

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE M'HAMED BOUGARA-BOUMERDES



Faculté des Sciences de l'Ingénieur

Thèse de Doctorat

Présentée par

HESSAS Samir

Filière : Génie Mécanique

Option : Biomécanique Appliquée

Développement d'un Outil d'extraction de Paramètres Cinématiques Et Dynamiques De La Marche Humaine

Devant le jury :

KESSAL Mohand	Professeur, UMB Boumerdes	Président
LOUNICI Mohand Said	Maitre de conférences A, UMB Boumerdes	Examineur
BELAIDI Idir	Professeur, UMB Boumerdes	Directeur de Thèse
RACHEDI Mohamed	Professeur, Hôpital Central De l'Armée Alger	Co-Directeur de thèse
SAIDOUNI Tarek	Maitre de conférences A, Ecole Militaire Polytechnique Alger	Examineur
BELOUCHRANI Nabil	Professeur, ENSTA, Alger	Examineur

Année universitaire 2016 / 2017

Table des matières

CHAPITRE 1	11
<i>Biomécanique De La Marche Humaine</i>	
1.1 Définition	13
1.2 Historique De L'analyse De La Marche	13
1.3 Terminologies Utilisées Pour L'analyse De La Marche	14
1.3.1 Plans anatomiques	
1.3.2 Le cycle de marche	
1.4 Paramètres Biomécanique De La Marche Normale	18
1.5 Conclusion	
CHAPITRE 2	22
Arthrologie Du Membre Inferieur	
2.1. Introduction	23
2.1.1. Définition – Classification	23
2.1.2. Anatomie Et Physiologie Des Diarthroses.....	23
2.1.3. Classification Des Diarthroses	26
2.1.2. Les Chaines Articulaires	26
2.2. Articulation De La Cheville	27
2.2.1. Anatomie De La Cheville.....	28
2.2.2. Les Mouvements De La Cheville	29
2.2.3. Une Liberté Limitée	29
2.3. Articulation Du Genou.....	31
2.3.1. Anatomie Du Genou.....	32
2.3.2. Les Moyens D'union Du Genou	33
2.3.3. Les Mouvements Du Genou	35
2.3.2. La Libération De L'articulation Fémoro-Tibiale.....	36

2.3.5. L'articulation Entre Le Fémur Et La Rotule	38
2.3.6. La Rotule Et Le Tibia.....	39
2.3.6. La Rotation Interne Automatique Du Genou	40
2.4. Articulation De La Hanche	40
2.4.1. Anatomie De La Hanche	40
2.4.2. Les Mouvements De La Hanche	42
2.5 Mesure Des Segments Corporels	43
2.6 Conclusion	
CHAPITRE 3.....	45
Introduction A La Dynamique Inverse Du Corps Humain.	
3.1. Introduction	<i>Error! Bookmark not defined.</i>
3.2. Concept De Base En Biomécanique Articulaire.	47
3.2.1 Définition	47
3.2.2 Représentation Scalaire Et Vectorielle.....	48
3.3 Diagramme Des Corps Libre	50
3.4 Définition Des Paramètres Inertiels	51
3.4.1 Moment D'inertie.....	52
3.5 Calcul Des Moments Articulaires.....	53
3.5.1 Moment Articulaire De La Cheville	53
3.5.2 Moment Articulaire Du Genou	54
3.5.1 Description Du Moment Articulaire Du Genou Durant La Phase D'appui.....	56
3.5.3 Moment Articulaire De La Hanche	56
3.6 Description Dynamique Des Membres Inférieurs Durant La Phase D'appui.....	58
3.6.1 Description Du Moment Articulaire Cheville, Genou Et De La Hanche	58

3.6.2 Description Détaillée De La Dynamique Du Genou En Début D'appui	59
3.7 Conclusion :	61
CHAPITRE 4	63
Etat De L'art Sur Les Outils D'analyse Quantifiée De La Marche Humaine 'Aqm'	
'De L'œil Nu A L' Œil Numérique'	
4.1 Introduction	64
4.2 Outils D'exploration De La Marche	64
4.2.1 Analyse Observationnelle De La Marche	64
4.2.3 Analyse Quantifiée De La Marche	68
4.2.4. Outils D'analyse Quantifiée Des Paramètres Cinématiques	68
4.3 Conclusion	72
CHAPITRE 5	73
Realisation D'un Systeme D'aqm A Base De La Goniometrie Electronique	
Validation Du Systeme Aqm Réalisé	
5.1 Introduction	74
5.2 Développement De La Structure Mécanique	74
5.2.1 Choix Et Spécification De La Structure Mécanique Réalisée :	74
5.3 Développement De La Chaîne D'acquisition	75
5.3.1 Les Capteurs De Mesure	75
5.3.2 Carte D'acquisition	77
5.3.2 Carte D'acquisition Sans Fil	78
5.3.3 Interface D'acquisition	79
5.4 Validation Du Systeme Aqm Réalisé 'Digit Eye Jockey'	80
5.5 Résultats De Comparaison	81
5.5.1 Validation Des Résultats	82
5.5.2 Comparaison Du Temps De Cycle De La Marche	83

5.6 Discussion	85
5.7 Conclusion.....	85
CHAPITRE 6	87
Application De L'outil Aqm A La Biomécanique	
6.1 Introduction	88
6.2 Protocole D'essai	89
6.2.1 Déroulement Général De L'essai	89
6.2.2 Équipement Et Configuration	90
6.2.3 Sujets Et Critères D'inclusion.....	91
6.2.4 Configurations Des Essais	91
6.2.5. Préparation Du Banc D'essai	92
6.2.5 Accueil Du Volontaire.....	93
6.2.6 Déroulement De L'examen Statique	94
6.3 Traitement Des Données.....	96
6.3.1 Traitement Des Données Statiques	96
6.3.2 Traitement Des Données Dynamiques	98
6.4 Résultats.....	100
6.4.1 Résultats Des Essais Statiques	100
6.4.2 Le Centre De Gravité	100
6.4.3 Résultats Des Essais Dynamiques	102
6.4.4 Résultats Des Essais Dynamiques En Fréquence Libre.	102
6.4.5 Résultats Des Essais Dynamiques En Fréquence Imposée (Fi).....	106
6.5 Discussion	111
6.6 Conclusion.....	113
Conclusion Générale.....	114
Bibliographie.....	116

Résumé

Le projet se résume essentiellement sur le développement d'un outil permettant l'extraction des paramètres cinématiques et dynamique de la marche humaine. L'outil en question comporte deux grandes parties complémentaires : i) la première consiste en la réalisation d'un moyen matériel à base de la goniométrie électronique qui sert à extraire les paramètres cinématiques, ii) la deuxième concerne le volet implémentation de la dynamique inverse afin de remonter aux paramètres cinématiques et ceci en utilisant une plateforme de force. Cet outil est validé par un instrument commercial renommé (CODAMOTION), et a été mis en application dans une problématique biomécanique.

Mots clés : Biomécanique ; Cinématique ; Dynamique ; Goniométrie ; Dynamique Inverse, Force Articulaires

Abstract

The project is essentially based on the development of a tool allowing the extraction of the kinematic and dynamics parameters of the human walking. The tool in question has two complementary parts: i) the first one consists in the material realization based on the electronic goniometry which is used to extract the kinematic parameters, ii) the second relates to the implementation side of the inverse dynamics in order to go back to the Kinetic parameters and this using a platform of force. This tool is validated by a commercial instrument of renowned (CODAMOTION), and has been implemented in a biomechanical problem.

Keywords: Biomechanics; Kinematic; Dynamic properties; Goniometry; Inverse Dynamics, Articular Force

ملخص

ويستند المشروع أساساً على تطوير أداة تسمح لاستخراج المعلمات الحركية وديناميكيات المشي البشري. ولأداة المعنية جزأً أن متكاملان: (1) الأول يتكون من الإدراك المادي على أساس قياس الزوايا الإلكترونية الذي يستخدم لاستخراج المعلمات الحركية، (2) ويتعلق الثاني بجانب التنفيذ للديناميكيات العكسية من أجل العودة إلى المعلمات الحركية وهذا باستخدام منصة الحركية. يتم التحقق من صحة هذه الأداة من قبل أداة تجارية معروفة (كوداموشيون)، وقد تم تنفيذها في مشكلة الميكانيكية الحيوية.

الكلمات الرئيسية: الميكانيكا الحيوية. الحركية. الخصائص الديناميكية؛ قياس الزوايا. ديناميكية معكوس، قوة المفصالية

Remerciements

Que serions-nous sans les rencontres ?

Un doctorat ne se fait jamais seul. C'est une véritable équipe de réflexion, de travail et de soutien qui se constitue autour de lui. De près ou de loin, les gens que j'ai rencontrés au cours de ces années m'ont permis d'avancer et j'aimerais les en remercier.

Je tiens à remercier mon directeur de thèse **Idir Belaidi** pour m'avoir accueilli au sein de son équipe et guidé tout au long de ce travail de recherche.

Je souhaite exprimer ma profonde reconnaissance à Monsieur **Michel Behr** qui à non seulement accepter de m'accueillir chaleureusement dans son laboratoire mais aussi de m'avoir exceptionnellement beaucoup aidé.

Je tiens à remercier Monsieur **Mohamed Rachedi** pour son dévouement exceptionnel à la science et qui m'avait ouvert les portes de son service sans lésiner aucun des moyens matériels et humains.

Je voudrais remercier toute l'équipe du laboratoire de biomécanique appliqué (**Maxim, Yves, Lionel, Lucil, Audrey, Piere Jean, Mathieu, Gregory, Max**) pour leur sympathie et leur chaleureuse hospitalité.

Mes sincères remerciements s'adressent particulièrement au président de jury le professeur **KESSAL Mohand** ainsi qu'aux membres de jurés **Pr :LOUNICI Mohand Said, Pr BELOUHRANI Nabil et Pr :SAIDOUNI Tarek** pour avoir bien accepter de faire partie du jury.

Je tiens à remercier également tous mes collègues et amis de l'hôpital central de l'armée militaire (HCA), de l'hôpital militaire universitaire spécialisé (HMUS) et ceux de l'école militaire polytechnique (EMP) pour leur soutien, conseil et aide ainsi que pour leur contribution significative quant à l'aboutissement de cette thèse.

Je tiens enfin à exprimer mes sincères reconnaissances à tout le personnel de l'UMBB, administrateurs enseignants et ouvriers pour toutes aides fournies.

Dédicace

**Je dédie ce modeste travail À la mémoire de mon père, À ma
vaillante et vénérée Mère,
Et À ma chère femme,
Qui n'a jamais cessé de me soutenir.**

INTRODUCTION GENERALE

Si le rire est une caractéristique de l'être humain, la marche en est une autre. Marcher, par définition, c'est se déplacer par mouvements successifs des jambes et des pieds sans quitter le sol [1]. Ce mode de locomotion naturel à l'homme, et à certains animaux, est à l'origine de l'exploration de notre monde.

À travers les âges, ces recherches nous renvoient aux pensées des philosophes de l'Antiquité grecque pour revenir aux études de notre ère moderne en passant par les travaux de Léonard de Vinci au cours de la Renaissance. Toutes ces approches, convergent vers une idée ; la marche est un mouvement complexe.

L'être humain effectue en moyenne 5 000 à 15 000 pas par jour soit 2 à 5 millions par an. Il s'agit du mode de locomotion le plus utilisé. La marche offre en plus l'avantage d'être très économe.

Cependant, la survenue d'une pathologie entraînant un déficit moteur dégrade notre capacité à nous mouvoir. Dans ce cas, cette atteinte risque de perturber la marche, d'augmenter son coût énergétique et, par conséquent, de diminuer notre autonomie. Il apparaît alors primordial de récupérer notre capacité à marcher. Une question se pose : comment évaluer la marche humaine en général et une perturbation en particulier, afin d'améliorer, rééduquer la marche d'un sujet souffrant d'une pathologie affectant cette locomotion ?

La Biomécanique, la technologie et la médecine de manière générale se munissent sans cesse de nouvelles méthodes et techniques. De nombreuses applications font l'objet de recherches et viennent compléter nos connaissances.

En effet, la marche est régie par une multitude de paramètres interdépendants. Pourtant, ce mode de locomotion **est naturel**. Hormis chez certains sujets, elle est exécutée sans y penser. Marcher apparaît donc comme une action spontanée [2]. Cependant, la survenue d'une pathologie est un véritable grain de sable dans les rouages de la mécanique humaine. L'ensemble du geste est perturbé et il apparaît difficile d'isoler le rôle de chacun des paramètres en cause. Pourtant, comprendre, isoler ces paramètres s'avère essentiel pour améliorer la marche d'un sujet atteint d'une pathologie affectant la marche [3].

Ce travail de thèse essaye d'apporter un grain de plus au monde de la biomécanique et ceci pour une meilleure évaluation et analyse de la marche

humaine, et s'articule de la manière suivante. Le chapitre 1 aborde la Biomécanique de la marche sur toutes ses définitions en faisant le point sur la marche normale et la marche pathologique. Après avoir pris connaissance des notions fondamentales de la biomécanique de la marche humaine, l'analyse des chargements mécaniques sur les différentes structures du corps humain (Os, articulation, ligament, muscles) représente une partie importante dans le domaine de notre recherche et le chapitre 2 nous servira de support pour illustrer des notions sur l'anatomie, l'anthropologie et la physiologie articulaire des membres inférieurs. Le chapitre 3 nous introduit dans l'optique de la dynamique inverse en fixant un modèle biomécanique du corps humain de référence pour nos prochains calculs. Le chapitre 4 dresse le bilan des outils et des connaissances existant dans le domaine de l'analyse quantifiée de la marche (AQM) avec leurs avantages et les inconvénients. Tenant compte des avantages et des inconvénients des différents outils AQM, et en fixant un objectif de réaliser un outil efficace, moins couteux, simple à mettre en œuvre et suffisamment précis, nous présenterons alors dans le chapitre 5 la méthodologie et le principe de réalisation de notre outils AQM appelé : 'Digit Eye Jockey'. Afin de s'assurer que cet outil est suffisamment précis nous présenterons dans ce même chapitre la méthodologie ainsi que les résultats de sa validation par un outil commercial validé 'CODAMOTION' au sein d'un laboratoire en France de renommé mondiale : (Laboratoire de Biomécanique Appliqué/LBA). Le chapitre 6 est consacré à la valorisation de notre travail à travers l'application de l'outil d'extraction de paramètres biomécaniques (cinématique et dynamique), en traitant l'effet de la rigidité des semelles du talon sur la posture et le mouvement de la marche. Enfin, le dernier chapitre de ce mémoire présente la conclusion et les perspectives de l'ensemble des travaux réalisés dans le cadre de ce doctorat dédié à l'extraction de paramètres biomécaniques de la marche humaine.

CHAPITRE 1

BIOMECHANIQUE DE LA MARCHÉ HUMAINE

'La science cherche le mouvement perpétuel, elle l'a trouvée : c'est elle-même'.

Victor Hugo (1802 - 1885)

Biomécanique de la marche humaine

1.1 Définition

La marche humaine normale peut être définie comme un phénomène complexe qui implique la coordination de mouvements de rotations des segments corporels pour maintenir l'équilibre du corps pendant son déplacement vers l'avant [4]. Elle s'acquiert à travers un processus d'apprentissage et les patterns caractéristiques de la marche dite normale prennent plusieurs années à se développer. Dans ce processus, un individu imprime des caractéristiques distinctives sur son pattern de marche avec implicitement la volonté de se déplacer de façon économique.

1.2 Historique de l'analyse de la marche

L'analyse de la marche humaine a montré un intérêt régulier depuis les premières études descriptives, en passant par des méthodes de mesure de plus en plus complexes, jusqu'aux analyses et modélisations mathématiques. Les premières études de la marche apparaissent au cours de la Renaissance ; Leonard de Vinci, Galilée ainsi que Newton l'ont décrite de façon globale. En 1862, Borelli a estimé le centre de masse du corps humain, et décrit comment l'équilibre est maintenu au cours de la marche par un déplacement constant vers l'avant de l'appui au sol. Les frères Weber ont fourni la première description claire du cycle de marche en 1836. En appliquant les lois de la mécanique newtonienne au mouvement humain, ils ont réalisé des estimations précises de la cadence de marche et de l'oscillation pendulaire de la jambe d'un cadavre. Néanmoins, c'est grâce aux techniques photographiques introduites par Muybridge et Marey que les principales connaissances biomécaniques de la marche humaine ont été acquises. Outre l'invention de la chronophotographie (figure 1.1), représentation connue sous le nom de diagramme bâton, Marey s'est intéressé aux trajectoires du centre de masse corporel et du centre de pression sous le pied d'appui. A l'aide de captures du mouvement réalisées par des caméras, Muybridge a lui étudié de la marche, la course et nombre d'autres activités. En 1885, Braune et Fischer ont utilisé une technique similaire à la chronophotographie en introduisant des bandes lumineuses sur les segments corporels au lieu de lanières blanches comme le préconisait Marey. Les photographies issues de ces expérimentations ont permis

de déterminer les trajectoires, vitesses et accélérations tridimensionnelles des segments corporels. En connaissant les paramètres massiques et les accélérations des segments corporels, ils ont estimé les forces impliquées au cours du cycle de marche. En 1935, Bernstein s'est intéressé à la trajectoire des centres de masse des segments corporels. Des analyses approfondies se concentrant sur l'activité musculaire au cours du cycle de marche ont été réalisées par l'équipe d'Inman dans les années 1940 et 1966 [5]. Ces travaux proposent une analyse mécanique de la marche en évaluant les forces de réaction au sol, l'effet de la gravité sur les segments corporels et les forces d'inertie. Des études traitant de la consommation d'énergie et en particulier du transfert d'énergie entre les segments corporels au cours de la marche ont été publiées par Cavagna et Margaria [6]. Au cours des années 1970 et 1980, le développement des systèmes de capture du mouvement, basés sur l'électronique plutôt que sur la photographie, reliés à des plateformes de force ainsi qu'à des systèmes d'électromyographie a permis de disposer de données tridimensionnelles du mouvement nettement plus précises. L'accès à ces données cinématiques et cinétiques de la marche a favorisé le développement des modèles mathématiques de plus en plus complexes afin d'estimer les forces articulaires, musculaires et ligamentaires.



Figure 1.1 – Chronophotographie de la marche d'après Marey [5].

1.3 Terminologies utilisées pour l'analyse de la marche

1.3.1 Plans anatomiques

L'analyse de la mécanique de la marche humaine nécessite d'introduire certaines terminologies basiques d'anatomie. Le mouvement des segments corporels est décrit comme apparaissant dans trois plans de l'espace tridimensionnel qui sont référencés par rapport à la position anatomique de l'individu (figure 1.2). La

position anatomique est la position dans laquelle un individu est debout, droit, les pieds parallèles, les bras de chaque côté du corps et les paumes de main dirigées vers l'avant. Le plan sagittal divise le corps en portions droite et gauche. Le plan frontal divise le corps en portions antérieure et postérieure. Le plan frontal est aussi connu comme le plan coronal. Le plan transverse divise le corps en portions supérieure et inférieure. A l'intérieur d'un segment corporel, des positions anatomiques relatives sont décrites en utilisant des termes spécifiques. La position médiale définit la position sur la ligne médiane du segment. La position latérale décrit une position en dehors de cette ligne. La position proximale représente la position anatomique la plus proche du point de référence en général, le centre de masse du sujet. La position distale définit la position la plus éloignée du point de référence. Les déplacements articulaires au cours de la marche peuvent être décrits en utilisant les définitions du mouvement dans les trois plans de référence.

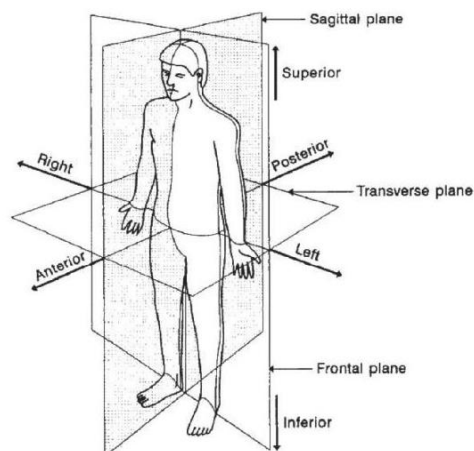


Figure 1.2 – Les trois plans de référence et six directions fondamentales du corps humain par rapport à la position anatomique [11].

Les mouvements de la hanche, du genou et de la cheville dans les plans de référence sont illustrés sur la figure 1.3. Pour la hanche, et le genou, les déplacements dans le plan sagittal sont définis comme la flexion et l'extension. En ce qui concerne la cheville, les déplacements dans le plan sagittal sont définis comme la flexion dorsale (e.g. *dorsiflexion*) et la flexion plantaire (e.g. *plantar flexion*). Les mouvements dans le plan frontal sont l'abduction et l'adduction. Les

mouvements susceptibles d'apparaître dans le plan transverse sont les rotations interne et externe.

1.3.2 Le cycle de marche

L'objectif premier de la marche humaine est de déplacer le centre de masse (CM) dans la direction de progression du mouvement. Le plan de progression est parallèle au plan sagittal. L'une des caractéristiques principales de la marche est qu'elle s'accomplit suivant

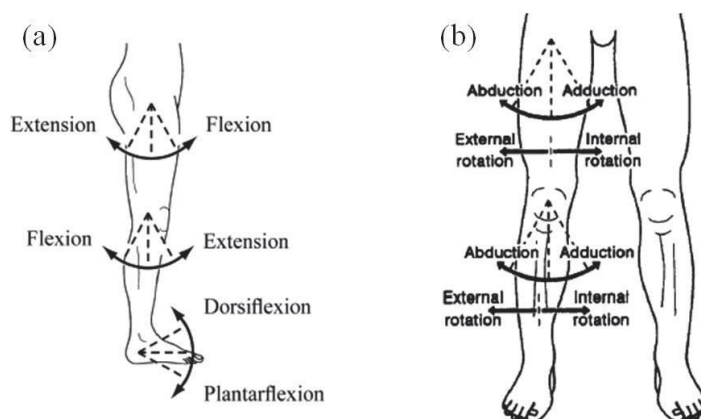


Figure 1.3 – Mouvements autour des articulations de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal (a) et dans les plans frontal et transverse (b). d'après Whittle [11].

Un pattern de mouvements cycliques qui apparaît à chaque pas. Un cycle de marche découpé en diverses phases sert de référentiel de discussion à l'analyse de la marche humaine. Les résultats de ces analyses sont en général normalisés par rapport à la durée du cycle de marche et les différentes phases sont exprimées en pourcentage de celui-ci. La (figure 1.4) illustre un cycle de marche. Celui-ci est composé d'une phase d'appui (environ 60% du cycle de marche) et d'oscillation (environ 40% du cycle) des membres inférieurs droit et gauche. Le cycle de marche peut également être découpé en phases de simple et double appuis. La phase de simple appui (ou phase d'oscillation du membre controlatéral) est défini quand le pied est en contact avec le sol pendant que le pied du membre controlatéral oscille. Elle commence à l'instant de lever des orteils (LO) du pied oscillant et se termine à l'instant de contact initial (CI) du pied oscillant au sol. Lors de la phase de double appui, les deux pieds sont au sol pendant que l'ensemble

du corps se déplace vers l'avant. Au cours du double appui, le poids du corps est transféré de la jambe arrière vers la jambe avant. Dans la littérature, il est courant de trouver un découpage plus fin (figure 1.5) du cycle de marche :

– La phase de freinage (0 à 10% du cycle de marche) :

Elle débute à *CI* (0 à 2%) et se termine environ à *LO*. Au cours de la phase de freinage, le CM est transféré vers la jambe avant en appui au sol. Elle permet également d'absorber le choc dû au contact du pied au sol et de conserver la vitesse de marche tout en maintenant une certaine stabilité.

