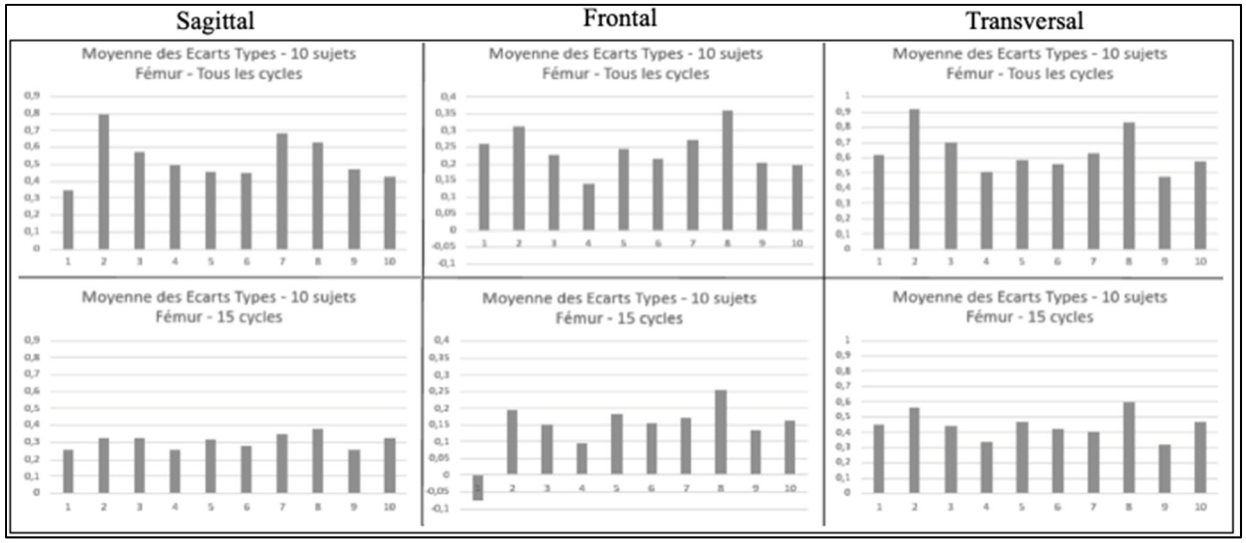


Figure 4.13 Résultats des moyennes et écarts types des 10 sujets –
Comparaison tous les cycles vs 15 cycles – Fémur

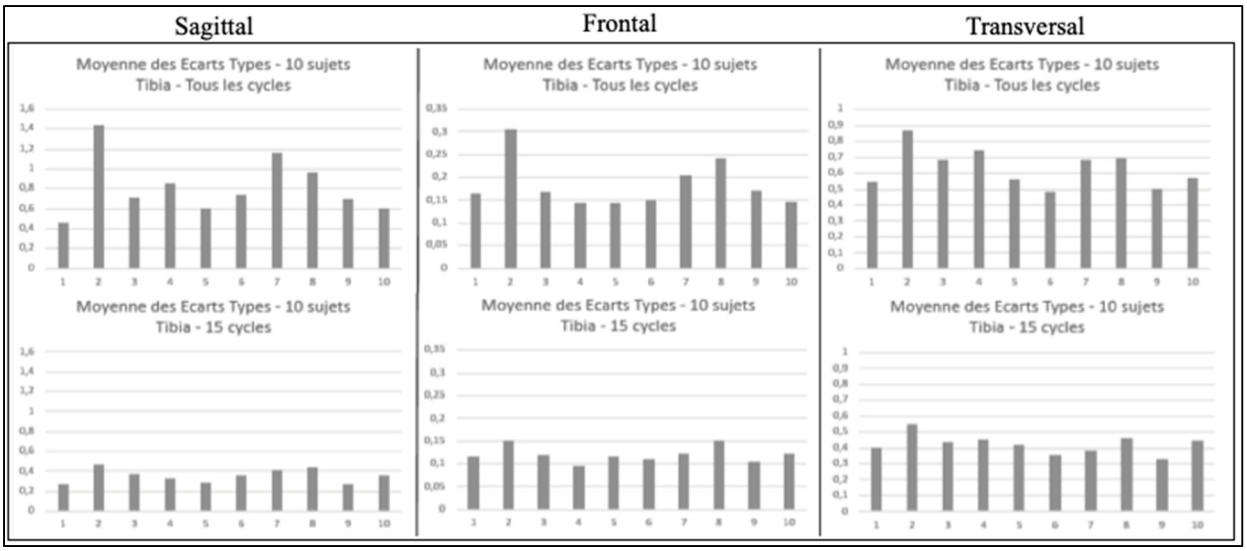


Figure 4.14 Résultats des moyennes et écarts types des 10 sujets –
Comparaison tous les cycles vs 15 cycles – Tibia

La Figure 4.13 présente les résultats pour le fémur alors que la Figure 4.14 illustre les résultats pour le tibia. Sur la ligne supérieure, la moyenne des écarts types calculée sur l'ensemble des cycles pour chaque sujet dans chaque plan est présentée alors que sur la ligne inférieure, la moyenne des écarts types est calculée sur les 15 cycles les plus répétables dans les 3 plans anatomiques.

Cela permet de visualiser directement l'effet de la suppression des cas extrêmes. En sélectionnant seulement les 15 cycles les plus répétables, on constate que l'écart type est beaucoup plus faible ce qui se traduit par une variabilité moins importante.

Le Tableau 4.4 présente les résultats de la moyenne des écarts types pour les 10 sujets qui ont été calculés sur l'ensemble des cycles et sur les 15 cycles sélectionnés.

Clicours.COM

Tableau 4.4 Résumé des résultats sur les moyennes des écarts types pour les 10 sujets

| Moyenne des écarts types (s) | | Tous les cycles | 15 cycles |
|---|---|---|---|
| Tibia | Plan sagittal | 0,823 | 0,355 |
| | Plan frontal | 0,184 | 0,121 |
| | Plan transversal | 0,632 | 0,424 |
| Fémur | Plan sagittal | 0,531 | 0,307 |
| | Plan frontal | 0,243 | 0,143 |
| | Plan transversal | 0,641 | 0,448 |

Grâce au Tableau 4.4, on observe la différence entre la moyenne des écarts types entre tous les cycles et seulement les 15 cycles sélectionnés. Comme visualisé sur les figures et comme attendu, l'écart type est réduit après la sélection pour le tibia et le fémur dans les 3 plans anatomiques.

### 4.4.4 Discussion et conclusion

Dans un premier temps, la Figure 4.10 permet de visualiser la variabilité des données pour un seul et même sujet. En effet, lorsque l'on visualise tous les essais de marche pour le sujet 1, il est possible de voir que des cas extrêmes sont présents que ce soit pour le fémur et le tibia dans les trois plans. Cependant, dans le plan sagittal pour le tibia et fémur, un patron de marche distinct, semblable à ce que l'on peut retrouver dans la littérature, ressort facilement.

Si l'on s'intéresse séparément au fémur et au tibia grâce aux Figure 4.11 et Figure 4.12, il est intéressant de voir que une fois la sélection de 15 cycles faites, les cas extrêmes sont éliminés et de ce fait, l'écart type est considérablement réduit. En effet, pour le fémur et le tibia dans le plan sagittal, le patron de marche est facilement identifiable. Dans les plans frontal et transversal, l'écart type est réduit à certains endroits mais reste de manière générale, plus sensible aux variations.

## 4.5 Conclusion

En conclusion, la méthode présentée ci-dessus permet d'appliquer un traitement aux données afin d'obtenir des courbes filtrées, découpées selon le cycle de marche et le plus répétable possible.

Le but du filtrage était d'avoir le filtre qui va éliminer au mieux le bruit du signal issu des capteurs optoélectroniques afin de correspondre avec le signal des capteurs inertiels. Pour valider cette étape, une comparaison de calcul de RMS a été effectuée sur les différents filtres testés. Cela a permis de déterminer que le filtre qui correspond le mieux dans le cadre de ce mémoire est un Power Spectrum Analysis (PSA).

Concernant la deuxième étape, le but était de s'assurer que le découpage soit le plus stable et le plus robuste sur l'ensemble de l'essai de marche et l'ensemble de la base de données. Il faut aussi que le découpage soit le moins influencé par l'utilisateur (pour éviter les biais), soit unilatéral (avec un seul genou) et corresponde bien avec le début du cycle de marche (HeelStrike). Notre choix final c'est porté sur la méthode adaptée de (Trojaniello et al., 2014)

Pour finir, la dernière étape avait pour but de moyenner les cycles de marche d'un même sujet et de démontrer la nécessité de sélectionner seulement les 15 cycles les plus répétables plutôt que tous les cycles découpés. Ainsi cette étape permet de s'assurer que les cas extrêmes sont supprimés.

En résumé, la méthodologie suit la logique suivante (Figure 4.15) :

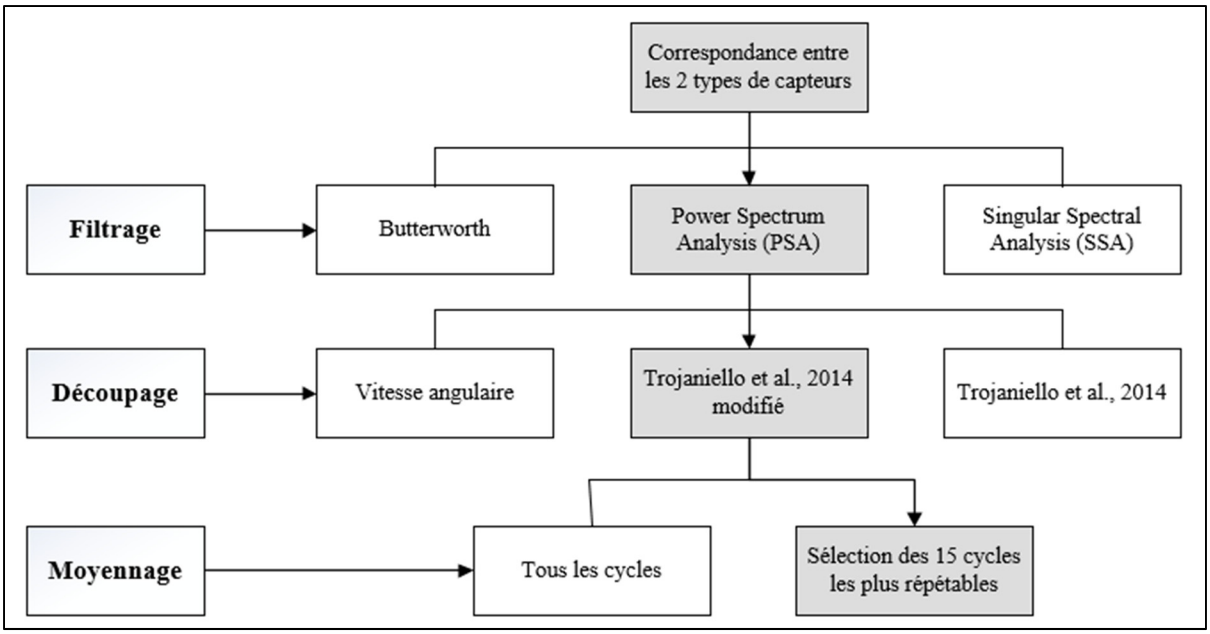


Figure 4.15 Résumé de la méthodologie développée

# CHAPITRE 5

# CARACTÉRISATION DE LA VITESSE ANGULAIRE DE SUJETS SAINS À LA MARCHE

## 5.1 Introduction et rappels des objectifs

Les études de la littérature qui caractérisent la vitesse angulaire du genou pendant la marche l'ont fait seulement dans le plan sagittal et sur des petits échantillons de sujets en bonne santé. D'autres études ont aussi caractérisé la vitesse angulaire du tibia et du fémur séparément dans le plan sagittal et sur des petits échantillons de sujets en bonne santé.

Dans le plan sagittal, quatre points caractéristiques de la courbe de vitesse angulaire ont été identifiés dans la littérature (Chapitre 1.2.4.3). Pour le genou, ces quatre points sont le maximum situé dans la zone au moment du HS, le minimum de la phase d'appui, le maximum du début de la phase d'envol et le minimum de la fin de la phase d'envol. Concernant le tibia, les quatre points sont le minimum au moment du HS, le maximum de la phase d'envol, le minimum du début de la phase d'envol et le maximum de la fin de la phase d'envol. Étant donné qu'aucune étude n'a présenté les vitesses angulaires dans les plans frontal et transverse, il n'y a pas de points identifiés dans ces deux plans. De plus, aucune étude n'a identifié de points caractéristiques pour le fémur, ainsi les points ont été déterminé en fonction des différentes phases du cycle de marche.

L'objectif de ce chapitre est de caractériser la vitesse angulaire du fémur et du tibia dans les trois plans anatomiques pour un cycle de marche moyenné sur un grand échantillon de sujets sains. Cette caractérisation se fera en utilisant les points caractéristiques, nommés ci-dessus, dans le plan sagittal. Dans le plan frontal et transverse, nous allons caractériser les courbes dans leur ensemble. Sur l'échantillon de sujets disponibles, nous allons analyser s'il existe des différences entre les hommes et les femmes.

Nous allons également caractériser les vitesses angulaires du genou afin de pouvoir effectuer une comparaison qualitative avec les données de la littérature.

## 5.2 Méthodologie

### 5.2.1 Base de données

La base de données utilisée pour caractériser la vitesse angulaire des sujets sains est constituée de 41 hommes et 49 femmes. Les données ont été acquises à l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont (HMR) dont le numéro du certificat d'éthique est 10100. Les données démographiques sont présentées dans le Tableau 5.1.

Lors d'une acquisition, le sujet marche sur un tapis roulant en portant l'appareil de mesure KneeKG. Grâce aux données cinématiques collectées lors d'un essai de marche, on calcule les vitesses angulaires afin d'effectuer l'analyse. La méthodologie développée au CHAPITRE 4 a été appliquée à ces 90 sujets afin de pouvoir étudier les vitesses angulaires du tibia, du fémur et du genou dans les plans sagittal, frontal et transversal.

Tableau 5.1 Données démographiques de la base de données HMR

| | Ensemble des sujets | Femme | Homme |
|---|---|---|---|
| Nombre des sujets | 90 | 49 | 41 |
| Âge ± écart type (années) | 34.8 ± 12.3 | 34.8 ± 12.7 | 34.8 ± 12.1 |
| Vitesse de marche ± écart type (m/s) | 0.76 ± 0.11 | 0.75 ± 0.12 | 0.78 ±0.11 |

### 5.2.2 Analyse statistique

Deux types d'analyses ont été effectués : une analyse point par point sur l'ensemble de la courbe et une analyse sur les points caractéristiques ressortis de la revue de littérature.

Afin de déterminer le test adéquat, la distribution et la variance des données ont été analysés et il en est ressorti que le test à utiliser est un test T.

De plus, lors de l'analyse point par point, dans le but de compenser l'erreur de type 2 qui apparaît lors des comparaisons multiples, un critère a été ajouté. Celui-ci consiste à dire que pour considérer une zone statistiquement différente, il est nécessaire qu'au moins 5% des points consécutifs du cycle soient statistiquement différents. En effet, selon le nombre de variables testées, l'erreur de type 2 peut apparaître dans 5% des cas. Le niveau de signification a été fixé à $p < 0.05$.

## 5.3 Résultats

La Figure 5.1 représente les moyennes et écart type des hommes et des femmes pour le fémur, tibia et genou dans les trois plans anatomiques.

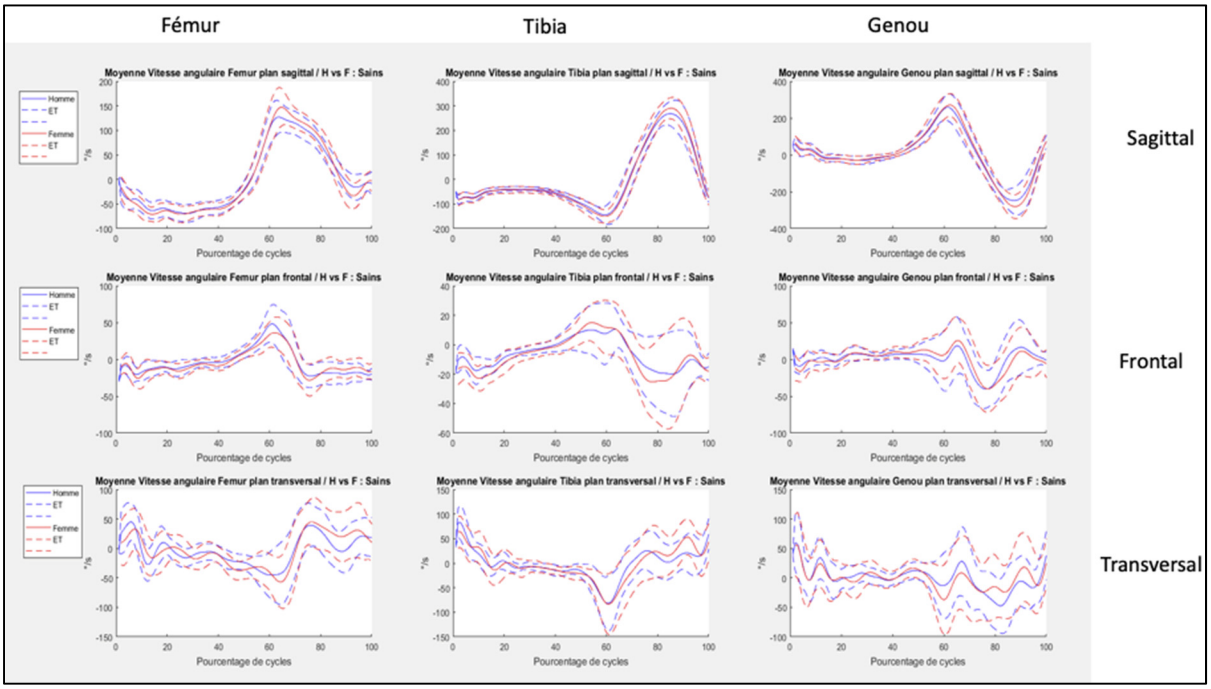


Figure 5.1 Sujets sains : Comparaison courbe moyenne entre les hommes (bleu) et femmes (rouge) dans les trois plans anatomiques

Pour rappel, dans le plan sagittal, une vitesse angulaire positive correspond à un mouvement allant vers la flexion alors qu'une vitesse négative correspond à un mouvement allant vers une extension. Dans le plan frontal, une vitesse positive correspond à un mouvement allant vers une abduction alors qu'une vitesse angulaire négative correspond à un mouvement allant vers l'adduction. Dans le plan transversal, une vitesse angulaire positive correspond à une rotation interne et une vitesse négative à une rotation externe.

La Figure 5.2 présente les zones où des différences statistiquement significatives ont été trouvées entre les hommes et les femmes suite au test T (zones vertes hachurées).

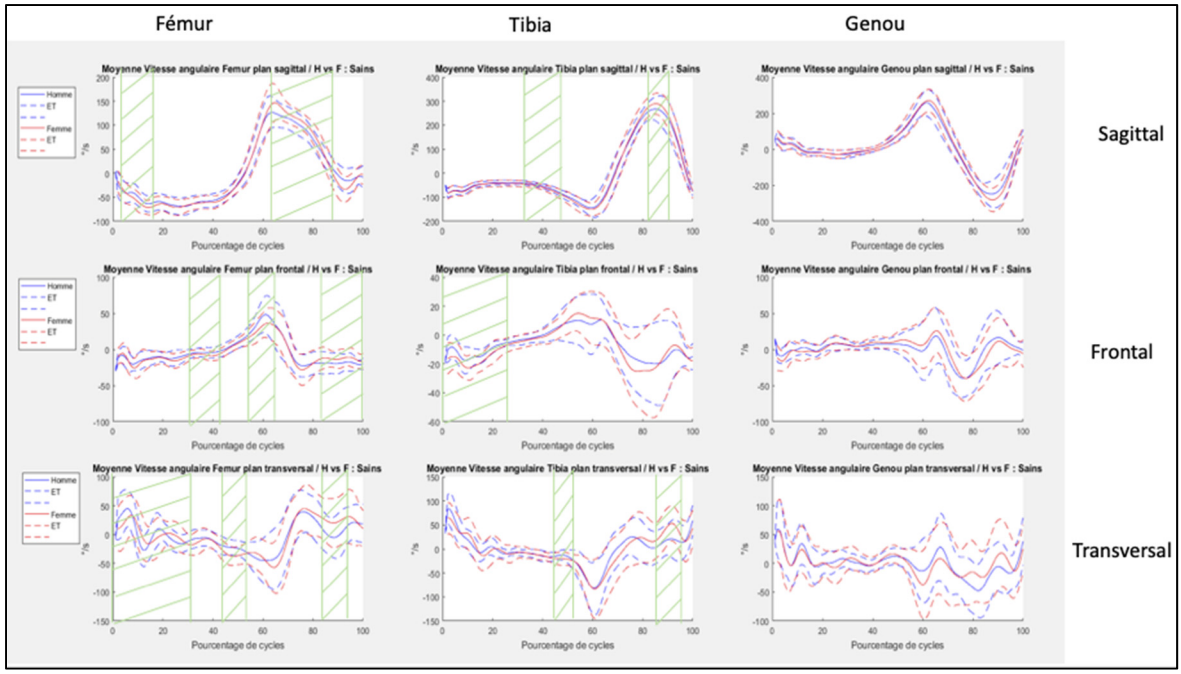


Figure 5.2 Analyse point par point - Sujets sains homme (bleu) vs femme (rouge)

On note qu'il n'y a aucune différence significative entre les hommes et les femmes pour la vitesse angulaire du genou. Par contre, des différences significatives apparaissent entre les hommes et les femmes lorsqu'on analyse les courbes de vitesse angulaire du fémur et du tibia séparément.

Le Tableau 5.2 présente les résultats des tests statistiques effectués sur les quatre paramètres caractéristiques dans le plan sagittal.

Tableau 5.2 Statistiques des paramètres caractéristiques de la vitesse angulaire du tibia et genou dans le plan sagittal – Valeur et écart type

| **TIBIA** | **Valeur Homme ± ET** | **Valeur Femme ± ET** | **P-value** |
|---|---|---|---|
| Heel-Strike | -85,9 ± 18,3 | -92,0 ± 17,4 | 0,91 |
| Max Appui | -32,9 ± 8,2 | -37,4 ± 12,5 | **0,044** |
| Toe-Off | -152,9 ± 26,4 | -161,7 ± 25,1 | 0,112 |
| Max Envol | 277,8 ± 44,5 | 304,7 ± 37,1 | **0,003** |
| **GENOU** | **Valeur Homme ± ET** | **Valeur Femme ± ET** | **P-value** |
| Heel-Strike | 64,8 ± 33,8 | 73,2 ± 32,3 | 0,231 |
| Max Appui | -41,5 ± 17,0 | -42,2 ± 19,5 | 0,857 |
| Toe-Off | 272,5 ± 61,0 | 293,9 ± 48,2 | 0,066 |
| Max Envol | -265,6 ± 59,3 | -297,5 ± 58,2 | **0,012** |

Le Tableau 5.2 montre que pour le tibia, le maximum de la phase d'appui et le maximum de la phase d'envol sont des points caractéristiques où les différences entre les hommes et les femmes sont significatives. Pour le genou, seul le maximum de la phase d'envol se révèle significatif.