– La phase de début d'appui (10 à 30% du cycle de marche) :

Il s'agit de la première moitié de la phase de simple appui, permettant au corps de se déplacer vers l'avant au-dessus du membre inférieur en appui. Elle prend fin à l'instant où le CM atteint son apogée (e.g. *midstance*).

– La phase de fin d'appui (30 à 50% du cycle de marche) :

C'est la deuxième moitié de la phase de simple appui, représentant le déplacement du corps vers l'avant jusqu'au contact initial du pied controlatéral (*CIC*) au sol.

– La phase de propulsion (50 à 60% du cycle de marche) :

Cette phase correspond globalement à la deuxième phase de double appui. Son rôle est la propulsion du corps vers l'avant en transférant le CM du corps sur la jambe avant en appui.

– La phase de début d'oscillation (60 à 73% du cycle de marche) :

Elle correspond au premier tiers de la phase oscillante et se termine à l'instant où le pied est placé latéralement au pied controlatéral en appui. Le rôle de cette phase et des deux suivantes permet au membre oscillant de se déplacer vers l'avant en évitant tout contact avec le sol.

– La phase de milieu d'oscillation (73 à 86% du cycle de marche) :

Elle correspond au deuxième tiers de la phase oscillante et se termine à l'instant où le tibia est en position verticale.

– La phase de fin d'oscillation (86 à 100% du cycle de marche). Elle correspond au troisième tiers de la phase oscillante :

La jambe qui réalise la fonction de support est appelé jambe d'appui. Lors de la phase de double appui, puisque les deux membres inférieurs sont en contact avec le sol, la jambe d'appui est la jambe avant puisque celle-ci réalise la fonction de

support. La distance parcourue vers l'avant par le pied oscillant de LO à CI est définie comme la longueur de pas. La cadence est définie comme le nombre de pas par unité de temps (en pas.min⁻¹). La vitesse de marche est la distance parcourue par unité de temps (en m.s⁻¹).

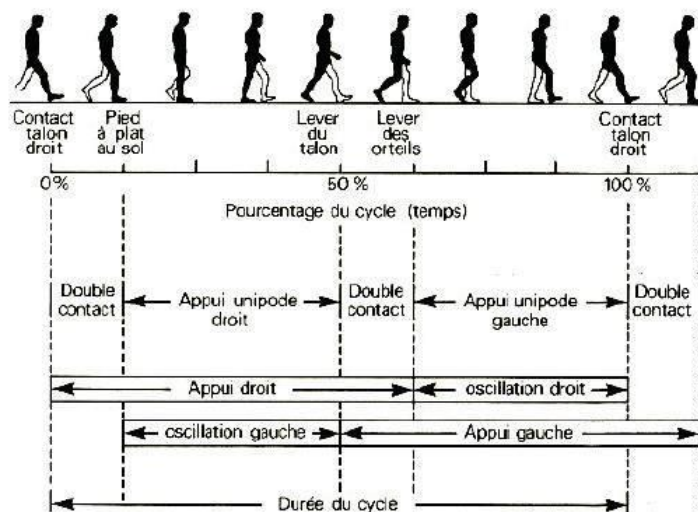


Figure 1.4 – Représentation du cycle de marche d'après Viel [6]

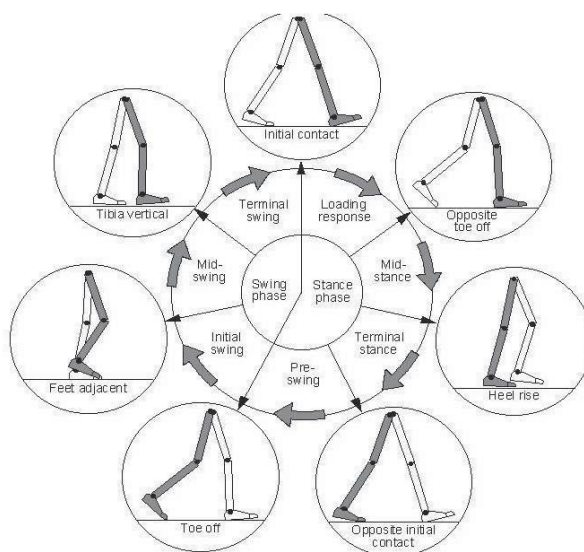


Figure 1.5 – Représentation du cycle de marche d'après Whittle [11]

1.4 Paramètres Biomécanique de la marche Normale

La marche dite normale a d'abord été décrite d'un point de vue global. Dans un premier temps, Inman [5] a discuté de la translation du corps humain dans son ensemble dans l'espace tridimensionnel en décrivant la trajectoire du CM corporel. Il met en évidence que lors de la marche normale, le CM tend à rester à l'intérieur

du bassin, bien que sa position relative ne soit pas fixe. A partir de cette caractéristique, il décrit la trajectoire du CM à partir de mesures réalisées sur le déplacement du bassin dans les trois plans de l'espace. Il conclue qu'au cours de la marche normale, le CM parcourt une trajectoire sinusoïdale lisse dans le plan de progression (figure 1.6). Le sommet de ces oscillations apparaîtrait environ au milieu de la phase de simple appui. Le CM atteindrait sa position la plus basse au milieu de la phase de double appui. Inman souligne que le CM se déplace latéralement dans le plan transverse, décrivant également une trajectoire sinusoïdale. Les valeurs maximales des oscillations latérales du CM apparaîtraient alternativement au cours des phases de début d'appui des membres inférieurs droit et gauche. Dans ce plan, la trajectoire est sinusoïdale à une fréquence de moitié moindre que celle de la trajectoire verticale du CM. Inman met en évidence que compte tenu de la nature sinusoïdale des trajectoires verticale et latérale du CM, dans le plan perpendiculaire à la progression de l'individu (i.e. plan frontal), la trajectoire du CM a la forme d'un "U".

Une description plus spécifique de la marche s'appuie sur les déplacements linéaires de chaque segment corporel et des déplacements angulaires des articulations d'un modèle plurisegmentaire plus complexe ([4,7]). L'analyse et la compréhension des mouvements du système plurisegmentaire lors de la marche est possible en se basant sur les données anatomiques, cinématiques, cinétiques, dynamiques et énergétiques. L'étude des relations entre ces paramètres rend compte de l'évolution au cours de la marche des positions des différents segments corporels, des angles de rotation, des moments et des puissances articulaires, de l'amplitude, de la direction et du point d'application du vecteur de force de réaction du sol.

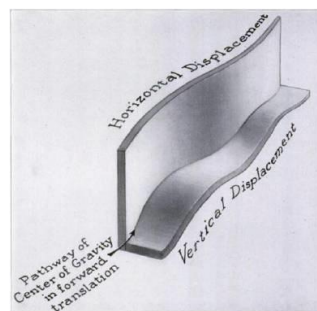


Figure 1.6 Trajectoire sinusoïdale du centre de masse au cours du cycle de marche

Ces données peuvent alors être interprétées en tenant compte des cinq fonctions locomotrices relevées par **Perry [4]** : la propulsion, la progression, l'équilibre, l'absorption des chocs et la conservation d'énergie. L'ensemble de ces fonctions serait contrôlé par l'activité musculaire du système musculo-squelettique. Les muscles permettraient de minimiser les contraintes subies par les segments corporels lors du contact initial du pied au sol. Ils assureraient également la fonction de frein au mouvement à l'aide, d'une part, de leurs caractéristiques mécaniques intrinsèques (i.e. viscoélasticité) et d'autre part, par leurs propriétés excentriques. L'activité des muscles extenseurs du membre inférieur en appui entrainerait l'accélération des segments et donc participerait à la propulsion du corps dans la direction de progression [8]. La progression en phase d'appui serait assurée par l'apparition successive des trois pivots au niveau du pied et de la cheville et par l'oscillation du membre inférieur controlatéral. Ces trois pivots s'effectuent autour du talon, de la cheville et de l'avant pied (figure 1.7). Enfin, la fonction d'équilibre pendant la marche serait assurée de façon plus fine par l'activité synergique et isométrique de certains muscles des membres inférieurs. Néanmoins, compte tenu des spécificités musculaires liées à leur propriété mécanique intrinsèque (élasticité, propriétés contractiles...etc) et à leur géométrie (pluri-articulaire, ligne d'action, volume musculaire), le rôle du système musculo-squelettique au cours de la marche prête encore actuellement à discussion.

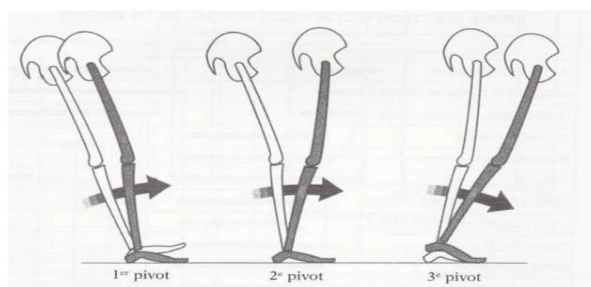


Figure 1.7 – Système de trois pivots [1]

1.5 CONCLUSION

Afin d'extraire les paramètres pertinents de la marche à chaque individu, il est donc nécessaire d'effectuer une analyse au préalable de la marche du sujet marcheur. Cette analyse doit aussi être transposable au milieu clinique, elle doit donc être à la fois simple à mettre en œuvre et riche en informations. Pour cela, l'analyse globale (cinématique et cinétique) semble être un outil adapté. Elle

permet de fournir des informations sur la cinématique et l'énergétique du mouvement. En outre, si nous souhaitons effectuer ces mesures dans le cadre d'examen clinique de routine, le traitement des données doit être facilité et automatisé. Il paraît également nécessaire de mesurer plusieurs cycles de marche dans un milieu sécurisé et souvent restreint. Le tapis roulant semble donc l'outil privilégié pour effectuer ces analyses de la marche. Cependant, cette contrainte pourrait introduire des biais dans l'analyse de la marche.

CHAPITRE 2
ARTHROLOGIE DU MEMBRE INFÉRIEUR

« Donnez-moi un point d'appui et je soulèverai le monde. » ARCHIMÈDE

2.1. INTRODUCTION

Les biomécaniciens se basent sur l'observation du mouvement pour déceler les anomalies de la marche. Leur diagnostic s'effectue ainsi de manière qualitative. L'invention des systèmes d'analyse du mouvement d'une part, et la modélisation biomécanique du corps humain d'autre part, **ont permis** de mesurer précisément les données cinématiques et dynamiques de l'appareil locomoteur. Ainsi, il devient possible de réaliser l'étude quantitative des dysfonctionnements du membre inférieur. Dès lors, il convient d'identifier les paramètres biomécaniques essentiels pour évaluer les pathologies (chapitre 1).

Pour répondre à cet objectif, la littérature nous fournit d'abondantes informations sur l'arthrologie du membre inférieur, mais aussi sur ses désordres. Ainsi, nous rapprocherons les données de la littérature avec les examens pratiqués en biomécanique pour identifier et synthétiser les paramètres biomécaniques impliqués dans l'apparition de pathologies de l'appareil locomoteur. Nous nous focaliserons sur les pathologies ostéo-articulaires qui font l'objet de consultations courantes en orthopédie comme il en est pour la lombarthrose, la gonarthrose et la coxarthrose.

Par conséquent, ce chapitre a pour but de présenter l'ensemble des paramètres biomécaniques pertinents pour déterminer l'état de la chaîne articulaire du membre inférieur. Dans ce cadre, la configuration normale de la structure osseuse ainsi que son fonctionnement articulaire seront tout d'abord décrits.

2.1.1. DÉFINITION – CLASSIFICATION

Les articulations représentent le mode d'union des os entre eux. Selon qu'il existe une possibilité de mouvement ou non, on en distingue trois types. Les synarthroses ou sutures sont des articulations immobiles (par exemple entre les os du crâne). Les amphiarthroses ne permettent que des mouvements limités. C'est le cas des os du bassin entre eux ou des deux os de la jambe. Les diarthroses ont une liberté de mouvement plus ou moins importante. Ce sont celles qui intéressent le marcheur en général et le sportif en particulier [15].

2.1.2. ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE DES DIARTHROSES

Les diarthroses sont toutes construites de la même manière avec des surfaces articulaires, du cartilage, une capsule, des ligaments et des muscles.



Figure 2.1 Schéma d'une diarthrose (de genou)

2.1.2.1. Les surfaces articulaires

Les surfaces articulaires sont façonnées par les mouvements de l'articulation sous l'action des différents muscles. La congruence entre elles n'est pas toujours parfaite. Celle-ci est améliorée soit par des bourrelets marginaux (exemple : le bourrelet cotyloïde de la hanche), soit par des disques fibro-cartilagineux pleins ou percés, en anneau ou en forme de croissant (exemple: les ménisques du genou).

2.1.2.2. Le cartilage

Les surfaces articulaires sont revêtues d'un cartilage qui leur permet de glisser les unes sur les autres. Le cartilage est lisse, souple et élastique, compressible et extensible. Il a une épaisseur variable selon la pression qu'il subit. Celui de la rotule est le plus épais de l'organisme, nous l'avons vu. Mais le cartilage est peu résistant mécaniquement. Sa superficie est fonction de l'étendue des mouvements. Enfin, il se nourrit à partir de la synovie.

2.1.2.3. La capsule

La capsule ferme la cavité articulaire en s'insérant sur les os. Elle transforme ainsi l'articulation en une chambre étanche. La cavité définie est quasi virtuelle. La capsule est tapissée sur sa face interne par la synoviale. C'est elle qui sécrète la synovie dont les rôles sont de nourrir le cartilage et de lubrifier les surfaces articulaires. La capsule est lâche et forme des replis (de véritables plis d'aisance !) dans les zones correspondant aux besoins de liberté pour les mouvements de l'articulation (exemple : la bourse séreuse sous-quadricipitale). A l'inverse, elle est

renforcée là où c'est nécessaire pour empêcher un mouvement (exemple : le plan fibreux postérieur du genou). Ces renforts s'appellent ligaments capsulaires [15].

2.1.2.2. Les ligaments

Les ligaments sont solides, flexibles et souples. Ils ont pour rôles de maintenir les surfaces articulaires en contact, de guider les mouvements et d'en assurer la précision, de soulager dans certains cas les muscles, pour le maintien de la position par exemple. Ils sont très riches en récepteurs sensitifs et permettent de percevoir la position de l'articulation et la vitesse des mouvements. Certains ne sont qu'un épaississement de la capsule articulaire qu'ils renforcent, nous venons de le voir. D'autres sont indépendants de la capsule (ex : les ligaments latéraux du genou (**figure 2.2**)) et représentent souvent d'anciens muscles réduits à leur tendon primitif.

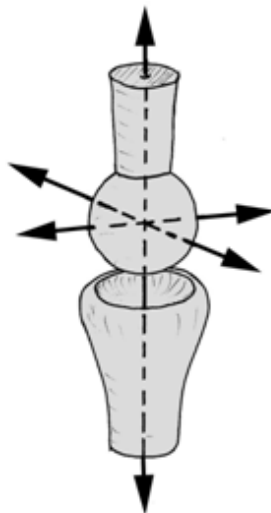


Figure2.2 Représentation schématique d'une énarthrose

2.1.2.5. Les muscles

Sans muscles, pas de mouvements et donc pas d'articulation. Ils mettent l'articulation en mouvement mais assurent aussi le contact des surfaces articulaires, soit par la pression qu'ils créent sur l'articulation (exemple : les fessiers pour la hanche), soit en contribuant à l'appareil capsulo-ligamentaire (exemple : le tendon rotulien et les expansions des vastes pour le genou (figure 2.2)) [15].

2.1.3. CLASSIFICATION DES DIARTHROSES

On peut classer les diarthroses sur deux critères. Le premier est la configuration des surfaces articulaires. Le deuxième relève du nombre d'axes ou de degrés de liberté autour desquels peuvent se dérouler les mouvements. Sont ainsi distinguées les diarthroses à surfaces concordantes et à surfaces discordantes.

2.1.3.1 Les diarthroses à surfaces concordantes

Elles sont de quatre types, selon le nombre d'axes de mouvement :

- Le premier type possède trois axes de mouvement. On les appelle énarthroses. Leurs surfaces articulaires sont des segments de sphère, l'un convexe et l'autre concave. Le meilleur exemple est la hanche.
- Le deuxième type possède deux axes. Ce sont les articulations condyliennes et les articulations par emboîtement réciproque.
- Le troisième type n'a qu'un axe. On distingue là encore les articulations trochléennes où l'une des surfaces a la forme d'une poulie (ex : l'articulation entre le fémur et la rotule, l'articulation de la cheville) et les articulations trochoïdes dans lesquelles les surfaces sont des segments de cylindre (ex : l'articulation supérieure entre le radius et le cubitus).
- Les arthrodies sont un dernier type un peu particulier. Les surfaces articulaires sont planes, permettant des petits glissements dans tous les sens (ex : l'articulation antérieure astragalo-calcanéenne).

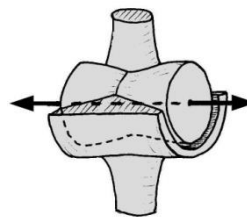


Figure 2.3 Représentation schématique d'une trochléenne

2.1.3.2. Les diarthroses à surfaces discordantes

L'exemple type en est le genou que nous examinerons plus bas.

2.1.2. LES CHAINES ARTICULAIRES

Une chaîne articulaire est une suite de segments et d'articulations qui fonctionnent ensemble. La chaîne articulaire est dite ouverte quand le plus distal

des segments articulés entre eux possède une extrémité libre. Le chef d'orchestre qui bat la mesure ou le prêtre qui bénit ses paroissiens utilisent une chaîne articulaire ouverte. Elle est dite fermée quand les extrémités non articulées du premier et du dernier segment ont un point d'appui fixe. Le militaire qui fait des pompes réalise une chaîne fermée. La chaîne articulaire est semi-fermée quand une extrémité à un point d'appui fixe et l'autre est astreinte à se déplacer sur une trajectoire bien déterminée.

Ainsi, la cuisse, la jambe et le pied d'un sujet marcheur forment une chaîne articulaire semi-fermée. Mais si on considère les xesa du pédalier et de la pédale comme des articulations, on peut dire que la cuisse, la jambe, le pied et la manivelle du même sujet marcheur forment une chaîne articulaire fermée. Dans un tel système fermé ou semi-fermé tout mouvement d'une articulation entraîne en général un mouvement des autres[15].

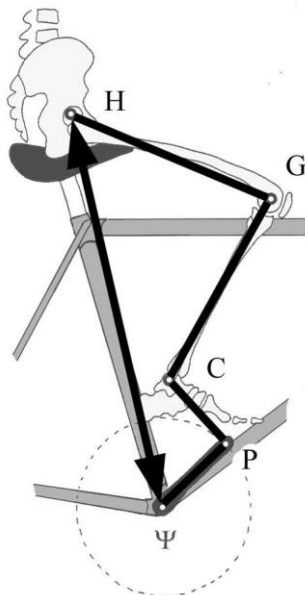


Figure2.4 les chaînes articulaires

2.2. ARTICULATION DE LA CHEVILLE

Deux mots se sont associés pour donner une bien belle image : cheville et ouvrière. La cheville crée la liberté du mouvement technique. C'est une cheville ouvrière modeste et désintéressée.

2.2.1. ANATOMIE DE LA CHEVILLE

L'articulation de la cheville (tibio-tarsienne ou du cou-de-pied) est une articulation trochléenne emboîtée.

2.2.1.1. Les surfaces articulaires

Elles sont constituées en haut par la « mortaise » tibio-péronière et en bas par le « tenon » astragalien. La mortaise tibio-péronière présente trois faces articulaires : La face inférieure de l'extrémité inférieure du tibia, concave d'avant en arrière sur 70° d'arc de cercle, la face externe (ou tibiale) de la malléole interne et la face interne (ou péronière) de la malléole externe.

Le tenon astragalien oppose à la mortaise tibio-péronière trois facettes articulaires. Au-dessus, se trouve la poulie astragalienne dont la gorge est dirigée d'arrière en avant et légèrement en dehors. Elle a un développement de 140 à 150° d'arc de cercle, plus important en arrière qu'en avant. Le cartilage y est épais. Latéralement, la poulie est continue par les facettes interne et externe.

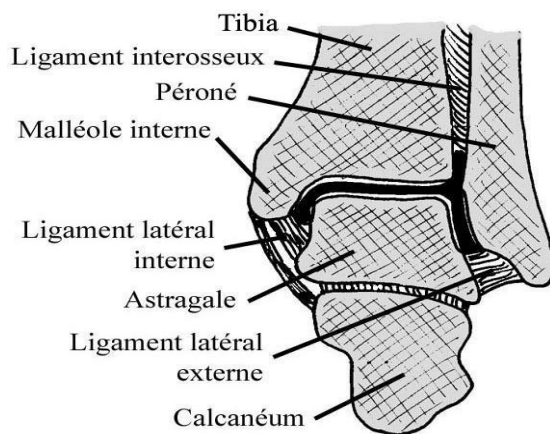


Figure 2.5 coupe frontale

2.2.1.2. Les moyens d'union

La mortaise tibio-péronière est solidement unie par le ligament interosseux et par les ligaments antérieur et postérieur de l'articulation péronéo-tibiale inférieure. Une capsule et deux puissants ligaments latéraux maintiennent en contact les surfaces articulaires de la cheville. La capsule est renforcée en avant et en arrière par quelques lames fibreuses appelées ligaments antérieur et postérieur. Les

ligaments latéraux sont beaucoup plus conséquents et robustes. Le ligament latéral externe part de la malléole externe et se dirige vers l'astragale et le calcanéum. Le ligament latéral interne s'insère sur la malléole interne et la relie au scaphoïde, à l'astragale et au calcanéum.

2.2.2. LES MOUVEMENTS DE LA CHEVILLE

La cheville ne possède qu'un seul degré de liberté, celui de la flexion-extension autour d'un axe transversal compris dans le plan frontal du corps. Il permet le mouvement de pédalage en y jouant un rôle fondamental comme nous le verrons. Les autres mouvements du pied sont dus aux contributions d'autres articulations, celles du genou et de la hanche et celles des articulations du pied.