Il est important de noter que dans le plan sagittal, les zones significatives illustrées sur la Figure 5.2 correspondent aux zones où apparaissent les paramètres caractéristiques qui ont été sélectionnés lors de la revue de littérature (Tableau 5.2).

La Figure 5.1 révèle que dans le plan sagittal, un patron de marche distinct ressort pour le fémur, le tibia et le genou. Ce patron est comparable aux différents résultats de la revue de

littérature (Figure 5.3 et Figure 5.4). De plus, il est notable que la variabilité entre les sujets de chaque groupe est plus importante dans les plans frontal et transverse.

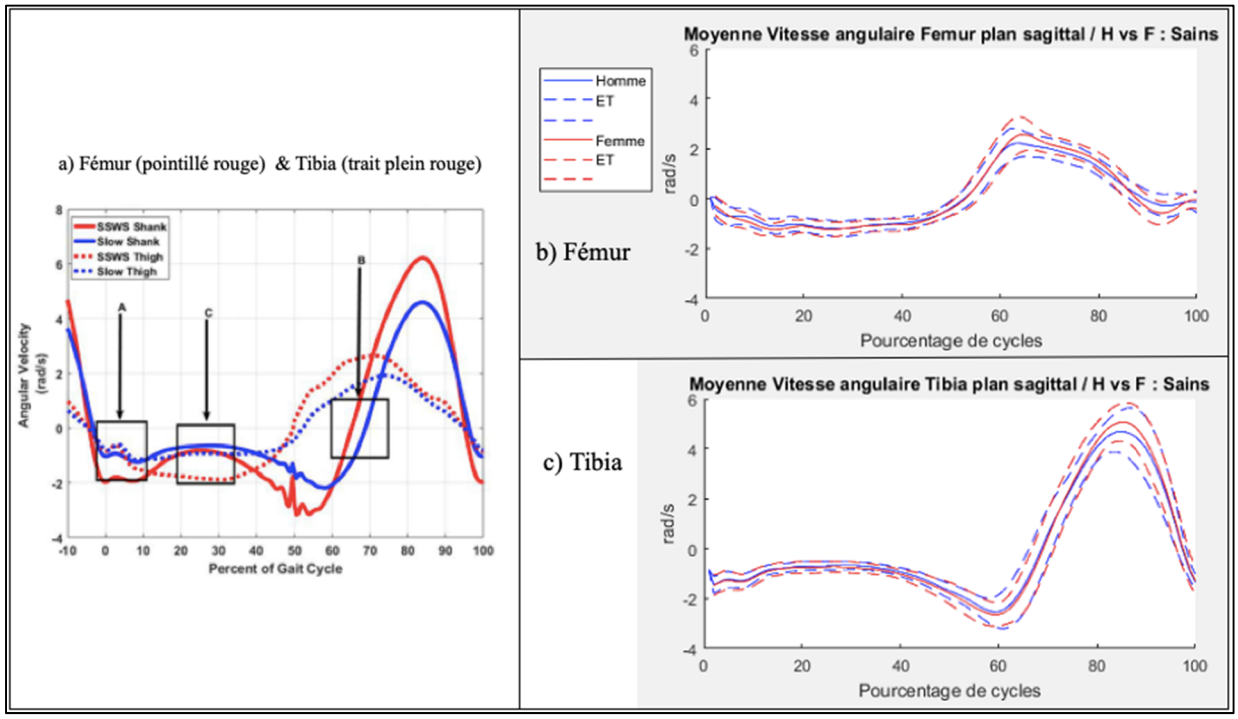


Figure 5.3 Comparaison des courbes de vitesse angulaire du fémur et du tibia dans le plan sagittal – a) Courbes de vitesse angulaire du fémur (pointillé rouge) et tibia (trait plein rouge)– Tiré de Allseits et al., (2017) – b) Résultat de la courbe de vitesse angulaire du fémur – c) Résultat de la courbe de vitesse angulaire du tibia

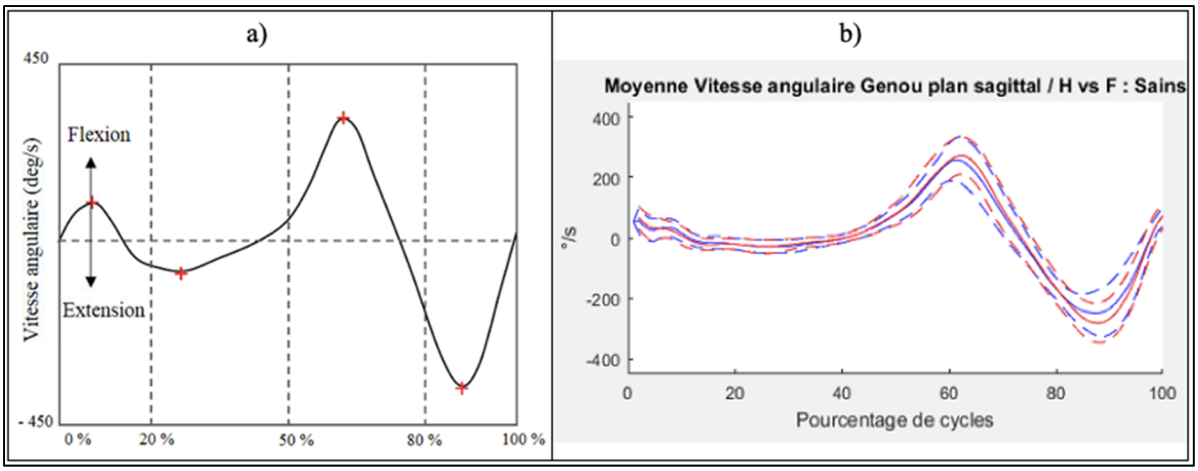


Figure 5.4 Comparaison des courbes de vitesse angulaire du genou dans le plan sagittal - a) Courbes de vitesse angulaire du genou – Tiré et adapté de (Afiah et al., 2016) – b) Résultat de la courbe de vitesse angulaire du genou

## 5.4 Discussion

Dans le plan sagittal, les différences constatées entre les hommes et les femmes lors du maximum de la phase d'envol peuvent s'expliquer par le fait que les femmes vont effectuer le mouvement d'envol plus rapidement que les hommes. Cependant, les analyses cinématique de rotation articulaire effectuées par (Clément et al., 2018) ont montré qu'il n'y a pas de différences homme/femme dans cette phase de la marche (Clément et al., 2018). Cela signifie donc que pour une même amplitude de flexion, une femme va effectuer le mouvement plus rapidement qu'un homme.

Dans le plan frontal, la vitesse angulaire du tibia chez les femmes est supérieure à celle des hommes. Ce phénomène se vérifie avec l'analyse des courbes de cinématique qui montrent qu'une femme a un mouvement plus ample en abduction qu'un homme (Clément et al., 2018).

L'étude de (Mentiplay et al., 2018) a prouvé que la vitesse de marche d'un sujet influence sa démarche, en effet, lorsque la vitesse de marche augmente, le maximum de la phase d'envol augmente aussi. Cependant, dans notre cas, les femmes marchent à une vitesse de 0.75 ± 0.12 m/s alors que les hommes marchent à 0.78 ± 0.11 m/s. Étant donné que les vitesses sont

Clicours.COM

sensiblement les mêmes, alors les différences observées ne peuvent pas être dues à la vitesse de marche des sujets.

Les résultats présentés dans le Tableau 5.2 confirment l'analyse point par point qui avait révélé que les zones, où les points caractéristiques apparaissent, étaient significatives. Pour le genou, aucune zone ne s'était révélée significative lors de l'analyse point par point alors que lors de l'analyse des paramètres, le maximum de la phase d'envol est significatif. Cette différence est due au fait que pour l'analyse point par point une zone est significative lorsque 5 points consécutifs le sont. Si l'on s'intéresse directement au point caractéristique, alors il ressort significatif.

Les Figure 5.3 et Figure 5.4 illustrent la comparaison des courbes de vitesses angulaires du tibia et du genou dans le plan sagittal entre notre étude et la littérature. Ces figures permettent d'observer les patrons de marche qui ressortent. À noter que pour la courbe de vitesse angulaire du genou obtenue grâce à notre étude, le maximum de flexion durant la phase de chargement est beaucoup plus faible que dans la littérature. Cela peut s'expliquer par le fait que pour notre étude, le sujet marche sur un tapis roulant et non dans un couloir.

Les Tableau 5.3 et Tableau 5.4 présentent un résumé des valeurs caractéristiques du genou et du tibia obtenues dans la littérature, ainsi que les valeurs qui ont été obtenues grâce à nos résultats. Cela permet d'effectuer une comparaison des valeurs caractéristiques. En comparant nos résultats avec les valeurs de la revue de littérature, nous constatons que nos valeurs sont très proches de celles de la littérature. En effet, à l'aide du Tableau 5.3, si l'on compare nos résultats avec les données de l'étude de (Mentiplay et al., 2018), on constate que l'ordre de grandeur est le même pour la même vitesse de marche, c'est à dire pour une vitesse de marche comprise entre 0,6 et 0,79 m/s.

Comme on peut le constater, la vitesse angulaire du genou au moment du HS est de 57,58 ± 29,91 °/s dans l'étude de (Mentiplay et al., 2018), alors que nos résultats nous donnent une vitesse angulaire de 69,38 ± 33,10 °/s. Concernant le maximum durant la phase d'appui, la

valeur de l'étude est de -37,03 ± 12,67 °/s alors que nos résultats donnent une valeur de -41, 89 ± 18,32 °/s. Pour la vitesse angulaire au moment du TO, la valeur de l'étude de (Mentiplay et al., 2018) est de 243,55 °/s alors que nos résultats donnent une valeur de 284,14 ± 55,15 °/s. Pour finir, le maximum de la phase d'envol est de -257,84 °/s en comparaison avec nos résultats qui donne une valeur de -282,99 ± 60,52 °/s. Ces différences peuvent être dues à la condition de marche ; l'étude de (Mentiplay et al., 2018) est réalisée dans un couloir de marche alors que notre étude est réalisée sur un tapis roulant.

Tableau 5.3 Résumé des valeurs caractéristiques de la vitesse angulaire du genou

| Auteurs | N Participants | Types de capteurs | Calcul vitesse | Segment étudié | Spécificité | Couloir ou tapis | Vitesse de marche (m/s) | Vitesse angulaire HS (°/s) | Vitesse angulaire Max Appui (°/s) | Vitesse angulaire TO (°/s) | Vitesse angulaire Max Envol (°/s) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Mentiplay et al., 2018 | 36 sujets sains 23 Femmes 13 Hommes | Marqueurs sur la peau | Dérivée des angles au genou | Genou | Mouvement contraint le varus-valgus et les rotations | Couloir de 8 m | 0,4 à 0,59 | 44.21 ± 24.83 | -30.23 ± 11.79 | 219.29 ± 19.43 | -208.90 ± 40.49 |
| | | | | | | | 0,60 à 0,79 | 57.58 ± 29.91 | -37.03 ± 12.67 | 243.55 ± 26.02 | -257.84 ± 42.70 |
| | | | | | | | 0,8 à 0,99 | 67.92 ± 33.42 | -47.11 ± 16.56 | 266.65 ± 21.23 | -282.71 ± 40.37 |
| | | | | | | | 1,00 à 1,19 | 108.36 ± 35.87 | -66.75 ± 15.09 | 301.18 ± 26.23 | -357.90 ± 48.67 |
| | | | | | | | 1,20 à 1,39 | 135.22 ± 16.89 | -81.91 ± 23.32 | 318.39 ± 29.06 | -386.39 ± 50.48 |
| | | | | | | | 1,40 à 1,60 | 152.23 ± 39.18 | -106.63 ± 23.04 | 336.16 ± 23.89 | -384.05 ± 45.74 |
| Afiah et al., 2016 | 49 sujets 30 âgées 19 très âgées | Marqueurs sur la peau | Dérivée de la position | Genou | - | Pied nu sur 10 m | 1,25 (75,3 m/min) | 95.3 ± 27.5 | -176,8 ± 47,7 | 403.6 ± 50.7 | -400,1 ± 50.7 |
| | | | | | | | 1,15 (68,8 m/min) | 87,0 ± 29,0 | -157,1 ± 38,6 | 379,2 ± 55,4 | -378,0 ± 52,9 |
| Nous | 90 Sujets 41 Hommes 49 Femmes | Marqueurs sur le KneeKG | Dérivée des angles au genou du plan sagittal | Genou | - | Tapis roulant | 0,76 | 69,38 ± 33,10 | -41,89 ± 18,32 | 284,14 ± 55,15 | -282,99 ± 60,52 |

Tableau 5.4 Résumé des valeurs caractéristiques
de la vitesse angulaire du tibia et du fémur

| Auteurs | N Participants | Types de capteurs | Calcul vitesse | Segment étudié | Couloir ou tapis | Vitesse de marche (m/s) | Vitesse angulaire HS en °/s (rad/s) | Vitesse angulaire Max Appui en °/s (rad/s) | Vitesse angulaire TO en °/s (rad/s) | Vitesse angulaire Max Envol en °/s (rad/s) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Allseits et al., 2017 | 11 Sujets<br>5 Femmes<br>6 Hommes | Capteurs inertiels | - | Tibia et Fémur | Couloir de 12,25 m | Tibia : Vitesse non spécifié | ≈ -114 (-2) | ≈ - 38 (-0,67) | ≈ -178 (-3,1) | ≈ 363 (6,4) |
| | | | | | | Fémur : Vitesse non spécifié | ≈ -51 (-0,89) | ≈ -114 (-2) | ≈ 140 (2,4) | ≈ 152 (2,67) |
| Bishop et Li, 2010 | 18 Sujets<br>10 Hommes<br>8 Femmes | Capteurs inertiels | - | Tibia | Tapis roulant | Tibia : Vitesse non spécifié | ≈ -92 | ≈ -46 | ≈ -123 | ≈ 215 |
| Bötzel et al., 2015 | 14 Sujets<br>Homme | Capteurs inertiels | - | Tibia | Tapis roulant | Tibia : 0,5 m/s | ≈ -55 | ≈ -18 | ≈ -105 | ≈ 168 |
| Nous | 90 Sujets<br>41 Hommes<br>49 Femmes | Marqueurs sur le KneeKG | Dérivée des angles au genou du plan sagittal | Tibia et Fémur | Tapis roulant | Tibia : 0,76 | -89 ± 18 | -35 ± 11 | -158 ± 26 | 292 ± 43 |
| | | | | | | Fémur : 0,76 | -78 ± 17 | -83 ± 16 | 143 ± 38 | 104 ± 32 |

## 5.5 Conclusion

Pour conclure, les résultats de ce chapitre ont permis de visualiser les patrons de marche de la vitesse angulaire pour le fémur, le tibia et le genou dans le plan sagittal, frontal et transversal pour une base de données de sujets sains.

Grâce à cela, nous pouvons comparer nos courbes avec celles obtenues grâce à la revue de littérature et confirmer que les données que nous obtenons sont du même ordre de grandeur et présentent les mêmes patrons que les données de la littérature.

De plus, les analyses statistiques ont permis de confirmer les différences entre les hommes et les femmes qui avaient été déjà été démontrées grâce à l'analyse de la cinématique du genou dans les plans sagittal, frontal et transverse (Clément et al., 2018). Ainsi, au vu de ces différences, lors des analyses suivantes, notamment sur des sujets arthrosiques, les groupes d'hommes et de femmes seront étudiés séparément. Ceci fera l'objet du prochain chapitre.

# CHAPITRE 6

# CARACTÉRISATION DE LA VITESSE ANGULAIRE DE SUJETS ARTHROSIQUES À LA MARCHE

## 6.1 Introduction et rappels des objectifs

Les études de la littérature ont caractérisé la vitesse angulaire du genou, du tibia et du fémur pendant la marche seulement à l'aide d'une base de données de sujets sains. À notre connaissance, aucune étude n'a caractérisé la vitesse angulaire de sujets pathologiques à la marche.

De la même manière que dans le chapitre précédent, qui caractérise la vitesse angulaire de sujets sains à la marche, la vitesse angulaire de sujets gonarthrosiques sera caractérisée pour le fémur et le tibia dans les trois plans anatomiques. De plus, dans le plan sagittal, la vitesse angulaire sera caractérisée à l'aide de quatre points caractéristiques. Afin d'effectuer une comparaison entre des sujets sains et des sujets arthrosiques, il est important de reprendre les mêmes paramètres issus de la littérature.

Ce chapitre a pour but de caractériser la vitesse angulaire d'une base de données de sujets arthrosiques. Lors du précédent chapitre, la caractérisation de la vitesse angulaire a permis de valider les différences entre les hommes et les femmes dans les trois plans anatomiques pour le tibia, le fémur et le genou.

De ce fait, afin d'étudier au mieux la base de données de sujets arthrosiques, les analyses seront effectuées séparément sur un groupe constitué d'hommes et un autre groupe de femmes. Cela permettra de caractériser le patron de marche en fonction de l'avancement du grade d'arthrose.

## 6.2 Méthodologie

### 6.2.1 Base de données

La base de données utilisée pour étudier la vitesse angulaire des sujets arthrosiques est constituée de 166 hommes et 262 femmes. Les données ont été acquises dans le cadre d'un projet clinique (Projet Arthrose - Mieux traiter et diagnostiquer l'arthrose du genou: un impératif clinique et économique pour notre système de santé) dont le numéro de certificat est 14.339 au CRCHUM et H20150505 à l'ÉTS.

Pour rappel, lors d'une série d'acquisitions, le sujet marche sur un tapis roulant en portant l'appareil de mesure KneeKG. Grâce aux données cinématiques collectées lors d'un essai de marche, on calcule les vitesses angulaires afin d'effectuer l'analyse (voir chapitre 3). La méthodologie développée a été appliquée à ces 428 sujets afin de pouvoir étudier les cycles de marche du tibia, du fémur et du genou dans les plans sagittal, frontal et transversal.

Les données démographiques et le nombre de sujets de la base de données sont présentées dans le Tableau 5.1.

Tableau 6.1 Données démographiques de la base de données Mon Arthrose

| | Ensemble des sujets | Femme | Homme |
|---|---|---|---|
| Nombre de sujets | 428 | 262 | 166 |
| Âge ± écart type (années) | 62,9 ± 9,47 | 62,8 ± 9,54 | 63,0 ± 9,35 |
| Vitesse de marche (m/s) | 0.86 | 0.83 | 0.88 |

Afin d'effectuer une analyse en fonction du grade d'arthrose, les essais de marche sont regroupés en sous-groupes selon la gravité de l'atteinte.

Durant l'acquisition des données, chaque sujet effectue plusieurs essais de marche. Ceux-ci sont effectués avec l'appareil KneeKG sur le genou droit et ensuite sur le genou gauche. En obtenant des mesures sur les deux genoux, le nombre d'essais augmente ce qui permet d'avoir une base de données plus importante.

Le Tableau 6.2 présente le nombre d'essais de marche dans chaque groupe ainsi que leur vitesse de marche moyenne.

Tableau 6.2 Caractéristiques des différents groupes des sujets arthrosiques

| Femme | | | | |
|---|---|---|---|---|
| | Sains | Grade 2 (OA2) | Grade 3 (OA3) | Grade 4 (OA4) |
| Nombre d'essais de marche | 46 | 135 | 159 | 114 |
| Vitesse de marche (m/s) | 0,83 | 0,87 | 0,84 | 0,77 |
| Homme | | | | |
| | Sains | Grade 2 (OA2) | Grade 3 (OA3) | Grade 4 (OA4) |
| Nombre d'essais de marche | 37 | 89 | 75 | 74 |
| Vitesse de marche (m/s) | 0,83 | 0,89 | 0,90 | 0,84 |

### 6.2.2 Analyse statistique

De la même manière que pour la base de données de sujets sains, une analyse point par point et une analyse sur les paramètres caractéristiques ont été effectuées. Ces analyses vont permettre de vérifier s'il y a des différences entre les hommes et les femmes.

clicours.com

Afin de déterminer le test adéquat, la distribution et la variance des données ont été analysés et il en est ressorti que le test à utiliser est un test T.

Dans le but de compenser l'erreur de type 2 qui apparaît lors des comparaisons multiples, celui-ci consiste à dire que pour considérer une zone statistiquement différente, il est nécessaire qu'au moins 5% des points consécutifs du cycle soient statistiquement différents. En effet, selon le nombre de variables testées, l'erreur de type 2 peut apparaître dans 5% des cas. Le niveau de signification a été fixé à $p < 0.05$.

De plus, afin d'étudier les différents stades d'arthrose, des tests ANOVA seront effectués. Cependant, étant donné que les tailles de groupes sont inégales (Tableau 6.2), une variante du test ANOVA sera appliquée : le test de Brown-Forsythe. Un test post-hoc (Scheffé) sera effectué afin de déterminer parmi les différents groupes, lesquelles ressortent significatifs.

## 6.3 Résultats

### 6.3.1 Sujets arthrosiques : Homme vs Femme

La Figure 6.1 représente les moyennes et écart type des hommes et des femmes arthrosiques pour le fémur, tibia et genou dans les trois plans anatomiques. De plus, la figure présente les zones où des différences statistiquement significatives entre les hommes et les femmes ont été trouvées suite au test T.

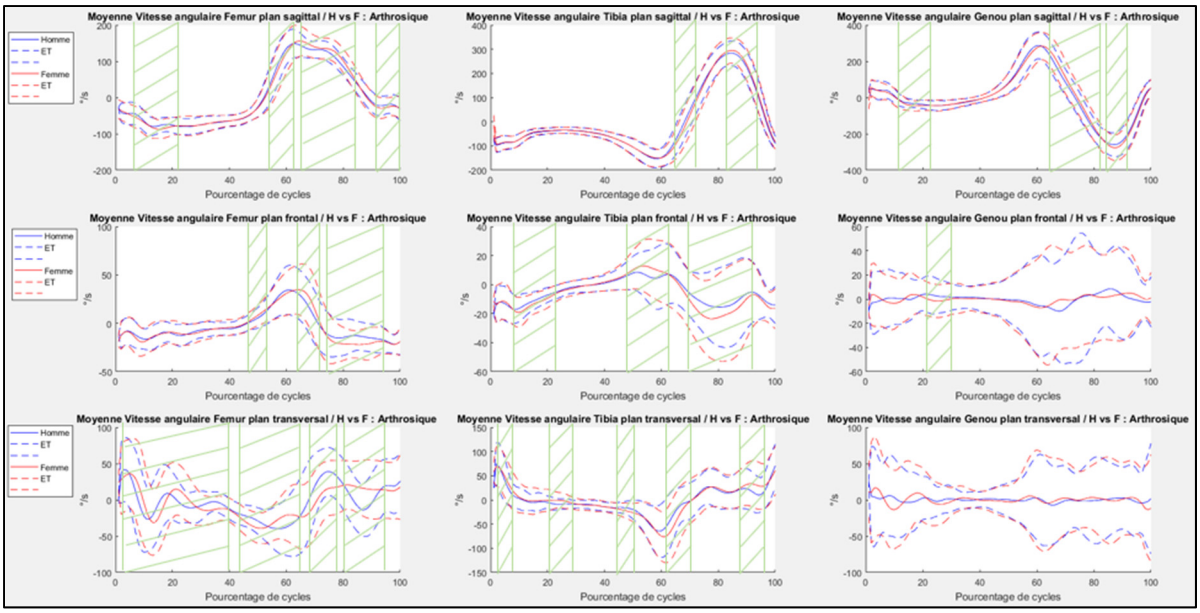


Figure 6.1 Résultats de l'analyse point par point sur la comparaison des vitesses angulaires pour les hommes (bleu) et les femmes (rouge) arthrosiques

La Figure 6.1 permet de visualiser les différences significatives (hachures vertes) entre les hommes et les femmes arthrosiques.