La rotation axiale du genou fléchi permet des mouvements d'abduction (la pointe du pied se porte en dehors) et d'adduction (la pointe du pied se porte en dedans). Ce point est important, nous le verrons à propos des cales sous les chaussures (en 10.1.3.2). Genou étendu, c'est la rotation de la hanche qui est mise à contribution. L'abduction et l'adduction du pied peuvent être le fait des seules articulations du tarse postérieur, mais les mouvements ont alors une faible amplitude. La mise en jeu des mêmes articulations du tarse postérieur permet la pronation (la plante du pied regarde en dedans) et la supination (la plante regarde en dehors) du pied autour de son axe longitudinal. En principe, ces mouvements ne devraient pas intéresser le sujet marcheur.

Rappelons qu'à partir de la position de référence, dans laquelle le plan de la plante du pied est perpendiculaire à l'axe de la jambe, la flexion de la cheville rapproche le dos du pied de la face antérieure de la jambe. Son amplitude varie, selon les individus, de 20 à 30°. Nous verrons pourquoi plus loin. À l'inverse, l'extension de la cheville tend à placer le pied dans le prolongement de la jambe. Son amplitude varie de 30 à 50°.

Dans la flexion ou l'extension extrême, quelques degrés supplémentaires peuvent être gagnés par la mise en jeu des articulations du tarse. Cela joue un rôle mineur dans le pédalage qui n'utilise pas toute l'amplitude de la cheville.

2.2.3. UNE LIBERTÉ LIMITÉE

L'articulation de la cheville est intégrée au complexe articulaire de l'arrière pied qui est composé par la cheville (qui en est « la reine » d'après Louis Hubert

Farabeuf), le genou pour ce qui est de sa rotation axiale en position fléchie, l'articulation astragalo-calcanéenne ou sous astragalienne et l'articulation médio-tarsienne. Cet ensemble réalise l'équivalent d'une seule articulation à trois degrés de liberté, permettant l'adaptation du pied aux accidents de terrain. Seules nous intéressent ici la cheville et les deux articulations qui lui sont mécaniquement liées : les articulations péronéo-tibiales supérieure et inférieure.

2.2.3.1. Facteurs limitant la flexion-extension de la cheville

La cheville est une articulation à un seul degré de liberté, et vraiment un seul, la flexion-extension. Cette exclusivité est due à sa conformation anatomique qui en fait une trochléenne très emboîtée. Non seulement la liberté de la cheville est limitée à un seul mouvement, mais encore ce mouvement est limité dans ses amplitudes. Comment pourrait-il en être autrement pour une articulation qui supporte la quasi-totalité du poids du corps et les contraintes de l'exercice physique ?

L'amplitude des mouvements de flexion-extension de la cheville est déterminée par la configuration anatomique des surfaces articulaires. Nous avons vu plus haut (en 3.2.1.1) que la surface tibiale a un développement de 70° d'arc de cercle et que la poulie astra-galienne a un développement d'environ 140 à 150°. Il ne reste pour la flexion-extension que 70 à 80° : 20 à 30° pour la flexion et 30 à 50° pour l'extension. Les facteurs limitants sont donc d'abord osseux, l'astraga venant buter sur les marges de la surface tibiale. Mais ils sont aussi capsulo-ligamentaires et musculaires, tout l'appareil articulaire agissant en cohérence.

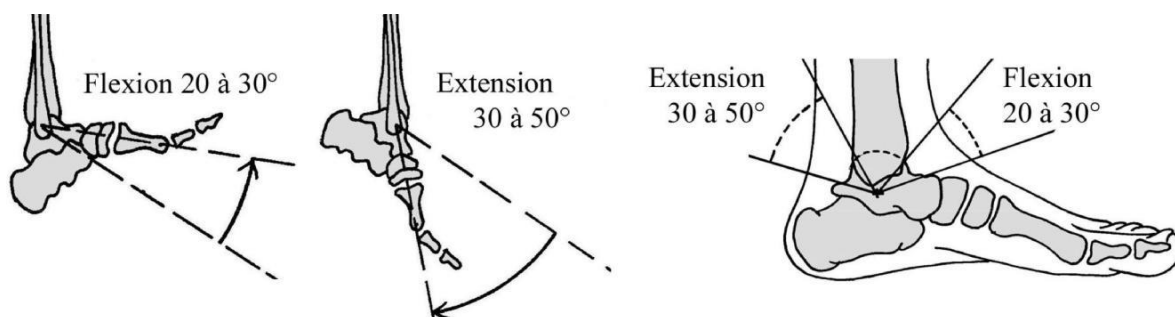


Figure 2.6 2.7 et 2.8, les limites de la cheville sur le plan sagittal

2.2.3.2. Le rôle des articulations péroné-tibiales

Les articulations péroné-tibiales sont mécaniquement liées à la cheville. En effet, la flexion-extension de la tibio-tarsienne entraîne la mise en jeu automatique de

ces deux articulations. Ce sont deux arthrodies. Les deux os de la jambe sont unis en haut et en bas par des ligaments antérieur et postérieur et sur presque toute leur longueur par le ligament interosseux. La largeur de la poulie astragaliennne est plus importante (de 5 mm environ) en avant qu'en arrière. L'écart entre les deux malléoles augmente donc pendant la flexion et diminue lors de l'extension. Ce mouvement d'écartement et de rapprochement des malléoles s'accompagne d'une légère rotation axiale de la malléole externe. Lors de la flexion de la cheville, le péroné s'élève un peu. Pendant l'extension, il s'abaisse. Le but de ces mouvements annexes est l'adaptation permanente aux variations de largeur et de courbure de la poulie astragaliennne et donc la garantie de la stabilité transversale de la tibio-tarsienne.

2.2.3.3. Au total

La cheville est une articulation dont la liberté de mouvement est très limitée. Les deux chevilles supportent plus de 97 % du poids du corps et subissent donc des contraintes très importantes lors de la marche, de la course à pied ou du saut. Ces contraintes sont considérablement allégées sur un vélo puisqu'elles ne supportent plus que la force d'extension du membre inférieur dans la première phase du pédalage. Nous verrons (chapitres 7 et 8) que c'est le jeu de cette articulation qui rend le pédalage fluide et efficace par contribution propre au passage des deux phases de transition et par un bon positionnement du genou et de la hanche.

2.3. ARTICULATION DU GENOU (*'merveille de biomécanique !' je voulais dire : merveille découverte par les biomécaniciens*)

Le genou est une articulation qui permet de joindre la jambe à la cuisse. Elle met en jeu trois os, le fémur, le tibia et la patella, par le biais de trois articulations, l'articulation fémoro-patellaire et la double articulation fémoro-tibiale.

Le genou présente un angle naturel de 170 à 175° en externe environ, appelé valgus physiologique, dû au décalage entre l'axe de la jambe (tibia-fibula) quasi vertical, et celui du fémur légèrement oblique à cause de la longueur du col portant sa tête. Un valgus trop important sera qualifié de Genou Varum pour un angle trop important (genou arqués) ou de Genou Valgum pour un angle trop faible (genou "qui se touchent")

2.3.1. ANATOMIE DU GENOU

Le genou est une diarthrose à surfaces discordantes, mais c'est aussi une articulation trochléenne un peu particulière qui réunit le fémur au tibia et à la rotule. Il s'agit donc d'une articulation fragile, souvent lésée, qui assure sa stabilité d'une façon miraculeuse par un appareil ligamentaire complexe mais remarquable sur le plan mécanique, et par son environnement musculaire.

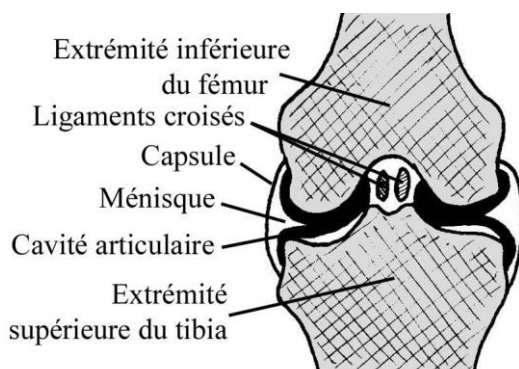


Figure 2.8 coupe schématique frontale du genou

2.3.1.1. Les surfaces articulaires

Elles sont constituées par l'extrémité inférieure du fémur, l'extrémité supérieure du tibia, les ménisques interarticulaires et la face postérieure de la rotule. La surface articulaire de l'extrémité inférieure du fémur se compose en avant de la trochlée et en arrière des deux surfaces condyliennes. Celles-ci ont été comparées aux supports d'un rocking-chair. Leurs surfaces, convexes dans les deux sens vers le bas, dessinent une courbe spirale dont le rayon diminue d'avant en arrière. La figure 2.8 montre une coupe frontale du genou.

L'extrémité supérieure du tibia reçoit les surfaces condyliennes du fémur dans les deux cavités glénoïdes. On peut effectivement parler de cavité dans la mesure où la courbure transversale des glènes, correspondant à la courbure convexe des condyles, est bien concave. Mais il n'en va pas de même pour le profil antéro-postérieur des glènes. Si la glène interne est bien concave vers le haut, la glène externe est convexe vers le haut. Au centre des cavités glénoïdes, le cartilage est très épais, ce qui témoigne des pressions qu'il subit dans la position debout et ce qui a pour effet de diminuer ou d'annuler leur concavité.

La rotule entre en contact avec la trochlée fémorale par la surface articulaire de sa face postérieure, surface qui épouse en négatif les formes de la poulie fémorale. Le cartilage y est aussi très épais. C'est même l'endroit de l'organisme où le cartilage est le plus épais, nous l'avons déjà noté.

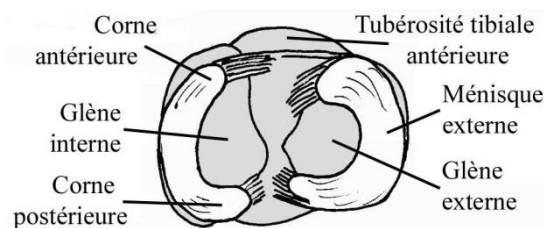


Figure 2.9 le genou, les ménisques en insertion sur le plateau tibial

2.3.1.2. Les ménisques interarticulaires

Ils viennent rendre les surfaces fémorales et tibiales concordantes. Ce sont deux lames prismatiques triangulaires recourbées en forme de croissant, ouvertes l'une vers l'autre. Leur face supérieure est concave et reçoit le condyle correspondant. La face inférieure est à peu près plane et repose sur le pourtour des glènes. La face périphérique est cylindrique et fixée à la capsule articulaire et aux ligaments et tendons qui la renforcent. Les cornes des deux croissants méniscaux sont fixées au plateau tibial dans la surface entre les deux glènes.

2.3.2. LES MOYENS D'UNION DU GENOU

Le genou, articulation instable par conformation anatomique, est stabilisé par une capsule, des ligaments et des muscles péri-articulaires.

2.3.2.1. La capsule articulaire du genou

Elle s'insère sur le fémur, sur le tibia, sur la face périphérique des ménisques et sur la rotule. Elle définit ainsi une seule cavité articulaire. Schématiquement, elle a la forme d'un cylindre dont la partie postérieure est déprimée, comme pour s'immiscer entre les deux condyles. Sur la face antérieure, une fenêtre est découpée dans laquelle vient se « sertir » la rotule.

2.3.2.2. Les ligaments du genou

Ils constituent un système complexe et essentiel, associant la capsule et ses renforcements, les ligaments proprement dits et les tendons des muscles du genou.

En avant, on trouve plusieurs éléments très robustes. Les ailerons rotuliens s'étendent des bords latéraux de la rotule aux condyles fémoraux. Ce sont des renforcements de la capsule. Le tendon rotulien est large et très épais. Les expansions tendineuses des deux vastes font partie d'un même ensemble fonctionnel avec le tendon rotulien. Enfin, l'aponévrose d'insertion du tenseur du fascialata est située en dehors de la rotule.

A l'intérieur, on trouve le ligament latéral interne, large et très résistant. Il va du condyle interne à la partie supérieure de bord interne du tibia, en arrière de l'insertion des muscles de la patte d'oie. On trouve aussi les muscles de la patte d'oie (demi-tendineux, couturier, droit interne) et le muscle demi-membraneux.

A l'extérieur, la stabilité du genou est assurée par le ligament latéral externe. C'est un cordon arrondi et épais, très solide, tendu du condyle externe à l'extrémité supérieure du péroné. Il est renforcé par le tendon du muscle biceps.

En arrière, on trouve, comme en avant, un important dispositif. Les ligaments croisés antérieur et postérieur sont deux cordons fibreux courts et très épais qui s'étendent de l'espace entre les deux glènes du tibia à l'espace inter-condylien du fémur. Ce sont des épaississements de la partie postérieure déprimée de la capsule articulaire. Nous y reviendrons plus loin. Le plan fibreux postérieur est tendu en arrière de l'espace inter-condylien, entre les deux condyles et le bord postérieur du plateau tibial. Enfin, le muscle poplité et les deux jumeaux du triceps sural jouent un rôle non négligeable dans la stabilisation du genou.

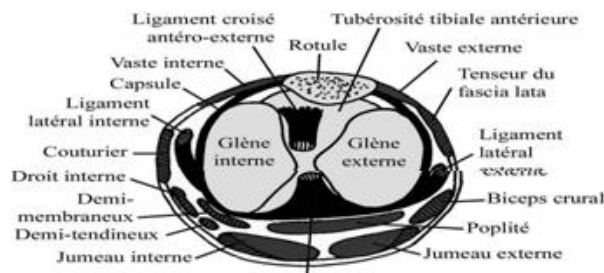


Figure 2.10 Représentation schématique des moyens d'union de l'articulation du genou

2.3.2.3. Un système complexe, à ménager

Ce système complexe constitué par les structures capsulaires, les ligaments et les muscles péri-articulaires porte le nom de « défenses périphériques du genou. » Ce vocable guerrier ne prouve qu'une chose, que nous ne cessons de répéter : l'articulation du genou est soumise à de fortes contraintes et doit être sollicitée par le sportif avec un maximum de précautions. Ceci est vrai chez le sujet marcheur aussi. Certes, il ne fait pas subir au genou les pressions du poids du corps, entre le fémur et le tibia. Mais il sollicite énormément l'articulation entre le fémur et la rotule. Il doit donc veiller à ce que l'articulation travaille dans les meilleures conditions, comme nous le verrons plus bas à plusieurs reprises [15].

2.3.3. LES MOUVEMENTS DU GENOU

Le genou possède un degré de liberté principal : la flexion-extension qui autorise le pédalage. La flexion du genou est le mouvement qui rapproche la face postérieure de la jambe de la face postérieure de la cuisse.

Son amplitude va de 0° quand l'axe de la jambe est dans le prolongement de l'axe de la cuisse, jusqu'à 120° si la hanche est en extension. Mais elle peut atteindre 140° si la hanche est fléchie préalablement. Et même 160° en s'asseyant sur les talons, le talon touchant alors la fesse.

Le genou possède un deuxième degré de liberté, uniquement quand il est fléchi : la rotation autour de l'axe longitudinal de la jambe. En effet, lorsque le genou est en extension, cette rotation est interdite par la tension des ligaments latéraux et des ligaments croisés. Le mouvement de rotation axiale du genou intervient dans le pédalage comme mouvement parasite, parce qu'inutile, ainsi que nous le verrons plus loin (en 2.3.7). C'est cependant lui qui permet, quand la pédale est en haut, de dégager la chaussure des cales automatiques de la pédale en écartant le talon vers l'extérieur. Quand la pédale est en bas, le genou est moins fléchi et c'est le mouvement de rotation de la hanche qui permet de porter le talon en dehors en mettant en mouvement tout le membre inférieur [15].

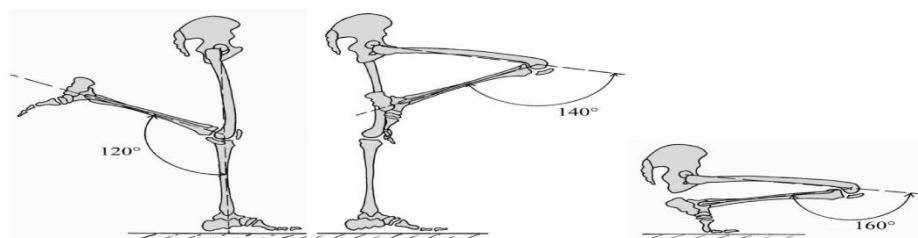


Figure 2.11, 2.12 et 2.13 amplitude des mouvements de flexion du genou

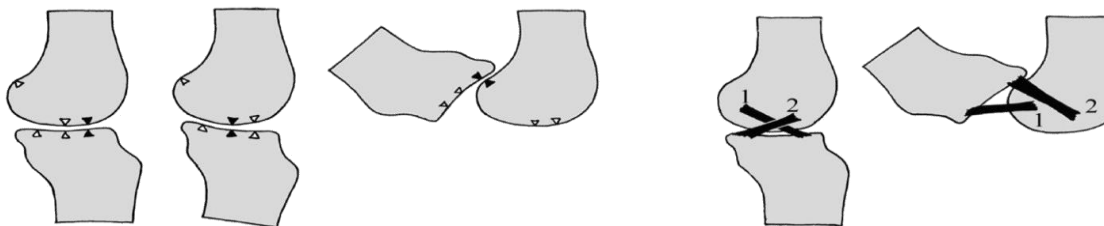


Figure 2.14, 2.15, 2.16, roulement puis le Glissement du fémur sur le tibia, et mouvement des ligaments croisé figure 2.17 et 2.18

2.3.2. LA LIBÉRATION DE L'ARTICULATION FÉMORO-TIBIALE

Dans les gestes de la vie quotidienne, l'articulation entre le fémur et le tibia fonctionne avec la contrainte de la pesanteur. En station debout, elles supportent près de 95 % du poids du corps. Sur la bicyclette, il n'y a plus d'effets liés à la pesanteur. Ne persistent que les contraintes dues aux mouvements du pédalage, nous verrons qu'elles sont importantes mais très différentes.

2.3.2.1. Les mouvements des condyles sur les glènes

Dans le sens antéro-postérieur, correspondant au mouvement de flexion-extension du genou, le développement de la surface articulaire du condyle fémoral est deux fois plus grand que la longueur de la glène tibiale. Pour éviter que chaque tour de pédalier ne se conclue par une luxation du genou (le condyle qui bascule en arrière de la glène), l'extrémité inférieure du fémur se déplace sur le plateau tibial à la fois en roulant et en glissant. À partir de la position de rectitude, le condyle commence par rouler sans glisser, puis le glissement devient progressivement prédominant et, en fin de flexion, le condyle glisse sans rouler. La longueur du roulement initial est différente suivant le condyle. Elle est moins importante pour le condyle interne.

Le roulement n'a lieu que pendant les 10 à 20 premiers degrés de flexion. Sauf si la selle est trop haute, ou les manivelles trop longues, il ne concerne pas le sujet marcheur dont le genou est fléchi de 30° à 40° à environ 115°. Pendant le pédalage, les mouvements du fémur sur le tibia sont donc des mouvements de glissement. Par contre, les premiers degrés de roulement correspondent à l'amplitude des mouvements de flexion-extension lors de la marche normale [15].

2.3.2.2. Le rôle essentiel des ligaments croisés

Les mouvements respectifs des condyles et des glènes sont évidemment contenus, contrôlés. Tout d'abord, le tibia (GC) et le fémur (HG) restent dans le même plan sagittal. La capsule et les ligaments latéraux sont là pour y veiller, même si ces derniers sont légèrement détendus lors de la flexion. Le tibia n'est pas toujours en train de se luxer en avant ou en arrière de l'extrémité inférieure du fémur. Capsule et ligaments latéraux jouent encore leur rôle. Le quadriceps en avant, les fléchisseurs du genou en arrière et notamment les deux jumeaux contribuent à la stabilité de l'articulation.

Ce sont les ligaments croisés qui ont la plus grande responsabilité. D'une part ils assurent la stabilité antéro-postérieure du genou, d'autre part ils permettent les mouvements de charnière dans la flexion-extension tout en maintenant les surfaces articulaires en contact. Les ligaments croisés, au nombre de deux par articulation, sont situés en plein centre de l'articulation du genou.

Le ligament croisé antéro-externe (1) s'insère en avant sur le plateau tibial, entre les deux glènes (voir les figures 2.10 et 2.17). Il se dirige en arrière, en haut et en dehors pour se terminer dans l'échancrure inter-condylienne du fémur, sur la face interne du condyle externe.

Le ligament croisé postéro-interne (2) s'insère tout en arrière du plateau tibial, entre les deux glènes. Son trajet est oblique en avant, en haut et en dedans et il vient s'insérer sur la face inter-condylienne du condyle interne.

Ces deux ligaments sont courts et très épais. Mais ce ne sont pas des cordes statiques. Ils sont élastiques et mobilisent plus ou moins leurs fibres selon les mouvements du genou. Schématiquement, on peut dire que la flexion du genou s'effectue autour du point d'insertion postérieur du ligament croisé antéro-externe tel que pendant ce mouvement le ligament croisé postéro-interne maintient les surfaces articulaires en contact.

2.3.2.3. Les ménisques et leurs déplacements

Quand le genou se fléchit, le point de contact entre le condyle et la glène recule. Les ménisques suivent ce mouvement tout en se déformant, notamment parce qu'ils sont fixés par leurs cornes au plateau tibial. Les ménisques sont poussés par les condyles, mais aussi entraînés par les mouvements de la capsule et de ses renforts. Le ménisque externe recule deux fois plus que le ménisque interne.

En position debout, les condyles appuient sur les glènes par leur plus grand rayon de courbure. Les ménisques sont alors idéalement interposés entre les surfaces de contact. Les efforts de compression sont bien répartis. Le genou assure sa stabilité. A l'inverse, dans le mouvement de flexion les condyles sont progressivement en contact avec les glènes par leur plus petit rayon de courbure. Les ménisques ne collent plus totalement aux condyles. Le genou privilégie alors la mobilité.