On note que contrairement aux sujets sains, des différences significatives apparaissent entre les hommes et les femmes pour la vitesse angulaire du genou dans les plans sagittal et frontal. Des différences significatives sont aussi à noter lorsque l'on s'intéresse aux courbes de vitesse angulaire du fémur et du tibia séparément.

Le Tableau 6.3 présente les résultats des tests statistiques effectués sur les quatre paramètres caractéristiques dans le plan sagittal pour le tibia et le genou qui ont été présentés dans la littérature (voir CHAPITRE 1). À titre de comparaison, les résultats des statistiques sur les sujets sains sont aussi présentés.

Clicours.COM

Tableau 6.3 Comparaison des valeurs de vitesse angulaire ± écart type (ET) entre les sujets sains et arthrosiques des statistiques des paramètres caractéristiques de la vitesse angulaire du tibia et du genou dans le plan sagittal

| **TIBIA** | **Sains (H = 41 & F = 49)** | | | **Arthrosique (H = 166 & F = 262)** | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | **Valeur Homme ± ET** | **Valeur Femme ± ET** | **P-value** | **Valeur Homme ± ET** | **Valeur Femme ± ET** | **P-value** |
| Heel-Strike | -85,89 ± 18,32 | -92,04 ± 17,43 | 0,91 | -103,07 ± 27,78 | -103,53 ± 27,82 | 0,869 |
| Max Appui | -32,93 ± 8,17 | -37,43 ± 12,54 | **0,044** | -30,7 ± 11,79 | -30,33 ±12,19 | 0,755 |
| Toe-Off | -152,98 ± 26,35 | -161,71 ± 25,12 | 0,112 | -170,33 ± 29,86 | -171,27 ± 31,99 | 0,76 |
| Max Envol | 277,8 ± 44,5 | 304,7 ± 37,07 | **0,003** | 298,32 ± 49,21 | 313,78 ± 52,51 | **0,005** |
| **GENOU** | **Valeur Homme ± ET** | **Valeur Femme ± ET** | **P-value** | **Valeur Homme ± ET** | **Valeur Femme ± ET** | **P-value** |
| Heel-Strike | 64,79 ± 33,81 | 73,22 ± 32,33 | 0,231 | 79,35 ± 34,84 | 75,46 ± 38,76 | 0,294 |
| Max Appui | -41,51 ± 16,99 | -42,21 ± 19,53 | 0,857 | -60,75 ± 22,11 | -68,00 ± 27,61 | **0,003** |
| Toe-Off | 272,48,16 ± 61,04 | 293,89 ± 48,19 | 0,066 | 327,78 ± 56,99 | 332,14 ± 61,42 | 0,463 |
| Max Envol | -265,63 ± 59,28 | -297,53 ± 58,22 | **0,012** | -278,11 ± 63,63 | -297,54 ± 69,89 | **0,004** |

Le Tableau 6.3 révèle que pour les sujets arthrosiques et pour le tibia, seul le maximum de la phase d'envol est significatif entre les hommes et les femmes. Pour le genou, le maximum de la phase d'appui et de la phase d'envol ressortent significatif.

### 6.3.2 Groupes Homme et Femme : Sujets Sains vs Arthrosiques

Les figures suivantes vont permettre de visualiser les différences entre les sujets sains et les sujets arthrosiques sans tenir compte du grade d'arthrose et en séparant les hommes et les femmes en deux groupes.

La Figure 6.2 représente la comparaison entre les sujets sains et les sujets arthrosiques pour le fémur, le tibia et le genou dans les trois plans pour le groupe constitué d'hommes. Pour le groupe constitué de femmes, la comparaison est illustrée dans la Figure 6.3.

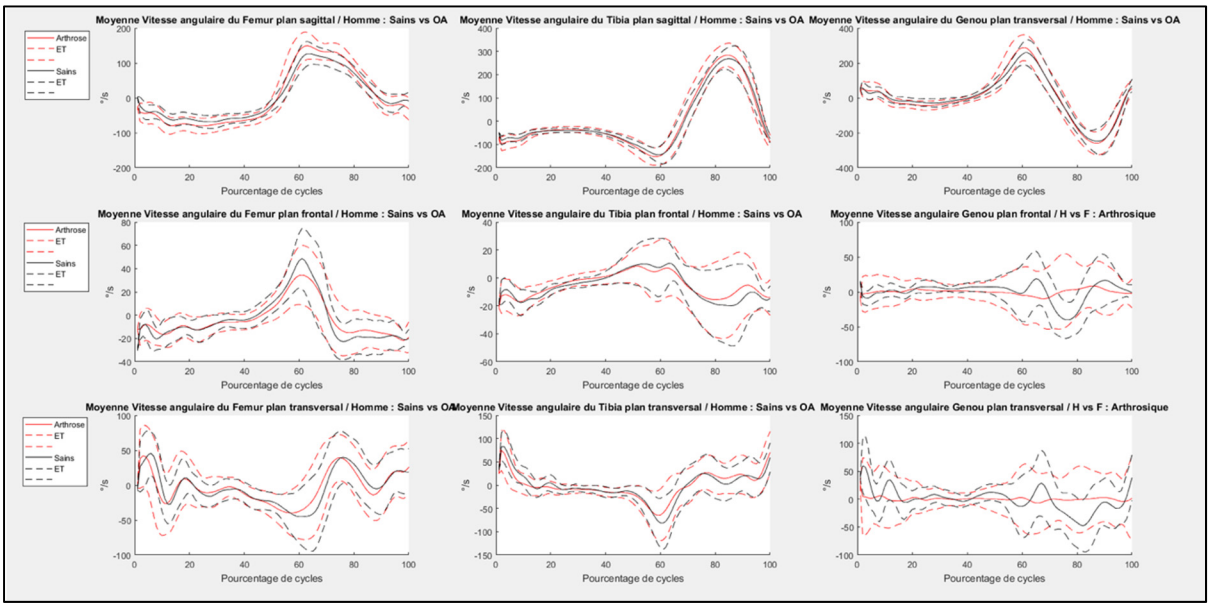


Figure 6.2 Comparaison pour le groupe homme entre les sujets sains (noir) et les sujets arthrosiques (rouge) pour le fémur, le tibia et le genou dans les trois plans

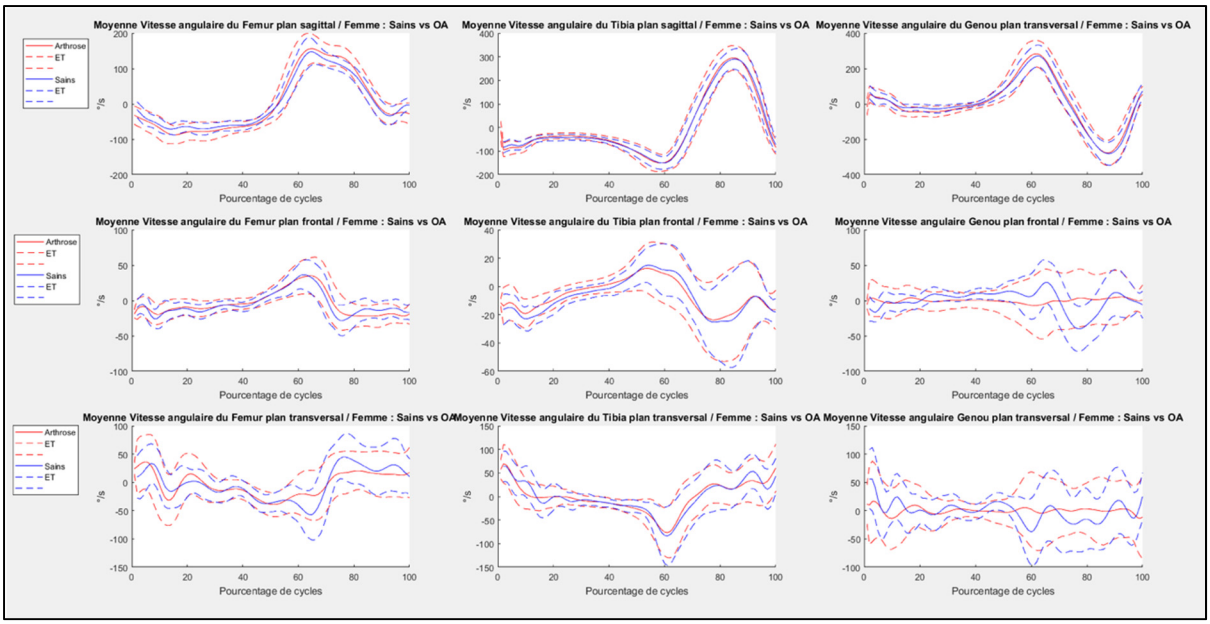


Figure 6.3 Comparaison pour le groupe femme entre les sujets sains (bleu) et les sujets arthrosiques (rouge) pour le fémur, le tibia et le genou dans les trois plans

Ces figures permettent de visualiser, pour les femmes et pour les hommes séparément, les différences entre les sujets sains (bleu) et les sujets arthrosiques (rouge) pour le fémur, tibia et genou dans les trois plans anatomiques.

### 6.3.3 Homme : Sains vs OA2 / OA3 / OA4

Comme dit précédemment, les analyses qui tiennent compte du grade d'arthrose vont être faites sur les groupes hommes et femmes séparément. De plus, l'analyse va se porter sur le fémur et le tibia uniquement car les études sur le genou avaient uniquement pour but d'être comparées avec la littérature.

Afin d'obtenir une lecture plus claire des figures suivantes, seules les courbes de moyennes seront présentées ; les écart types seront supprimés.

La Figure 6.4 présente les zones où des différences statistiquement significatives ont été trouvées suite au test Brown-Forsythe effectué sur les quatre courbes moyennes de la vitesse

angulaire du fémur et du tibia pour les groupes d'hommes sains, atteints de grade 2 (OA2), de grade 3 (OA3) ou de grade 4 (OA4).