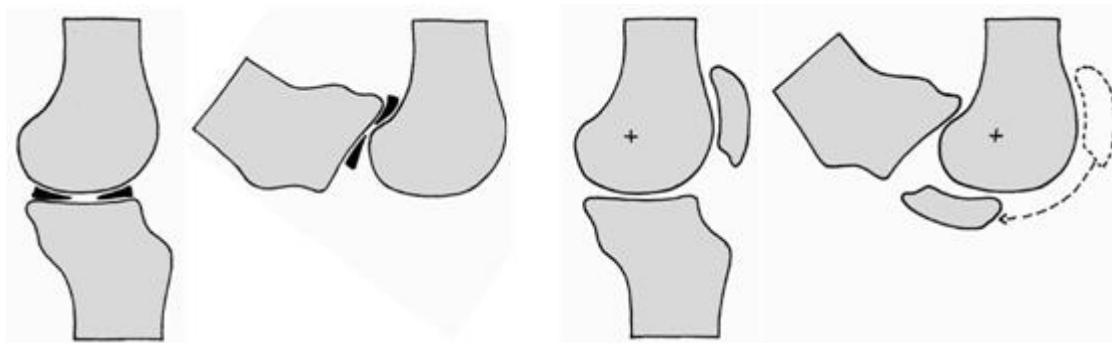


Figure 2.19, 2.20, déplacement des ménisques et déplacement de la rotule figure 2.17 et 2.18

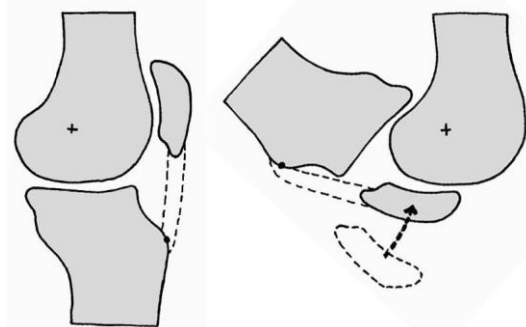
2.3.5. L'ARTICULATION ENTRE LE FÉMUR ET LA ROTULE

2.3.5.1. Déplacements entre rotule et fémur

La rotule glisse dans le fond de la gouttière verticale formée par la poulie fémorale (la trochlée et l'échancrure inter-condylienne). Par rapport au fémur et pendant la flexion du genou, la rotule suit un mouvement de translation verticale et circonférentielle, centré par l'axe de flexion-extension du genou. Ce mouvement est important entre ses deux extrêmes, de deux fois la hauteur de la rotule. Il amène la rotule à regarder, par sa face postérieure, d'abord en arrière, puis, petit à petit, vers le haut. Pendant le pédalage, du fait des déplacements conjoints du fémur et du tibia, la rotule reste à peu près orientée de la même manière, c'est-à-dire avec une face postérieure qui regarde toujours en arrière et en haut. Elle se déplace par rapport au fémur d'un peu plus de sa longueur. Il existe autour de l'articulation du genou de nombreuses bourses séreuses péri-articulaires qui jouent un rôle de lubrification, notamment entre la rotule et le fémur. Citons, entre autres, la bourse séreuse sous-quadri-cipitale.

2.3.5.2. Le maintien de la rotule

La rotule est maintenue appliquée au fond de la gorge de la poulie fémorale par le simple effet de la contraction du muscle quadriceps. La force qui applique la rotule



Figures 2.23 et 2.24 le genou déplacements de la rotule par rapport au tibia

contre la trochlée est considérable. Il suffit pour s'en persuader de faire de simples calculs ou de constater l'épaisseur du cartilage sur sa face postérieure. La capsule et ses renforts ligamenteux assurent un maintien passif de la rotule contre la trochlée fémorale. On distingue de chaque côté, les ailerons rotuliens interne et externe, qui vont de la rotule aux condyles fémoraux, et les ligaments méniscaux-rotuliens, qui vont du bord convexe des ménisques à la rotule.

2.3.6. LA ROTULE ET LE TIBIA

2.3.6.1. Déplacements entre rotule et tibia

La rotule est solidement reliée au tibia par le tendon rotulien. Pendant les mouvements de flexion-extension du genou, elle se déplace par rapport au tibia, dans un plan sagittal, le long d'un arc de cercle dont le centre est situé sur la tubérosité tibiale antérieure et dont le rayon est égal à la longueur du tendon rotulien. La rotule subit un mouvement de translation circonférentiel qui l'amène à reculer et à basculer en arrière et en bas. Ce mouvement est dû au déplacement vers l'arrière du point de contact entre les condyles et les glènes, au fur et à mesure que la flexion s'accroît. Il est aussi dû au profil des condyles qui diminue d'avant en arrière la distance de la rotule à l'axe de flexion-extension du genou.

2.3.6.2. Intérêt de la rotule par rapport au quadriceps

La poulie fémorale reçoit la terminaison de l'appareil extenseur du genou constitué par le tendon quadricipital, la rotule et le tendon rotulien. La rotule sert ainsi, par rapport à un plan sagittal, à transformer la force du quadriceps, dirigée

en haut et un peu en dehors, en une force verticale. La rotule joue un deuxième rôle essentiel, et qui lui est propre. Elle accroît l'efficacité du quadriceps en éloignant le tendon quadricipital de l'axe de flexion-extension du genou, ce qui a pour effet d'augmenter le bras de levier des muscles extenseurs du genou.

2.3.6. LA ROTATION INTERNE AUTOMATIQUE DU GENOU

Le début de la flexion du genou s'accompagne d'une discrète rotation interne du genou qui porte la pointe du pied en dedans ou le talon en dehors. Il y a de bonnes raisons pour expliquer cette rotation automatique. La première est que le condyle externe « recule » plus que l'interne lors de la flexion du genou. En effet, le condyle externe roule plus longtemps que l'interne comme nous l'avons vu au paragraphe 2.3.2.1. Ensuite, la glène interne, plus concave que l'externe, « retient » mieux le condyle interne. Enfin, le ligament latéral interne laisse moins de champ au condyle interne que son homologue externe. La deuxième raison est musculaire. Les muscles fléchisseurs du genou sont à prédominance rotateurs internes. Pour bien observer cette rotation interne automatique, il suffit de marcher derrière quelqu'un et de regarder le mouvement de ses talons pendant la marche. Au début de la flexion du genou, au moment où le talon quitte le contact avec le sol, on le voit se porter légèrement en dehors.

Chez le sujet marcheur, ce mouvement ne devrait pas se produire, ou plutôt s'est déjà produit, car la flexion du genou est au minimum de 30°, au-delà des angles de rotation automatique.

2.4. ARTICULATION DE LA HANCHE

La hanche est une articulation puissante et peu fragile. Elle est très efficace chez le sujet marcheur.

2.4.1. ANATOMIE DE LA HANCHE

La hanche ou articulation coxo-fémorale est une énarthrose. La surface convexe est celle de la tête fémorale. La cavité cotyloïde de l'os iliaque est concave et reçoit la tête fémorale. La tête fémorale est très emboîtée dans la cavité cotyloïde parce que cette union est renforcée par les cartilages articulaires, le bourrelet cotyloïde et tout l'ensemble de la capsule, des ligaments et des muscles péri articulaires. La hanche est donc une articulation très stable, quasiment impossible

à luxer, mais dont la mobilité est relativement limitée, notamment si on la compare à l'énarthrose de référence de l'épaule.

2.4.1.1. Les surfaces articulaires

Ce sont la tête du fémur, la cavité cotyloïde de l'os iliaque et le bourrelet cotyloïdien. La tête du fémur représente les deux tiers d'une sphère. Elle est recouverte d'un cartilage plus épais dans sa partie supérieure et le centre de la tête que dans sa partie inférieure. La cavité cotyloïde est presque hémisphérique. La surface articulaire a la forme d'un croissant ouvert en bas, juste au-dessus du trou ischio-pubien. Le cartilage est là aussi plus épais en haut qu'en bas. Le bourrelet cotyloïdien est un anneau complet dont la coupe est triangulaire. Il adhère par sa base à l'os iliaque, autour de la cavité cotyloïde, sauf dans l'ouverture inférieure du croissant cotyloïdien. Il réduit les inégalités du rebord de la cavité cotyloïde et la transforme en une anfractuosité un peu plus grande qu'une demi-sphère. Le bourrelet est plus épais en haut et en arrière qu'en bas et en avant.

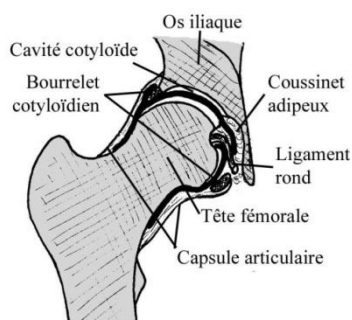


Figure 2.27 la hanche coupe schématique quasi frontale de l'articulation

2.4.1.2. Les moyens d'union

Les surfaces de l'articulation de la hanche sont maintenues en contact par la capsule articulaire, par les ligaments qui renforcent cette capsule et par un ligament indépendant, le ligament rond. La capsule articulaire a la forme d'un manchon cylindrique étendu de l'os iliaque à l'extrémité supérieure du fémur.

Les ligaments qui entourent l'articulation ne sont que des renforcements de la capsule. Mais ils sont puissants. Tous ces ligaments, en partant de l'os iliaque et en allant au fémur, sont « enroulés » autour du col du fémur dans la position debout. Sur la hanche droite vue du dehors, ils le sont dans le sens des aiguilles d'une montre. C'est l'inverse pour la hanche gauche. Ceci est une conséquence probable du passage de la position quadrupède de nos lointains ancêtres à la position érigée.

Chez le sujet marcheur, la flexion permanente de la hanche déroule les renforts de la capsule. Il ne faut pas en conclure que la bicyclopédie est un retour en arrière de l'évolution. Ce que l'on peut dire, cependant, c'est que la position du sujet marcheur est plus proche de celle d'un quadrupède que de celle d'un bipède : il a quatre points d'appui, et même cinq si l'on compte la selle. Mais seuls les membres inférieurs sont locomoteurs.

Le ligament rond est une lame fibreuse de trois centimètres de longueur environ, qui s'étend du centre de la tête du fémur au bord supérieur du trou ischio-pubien. Ce ligament est contenu dans la cavité articulaire et est donc recouvert par la synoviale. Il est très résistant mais ne joue pas un grand rôle mécanique. Par contre, il contient dans son épaisseur des artérioles et veinules chargées de l'irrigation de la tête fémorale.

2.4.2. LES MOUVEMENTS DE LA HANCHE

La hanche permet d'orienter le membre inférieur dans toutes les directions. Elle possède donc trois degrés de liberté. Le premier est celui de la flexion-extension autour d'un axe transversal. Le deuxième permet d'écartier ou de rapprocher le membre inférieur du plan sagittal du corps. Il s'agit de l'abduction-adduction autour d'un axe antéropostérieur, perpendiculaire au plan frontal. Le troisième autorise les rotations externes et internes du membre, pour porter la pointe du pied en dehors ou en dedans. Il s'effectue autour d'un axe vertical ou autour de l'axe longitudinal de la cuisse. La combinaison de ces trois mouvements élémentaires réalise un mouvement beaucoup plus complexe qu'on appelle la circumduction de la hanche. Il permet de faire des « ronds de jambe ».

La flexion de la hanche se définit comme le mouvement qui porte la face antérieure de la cuisse à la rencontre du tronc. Elle a une amplitude qui va de 0° quand l'axe de la cuisse est dans le prolongement du tronc, jusqu'à 90° si le genou est étendu, 120° environ si ce dernier est fléchi. Le mouvement peut aller au-delà de 140° en cas de flexion passive avec les genoux fléchis. Dans ce cas, la flexion est accentuée par une autre force que celle des fléchisseurs de la hanche, celle des bras par exemple qui cherchent à rapprocher le genou du tronc. L'extension de la hanche porte le membre inférieur en arrière du plan frontal du corps. Elle est faible et ne dépasse guère 20°. Pendant le pédalage, la

hanche est toujours fléchie. L'extension n'y est que relative. Il ne s'agit que d'une diminution de la flexion. Voir les figures 2.28, 2.29 et 2.30.

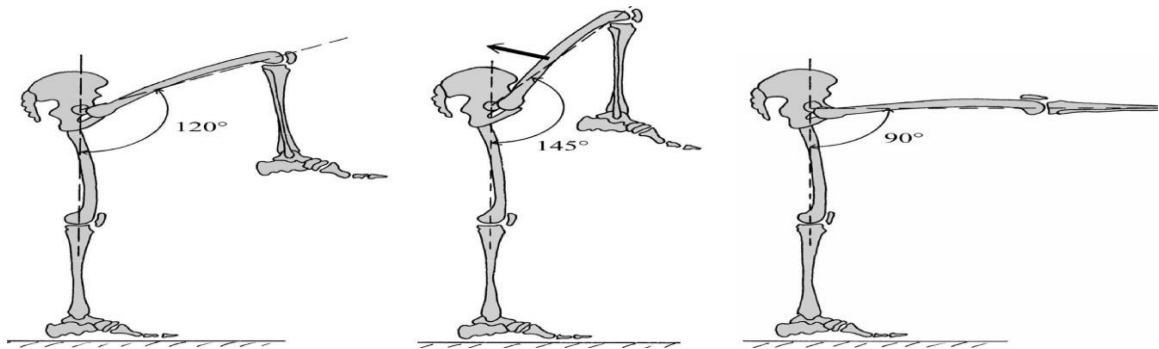


Figure 2.28,2.29 et 2.30 la hanche amplitudes des mouvements de flexion selon la flexion du genou

2.5. MESURE DES SEGMENTS CORPORELS

Pour mesurer les segments corporels, il faut se donner des repères anatomiques. Nous avons vu (en 2.3.2.2) qu'il n'était pas facile de les identifier et que les mesures pouvaient être imprécises. Citons ces repères un à un, en référence aux axes de flexion-extension des articulations :

- Le centre articulaire H de la hanche se situe au même niveau que le bord supérieur du grand trochanter, environ 10 mm en avant de son bord antérieur.
- Le centre articulaire G du genou se situe au niveau de la tubérosité externe de la face latérale du condyle externe du fémur.
- Le centre articulaire C de la cheville se situe au niveau du point le plus saillant de la face externe de la malléole externe.
- Le centre articulaire de l'épaule se situe environ 25 mm en dessous du bord externe de l'acromion (l'os qui fait l'angle de l'épaule).
- Le centre articulaire du coude se situe environ 8 mm au-dessus de l'interligne articulaire entre le radius et l'humérus.
- Le centre articulaire du poignet se situe au niveau de l'apophyse styloïde du radius.

De nombreux auteurs, médecins, physiologistes, anatomistes, ont travaillé sur les dimensions et les proportions des segments corporels. Ils ont fait des études anthropomorphiques et les ont transcrites sur des tables qui permettent de situer et de comparer tel individu par rapport à la moyenne de ses confrères. On sait

ainsi s'il est grand ou petit ou s'il a de longues ou courtes jambes (voir figure 2.31).

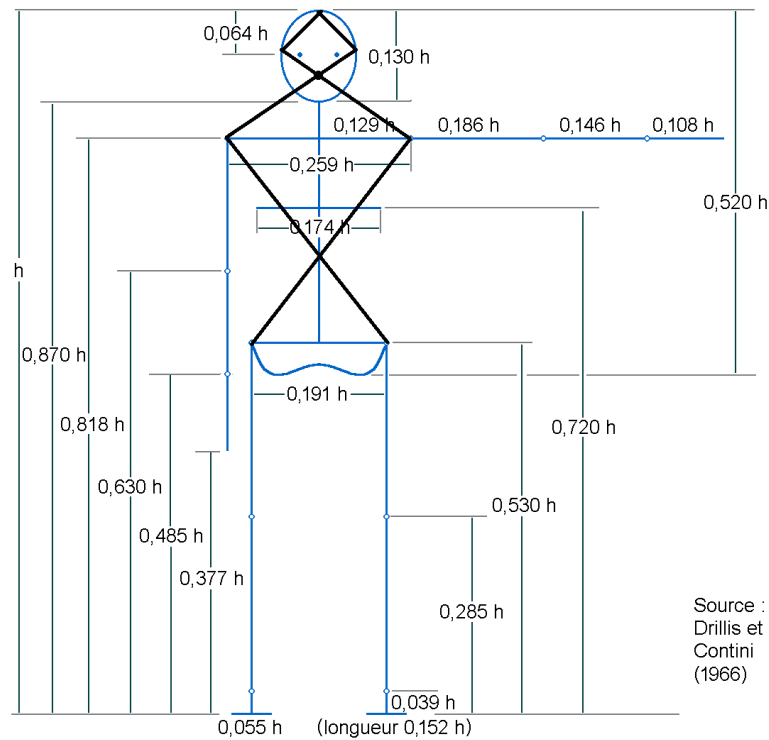


Figure 2.31 Repères anthropologiques selon Drillis et Contini [19]

2.6. CONCLUSION

La littérature nous fournit d'abondantes informations sur l'arthrologie du membre inférieur, mais aussi sur ses désordres et donc nous rapprocherons les données de la littérature avec les examens pratiqués en biomécanique pour identifier et synthétiser les paramètres biomécaniques impliqués dans l'apparition de pathologies de l'appareil locomoteur. Cependant avec la maîtrise des notions de l'arthrologie, il devient possible de réaliser l'étude quantitative des dysfonctionnements articulaires. Dès lors, il convient d'identifier les paramètres biomécaniques essentiels de la marche humaine (chapitre 1) dans le but d'évaluer objectivement les pathologies de la marche.

CHAPITRE 3

INTRODUCTION A LA DYNAMIQUE INVERSE DU CORPS HUMAIN.

‘Plus le piédestal est beau, plus la statue doit l’être.’

[Proverbes Chinois]

3.1. Introduction

Après avoir pris connaissance des notions fondamentales de la biomécanique de la marche humaine, l'analyse des chargements mécaniques sur les différentes structures du corps humain (Os, articulation, ligament, muscles) représente une partie importante dans le domaine de la recherche en biomécanique. Cette orientation de la recherche est stimulée par des questionnements relatifs aux trois domaines de la médecine du sport, l'ergonomie ainsi que la réadaptation. Dans chacun de ces trois domaines, l'hypothèse principale et sous-jacente est que des chargements excessifs peuvent être responsables de l'apparition de blessures reliés aux structures *musculo-squelettiques*, et que la réduction de ces chargements peut être bénéfique. Une compréhension accrue des facteurs mis en jeu dans les mécanismes qui contribuent aux chargements excessifs devrait nous conduire à élaborer des méthodes de prévention ainsi que celles de rééducations thérapeutiques. Les forces internes agissant dans les structures du corps humain peuvent changer de manière importante dépendamment de la vitesse ainsi que du type de mouvement exercé. Ces forces peuvent aussi dépendre des caractéristiques anthropométriques (la taille et le poids de l'individu), ainsi que des propriétés mécaniques des tissus mous (La raideur des muscles et des ligaments). La recherche en biomécanique tend à comprendre le lien ou bien les relations hyper-complexes entre les chargements mécaniques et les différentes variables structurelles. Les hypothèses en regard de certaines variables sont testées en général par des expériences pratiques dans lesquelles la variable en question est systématiquement modifiée. Cette stratégie de recherche de type 'cause-à-effet' est structurée en trois étapes de la manière suivante :

- On formule une hypothèse entre la relation entre le chargement mécanique et des conditions d'expérience contrôlées.
- On estime alors les efforts internes chez un groupe de population dans des conditions expérimentales préétablis.
- On réalise une analyse statistique pour déterminer s'il y a un effet significatif des conditions expérimentales sur les efforts internes.

La deuxième étape est importante, car c'est elle qui estime ou mesure les efforts internes dans les structures du corps : elle doit être sélectionnée de manière à être la plus précise possible.

La troisième étape est une analyse statistique qui doit nous révéler des effets significatifs plus grands que l'incertitude de la méthode ou de la variabilité biologique interindividuelle. La méthode à trois étapes présentée ci-haut est une méthode dite 'comparative' : Elle est intéressante dans le sens qu'elle ne dépend pas des erreurs systématiques des systèmes de mesure ni elle ne nécessite la connaissance des limites de chargements des structures. La mesure exacte des chargements est quelque chose de très difficile à mesurer dans le corps humain. Les effets physiologiques des chargements sur la viabilité des tissus mous sont souvent étudiés expérimentalement dans le modèle animal ou l'on mesure directement les efforts exercés sur les ligaments et les muscles de manière réfractive. C'est pour cela que dans le cadre du corps humain les techniques de mesure pour l'estimation des chargements sont des méthodes non effractives. L'électromyographie, la méthode de la dynamique inverse ainsi que la simulation sont trois méthodes destinées à mesurer les forces musculaires du corps durant une activité motrice telle que la locomotion. Dans ce chapitre nous allons nous intéresser à la méthode de la dynamique inverse. Nous allons d'abord introduire quelque concept de base nécessaire à cette méthode.

3.2. Concept de base en biomécanique articulaire.

3.2.1 Définition

Un cycle de marche correspond à la période qui s'étend du contact du talon au sol d'un membre inférieur au contact suivant du talon au sol de ce même membre. Chaque cycle de marche se compose d'une phase d'appui (de 0 à ~ 60% du cycle de marche) et d'une phase d'oscillation (de 60 à 100% du cycle de marche). La phase d'appui se compose du contact initial (entre 0 et 2% du cycle de marche), d'une phase de réponse à la charge (entre 2 et 10% du cycle de marche), du milieu d'appui (entre 10 et 30% du cycle de marche) et de la fin d'appui (entre 30 et ~ 50% du cycle de marche). Dans le plan sagittal, bien que le support du poids du corps soit assuré tout au long de la phase d'appui, une phase de freinage a lieu dans la première moitié de l'appui suivie d'une phase de propulsion. La phase de

freinage est une période de l'appui durant laquelle le vecteur de la force de réaction de sol (FRS) est orienté vers l'arrière. Au cours de cette phase, les deux principales composantes de ce vecteur sont la composante verticale (z) et la composante antéro-postérieure (x), qui sont associées, respectivement, à une fonction de support et de freinage (Figure 3.1). L'intégration de la résultante de la FRS dans le plan sagittal, définissant l'impulsion sagittale de la FRS, reflète réellement l'action externe de cette force dans le plan sagittal.

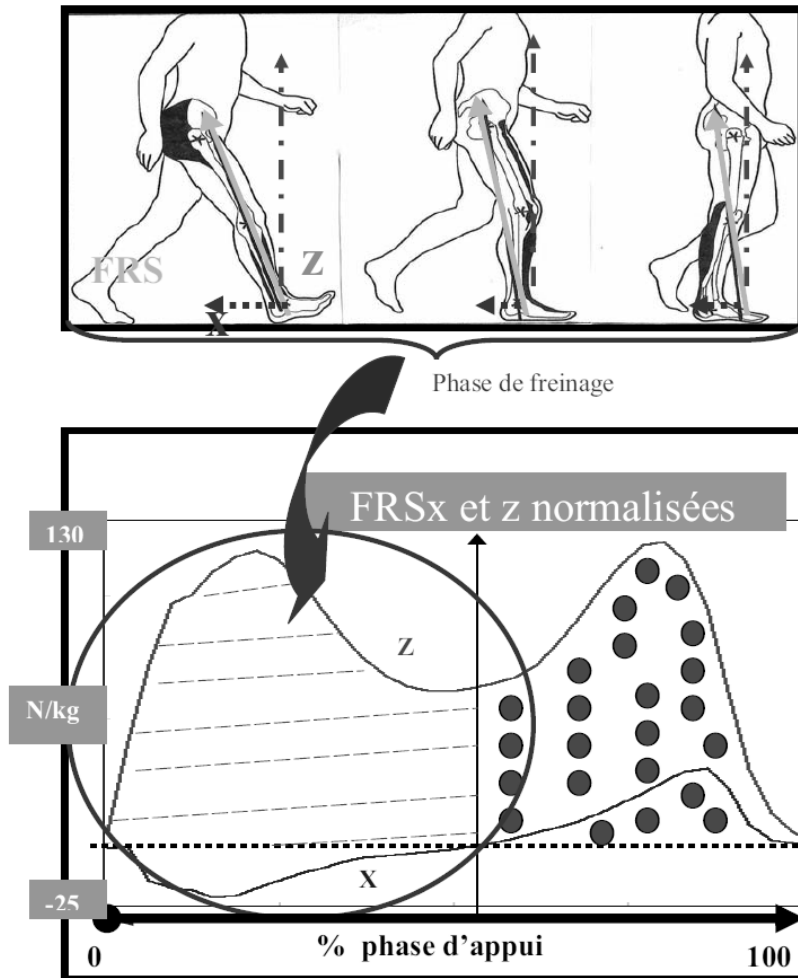


Figure.3.1 Composantes x et z de la FRS en première moitié d'appui(3)

3.2.2 Représentation scalaire et vectorielle

En biomécanique, nous utilisons couramment des quantités scalaires et des quantités vectorielles. La (Figure 3.2) montre un vecteur représenté dans un système de référence formé par une base orthonormée (X, Y, Z) et sur chaque articulation (hanche, genou, cheville).