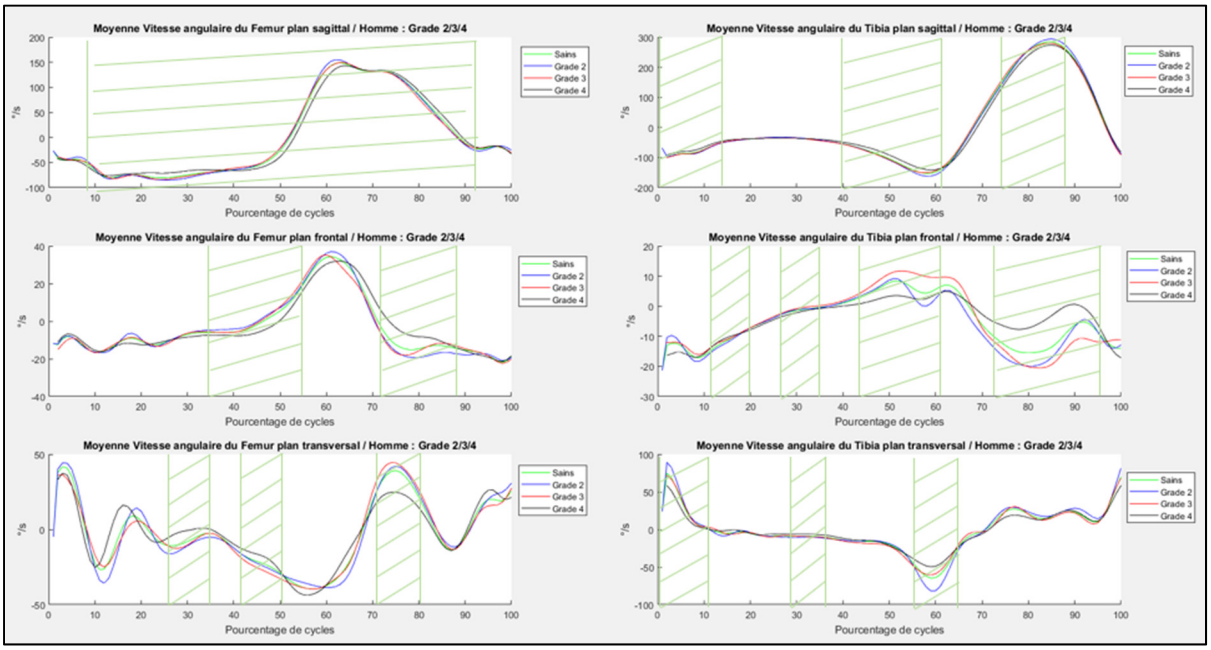


Figure 6.4 Analyse point par point sur les courbes de vitesses angulaires des différents groupes (sains et OA) pour le tibia et le fémur pour le groupe masculin

Les zones hachurées vertes représentent les zones où des différences significatives sont notées.

Le Tableau 6.4 rapporte les résultats du test post-hoc. Par exemple, pour le fémur dans le plan sagittal, les différences significatives ont été relevé entre le groupe de sujets sains et les 3 groupes d'arthrose et aussi entre les sujets avec un grade d'arthrose 3 (OA3) et 4 (OA4).

Tableau 6.4 Résumé des résultats du test post-hoc de l'analyse point par point sur le groupe masculin

| | Fémur | Tibia |
|---|---|---|
| Sagittal | ▪ Sains – OA2/OA3/OA4<br>▪ OA3 – OA4 | ▪ Sains – OA2/OA3<br>▪ OA2 – OA3<br>▪ OA3 – OA4 |
| Frontal | ▪ Sains – OA4<br>▪ OA2 – OA3<br>▪ OA3 – OA4 | ▪ Sains – OA2/OA3/OA4<br>▪ OA3 – OA4 |
| Transversal | ▪ Sains – OA4<br>▪ OA2 – OA3<br>▪ OA3 – OA4 | ▪ Sains – OA2/OA3/OA4<br>▪ OA2 – OA4 |

De manière générale, il ressort qu'il y a des différences entre les sujets sains et les sujets atteint d'arthrose et entre les grades 2 et 3 et 3 et 4.

Le Tableau 6.5 présente les résultats des tests ANOVA sur les quatre paramètres caractéristiques dans le plan sagittal pour le tibia.

Tableau 6.5 Résultats des tests ANOVA sur les paramètres caractéristiques du tibia dans le plan sagittal pour les hommes

| **HOMME** | **P-value** | **Groupes Significatifs** |
|---|---|---|
| Heel-Strike | **0** | Sains – OA2 / Sains – OA3 |
| Max Appui | 0,457 | - |
| Toe-Off | **0** | Sains – OA2 / Sains – OA3 / OA2 – OA4 |
| Max Envol | **0,001** | Sains – OA2 / OA2 – OA4 |

Ce tableau montre que pour le tibia, le maximum au moment du HS, le minimum au moment du TO et que le maximum durant la phase d'envol sont des paramètres où les différences entre les différents grades sont significatives. Seul le maximum durant la phase d'appui n'est pas statistiquement significatif.

### 6.3.4 Femme : Sains vs OA2 / OA3 / OA4

La Figure 6.5 présente les zones où des différences statistiquement significatives ont été trouvées suite au test Brown-Forsythe effectué sur les quatre courbes moyennes de la vitesse angulaire du fémur et du tibia pour les groupes de femmes sains, atteints de grade 2 (OA2), de grade 3 (OA3) ou de grade 4 (OA4).

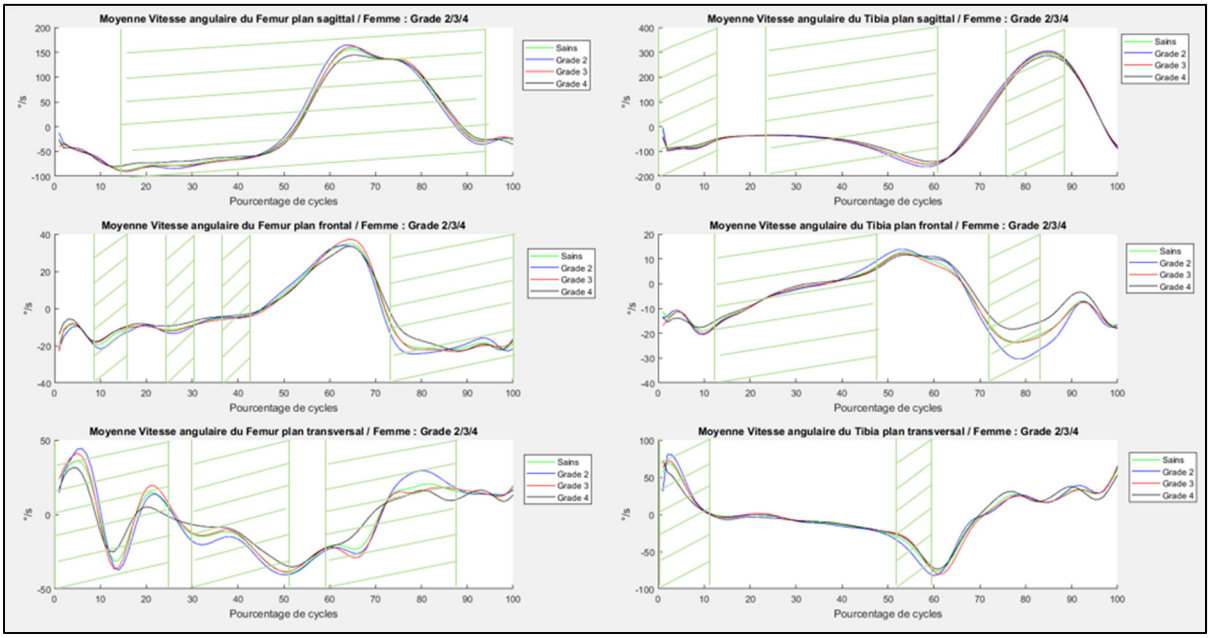


Figure 6.5 Analyse point par point sur les courbes de vitesses angulaires des différents groupes (sains et OA) pour le tibia et le fémur pour le groupe féminin

La Figure 6.5 illustre les différentes zones qui ressortent significatives (hachures vertes).

Le Tableau 6.6 résume les résultats du test post-hoc qui permet de connaître quels groupes ressortent significatif pour le fémur et le tibia dans les trois plans.

Tableau 6.6 Résumé des résultats du test post-hoc de l'analyse point par point sur le groupe féminin

| | Fémur | Tibia |
|---|---|---|
| Sagittal | ▪ Sains – OA2/OA3<br>▪ OA2 – OA4<br>▪ OA3 – OA4 | ▪ Sains – OA2/OA3<br>▪ OA2 – OA4 |
| Frontal | ▪ Sains – OA2/OA3/OA4<br>▪ OA2 – OA4 | ▪ Sains – OA2/OA3/OA4<br>▪ OA2 – OA4 |
| Transversal | ▪ Sains – OA2/OA3/OA4<br>▪ OA2 – OA4 | ▪ Sains – OA2/OA3/OA4<br>▪ OA2 – OA4<br>▪ OA3 – OA4 |

De manière générale, il ressort que les différences significatives ont lieu entre les sujets sains et chaque groupe d'arthrose et entre les groupes OA2 – OA4 et OA3 – OA4.

Le Tableau 6.7 présente les résultats des tests ANOVA sur les quatre paramètres caractéristiques dans le plan sagittal pour le tibia.

Tableau 6.7 Résultats des tests ANOVA sur les paramètres caractéristiques du tibia dans le plan sagittal pour les femmes

| **FEMME** | **P-value < 0.05** | **Groupes Significatifs** |
|---|---|---|
| Heel-Strike | **0** | Sains – OA2 / Sains – OA3 / OA2 – OA4 |
| Max Appui | **0,001** | Sains – OA2 / Sains – OA3 / Sains – OA4 |
| Toe-Off | **0** | Sains – OA2 / OA2 – OA4 / OA3 – OA4 |
| Max Envol | **0,009** | OA2 – OA4 |

Ce tableau montre que pour le tibia, le maximum au moment du HS, le maximum durant la phase d'appui, le minimum au moment du TO et que le maximum durant la phase d'envol sont des paramètres où les différences entre les différents grades sont significatives.

### 6.3.5 Étude de l'influence de la vitesse de marche

L'étude de (Mentiplay et al., 2018) a prouvé que les amplitudes maximales de la vitesse angulaire du genou diminuent lorsque la vitesse de marche diminue. Le Tableau 6.2 présente les vitesses de marche moyennes des hommes et des femmes pour chaque sous-groupe. En moyenne, les femmes marchent à une vitesse de 0,83 m/s alors que les hommes ont une vitesse de marche moyenne de 0,87 m/s. Si l'on s'intéresse aux femmes et aux hommes indépendamment, nous voulons savoir si la différence de vitesse de marche entre les sous-groupes a une différence significative.

Le Tableau 6.8 présente les résultats du test T qui permet de voir si la différence de vitesse de marche entre les sous-groupes est significative.

Tableau 6.8 Résultat test T de la vitesse de marche entre les sous-groupes

| **Femme** | |
|---|---|
| P = 0 | Significatif entre OA2 – OA4 et OA3 – OA4 |
| **Homme** | |
| P = 0,076 | Non significatif |

Ce tableau permet de dire que pour les femmes, la différence de vitesse de marche entre les sous-groupes est statistiquement significative entre les patients atteints d'arthrose de grade 2 et ceux atteints d'arthrose de grande 4 et entre les patients atteints d'arthrose de grades 3 et 4. Pour les hommes, la différence de vitesse de marche entre les sous-groupes n'est pas significative.

Étant donné que la vitesse de marche est significative pour les femmes, une analyse point par point entre les différents grades a été faite en tenant compte de la vitesse de marche.

La Figure 6.6 illustre les zones où des différences statistiquement significatives ont été trouvées suite au test ANCOVA avec la vitesse de marche comme co-variable.

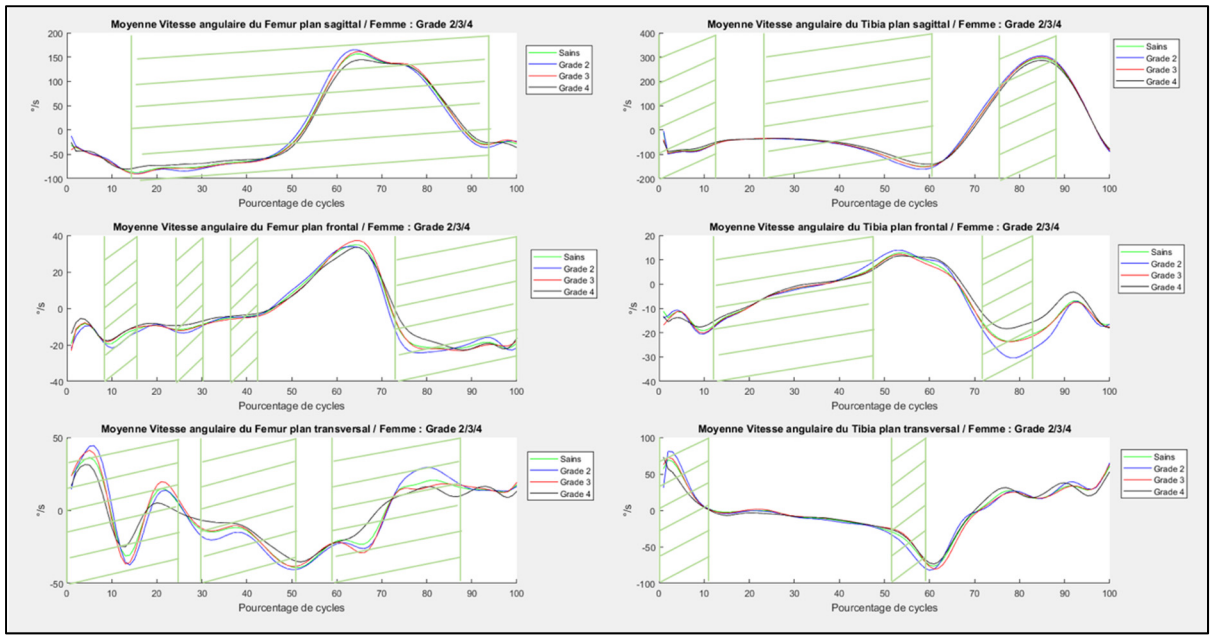


Figure 6.6 Analyse point par point en tenant compte de la vitesse de marche sur les courbes de vitesses angulaires des différents groupes (sains et OA) pour le tibia et le fémur pour le groupe féminin

La Figure 6.6 illustre les différentes zones qui ressortent significatives (hachures vertes).

Le Tableau 6.9Tableau 6.7 présente les résultats des tests ANOVA sur les quatre paramètres caractéristiques dans le plan sagittal pour le tibia.

Tableau 6.9 Résultats des tests ANOVA avec la vitesse de marche comme co-variable sur les paramètres caractéristiques du tibia dans le plan sagittal pour les femmes

| **FEMME** | **P-value** | **Groupes Significatifs** |
|---|---|---|
| Heel-Strike | **0** | Sains – OA4 |
| Max Appui | **0** | Sains – OA4 |
| Toe-Off | **0** | OA2 – OA4 |
| Max Envol | 0,280 | - |

Contrairement à l'analyse effectuée sans tenir compte de la vitesse de marche, le maximum de la phase d'envol n'est pas significatif. Les trois autres paramètres restent significatifs.

## 6.4 Discussion

La Figure 6.1 illustre l'analyse point par point effectuée dans les trois plans anatomiques, pour le fémur, tibia et genou.

Dans les plans frontal et transversal pour le fémur et le tibia, les zones significatives sont nombreuses. Cela signifie que le patron de marche d'un sujet atteint d'arthrose de grade 2 n'est pas le même qu'un sujet avec une sévérité d'arthrose de grade 4.
Les zones qui ressortent significatives dans le plan sagittal correspondent aux zones où se situent les paramètres caractéristiques (Heel-strike, maximum phase d'appui, toe-off, maximum phase envol).

Grâce au Tableau 6.3, pour les sujets arthrosiques, on constate que pour le tibia, seul le maximum durant la phase d'envol ressort significatif alors que pour les sujets sains, le maximum durant la phase d'appui et la phase d'envol étaient des paramètres significatifs. Pour le genou, le maximum durant la phase d'appui et la phase d'envol ressortent significatifs alors que pour les sujets sains, seul le maximum durant la phase d'envol était significatif. Ces résultats permettent de dire que l'arthrose a une influence sur la vitesse angulaire du tibia et du genou puisque des différences sont notables sur certains paramètres entre les hommes et les femmes.

L'étude de (Bytyqi et al., 2014), a montré que l'arthrose avait pour effet de diminuer les amplitudes maximales pour la cinématique. Les Figure 6.2 et Figure 6.3 illustrant les courbes moyennes de vitesse angulaire des sujets sains et des sujets arthrosiques pour les hommes et les femmes prouvent que l'arthrose a aussi une influence sur la vitesse angulaire lors de la marche dans les plans sagittal et frontal. Les figures. Les différences peuvent être dues à la différence de démarche entre les hommes et les femmes. En effet, pour le même mouvement, des stratégies de compensations vont faire que la vitesse angulaire est différente.

Clicours.COM

Dans le plan sagittal, pour le fémur, le tibia et le genou, les différences entre les sujets sains et arthrosiques sont très faibles. Les différences notables se trouvent dans le plan frontal où l'on peut constater que les amplitudes maximales sont plus faibles pour les sujets arthrosiques. Une personne souffrant d'arthrose souffre également de raideur qui peut influencer les mouvements, ce qui est confirmé grâce à ces courbes (Duffell, Southgate, Gulati, & McGregor, 2014). Si l'on s'intéresse à la courbe du genou dans le plan frontal, il est clair que l'arthrose réduit considérablement la vitesse angulaire liée au mouvement d'abduction.

Les Figure 6.4 et Figure 6.5 présentent les analyses point par point respectivement pour les hommes et pour les femmes. De manière générale, on observe que dans le plan sagittal, pour le fémur comme pour le tibia, le patron de marche de la vitesse angulaire reste le même. Dans le plan frontal, les différences entre les grades se font plus importantes. Les amplitudes maximales diminuent au fur et à mesure que le grade d'arthrose augmente. Cela signifie que lorsqu'une personne souffre d'arthrose, plus son grade est avancé et plus la vitesse angulaire reliée au mouvement d'abduction est faible.

Grâce aux analyses post-hoc, nous pouvons dire que pour les hommes et les femmes, il y a des différences significatives entre les sujets sains et chaque grade d'arthrose et entre les sujets atteints de grade 2 et 3 et 3 et 4. La courbe moyenne qui s'éloigne le plus du patron de marche caractéristique d'un sujet sain est la courbe moyenne du groupe d'OA4.

Les Tableau 6.5 et Tableau 6.7 qui décrivent les résultats des tests ANOVA sur les paramètres caractéristiques du tibia dans le plan sagittal pour les femmes et les hommes, montrent que les paramètres caractéristiques ressortent tous significatifs pour les femmes sauf pour les hommes ou le maximum d'appui n'est pas significatif. De manière générale, les différences significatives sont présentes entre les sujets sains et les sujets atteints de grade 2 ou 3 et les sujets atteints de grade 2 et 4 et 3 et 4.

Dans son étude, (Mentiplay et al., 2018) a prouvé que la vitesse de marche avait une influence sur la vitesse angulaire. En effet, lorsque la vitesse de marche augmente, les amplitudes

maximales de la vitesse angulaire augmente. Le Tableau 6.8 montre que pour les femmes, il y a une différence significative entre les différents sous-groupes pour la vitesse de marche. Ainsi, en effectuant l'analyse des paramètres en tenant compte de la vitesse de marche comme co-variable, on constate que le maximum de la phase d'envol ne ressort plus significatif (Tableau 6.9) ; contrairement à l'analyse sans co-variable. Cela signifie que la vitesse de marche a une influence sur la vitesse angulaire du tibia et plus particulièrement sur le maximum de la phase d'envol. Cette analyse montre également que les différences de vitesses de marche (qui restent faibles) ont un impact limité sur les conclusions.

Grâce aux différentes analyses réalisées, nous constatons que c'est dans le plan frontal que les différences sont les plus évidentes. Comme évoqué précédemment, les zones concernées par les différences apparaissent majoritairement lors du heel-strike et du toe-off et durant le maximum de la phase d'appui et d'envol. Enfin, il est important de noter que si l'analyse est réalisée dans le même ordre de grandeur de vitesse de marche, l'étude de la vitesse angulaire discrimine mieux les grades d'arthrose que l'étude de la cinématique (Bytyqi et al., 2014). En effet, la cinématique ne tient pas compte des différents grades d'arthrose.

## 6.5 Conclusion

En conclusion, ce chapitre a permis de visualiser la vitesse angulaire pour des sujets arthrosiques pour le fémur, le tibia et le genou dans les trois plans anatomiques. L'analyse des différents grades d'arthrose a été effectuée seulement sur le fémur et le tibia dans les trois plans. Grâce à cela, nous pouvons comparer les courbes de sujets arthrosiques par rapport à une population saine.

Dans un premier temps, il a été constaté que comme pour les sujets sains, des différences sont visibles entre les hommes et les femmes pour des sujets arthrosiques pour le tibia, le fémur et le genou.

Dans un second temps, les analyses point par point effectuées séparément sur les hommes et sur les femmes ont permis de constater qu'il y avait des différences entre les sujets sains et les sujets atteints de différents grades d'arthrose. La différence la plus importante se trouve dans le plan frontal. En effet, plus le grade d'arthrose est important et plus la vitesse angulaire liée au mouvement d'abduction est faible. Les analyses point par point ont aussi révélé que les zones de différences significatives correspondent aux zones où les paramètres caractéristiques apparaissent. De plus, l'analyse des paramètres caractéristiques avec la vitesse de marche comme co-variable tend à confirmer que la vitesse de marche influence la vitesse angulaire.

Grâce à ces différents résultats, il est intéressant de voir que l'arthrose a aussi un effet sur la vitesse angulaire en plus de la cinématique. Cela signifie que grâce à la vitesse angulaire, il est possible de caractériser un cycle de marche et de visualiser des différences entre une population de sujets sains et une population de sujets souffrant d'arthrose au genou.

# CONCLUSION GÉNÉRALE

L'objectif de ce mémoire était de caractériser les courbes de vitesses angulaires du genou, du tibia et du fémur durant une tâche de marche pour une population saine et atteinte d'arthrose. Dans le but de caractériser les courbes, il a été nécessaire d'extraire des caractéristiques qui permettrait d'évaluer les différences entre des populations atteintes de différents grades d'arthrose. Pour répondre à cet objectif, plusieurs étapes ont été effectuées.

Préalablement, il fut important de vérifier la correspondance de la mesure de vitesse angulaire calculer par la dérivée des mesures de capteurs optoélectroniques et par la mesure de capteurs inertiels afin de voir si les résultats obtenus par ces deux méthodes sont comparables.
La première étape consistait à comprendre le cheminement effectué pour obtenir des vitesses angulaires à partir de la cinématique 3D.

La seconde étape consistait à développer une méthode de traitements des données qui permettrait de partir de données brutes de la cinématique du genou issue de capteur optoélectronique d'arriver à des données de vitesse angulaire qui se rapprochaient le plus des mesures directes de vitesse angulaire. Ainsi, une méthode semi-automatique et utilisant seulement un membre inférieur a été définie afin de pouvoir analyser différentes bases de données de sujets sains et de sujets arthrosiques.

Une fois la méthode de traitements de données définies, nous avons pu extraire des paramètres significatifs des courbes de vitesses angulaires qui pourraient avoir une signification clinique. La définition des paramètres caractéristiques c'est basé sur la revue de littérature. En effet, il y a quatre paramètres qui ressortent de la littérature pour le genou et le tibia dans le plan sagittal. Pour le genou, ces quatre points sont le maximum au moment du HS, le minimum de la phase d'appui, le maximum du début de la phase d'envol et le minimum de la fin de la phase d'envol. Concernant le tibia, les quatre points sont le minimum au moment du HS, le maximum de la phase d'envol, le minimum du début de la phase d'envol et le maximum de la fin de la phase d'envol.

L'étape suivante consistait à appliquer la méthode de traitements de données développée à une base de données de sujets sains afin de caractériser la vitesse angulaire du genou, du fémur et du tibia dans les trois plans anatomiques pour un cycle de marche moyenné sur un grand échantillon de sujets sains. Grâce à cette caractérisation, nous avons pu identifier des différences entre les hommes et les femmes. Les résultats montrent qu'un patron de marche distinct ressort pour le fémur, le tibia dans le plan sagittal et que les différences significatives apparaissent entre les hommes et les femmes lors du maximum de la phase d'appui et lors du maximum de la phase d'envol. De plus, les résultats montrent que pour un même mouvement en abduction, les femmes exécutent le mouvement plus rapidement que les hommes.