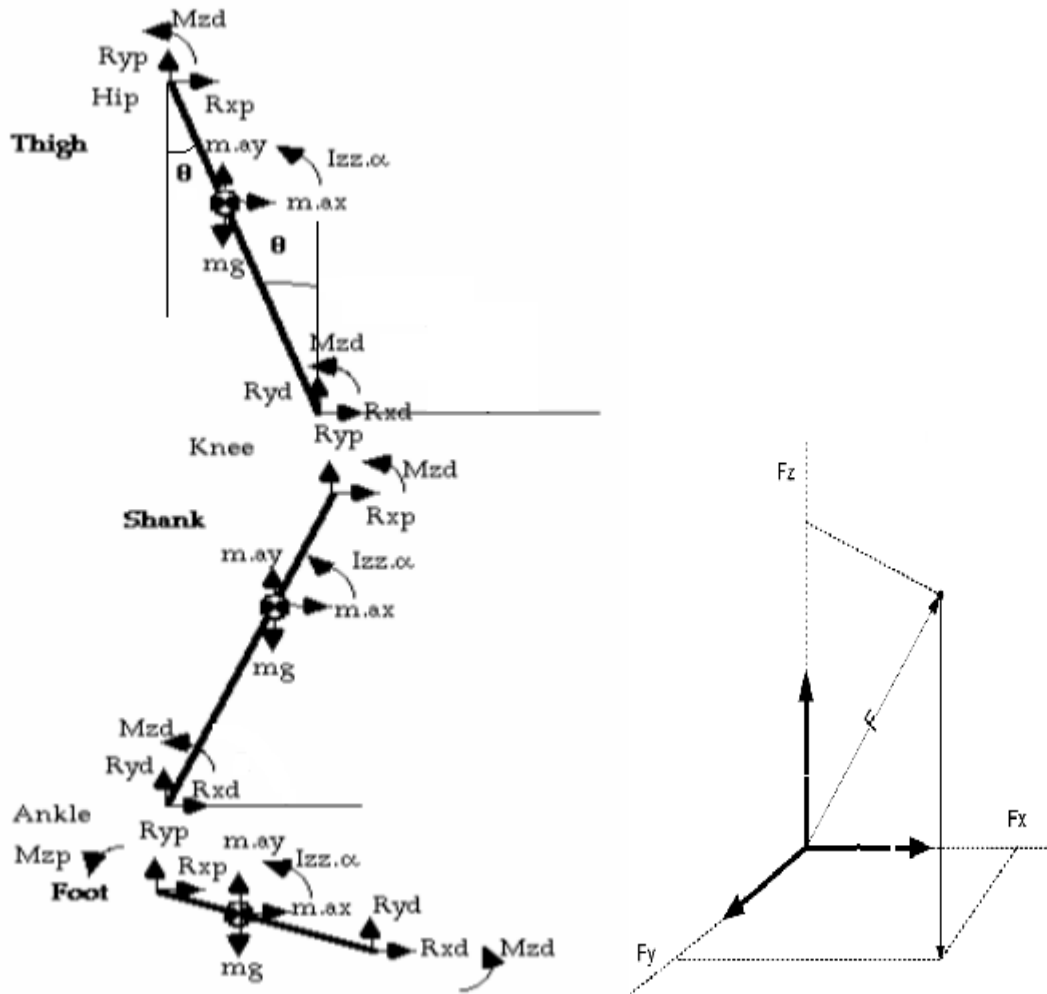


Figure 3.2: Représentation spatiale des efforts et des moments des membres inférieurs selon le modèle de Winter

3.2.3 Principe de la méthode

La méthode de la dynamique inverse s'apparente à la méthode du diagramme des corps libre ou chaque segment corporel est analysé séparément des autres segments. On commence en général par ce que l'on appelle le segment terminal, dans notre cas il s'agit du segment du pied en contact avec la plateforme de force (sol) qui délivre les forces d'appuis (F_x ; F_y ; F_z), pour ainsi remonter aux efforts et aux moments articulaires de chaque segment du membre inférieur (figure 3.2).

Plusieurs hypothèses de base sont posées quant à l'implémentation de l'algorithme de la dynamique inverse. Ces hypothèses sont décrites dans ce qui suit :

- Chaque segment possède un centre de masse ou se concentre toute la masse du segment

- La position du centre de masse demeure fixe par rapport aux deux repères proximaux et distaux durant toute la durée du mouvement
- L'articulation est considérée comme une charnière pour une analyse dans un plan bidimensionnel
- Le moment d'inertie du segment par rapport à son centre de gravité demeure constant pendant toute la durée du mouvement
- La longueur de chaque segment demeure constante durant toute la période d'exécution du mouvement.

3.3 Diagramme des corps libre

La (Figure 3.3) montre le diagramme d'un corps libre. La méthode comporte des données connues et celle des données inconnues.

Ensemble des données connues :

- a_x, a_y : accélération du centre de gravité le long des axes X et Y
- θ : déplacement angulaire dans le plan du mouvement
- α : accélération angulaire du segment dans le plan du mouvement
- R_{xd}, R_{yd} : forces de réactions agissant à l'extrémité distale
- M_d : Moment net musculaire agissant à l'extrémité distale

Ensemble de données inconnues :

- R_{xp}, R_{yp} : Forces de réactions agissant à l'extrémité proximale
- M_p : Moment net musculaire agissant à l'extrémité proximale.

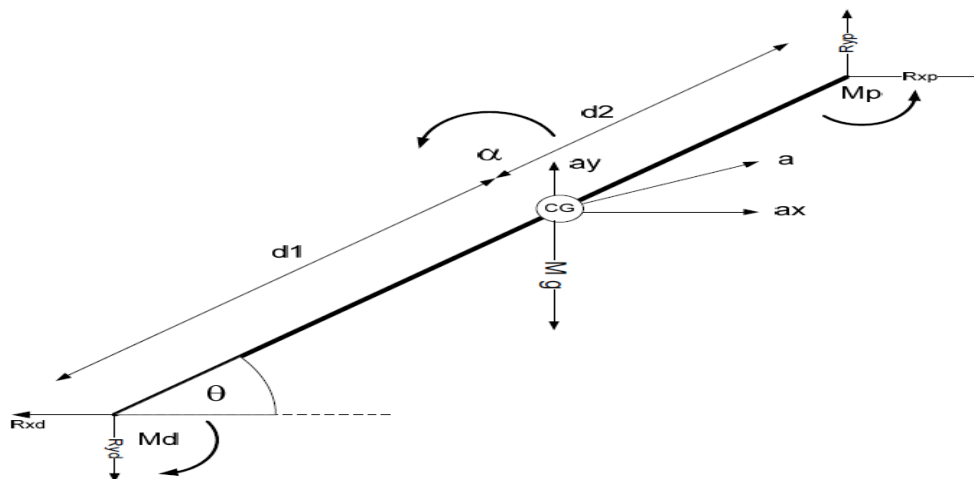


Figure. 3.3: Diagramme d'un corps libre

Pour utiliser la méthode de la dynamique inverse, il est nécessaire de connaître les caractéristiques inertielles des segments corporels. Ces derniers sont souvent regroupés sous le terme d'anthropométrie (chapitre 1). Un des problèmes dans l'analyse de la

locomotion est d'estimer ou de mesurer avec justesse les paramètres inertiels des segments corporels avant de les injecter dans le processus de la dynamique inverse.

3.4 Définition des paramètres inertiels

La (Figure 3.4) montre un segment corporel du corps humain représentant la cuisse. Ce segment contient la structure osseuse ainsi que les tissus mous qui donnent la forme du contour externe. La masse du segment est concentré au centre de gravité qui se trouve à une distance particulière de l'origine du système de coordonnées du segment (X,Y, Z). Cette position du centre de gravité est importante pour la méthode de la dynamique inverse. Nous devons aussi connaître les moments d'inertie autour des trois axes du système (X,Y,Z). Ces axes anatomiques sont souvent appelés principaux. En résumé, les paramètres inertiels sont :

- la masse du segment (kg)
- la position en du centre de gravité par rapport au repère X, Y, Z
- Les moments d'inertie du segment autour de X, Y et Z en kg.m^2 .

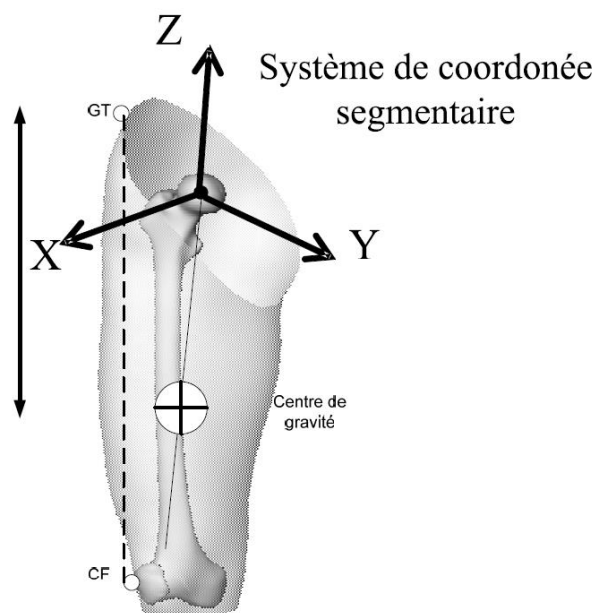


Figure. 3.4: Localisation du centre de gravité du segment corporel de la cuisse. Le système de coordonnées est dit segmentaire. GT : le repère du grand trochanter. CF le repère du condyle fémoral. [7].

La (Figure 3.3) nous montre les paramètres inertiels à mesurer sur chaque segment. Ces informations sont difficilement mesurables sur les sujets vivants. Comment peut-on en effet mesurer la masse de la cuisse sans l'isoler du reste du corps. Il existe néanmoins plusieurs techniques pour estimer les paramètres inertiels. Les mesures sur des spécimens cadavériques sont les méthodes les plus anciennes. Des mesures expérimentales par une table de réaction permettent d'estimer la position du centre de

masse. La modélisation mathématique, ainsi que l'utilisation de l'imagerie telle la résonance magnétique ou le tomodensitomètre ou les rayons gamma. Les mesures sont généralement utilisées chez un ou plusieurs groupes de population. Des équations de régressions statistiques sont généralement fournies afin d'estimer ces paramètres inertiels à partir d'une connaissance globale du corps tel que la masse totale et la hauteur de l'individu. Le tableau 1 fournit les informations nécessaires au calcul des paramètres inertiels dont les longueurs segmentaires sont illustrées sur la (Figure 3.3).

Segment	Masse Seg./ Masse du corps	CM / Long. Seg.	Rayon de giration/ Long. Seg.	Densité
Pied	0.0145 M	0.5	0.475	1.10
Jambe	0.0465 M	0.433	0.302	1.09
Cuisse	0.100 M	0.433	0.323	1.05

Tableau3.1: Définition des paramètres inertiels [15].

Les segments décrits dans le tableau 1 sont définis par les repères suivants :

- segment pied : la ligne joignant la malléole latérale à l'articulation du 2^{ième} métatarse.
- segment jambe : la ligne joignant la malléole latérale au condyle fémoral.
- segment cuisse : la ligne joignant le grand trochanter au condyle fémoral.

3.4.1 Moment d'inertie

Calculons maintenant le moment d'inertie de la jambe: La masse de la jambe est de M. Le rapport R du rayon de giration sur la longueur du segment permet le calcul du moment d'inertie (Tableau3.1) du segment autour de son centre de gravité.

Moment d'inertie de la jambe par exemple = masse de la jambe x (Rayon de giration)²

Exemple : calcul du moment d'inertie de la jambe :

Pour une masse d'une personne de 80 Kg et pour une longueur d'une jambe de 0.60 M

$$\text{Moment d'inertie Jambe} = 0.0465 \times (80 \text{ kg}) \times (0.302 \times 0.6 \text{ M})^2 = 6.74 \text{ kg.m}^2$$

3.5 Calcul des moments articulaires

3.5.1 Moment articulaire de la cheville

Les équations permettant d'intégrer les données inconnues et connues sont :

$$\sum \mathbf{F}^{\rightarrow} = m \cdot \mathbf{a}^{\rightarrow} \quad \dots\dots\dots \text{deuxième loi de Newton}$$

a) Projection sur x^{\rightarrow}

$$\sum F_x = m \cdot a_x$$

$$F_{chx} - F_{xpf} = m_p \cdot \ddot{x}_{16} \quad \text{Donc :}$$

$$F_{chx} = F_{xpf} + m_p \cdot \ddot{x}_{16}$$

b) Projection sur z^{\rightarrow}

$$\sum F_z = m \cdot a_z$$

$$F_{chz} + F_{zpf} = m_p \cdot \ddot{z}_{16} + m_p \cdot g \quad \text{Donc :}$$

$$F_{chz} = -F_{zpf} + m_p \cdot \ddot{z}_{16} + m_p \cdot g$$

$$\sum M = I \cdot \ddot{\theta}$$

$$\mathbf{M}_{ch} = I_p \cdot \ddot{\theta}_{ch} + F_{chx} \cdot L_{1x} - F_{chz} \cdot L_{1z} + F_{xpf} \cdot L_{2x} + F_{zpf} \cdot L_{2z} \dots\dots\dots (3.1)$$

\mathbf{M}_{ch} : Moment articulaire de la cheville

- Quelque details (voir Figure3.6) :

m_p = Masse du pied.

$I = m_p \times (R)^2$: (voir Tableau3.1)

$L1=0.5 \cdot$ Longueur du pied (voir Tableau3.1)

$L2=0.5 \cdot$ Longueur du pied (voir Tableau3.1)

$$L1x = L2x = 0.5 \cdot \sqrt{(X15 - X16)^2 + (Z16 - Z15)^2} \cdot \text{Cos}(\theta) \dots\dots\dots(3.2)$$

$$L1y = L2y = 0.5 \cdot \sqrt{(X15 - X16)^2 + (Z16 - Z15)^2} \cdot \text{Sin}(\theta) \dots\dots\dots(3.3)$$

$$\theta = \text{Atn2}((Z16 - Z15); (X15 - X16)) \dots\dots\dots(3.4)$$

F_{xpf} : F_x de la plateforme de force

\ddot{x}_{16} : Accélération du marqueur 16 (malléole)

$$\ddot{Z}_{16} = \ddot{Z}_{16} - L1$$

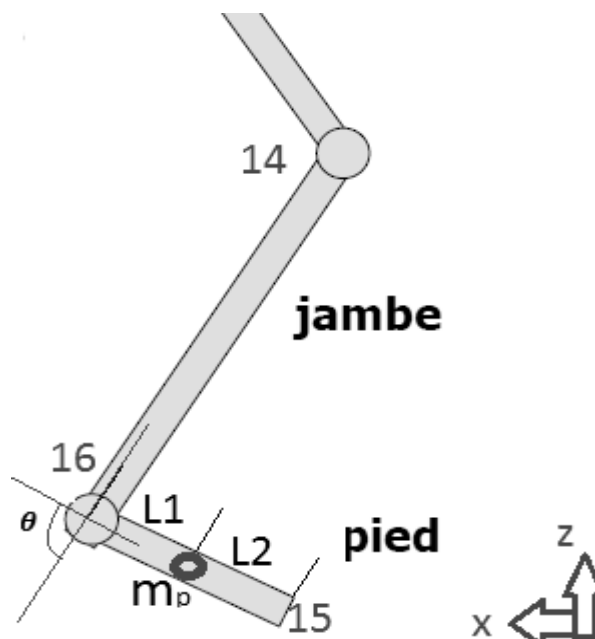


Figure.3.6 Emplacement des marqueurs de position et longueur du pied durant un essai de marche.

3.5.2 Moment articulaire du genou

Les équations permettant d'intégrer les données inconnues et connues sont :

$$\sum F^{\rightarrow} = m \cdot a^{\rightarrow} \dots\dots\dots \text{deuxième loi de Newton}$$

c) Projection sur x^{\rightarrow}

$$\sum F_x = m \cdot a_x$$

$$F_{gx} = F_{chx} + m_j \cdot \ddot{x}_{14} \dots\dots\dots(3.5)$$

d) Projection sur $z \rightarrow$

$$\sum F_z = m \cdot a_z$$

$$F_{gz} = F_{chz} - m_j \cdot \ddot{z}_{14} - m_j \cdot g \dots\dots\dots(3.6)$$

- Quelque details (voir Figure3.7) :

m_j = Masse de la jambe.

$I = m_j \times (R)^2$: (voir Tableau3.1)

$L1=0.433 \times$ Longueur de la jambe (voir Tableau3.1)

$L2=0.567 \times$ Longueur de la jambe (voir Tableau3.1)

$$L1x = 0.433 \cdot \sqrt{(X14 - X16)^2 + (Z16 - Z14)^2} \cdot \cos(\theta) \dots\dots\dots(3.7)$$

$$L2x = 0.567 \cdot \sqrt{(X14 - X16)^2 + (Z16 - Z14)^2} \cdot \cos(\theta) \dots\dots\dots(3.8)$$

$$L1z = 0.433 \cdot \sqrt{(X14 - X16)^2 + (Z16 - Z14)^2} \cdot \sin(\theta) \dots\dots\dots(3.9)$$

$$L2z = 0.567 \cdot \sqrt{(X14 - X16)^2 + (Z16 - Z14)^2} \cdot \sin(\theta) \dots\dots\dots(3.10)$$

$$\theta = \text{Atn2}((Z16 - Z14); (X14 - X16)) \dots\dots\dots(3.11)$$

$$M_g = I_j \cdot \ddot{\theta}_g + M_{ch} + F_{gx} \cdot L1x + F_{gz} \cdot L1z + F_{chz} \cdot L2z + F_{chx} \cdot L2x \dots\dots\dots(3.11)$$

M_g : Moment articulaire du genou

F_{xpf} : F_x de la plateforme de force

\ddot{x}_{14} : Accélération du marqueur 14 (condyle)

$$\ddot{z}_{14} = \ddot{z}_{14} - 0.433 \cdot L \dots\dots\dots(3.12)$$

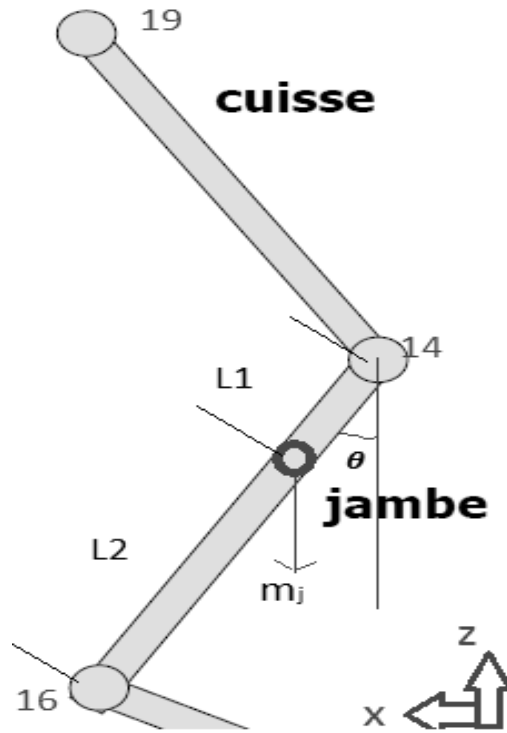


Figure3.7 Emplacement des marqueurs de position et longueur du genou durant un essai de marche.

3.5.1 Description du moment articulaire du genou durant la Phase d'appui.

En milieu de phase d'appui (**Figure3.8**), le pied est à plat, le vecteur de force passe de nouveau à l'avant du genou, le moment externe de flexion de genou va devenir un moment externe d'extension (donc un moment interne de flexion). Le vecteur force passe derrière la hanche exerçant un moment externe d'extension sur la hanche (donc entraînant un moment interne de flexion de hanche).

3.5.2 Moment articulaire de la hanche

Les équations permettant d'intégrer les données inconnues et connues sont :

$$\sum \vec{F} = m \cdot \vec{a} \quad \dots\dots\dots \text{deuxième loi de Newton}$$

e) Projection sur \vec{x}

$$\sum F_x = m \cdot a_x$$

$$F_{hx} = F_{gx} + m_{cu} \cdot \ddot{x}_{19} \dots\dots(3.13)$$

f) Projection sur z

$$\sum F_z = m \cdot a_z$$

$$F_{hz} = F_{gz} - m_{cu} \cdot \ddot{z}_{19} - m_{cu} \cdot g \dots\dots(3.14)$$

$$\sum M = I \cdot \ddot{\theta}$$

$$M_h = I_{cu} \cdot \ddot{\theta}_h + M_g + F_{hx} \cdot L_{1x} + F_{hz} \cdot L_{1z} + F_{gz} \cdot L_{2z} + F_{gx} \cdot L_{2x} \dots\dots(3.15)$$

M_h : Moment articulaire de la hanche

- Quelque details (voir Figure3.8) :

m_{cu} = Masse de la cuisse.

$I = m_{cu} \times (R)^2$: (voir Tableau3.1)

$L_1 = 0.433 \times$ Longueur de la cuisse (voir Tableau3.1)

$L_2 = 0.567 \times$ Longueur de la cuisse (voir Tableau3.1)

$$L_{1x} = 0.433 \cdot \sqrt{(X_{14} - X_{19})^2 + (Z_{19} - Z_{14})^2} \cdot \cos(\theta) \dots\dots(3.16)$$

$$L_{2x} = 0.567 \cdot \sqrt{(X_{14} - X_{19})^2 + (Z_{19} - Z_{14})^2} \cdot \cos(\theta) \dots\dots(3.17)$$

$$L_{1z} = 0.433 \cdot \sqrt{(X_{14} - X_{19})^2 + (Z_{19} - Z_{14})^2} \cdot \sin(\theta) \dots\dots(3.18)$$

$$L_{2z} = 0.567 \cdot \sqrt{(X_{14} - X_{19})^2 + (Z_{19} - Z_{14})^2} \cdot \sin(\theta) \dots\dots(3.19)$$

$$\theta = \text{Atn2}((Z_{19} - Z_{14}); (X_{14} - X_{19})) \dots\dots(3.20)$$

F_{xpf} : F_x de la plateforme de force

\ddot{x}_{19} : Accélération du marqueur 19 (Grand trochanter)

$$\ddot{z}_{19} = \ddot{z}_{19} - 0.433 \cdot L \dots\dots(3.21)$$

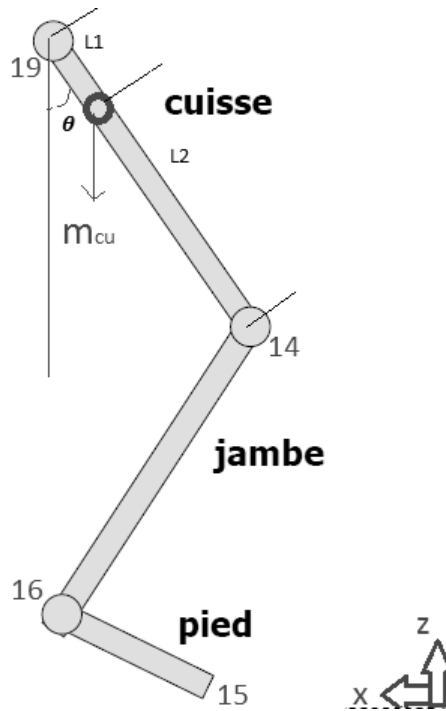


Figure.3.8 Emplacement des marqueurs de position et longueur de la hanche durant un essai de marche.