La dernière étape a consisté à appliquer la méthode de traitements de données développé à une base de données de sujets arthrosiques afin de caractériser la vitesse angulaire du genou, du fémur et du tibia dans les trois plans anatomiques pour un cycle de marche moyenné sur un grand échantillon de sujets arthrosiques. Les résultats ont permis de constater que des différences entre les sujets sains et les sujets arthrosiques existent et plus particulièrement dans le plan frontal. En effet, les résultats montrent que lors d'un mouvement en abduction, plus le grade d'arthrose est élevé et plus la vitesse angulaire pour un sujet arthrosique est faible (voir nulle).

Grâce aux résultats obtenus lors de ce travail de maitrise, il est maintenant possible de caractériser un cycle de marche et de visualiser des différences entre une population de sujets sains et une population de sujets souffrant d'arthrose au genou.

À plus long terme, il serait alors possible de remplacer les capteurs optoélectroniques par des capteurs inertiels sans avoir recours à une méthode de transformation des mesures en données angulaires. Cependant, avant cela, il serait intéressant d'appliquer la méthode proposée à différentes pathologies afin d'obtenir une meilleure compréhension des vitesses angulaires, ce qui faciliterait l'utilisation des capteurs inertiels en milieu clinique.

# RECOMMANDATIONS

Plusieurs recommandations peuvent être apportées à ce mémoire.

La première concerne la méthode de traitements des données développée et particulièrement la partie découpage des données. Le but était d'avoir la méthode la plus automatique possible mais qui reste unilatérale et robuste. La méthode développée est basée sur la méthode développée par (Trojaniello et al., 2014), qui est bilatérale, c'est à dire qu'elle utilise les deux genoux. Dans le but de la rendre unilatérale, l'utilisateur doit définir une fenêtre de travail où l'algorithme recherchera les points permettant d'effectuer le découpage et qui correspondent à une zone qui comprend la phase d'appui d'une jambe lors d'un cycle de marche. L'amélioration serait de rendre la méthode totalement automatique en définissant automatique une fenêtre de travail.

Concernant la caractérisation des courbes de vitesses angulaire du tibia et du fémur, il serait intéressant de définir des points caractéristiques dans les plans frontal et transverse. En effet, les points caractéristiques existants dans la littérature se trouvent uniquement dans le plan sagittal. Il est plus difficile de trouver une interprétation clinique pour la vitesse angulaire que pour la cinématique d'un mouvement. Néanmoins, l'identification automatique de points sur une courbe ouvre la porte à une analyse quantifiée de la marche, se basant sur ces points.

Sachant que les capteurs inertiels mesurent aussi des accélérations en plus des vitesses angulaires, il serait intéressant de poursuivre la même méthodologie de recherche pour évaluer la correspondance entre l'accélération issue de données cinématique et celle issue directement de capteurs inertiels pour ensuite extraire des caractéristiques qui pourraient avoir une signification clinique.

Cette caractérisation dans les trois plans anatomiques permettrait d'avoir une caractérisation complète d'un cycle de marche pour une personne saine ou arthrosique. Cela permettrait ainsi,

de rendre l'analyse de la marche à l'aide de la vitesse angulaire du membre inférieur possible avec des capteurs inertiels en milieu clinique.

## BIBLIOGRAPHIE


Afiah, I. N., Nakashima, H., Loh, P. Y., & Muraki, S. (2016). An exploratory investigation of changes in gait parameters with age in elderly Japanese women. *SpringerPlus*, *5*(1).

Aissaoui, R., Husse, S., Mecheri, H., Parent, G., & de Guise, J. (2006). Automatic filtering techniques for three-dimensional kinematics data using 3D motion capture system. *Industrial Electronics, 2006 IEEE International Symposium On*, *1*, 614–619.

Allseits, E., Agrawal, V., Lučarević, J., Gailey, R., Gaunaurd, I., & Bennett, C. (2017). A practical step length algorithm using lower limb angular velocities. *Journal of Biomechanics*, *66*, 137–144.

Atti, N. Ben. (2010). *Calcul rapide sur les matrices structurées : Les matrices de Hankel.* Université de Franche-Comté.

Barrois, R., Vidal, P. P., & Ricard, D. (2015). Nouvelles techniques de quantification de la marche applicables en pratique clinique. *Pratique Neurologique - FMC*, *6*(4), 282–292.

Bishop, E., & Li, Q. (2010). Walking speed estimation using shank-mounted accelerometers. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 5096–5101.

Bötzel, K., Marti, F. M., Rodríguez, M. Á. C., Plate, A., & Vicente, A. O. (2016). Gait recording with inertial sensors - How to determine initial and terminal contact. *Journal of Biomechanics*, *49*(3), 332–337.

Brodland, G. ., & Thornton-Trump, A. B. (1987). Gait reaction reconstruction and a heel strike algorithm. *Journal of Biomechanics*, *20*(8), 767–772.

Bytyqi, D., Shabani, B., Lustig, S., Cheze, L., Karahoda Gjurgjeala, N., & Neyret, P. (2014). Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: Three dimensional assessment. *International Orthopaedics*, *38*(6), 1191–1198.

Chardonnens, J., Favre, J., & Aminian, K. (2012). An effortless procedure to align the local frame of an inertial measurement unit to the local frame of another motion capture system. *Journal of Biomechanics*, *45*(13), 2297–2300.

Chehab, E. F., Andriacchi, T. P., & Favre, J. (2017). Speed, age, sex, and body mass index provide a rigorous basis for comparing the kinematic and kinetic profiles of the lower extremity during walking. *Journal of Biomechanics*, *58*, 11–20.

Clément, J., Toliopoulos, P., Hagemeister, N., Desmeules, F., Fuentes, A., & Vendittoli, P. A. (2018). Healthy 3D knee kinematics during gait: Differences between women and men, and correlation with x-ray alignment. *Gait and Posture*.

Cormier, G. (n.d.). *Chapitre 3 Filtres et analyse fréquentielle*. Université de Moncton.

Davis III, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D. & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, *10,* 575-587.

Deluzio, K. J., & Astephen, J. L. (2007). Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis. An application of principal component analysis. *Gait and Posture*, *25*(1), 86–93.

Duffell, L. D., Southgate, D. F. L., Gulati, V., & McGregor, A. H. (2014). Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. *Gait and Posture*, *39*(4), 1057–1061.

Duhamel, A., Bourriez, J. L., Devos, P., Krystkowiak, P., Destée, A., Derambure, P., & Defebvre, L. (2004). Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait and Posture*, *20*(2), 204–212.

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.

Freeman, M. A. R., & Pinskerova, V. (2005). The movement of the normal tibio-femoral joint. *Journal of Biomechanics*, *38*(2), 197–208.

Guise, J. De, Mezghani, N., Aissaoui, R., & Hagemeister, N. (2011). 6 . New comprehensive methods for the biomechanical analysis of knee osteoarthritis. *Research Signpost*, *661*(2), 85–102.

Hagemeister, N., Parent, G., Van De Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., & De Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, *38*(9), 1926–1931.

Hansen, A. H., Childress, D. S., & Meier, M. R. (2002). A simple method for α determination. *Journal of Biomechanics*, *257*(3), 573–575.

Harris, T. J., & Yuan, H. (2010). Filtering and frequency interpretations of Singular Spectrum Analysis. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, *239*(20–22), 1958–1967.

Hassani, H. (2007). Singular Spectrum Analysis: Methodology and Comparison Hossein, (11543).

Horn, B. K. P., Hilden, H. M., & Negahdaripour, S. (1988). Closed-form solution of absolute orientation using orthonormal matrices. *Journal of the Optical Society of America A*, *5*(7), 1127.

Hreljac, A., & Marshall, R. N. (2000). Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *Journal of Biomechanics*, *33*(6), 783–786.

Hreljac, A., & Stergiou, N. (2000). Phase determination during normal running using kinematic data. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *38*(5), 503–506.

International, A. (2017). Fourier Transform. Repéré à https://aavos.eu/glossary/fourier-transform/ Consulté le 18 octobre 2018

JA Zeni, J., Richards, J., & Higginson, J. S. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & Posture*, *85*(0 1), 1–27.

Janvier, T. (2016). *Caractérisation de la gonarthrose sur radiographie X par analyse de la texture de l'os trabéculaire*. Université d'Orléans.

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wooten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. B. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedics*, 849–860.

Kellgren, J. H., & Lawrence, J. S. (1957). Radiological Assessment of osteo-arthrosis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, *16*(April 2009), 494–502.

Labbe, D. R., Hagemeister, N., Tremblay, M., & de Guise, J. (2008). Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait. *Gait and Posture*, *28*(1), 170–174.

Larousse (n.d). Dictionnaire de français. Repéré à https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/ost%C3%A9ophyte/56774 Consulté le 5 février 2019

Levasseur, J. (2006). *Filtres passe-bas*. Ecole Polytechnique de Montréal.

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.

Mentiplay, B. F., Banky, M., Clark, R. A., Kahn, M. B., & Williams, G. (2018). Lower limb angular velocity during walking at various speeds. *Gait and Posture*, *65*(June), 190–196.

Mezghani, N., Fuentes, A., Gaudreault, N., Mitiche, A., Aissoui, R., Hagemeister, N., & de Guise, J. A. (2013). Identification of Knee Frontal Plane Kinematic Patterns in Normal Gait By Principal Component Analysis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, *13*(03), 1350026.

Mezghani, N., Ouakrim, Y., Fuentes, A., Mitiche, A., Hagemeister, N., Vendittoli, P. A., & de

Clicours.COM

Guise, J. A. (2017). Mechanical biomarkers of medial compartment knee osteoarthritis diagnosis and severity grading: Discovery phase. *Journal of Biomechanics*, *52*, 106–112.

Mickelborough, J., Van Der Linden, M. L., Richards, J., & Ennos, A. R. (2000). Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. *Gait and Posture*, *11*(1), 32–37.

MonArthrose. (2018). L'arthrose du genou et ses implications. Repéré à http://www.monarthrose.ca/definition-arthrose-du-genou/ Consulté le 8 août 2018

O'Connor, C. M., Thorpe, S. K., O'Malley, M. J., & Vaughan, C. L. (2007). Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait and Posture*, *25*(3), 469–474.

Palermo, E., Rossi, S., Marini, F., Patanè, F., & Cappa, P. (2014). Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, *52*(1), 145–155.

Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008). Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait and Posture*, *28*(4), 588–595.

Planckaert, C. (2016). *Analyse clinique et cinématique de la prothèse totale de genou douloureuse*. École de Technologie Supérieure.

Rueterbories, J., Spaich, E. G., Larsen, B., & Andersen, O. K. (2010). Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Medical Engineering and Physics*, *32*(6), 545–552.

Statistica. (2016). Erreur Quadratique Moyenne (Root Mean Square). Repéré à http://www.statsoft.fr/concepts-statistiques/glossaire/e/erreur-quadratique.html Consulté le 15 juin 2018

Südhoff, I. (2007). *Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur*. École de Technologie Supérieure.

Thieme. (2007). Teaching Assistant : Atlas of Anatomy Vol. 1. Repéré à http://www.thiemeteachingassistant.com/Home/Collection/11/70689 Consulté le 11 juillet 2018

Trojaniello, D., Cereatti, A., Pelosin, E., Avanzino, L., Mirelman, A., Hausdorff, J. M., & Della Croce, U. (2014). Estimation of step-by-step spazio-temporal parameters of normal and impaired gait using shank-mounted magneto-inertial sensors. *J. Neuroeng Rehabil*, 1–12.

Wu, G., & Cavanagh, P. R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, *28*(10), 1257–1261.