NB : On peut remarquer que le moment proximal ne peut être calculé que lorsque les forces de réactions proximales F_{xpf} et F_{zpf} sont connues (mesurées dans notre projet à l'aide de la plateforme de force). Cette méthode est dite récursive.

3.6 Description dynamique des membres inférieurs durant la Phase d'appui.

3.6.1 Description du moment articulaire de la cheville, du genou et de la hanche

Lors du contact initial, la cheville est en position neutre ou en flexion plantaire modérée. Le vecteur force, dont le point d'application est le talon, est dirigé d'abord furtivement vers l'avant en passant en avant du genou puis est orienté vers l'arrière en passant par le genou tout en passant en avant de la hanche et en arrière de la cheville [3]. Il tend à fléchir la hanche et à étendre la cheville. A cette force externe s'opposent un moment interne d'extension de hanche et un moment interne de flexion dorsale (Figure3.9). Lors de la mise en charge, le pied se met à plat, le vecteur force passe progressivement en avant de la cheville, toujours en avant de la hanche et maintenant en arrière du genou. Il exerce ainsi un moment externe de flexion sur le genou et la hanche (donc des moments internes

d'extension de genou et de hanche). Le moment interne de la cheville devient un moment de flexion plantaire.

En milieu de phase d'appui, le pied est à plat, le vecteur de force passe de nouveau à l'avant du genou, le moment externe de flexion de genou va du moment externe d'extension (donc un moment interne de flexion). Le vecteur force passe derrière la hanche exerçant un moment externe d'extension sur la hanche (donc entraînant un moment interne de flexion de hanche).

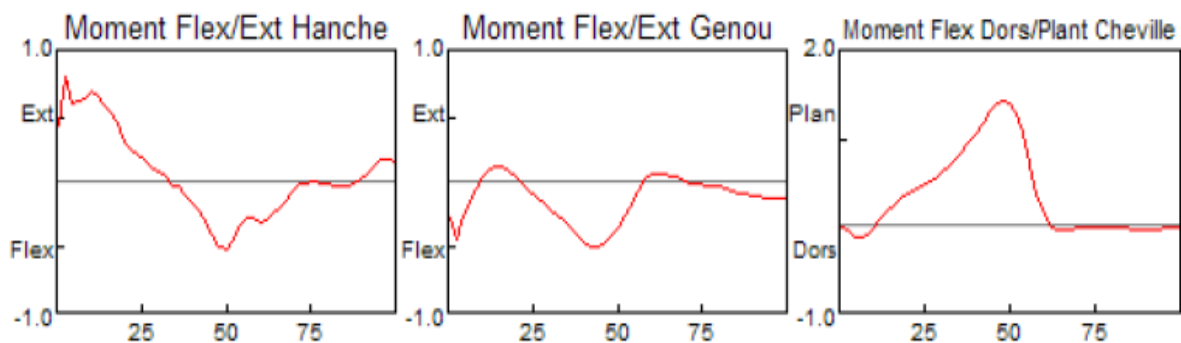


Figure.3.9 Moment articulaire sagittal :a) hanche ;b) genou ; c) cheville. (3).

3.6.2 Description détaillée de la dynamique du genou en début d'appui (l'explication de ces concepts est valable aussi pour les articulations de cheville et de hanche [3]:

En début d'appui, le genou présente un mouvement de flexion atteignant un maximum puis un mouvement d'extension (figure 3.10). Pendant cette période, la FRS passe normalement en arrière du genou exerçant un moment de flexion sur celui-ci. Le moment est une force de rotation définie par le produit de la force et de sa distance, perpendiculaire à l'axe de rotation, il est exprimé en Newton-mètre. La FRS, externe au corps, exerce un moment externe de flexion du genou auquel s'oppose, à tout instant, un moment interne d'extension du genou, assuré principalement par les muscles extenseurs du genou. En effet, le moment d'extension provient d'une composante active, liée à l'ensemble des muscles contrôlant les mouvements du genou (extenseurs et fléchisseurs), et à une composante passive, liée aux propriétés viscoélastiques du système musculo-squelettique impliqué dans le mouvement. Lors de la flexion maximale du genou, la contribution active des extenseurs est majoritaire sur celle des fléchisseurs et la composante passive est négligeable. L'impulsion angulaire d'extension est la

contribution quantifiée du moment d'extension, elle est représentée par l'aire sous la courbe de ce moment et s'exprime en Newton-mètre par seconde. Elle est calculée en intégrant le moment par rapport au temps. Au contact du talon au sol, la FRS passe furtivement devant le genou, exerçant un moment externe d'extension auquel s'oppose un moment interne de flexion du genou associé à une puissance (phase K0) et un travail positifs (**Figure3.10**). Lors du mouvement de flexion puis d'extension du genou en début d'appui, le moment interne d'extension freine la flexion du genou en exerçant une puissance (phase K1) et un travail négatifs puis favorise l'extension du genou en exerçant une puissance (phase K2) et un travail positifs (**Figure3.10**). La puissance est le produit du moment et de la vitesse de déplacement angulaire, elle est exprimable en Watts. Lorsque la puissance générée au niveau d'une articulation est positive, dite de génération, elle favorise le mouvement angulaire; lorsqu'elle est négative, dite d'absorption, elle freine le mouvement. Le travail de déplacement angulaire effectué au niveau de l'articulation du genou est le produit du moment par le déplacement angulaire, exprimé en Joules . Il correspond à l'aire sous la courbe de la puissance et est calculé en intégrant la puissance par rapport au temps. Le travail total exercé au niveau du genou lors du moment interne d'extension représente donc une variable intégrée de la contribution de ce dernier au mouvement du genou, lié principalement à l'activité des extenseurs du genou.

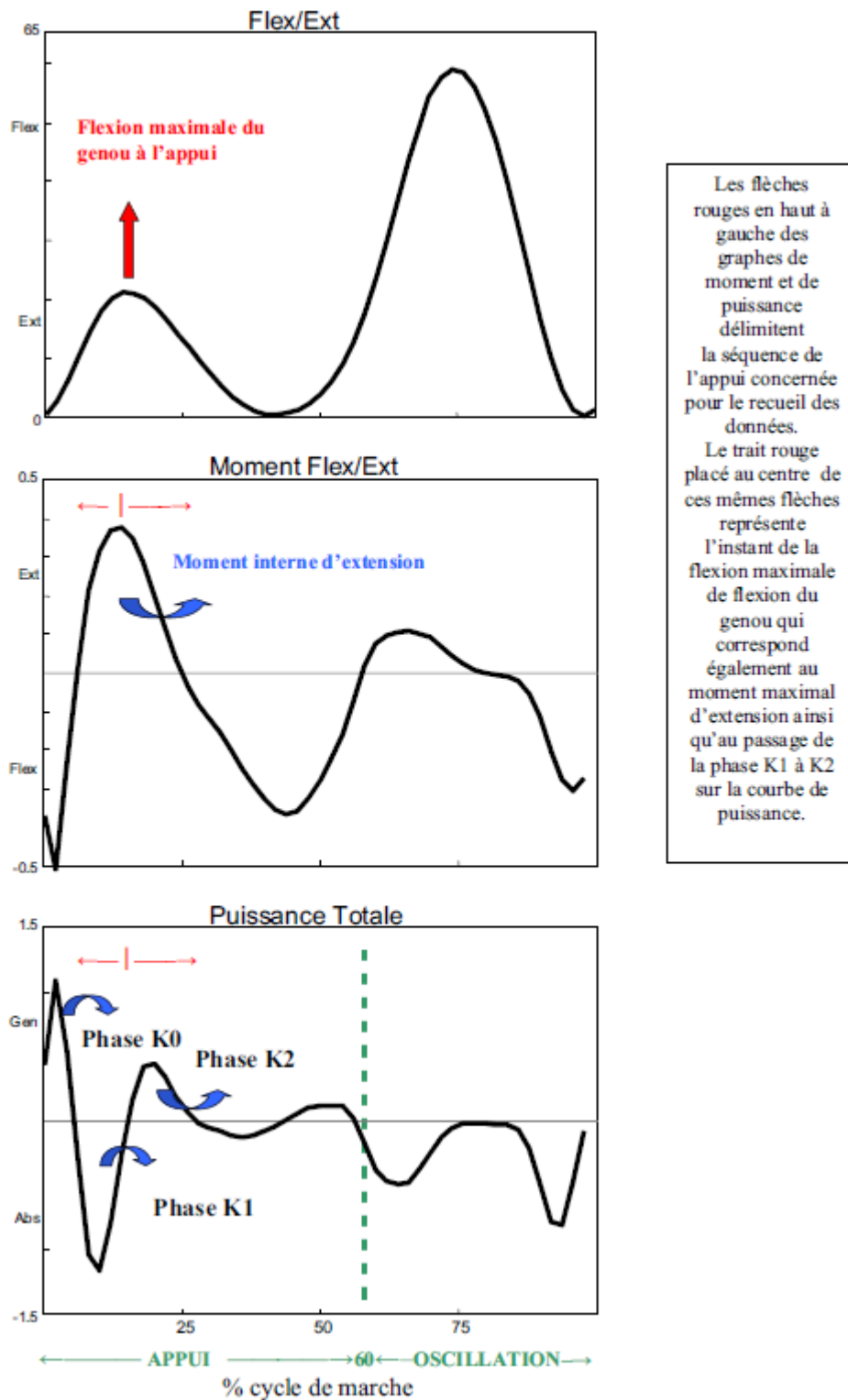


Figure 3.10 Courbes détaillées de cinématique et de cinétique du genou dans le plan sagittal[3]:

3.7. Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons montré comment relier, à chaque instant d'un cycle de marche les forces et les moments articulaires (cinétique) et les mouvements

(cinématique). Ces deux entités sont complémentaires dans le sens où les données cinématiques (déplacement, angulations, vitesses et accélérations) sont récupérées une fois un sujet marcheur est équipé d'un outil (AQM) et qui sont couplées aux valeurs de forces de réaction (F_x , F_y , F_z) délivrées par la plateforme de force une fois au passage du même sujet en question. L'outil basé principalement sur la dynamique inverse permet alors de remonter aux forces et aux moments de flexion de chaque articulation pour les comparer enfin aux valeurs normales d'un sujet sain ou se servir d'un moyen d'évaluation.

CHAPITRE 4

ETAT DE L'ART SUR LES OUTILS D'ANALYSE QUANTIFIEE DE LA MARCHE HUMAINE 'AQM'

'DE L'ŒIL NU A L' ŒIL NUMERIQUE'

4.1 INTRODUCTION

La compréhension de la marche humaine est un préalable nécessaire à l'étude de la marche pathologique. Nous étudierons les caractéristiques de la marche à travers les principaux outils d'exploration de la marche utilisés actuellement. Le schéma ci-après (Figure 4.2) montre qu'il est possible de distinguer trois méthodes d'analyse de la marche. La plus intuitive et naturelle correspond à l'observation visuelle. La seconde méthode permet de quantifier les paramètres spatio-temporels de la marche. La troisième méthode nommée Analyse Quantifiée de la Marche ou AQM, est beaucoup plus exhaustive. L'AQM correspond à l'acquisition synchronisée de données cinématiques, cinétiques (plates-formes de force) et électromyo-graphiques d'un sujet marcheur, ce qui permet de quantifier les angles articulaires, les forces de réaction du sol et les activations musculaires. Les paramètres spatio-temporels sont également obtenus avec l'AQM. [10]

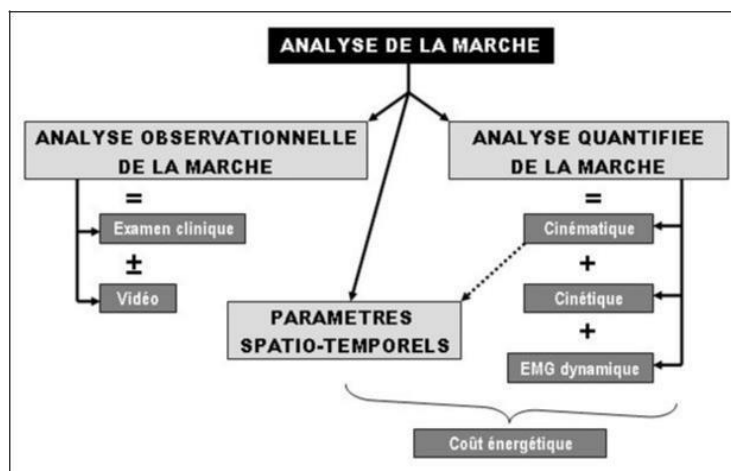


Figure 4.1 — Représentation d'une analyse de marche [10].

4.2 Outils d'exploration de la marche

4.2.1 Analyse observationnelle de la marche

4.2.1.1 Examen clinique

Lors d'une analyse de la marche, l'examen clinique est incontournable, l'examineur permet de personnaliser les troubles en se basant sur des points essentiels :

- Présence de douleurs lors de la marche : préciser leur localisation et leur moment de survenue dans le cycle de marche.
- Examen des capacités d'équilibration (recherche d'une ataxie).
- Examen des amplitudes articulaires des membres inférieurs.
- Examen de la force musculaire des membres inférieurs.
- Examen de la sensibilité des membres inférieurs.
- Examen du tonus musculaire (spasticité, paralysie, rigidité).
- Compléter l'examen neurologique avec la recherche d'autres signes d'atteinte du système nerveux central ou périphérique.

4.2.1.2 Analyse vidéographique

L'analyse vidéographique s'agit d'une instrumentation très mobile et d'un coût abordable. Elle permet de s'arrêter sur les moments clés du cycle de marche pour caractériser les anomalies de la marche, à partir des images vidéo. L'utilisation de l'analyse vidéographique est très largement répandue, et a le mérite de pouvoir être archivée pour comparer l'évolution des caractéristiques de la marche d'un sujet, avant et après traitement par exemple.[10]

4.2.2 Outils de mesure des paramètres spatio-temporels

Pour caractériser de manière globale la marche, c'est à dire son déroulement dans l'espace et dans le temps, un certain nombre de paramètres spatiaux et temporels sont décrits. (voir Figure 4.2).Plusieurs outils permettent d'obtenir certains ou l'ensemble des paramètres spatio-temporels du cycle de marche :

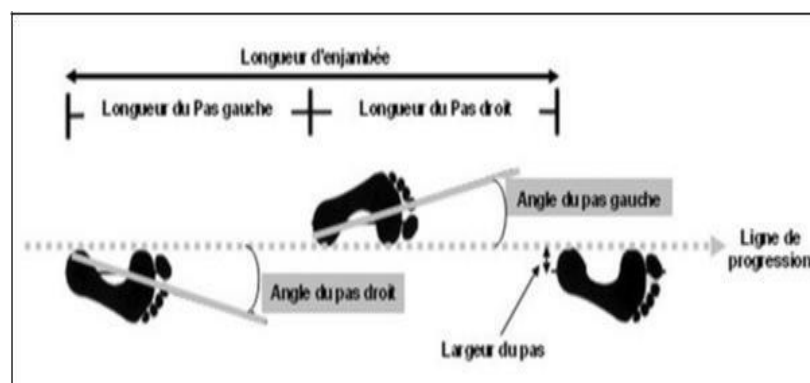


Figure 4.2 — principaux paramètres spatiaux du cycle de marche.[10]
Chronométrage du sujet.

Un sujet se déplace, sur un parcours de longueur connue, entre deux repères (départ, arrivée) dont le franchissement provoque le déclenchement et l'arrêt du chronomètre. Par un calcul très simple sont obtenus :

Vitesse moyenne de marche = longueur du parcours / temps mesuré

Cadence = nombre de pas / temps mesuré.

Avantage & inconvénients :

Ce système a l'avantage d'un coût de revient faible (chronomètres manuels) et il ne nécessite pas de connaissances techniques particulières ; néanmoins il fournit très peu d'informations.[4]

a) Le Locomètre

Le Locomètre (Figure 4.3), décrit et mis au point par Paul Bessou [11] dans les années 80 au laboratoire de physiologie de la Faculté de Médecine de Toulouse, est un dispositif permettant de recueillir des données graphiques et numériques des principaux paramètres spatio-temporels de la marche. Le principe technique, inspiré de la machine de Jules Etienne Marey, est simple : grâce à un câble inextensible enroulé autour d'une poulie, les pieds du sujet sont reliés à un potentiomètre. Le fil est maintenu en tension par un moteur électrique qui exerce une force de rappel dont la tension mécanique est rendue constante par asservissement électronique. Ainsi, les variations d'intensité du circuit de mesure sont proportionnelles aux déplacements sagittaux de chacun des deux pieds. Les mouvements de chaque pied sont enregistrés par un codeur optique avec une résolution spatiale inférieure au millimètre et une résolution temporelle de l'ordre de quelques millisecondes.

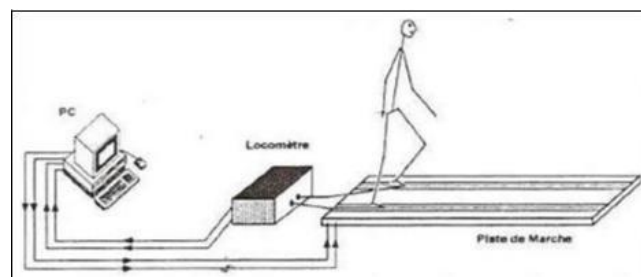


Figure 4.3 schéma du Locomètre Paul Bessou [10]

Avantage & inconvénients :

Le Locomètre permet d'obtenir l'ensemble des paramètres spatio-temporels liés à la progression dans le plan sagittal. Il ne permet donc pas de mesurer l'angle et la largeur du pas.

c) Mesure des pressions plantaires

La mesure des pressions plantaires est basée sur l'utilisation de revêtements munis de petits capteurs de pression. Ces nappes de capteurs de pression sont souvent présentées sous la forme de tapis sur lequel le sujet va se déplacer, ou alors disposées dans les chaussures. L'intérêt de ces dispositifs réside dans l'obtention d'une donnée supplémentaire : la pression exercée par le pied sur le sol. Cette donnée permet d'étudier les caractéristiques du déroulement du pas au sol, et de déterminer d'éventuelles zones d'hyper-appuis.(Figure 4.4).[13].

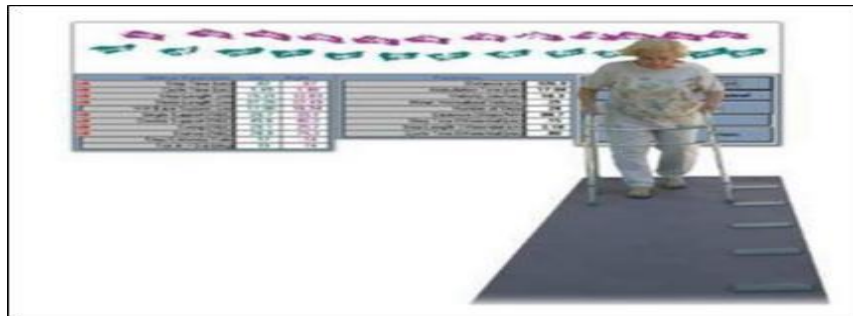


Figure 4.4 Exemple du système Gait-Rite BIOMETRICS France

d) Les contacteurs plantaires

Les contacteurs plantaires sont décrits dès 1972 par Winter. Ces contacteurs réagissent à la prise ou à la perte de contact du pied avec le sol. Ces deux événements temporels sont les points de référence de toute analyse de marche, car ils marquent le début et la fin de la phase d'appui, donc du cycle. Ils sont ainsi corrélés à tous les autres paramètres d'analyse de la marche. Ces contacteurs sont placés directement sous le talon et l'hallux ou sur les semelles de chaussures (Figure 4.5).



Figure 4.5 Contacteurs plantaires fixés sous le talon et hallux

Avantage & inconvénients :

L'outil permet la mesure de quelques Paramètres spatio-temporels du pas.

4.2.3 Analyse quantifiée de la marche

L'analyse quantifiée de la marche est le terme consacré désignant l'examen qui combine l'acquisition synchronisée des données cinématiques, cinétiques (plates-formes de force) et l'électromyographie du sujet en train de marcher, en général associées à un examen vidéographique. Cet examen nécessite des outils onéreux et un traitement informatique conséquent, et n'est réalisé qu'au sein de plateaux techniques d'analyse du mouvement spécialisés (une vingtaine en France et aucun en Algérie). Nous allons brièvement décrire ces différents paramètres, pour comprendre l'intérêt d'une telle analyse.

4.2.4.1 Outils d'analyse quantifiée des paramètres cinématiques

En pratique pour l'étude de la marche, la cinématique correspond à l'étude des angles articulaires au cours du cycle de marche. L'observation visuelle simple de la marche permet souvent d'appréhender les principales anomalies, mais il s'agit d'une analyse difficile en raison de la rapidité des mouvements, qui de plus n'est pas quantifiée. Plusieurs techniques peuvent être utilisées pour l'analyse cinématique de la marche.

a) Strobophotographie

Cette méthode est la plus ancienne elle s'inspire de l'exposition multiple ou chronophotographie. Utilisée dès le début du XXème siècle par Marey en 1874 [9], elle consiste à superposer sur un film photographique les séquences du pas d'un sujet marchant dans une pièce obscure dont les axes des membres sont matérialisés par des bandes réfléchissantes.

Avantage & inconvénients :

Cette technique permet la mesure de paramètres spatio-temporels (les différentes phases du cycle de marche, la vitesse de marche et la cadence du pas), mais également des paramètres cinématiques tels que l'alternance des mouvements de flexion-extension de la hanche, du genou et de la cheville. Mais comme inconvénient on ne peut étudier que le plan sagittal avec cependant certaines erreurs dues à la parallaxe et les paramètres sont calculés secondairement à partir de l'analyse image par image. Des analyses plus performantes peuvent être faites à partir d'images séquentielles recueillies dans les trois plans de référence.

b) Les goniomètres

Les goniomètres ont souvent été utilisés pour analyser le cycle de marche [10]. Ils sont composés de deux branches fixées à un potentiomètre (capteurs angulaires). L'information mesurée est une différence de potentiel qui traduit une variation d'angle entre deux segments corporels (Figure 4.6). Chaque branche est attachée à un segment et l'axe du goniomètre se place sur l'axe de rotation théorique de l'articulation. La pose et l'étalonnage des goniomètres sont très importants pour obtenir une bonne reproductibilité et fiabilité des mesures. Les potentiomètres à résistances variables donnent une valeur analogique de l'angle d'ouverture et les codeurs optiques incrémentaux fournissent des valeurs analogiques des positions angulaires.

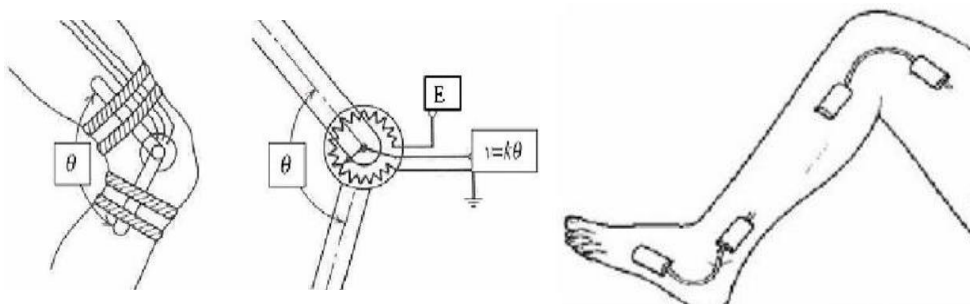


Figure 4.6 Schéma de principe de fonctionnement d'un goniomètre[14]

Une technologie à base de jauges de contraintes insérées dans une gaine flexible permet de mesurer une différence de résistance (Figure 4.8). Cette dernière est proportionnelle aux variations angulaires suivant l'axe longitudinal des deux boîtiers terminaux. Cette technique a donné lieu à de nombreuses études sur la marche parmi lesquelles nous pouvons citer :

- L'étude de la Marche à vitesse lente, normale ET rapide [15].
- L'étude de la Marche de L'Enfant [16].
- L'étude de la Marche de sujet atteint d'arthrose du genou [17].

Avantage & inconvénients :

Les goniomètres donne des valeurs de mesure directes des angles articulaires à condition de bien positionner l'axe du potentiomètre sur le point anatomique de l'articulation (ex : condyle pour le genou, malléole pour la cheville et le grand trochanter pour la hanche).

c) Les systèmes optoélectroniques

Les systèmes optoélectroniques, permettent une analyse tridimensionnelle du mouvement. Ils utilisent des marqueurs actifs ou passifs fonctionnant à différentes fréquences. Ainsi, le système d'acquisition des données reconnaît chaque marqueur placé sur un segment (Figure 4.7).



Figure 4.7 Système CODAMOTION optoélectronique : a) marqueurs actifs, b) marqueurs passifs [14]

Avantage :

- Obtention de coordonnées dans un plan optique de la caméra, donc dans un référentiel absolu ;
- Possibilité d'utiliser un grand nombre de marqueurs ;
- La quasi-absence de gêne au mouvement ;
- l'innocuité totale de leur utilisation.

Inconvénients :

- Un coût important des systèmes optoélectroniques, 33 000 euros pour le système Motion-Monitor™ Gait I (Innsport, USA).
- Un temps de compilation en 3D des données par le logiciel (jusqu'à 28 minutes).
- Difficulté d'utiliser cette technique à la lumière du jour.
- Un encombrement des marqueurs et du système en lui-même.

4.2.4.2 Outils d'analyse quantifiée des paramètres cinétiques

La cinétique correspond à l'étude des forces et moments de force qui s'exercent sur un objet. Pour l'AQM, la force qui est analysée est la force de réaction du sol. Celle-ci est mesurée durant toute la phase d'appui. Elle est matérialisée par un vecteur dirigé vers le haut, dont la longueur (intensité) est proportionnelle au poids du sujet.

Principalement les plates-formes de force sont un moyen de mesure des trois composantes de la force de réaction du support et des trois composantes du moment de forces résultant.

Ces plates-formes de force sont intégrées dans le plancher du laboratoire de marche. Pour pouvoir exploiter les données de ces plates-formes il est bien entendu nécessaire que le sujet pose le pied dans sa totalité sur celle-ci lors de son cycle de marche.(Figure 4.10)

Avantage :

- Mesure des forces de réaction au sol dans les trois plans ;
- Absence d'instrumentation sur le sujet.

Inconvénients :

La mesure est limitée à un seul appui et le sujet risque de ne pas poser l'ensemble du pied dessus.

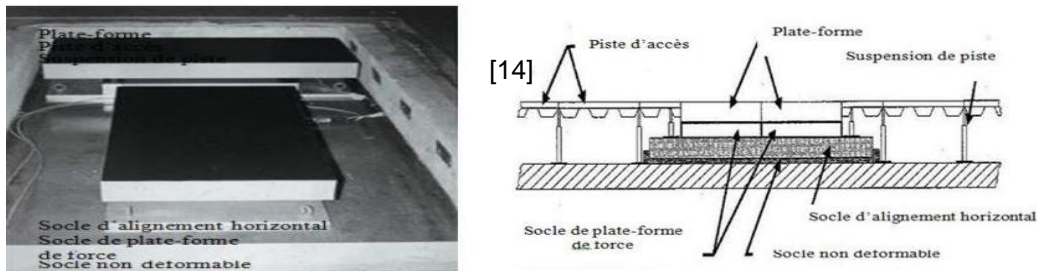


Figure 4.11 Représentation schématique d'une piste de marche comprenant une plate-forme de force

4.3 Conclusion

Les principaux systèmes d'analyse du mouvement cinématique et dynamique ont été présentés dans ce chapitre. Nous avons exposé leurs avantages et inconvénients. Le traitement automatique des données brutes s'est avéré très efficace et rapide pour obtenir les paramètres cinématique et cinétiques du membre inférieur. Ainsi, ces paramètres sont directement exploitables pour être analysés et comparés avec des outils statistiques.

En général les outils AQM permettent donc d'extraire les paramètres pertinents de marche, notamment la marche pathologique, cependant il est vital pour un biomécanicien de maîtriser la panoplie d'instruments disponibles dans le marché afin de faire son choix selon les critères et besoins d'analyse requis.

CHAPITRE 5

REALISATION D'UN SYSTEME D'AQM A BASE DE LA GONIOMETRIE ELECTRONIQUE

VALIDATION DU SYSTEME AQM REALISE

'DIGITAL EYE JOCKEY ou L'ŒIL DU MAQUIGNON NUMERIQUE'

5.1 Introduction

La complexité de l'anatomie des membres inférieurs rend la compréhension et la reproduction du mouvement de la marche humaine très difficile. Après étude et réflexion sur des besoins exprimés par le service de médecine physique et réadaptation de l'hôpital universitaire spécialisé de Staouali il s'avère que La goniométrie est la technologie la plus adaptable, économique et précise qui puisse répondre au cahier des charges préétabli.

Essentiellement les exigences reposent sur la conception d'une structure sans fil, légère, confortable et capable d'extraire les paramètres cinématiques en temps réel pour chaque malade et de garder l'historique des résultats pour permettre de suivre l'évolution de santé des malades.

Au final l'outil doit inclure i) une structure mécanique, ii) une chaîne d'acquisition électronique iii) ainsi qu'une interface d'utilisation comportant une base de données.

5.2 Développement de la structure mécanique

Pour réaliser une structure qui répond aux besoins déjà exprimés, nous avons proposé un modèle CAO capable de prendre en charge à la fois le plan sagittal et transversal lors de l'analyse.

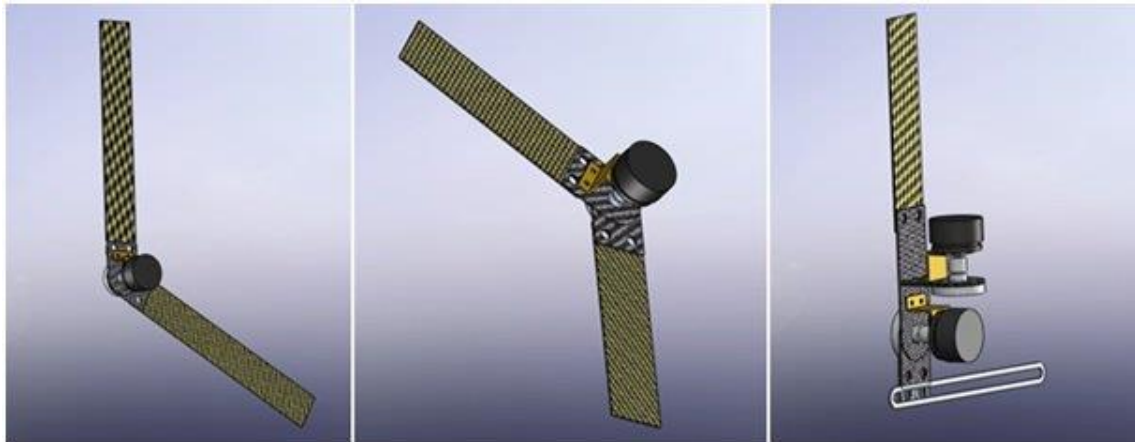


Figure 5.1 Modèle CAO de la structure mécanique (hanche, cuisse, pied). .

5.2.1 Choix et Spécification de la structure mécanique réalisée :

Pour des raisons pratiques on a opter pour la décomposition de la structure en trois parties essentielles (tibia, cuisse, hanche) c'est une solution qui permet de faciliter la mise en place et de réduire nettement le poids de la structure, notamment par l'utilisation des plaques mince en verre époxy (figure 5.2) qui

permet de rendre la structure maniable, moins gênante et par conséquent elle attribuera positivement sur les résultats de mesure. Les parties de la structure sont liées entre elle par des ceintures en cuir confortables (figure 5.3).

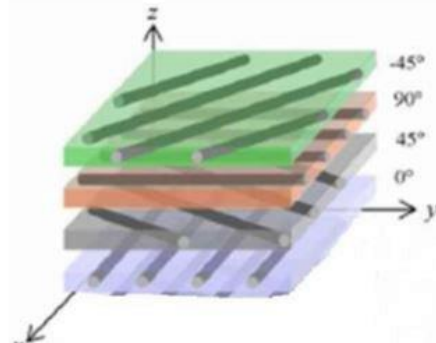


Figure 5.2 Renfort utilisé pour l'élaboration du matériau composite



Figure 5.3 montage des trois parties sur les membres inférieurs

5.3 Développement de la chaîne d'acquisition

5.3.1 Les capteurs de mesure

Les capteurs utilisés sur notre outil de mesure sont des potentiomètres de rotation, ils sont montés de façon à lier deux axes articulaires (Goniomètre), une fois alimenté par une tension, le capteur livre une tension proportionnelle à l'angle de rotation de ses deux axes respectifs (figure 5.4).



Figure 5.4 Potentiomètre de mesure

Caractéristiques techniques des potentiomètres utilisés :

- Résistance totale : 20 k
- Tension de sortie quasi linéairement dépendante de l'angle avec un coefficient de (70) (étalonnage au préalable requis (figure 5.5)).

Ce type de capteurs a été choisi pour les raisons suivantes :

- Compatibilité avec l'objectif des cliniciens ;
- Précision de la mesure ;
- Reproductibilité des tests ;
- Disponibilité du matériel à un prix abordable ;
- Facilité de mise en œuvre ;
- Les signaux obtenus ne nécessitent pas de traitement important

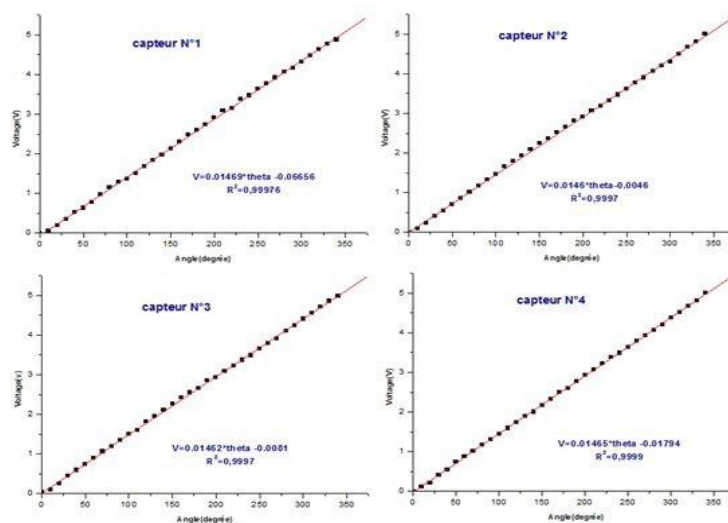


Figure 5.5 Les graphes d'étalonnage des capteurs.

Lors nos essais expérimentaux nous avons rencontré un problème au niveau de

zéro volt car le potentiomètre passe par un état non stationnaire. Pour confronter ce problème, nous avons limité la plage de variation de tension, en commençant par 0.5 volt pour indiquer la valeur minimale, et en arrêtant à 4.5 volts pour indiquer la valeur maximale de la grandeur évalué.

Pour avoir une large plage de variation et facilité le calcul on a considéré 2.5 volts comme zéro degré. Les valeurs inférieures à cette valeur représentent des angles négatifs et celles qui sont supérieures indique les angles positifs.

Potentiomètres	A	B
1	0.01469	-0.0666
2	0.01460	-0.0460
3	0.01462	-0.0081
4	0.01465	-0.0179

Tableau 5.1 paramètres de calibrage des potentiomètres

5.3.2 Carte d'acquisition

Pour les besoins du projet, on a réalisé une carte d'acquisition dédiée au produit. Cette carte est constituée principalement d'un PIC pour la conversion et l'émission des données et utilise une liaison RS232 pour la connexion au PC. Elle se base sur la structure d'un système décentralisé avec multiplexeur digital.

Le matériel nécessaire pour la réalisation de cette carte est le suivant :

- Un PIC 16F876 pour la conversion des données ;
- Un quartz de 4Mhz pour l'horloge permet de cadencer le fonctionnement du microcontrôleur.
- Le REST : Un niveau bas sur cette entrée entraîne une réinitialisation complète du microprocesseur
- Un MAX232 pour l'adaptation avec la liaison RS232 ;
- Un régulateur de tension (5V) ;
- Quelques résistances et capacités.

NB :

- La programmation du microcontrôleur été sous MicroC, elle inclue les tâches définies précédemment (annexe5). Afin de simuler le bon fonctionnement de notre code et de corriger certaines erreurs, on a choisi le logiciel ISIS (annexe5) car il dispose d'un grand choix de composants et

aussi pour sa facilité d'utilisation ;

- Une fois la simulation est réussit on passe à la conception et à la réalisation du circuit imprimé à l'aide du logiciel EAGLE.(annexe5)
- Programmation du PIC à l'aide d'un programmeur de PIC

5.3.2.1 Fonctionnements de la carte

Le principe de fonctionnement est assez simple premièrement, le PIC reçoit les signaux analogiques des capteurs. Deuxièmement, le premier signal est échantillonné et converti en donnée numérique. Troisièmement, à ce dernier est ajouté l'identifiant et le résultat est converti en texte. Quatrièmement, le texte est envoyé par liaison RS232 au PC. Puis, on recommence de la deuxième étape pour le reste des signaux.

5.3.2.2 Spécifications de la carte :

- BUS : RS232 ;
- Entrées analogiques : 4 SE (dépend du PIC utilisé) ;
- Résolution d'entrée : 10 bits (dépend du PIC utilisé) ;
- Fréquence d'échantillonnage : 300 éch/s (dépend de l'horloge utilisée) ;
- Etendu de mesure : 5 V (0 à 5 V) ;
- Dimensions : 95 mm * 70mm ;
- Poids avec boîtier et pile : approximativement 150 g.

5.3.2 carte d'acquisition sans fil

Afin de palier plier aux inconvénients de la liaison filaire ainsi que d'offrir un plus confort d'utilisation du produit, une carte (Figure 5.6 (émission, réception)) utilisant une connectivité sans fil a été réalisée. La technologie sans fil utilisée est les modules Xbee.



Figure 5.6 carte d'acquisition comportant la technologie XBee

5.3.3 Interface d'acquisition

Dans le but de simplifier la gestion et la sauvegarde des données d'acquisition lors de l'analyse quantifiée de la marche en utilisant le goniomètre électronique, une interface sous Visual Basic est implémentée d'une façon qu'elle soit simple d'utilisation notamment pour le clinicien et elle comporte les points suivants :

- Permet l'acquisition pour les deux plan (sagittal ; transversal) ;
- Modulable pour l'introduction de nouvelles données des (Figure 5.7) ;
- Fournit des résultats des évaluations pour les deux plan (sagittal ; transversal) (figure 5.8) ;(courbes articulaires et paramètres spatio-temporels)
- Etablit le kiné-gramme de la marche (figure 5.9) ;

Figure 5.7 Interface de données Malade

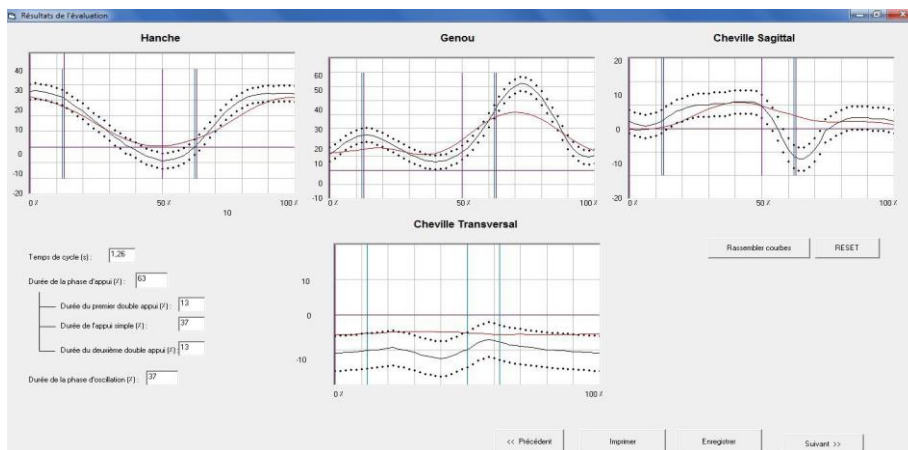


Figure 5.8 présentation des résultats

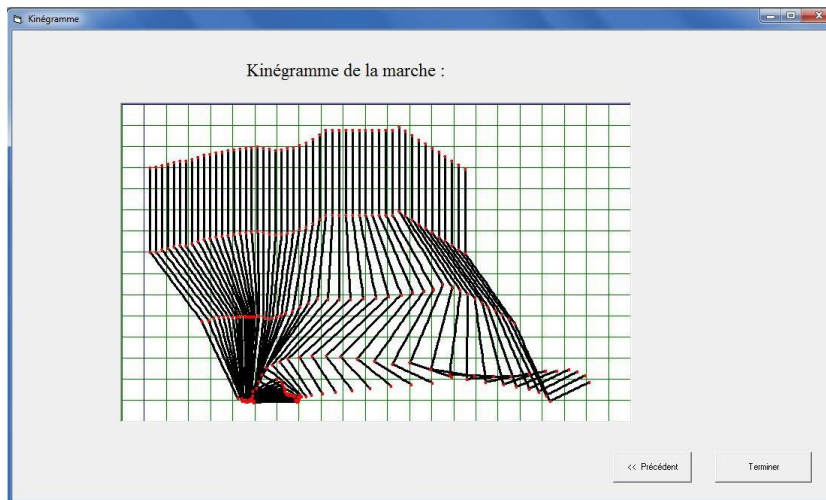


Figure 5.9 kinégramme de la marche humaine

5.1 VALIDATION DU SYSTEME AQM REALISE 'DIGIT EYE JOCKEY'

L'outil D'analyse quantifiée de la marche (AQM) "DIGITAL EYE JOCKEY" tel qu'est présenté ne peut être valorisé qu'une fois comparé et validé par un outil AQM performant, validé et commercialisé, et cela afin de déceler ses limites en terme d'erreurs.

Parmi les outils d'AQM les plus approuvés au monde on trouve le système CODAMOTION qui est un système composé de caméras et de boîtiers électroniques reliés à des marqueurs numérotés posé sur le corps d'un marcheur. Les caméras infrarouges capturent en temps réel la position des marqueurs en X, Y et Z. Il existe deux types de boîtiers électroniques bleus pouvant accepter deux ou huit marqueurs synchronisés avec les caméras (figure 5.1). Les caméras envoient ensuite les signaux à la carte de commande.

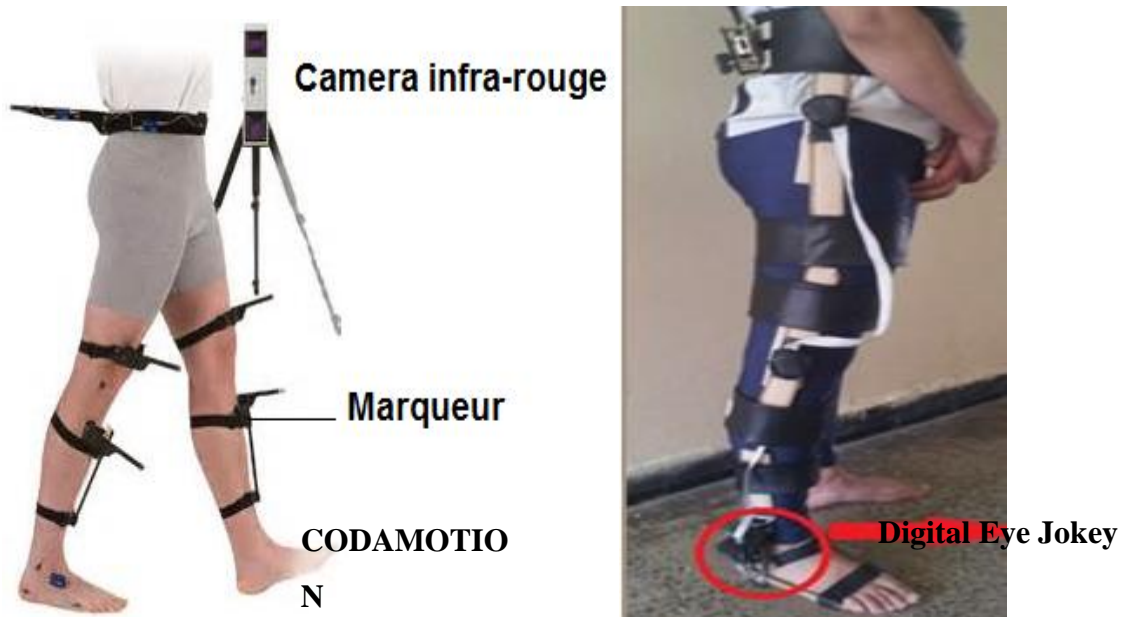


Figure 5.1 Validation Digital Eye Jokey par Codamotion

Dans ce chapitre on présentera les résultats des essais de comparaison des deux outils effectués au laboratoire de biomécanique appliquée (LBA) de Marseille-France en 2014.

Les essais se sont déroulés sous forme d'un protocole préétabli (annexe) :
Ce test a pour objectif la comparaison des résultats cinématiques d'un outil goniométrique d'analyse quantifiée de la marche appelé 'Digit Eye Jockey' avec les résultats de même type par le Codamotion.

5.2 Résultats de comparaison

On se basera dans la comparaison de nos résultats sur deux types d'erreurs :

- Erreurs sur l'échelle : Gain
- Erreur de Zero : Offset

Le principe de comparaison sera de calculer deux erreurs : (l'Offset et le Gain) pour le premier essai et de les comparer par la suite avec les mêmes erreurs du reste des essais. (en tout 8 essais).

Afin de classer notre outil on utilise un ensemble de définitions suivant les résultats d'erreurs trouvés :

Rangeabilité :

On définit la rangeabilité par le rapport minimum entre l'étendue de mesure et la pleine échelle.

La classe d'un appareil :

la classe de mesure correspond à la valeur en % du rapport entre la plus grande erreur possible sur l'étendue de mesure.

$$\text{Classe} = 100 \times \frac{\text{La plus grande erreur possible}}{\text{Etendue de mesure}}$$

Résolution :

Lorsque l'appareil de mesure est un appareil numérique, on définit la résolution par la formule suivante :

$$\text{Résolution} = \frac{\text{Etendue de mesure}}{\text{Nombre de points de mesure}}$$

5.2.1 Validation des résultats

Lors des essais de validation, des différences de nature de données étés constatées et donc à prendre en compte:

- La fréquence d'échantillonnage du système Codamotion (10000Hz) est plus grande que celle de DEJ (100Hz), d'où la nécessité d'homogénéiser la base de temps à l'aide d'un programme en Matlab (Annexe)
- Régularité d'acquisition de données : des coupures d'acquisition de données constatées lors de la collecte de données notamment pour les données du système de Codamotion qui est très sensible à la lumière du jour ce qui provoque des coupures instantanées d'acquisition, afin de remédier à ce phénomène un programme d'interpolation en Matlab est implémenté (annexe).

5.2.1.1 Validation du capteur de hanche

Le capteur est posé sur le grand trochanter et les résultats de comparaison son illustrés dans les tableaux suivants :

Essai	OFFSET	GAIN			
1	5,45	2,86			
2	6,83	2,00			
3	7,07	2,13			
4	6,95	2,08	Etendu	5,10	1,86
5	6,94	2,05	Résolution	0,64	0,23
6	6,84	2,00	Classe	1,39	1,54
7	6,69	2,16	Val-Max	7,07	2,86
8	6,77	1,98	Val-Min	5,45	1,98

Tableau 5.2 Résultats validation capteur Hanche

5.2.1.2 Validation du capteur Genou

Le capteur est posé sur le condyle et les résultats de comparaison son illustrés dans les tableaux suivants :

Essais	OFFSET	GAIN			
8	14,93	2,62			
7	12,05	2,69			
6	9,09	2,75			
5	9,51	2,84	Etendu	13,04	1,84
4	15,66	2,80	Résolution	1,63	0,23
3	9,18	2,76	Classe	1,20	1,54
2	11,36	2,74	Val-Max	15,66	2,84
1	9,08	2,73	Val-Min	9,08	2,62

Tableau 5.3 Résultats validation capteur Hanche

5.2.1.3 Validation du capteur Cheville

Le capteur est posé sur la malléole externe et les résultats de comparaison son illustrés dans les tableaux suivants :

Essais	OFFSET	GAIN			
8	1,59	1,88			
7	7,26	2,46			
6	6,04	2,75			
5	-2,96	2,96	Etendu	5,38	3,60
4	-1,85	2,86	Résolution	0,67	0,45
3	2,64	2,91	Classe	1,35	1,00
2	2,43	2,77	Val-Max	7,26	3,60
1	4,27	3,60	Val-Min	-2,96	1,88

Tableau 5.4 Résultats validation capteur Hanche

5.2.2 Comparaison du temps de cycle de la marche

Comme décrit dans le chapitre1, un cycle de marche est composé de diverses phases, il sert de référentiel de discussion à l'analyse de la marche humaine. Les résultats de ces analyses sont en général normalisés par rapport à la durée du cycle de marche et les différentes phases sont exprimées en pourcentage de celui-ci.

1- Phase d'appui représente 60% du cycle

- Phase de simple appui 40% du cycle
- Phase de double appui : 10% pour le 1^{er} double appui et 10% pour le 2^{ème} double appui.

2- Phase de balancement represente 40% du cycle

Cependant, on ne peut pas parler de validation d'un outil d'analyse quantifiée de la marche sans évaluer le temps du cycle de marche délivré par notre outil et de le comparer avec celui de Codamotion. Les résultats de comparaison sont illustré dans le tableau suivant (Tableau.5.5).

Duree cycle (s)		Erreur
CODA	DEJ	ERR ABS
1,23	1,23	0,00
1,21	1,20	0,01
1,22	1,20	0,02
1,20	1,16	0,04
1,29	1,29	0,00
1,22	1,20	0,02
1,37	1,36	0,01
1,00	1,00	0,00

Tableau5.5 Comparaison du temps de cycle de marche

Duree Appui (s)		%cycle		Erreur
CODA	DEJ	CODA	DEJ	ERR ABS
0,74	0,71	60,16	58,11	0,03
0,76	0,73	62,40	61,11	0,02
0,78	0,76	63,52	63,89	0,01
0,73	0,68	60,83	58,57	0,05
0,85	0,81	65,89	62,82	0,04
0,79	0,76	64,75	63,89	0,03
0,94	0,86	68,25	63,41	0,07
0,56	0,55	56,00	55,00	0,01

Tableau5.6 Comparaison du temps de durée d'appui

Durée Simple Appui		%cycle		Erreur
CODA	DEJ	CODA	DEJ	ABS
0,43	0,38	34,96	31,08	0,05
0,40	0,37	32,64	30,56	0,03
0,39	0,37	31,56	30,56	0,02
0,33	0,51	27,50	44,29	0,18
0,50	0,45	38,76	34,62	0,05
0,41	0,40	33,61	33,33	0,01
0,49	0,43	35,40	31,71	0,05
0,39	0,38	39,00	38,33	0,01

Tableau5.7 Comparaison du temps de durée d'appui

DUREE 1ER DOUBLE (S)		%CYCLE		ERREUR
CODA	DEJ	CODA	DEJ	ERR ABS
0,25	0,27	20,16	21,62	0,02
0,29	0,29	23,80	24,44	0,00
0,31	0,32	25,57	26,67	0,01
0,32	0,13	26,67	11,43	0,19
0,28	0,29	21,71	22,56	0,01
0,30	0,29	24,92	24,44	0,01
0,36	0,35	26,28	25,37	0,01
0,14	0,13	13,60	13,33	0,00

Tableau5.8 Comparaison du temps du 1er double appui

DUREE DOUBLE		2EME	%CYCLE DE MARCHÉ		ERREUR
CODA	DEJ		CODA	DEJ	ABS
0,06		0,07	5,04	5,41	0,36
0,07		0,07	5,95	6,11	0,16
0,08		0,08	6,39	6,67	0,27
0,08		0,03	6,67	2,86	3,81
0,07		0,07	5,43	5,64	0,21
0,08		0,07	6,23	6,11	0,12
0,09		0,09	6,57	6,34	0,23
0,03		0,03	3,40	3,33	0,07

Tableau5.8

temps du 2ème double appui

Comparaison du

5.3 Discussion

Compte tenu des résultats des erreurs de comparaison trouvés concernant les paramètres spatio-temporels et les paramètres articulaire on peut simplement constater que la plupart des erreurs sont inférieures ou égal à 0.05 sauf pour les phases de double appui ou on trouve que s'est évident puisque les temps sont tellement brefs que lors de cette phase les capteur sont moins stables tant pour notre outil que pour les marqueurs du système de Codamotion, ce qui rend la validation à ce moment très difficile à approuver, néanmoins le reste de phases sont largement validées.

5.4 CONCLUSION

Dans ce chapitre on a développé les éléments essentiels de notre outil de mesure commençant par la structure mécanique et finir par l'interface de données en passant par la chaîne d'acquisition. L'outil est appelé DIGITAL EYE JOCKEY il à pour objectif l'extraction des paramètres biomécaniques de la marche en temps réel. Afin de déceler les capacités et les limites réels de notre outil on à penser à le comparer dans ce chapitre à un outil technologique d'analyse quantifiée de la marche de pointe (CODAMOTION) et ceci dans le but d'une véritable validation. En fin comme toutes d'études de recherche, notre outil ne va pas sans avantages et inconvénients :

Avantages :

- Permet la mesure en temps réel sans aucune gêne ;

- Interchangeabilité des essais sur les cotés gauche et droit des membres inférieurs ;
- Possibilités de faire des essais même à l'extérieure des enceintes ;
- Temps de préparation de l'essai est relativement court ;
- Possibilité d'évaluation des malades amputés.
- A l'aide de l'interface de données l'outil offre la possibilité d'établir un bilan d'évaluation et d'évolution des résultats.

Inconvénients :

- L'outil est limité dans l'analyse pour les membres supérieurs ;
- L'outil n'a pas la capacité d'analyser simultanément les deux membres inférieurs gauche et droite ;
- L'outil n'est pas dépourvu de toutes gênes.

CHAPITRE 6

APPLICATION DE L'OUTIL AQM

« Ne négligez pas vos pieds sous prétexte qu'ils sont la plus lointaine de vos extrémités. »

“Le blog des maladies des os et des articulations”

6.1 Introduction

On présente dans ce chapitre, l'apport que peut apporter l'outil (AQM) dans l'analyse et l'évaluation de la marche à travers l'extraction de paramètres biomécaniques en premier lieu et puis l'exploitation et l'interprétation de ces derniers lors d'une quelconque application de la marche.

Pour le cas de notre projet, nous avons choisi d'étudier l'effet de la rigidité des talonnettes des chaussures de sport sur la posture et les paramètres de la marche. L'étude s'est déroulée en France et plus exactement dans le laboratoire de biomécanique appliqué (LBA) et Co-encadrée par le professeur Michel Behr.

Une fois avoir identifié et classifié les paramètres biomécaniques misent en jeu dans cette application, vient l'outil AQM pour nous fournir les données numériques suffisantes et de nous servir comme support objectif d'évaluation et d'analyse.

L'étude est consolidée par une recherche bibliographique assez riche et à fait objet d'une publication dans la revue science & sports.

Les semelles à talons jouent un rôle majeur dans la conception des chaussures et leur influence sur la marche humaine a fait l'objet d'une enquête approfondie. Il existe un accord général selon lequel, à une certaine hauteur raisonnable, l'influence sur la posture et la marche est positive. Les talonnettes limitées à 20 mm ont été considérés comme ayant un effet protecteur pour la chaîne musculaire postérieur (triceps de la jambe, ischio-jambiers, muscles du dos) qui sont significativement impliqués dans la fonction de la marche [20]. Les semelles à talon ont également été signalés être plus efficaces pour restaurer la vitesse de la marche, la symétrie et l'équilibre de la marche que n'importe quel programme de traitement conventionnel [21]. Les semelles à talon qui dépassent les 45 mm, sont plus mis en doute et souligné dans la littérature que les facteurs engendrés possibles de troubles de la marche. Ils peuvent affecter l'équilibre musculaire [22] jusqu'à la saturation musculaire et les lésions de contrainte [23-25] et conduire au développement de troubles posturaux et aux paramètres spatiaux-temporaux de la marche [26], selon l'âge des usagers [27-30] et l'expérience [31].

L'utilisation de semelles de rembourrage dans les chaussures de course a été signalée pour améliorer l'indice de confort et de stabilité [32], ainsi que pour favoriser le bilan et le contrôle postural [33]. Les interactions entre les chaussures de course et les différents types de terrain ont également été étudiées, en soulignant les

stratégies d'adaptation actives possibles chez les utilisateurs [34-36]. A notre connaissance, outre la géométrie et la hauteur du talon, d'autres caractéristiques telles que la raideur du soutien plantaire, quel que soit le type de chaussure, a reçu un accent insuffisant et devrait faire l'objet d'une recherche approfondie.

L'objectif de la présente étude était de déterminer l'effet de la rigidité matérielle des talonnettes inclinées (doux, moyen et dur) sur la posture et sur les paramètres de la marche avec une attention particulière accordée aux distributions de pression plantaire, aux forces de réaction au sol et au déplacement du centre de pression du corps.

6.2 Protocole d'essai

6.2.1 Déroulement général de l'essai

Nous avons fait appel à dix (10) volontaires sélectionnés (voir : 6.2.3 Sujets et critères d'inclusion). Ils se sont déroulés en deux phases :

Phase d'essai statique : l'intérêt de cette phase est la mesure de la position du centre gravité et la répartition des pressions plantaires.

Phase d'essai dynamique : cette phase est subdivisée en deux sous phases :

Dynamique libre : Pendant cette sous phase le volontaire effectue l'essai de marche à fréquence libre.

Dynamique à fréquence imposée : Pour étendre le champ d'étude et de variations des résultats, on impose aux volontaires une fréquence de marche. La fréquence est calculée sur la base de la longueur du trajet à parcourir, le temps correspondant et le nombre de pas déroulés. La fréquence choisie pour l'essai est de : 100 pas/min, ce qui correspond à une marche soutenue à une vitesse de l'ordre de [1.2-1.6]m/s. Cette vitesse est souvent choisie dans les études d'analyse quantifiée de la marche humaine de la littérature [15].

Nota Bene

On mesure pendant l'essai dynamique (fréquence libre-fréquence imposée) les courbes de forces, les moments articulaires, la position du centre gravité et la cinématique articulaire lors d'un cycle de marche).

Chaque volontaire enchaîne sans pause l'essai statique puis l'essai dynamique.

6.2.2 Équipement et configuration

L'essai fait appel à l'aide de trois (03) principaux équipements :

A. Système de capture de mouvements (Codamotion) : Pour la mesure de la posture et de la cinématique articulaire des membres inférieurs sur lesquelles sont attaché des marqueurs actifs (voir pré-examen).

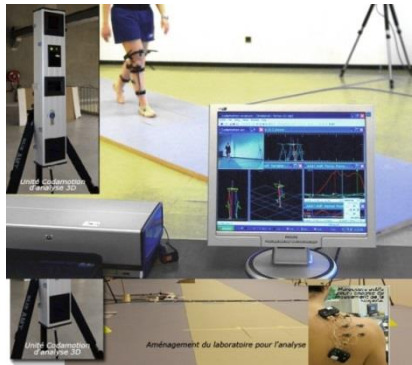


Figure.6.1 Le système d'analyse de mouvement 3D 'CODAMOTION'

B. Plate-forme de force : Cet outil nous permet de mesurer : Le centre de gravité (CGX, CGY), le déplacement du centre de gravité, les forces : (antéro-postérieures F_x , latérale F_y , verticale F_z), et de calculer par dynamique inverse les moments articulaires (M_x , M_y , M_z) pendant la phase d'appui.

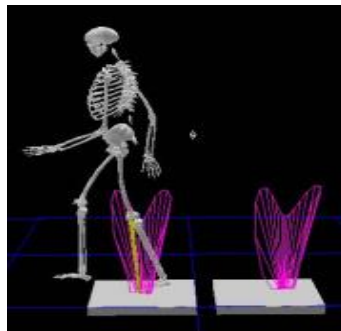


Figure.6.2 Plateforme de force

C. Plate-forme de baropodométrie NOVEL : c'est un baropodomètre qui permet de mesurer les pressions sur la surface de contact pied/sol, ainsi que la position du centre de pression.



Figure 6.3 Baropodomètre Novel

D. On se sert d'un métronome durant l'examen de marche à fréquence imposée.



Figure 6.4 Métronome digital (i. Phone)

E. Enfin, des moyens d'acquisition d'images classiques (caméscopes et un appareil photo) sont utilisés pour la couverture des différentes étapes de l'essai.

6.2.3 Sujets et critères d'inclusion

Personne échantillon: Dix (10) volontaire recrutés parmi le personnel et les étudiants de AMU/Ifsttar.

Critères d'inclusion :

- Sexe : (homme),
- âge : 18-45 ans
- indice de masse corporelle (IMC) : 18-25.
- Pointure du pied 39-44.
- Qualité de santé : Aucune pathologie de la marche décelable à l'examen clinique.
- Pas d'antécédents d'ordre médical aux membres inférieurs depuis au moins 2 ans.

6.2.4 Configurations des essais

A des fins de comparaison, nous avons défini 4 configurations de marche distinctes :

CONFIG1 : le volontaire marche pieds nus.

CONFIG2 : le volontaire est équipé de talonnettes « dures » (Cf tableau 6.1)

CONFIG3 : le volontaire est équipé de talonnettes « molles » (Cf tableau 6.1)

CONFIG4 : le volontaire est équipé de talonnettes de dureté intermédiaire (Cf tableau 6.1)

Les trois paires de semelles sous forme de talonnettes en plan incliné de différentes dureté sont illustrées sur la Figure6.5. Leurs caractéristiques détaillées sont résumées dans le tableau (Tableau6.1).



Figure.6.5 Talonnettes avec trois (03) matériaux différents

	CONFIG2	CONFIG3	CONFIG4
<i>Type</i>	PODOLIGER (CAPRON)	MOLYSER	ROYAL FOAM
<i>Dureté</i>	65 shore.A	10 Shore.A	60 shore.A
<i>Densité</i>	350 Kg/mm3	-----	200 Kg/mm3
<i>Couleur</i>	Beige	Rose	Noir
<i>Epaisseur</i>	19mm talonnette	4 mm matériaux+19mm talonnette	4 mm matériaux+16mm talonnette
<i>Largeur</i>	57	57	57
<i>Longueur</i>	79	79	79
<i>Inclinaison</i>	13°	13°	13°

Tableau.6.1caractéristiques techniques des semelles

Les épaisseurs ont été déterminées de manière à garantir le même niveau d'élévation pour les trois talonnettes utilisées, étant donné le niveau de compression de chaque matériau attendu pour un sujet de poids moyen (77kg).

6.2.5. Préparation du banc d'essai

La préparation du banc s'est déroulée suivant la séquence suivante :

- Etalonnage et alignement du système de capture de mouvement Codamotion
- Etalonnage de la Plateforme de force (PFF).
- Etalonnage du système baropodoscopique (Novel).
- Pour des raisons de reproductibilité des résultats et de gain de temps aussi nous avons posé le baropodoscope au-dessus de la plateforme de force, afin de

faire simultanément sur un seul passage du volontaire, (l'examen baropodoscopique et la mesure de force).

- Etablissement d'un questionnaire simplifié pour chaque volontaire.
- Signature des lettres de consentement (annexe6) par chaque volontaire requis
- Préparation de deux (02) paires de talonnettes pour chaque type de semelle (voir Figure6.5) et (voir Tableau6.1)
- Délimitation de la piste de marche.
- Délimitation des bords de plateforme de force (PFF) et du baro-podomètre.
- Collage du papier étalon (Fig6.6) contenant : une ligne de symétrie d'ouverture des pieds, des lignes formant un angle de 15° de part et d'autre de la ligne de symétrie.
- Fixation d'un marqueur sur le mur en face du volontaire (variable, suivant la hauteur des yeux), afin de garantir une position verticale reproductible pour chaque volontaire.

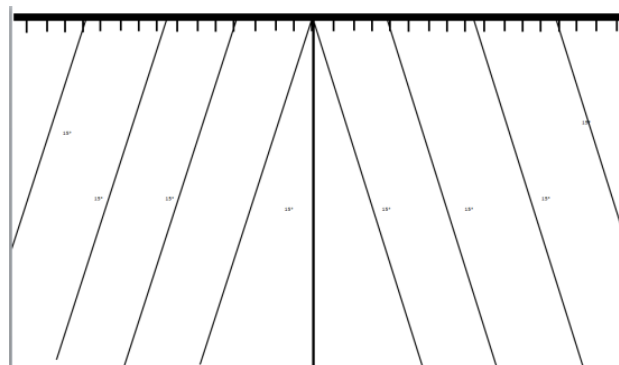


Figure.6.6 étalon de posture pour la PFF à 15°

6.2.5 Accueil du volontaire

Chaque volontaire doit :

Signer la lettre de consentement (voir annexe).

Remplir la fiche de renseignement(voir annexe).

Comprendre l'objectif de l'essai et l'ensemble des essais à effectuer et être sensibilisé sur le temps que prendra chaque examen (durée pour chaque sujet de la séance :30mn).

Passer au vestiaire pour se mettre tenue (short court, T-shirt sans manches, pieds nus).

Nous avons filmé quelques cycles de marche, en utilisant un caméscope numérique, sur le plan frontal et sur le plan sagittal. Au cours de l'examen, nous avons veillé à ce que le câblage ne gêne par le volontaire.

Les marqueurs actifs du codamotion sont ensuite disposés comme suit :

- 02 sur la cheville (01 sur la malléole latérale Tibia, 01 sur l'articulation metatarso-phalangienne 01)
- 03 sur le genou (01 sur condyle latéral Fémur, 01 sur la face latérale du Tibia, 01 sur la face latérale du femur)
- 02 sur la hanche (01 sur *EIAS : Épine iliaque antérosupérieure*, 01 sur le grand trochanter)
- 02 sur l'épaule (acromion).

6.2.6 Déroulement de l'examen statique

Le volontaire recommence par se familiariser au banc d'essai en faisant quelques cycles de marche **pieds nus** sur la piste, en s'assurant de bien apposer le **pied droit** sur le baropodomètre et la PFF.

Pour chaque sujet, l'ordre de passage avec les différentes semelles est tiré aléatoirement. Ensuite, pour chaque configuration donnée de semelle, on effectue d'abord l'essai statique puis l'essai dynamique.

a) Examen statique.

- Le volontaire monte sur le podoscope et stabilise sa posture.
- Le volontaire choisit une position qu'il juge confortable tel que les pieds doivent s'aligner avec les traits faisant l'angle de 15°.
- Le sujet fixe des yeux un point de vision sur une réglette collée en face, puis on repère ce point pour la suite des semelles.
- On repère l'empreinte du pied sur l'étalon (Figure 6.7) collé sur le podoscope, pour les prochains essais de ce même sujet.
- Une fois le volontaire est sur une position stable un enregistrement (Baro, Force) se déclenche au signal du responsable de l'essai.

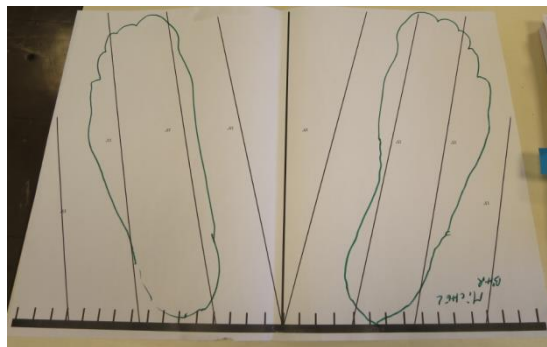


Figure.6.7 Empreinte relevée durant l'essai statique

b) Déroulement de l'examen dynamique.

Déroulement de l'examen dynamique à fréquence libre

On fixe la paire de semelles sur les pieds du volontaire (voir Figure 6.8) si on commence par pied nus.



Figure6.8 Fixation de la talonnnette par le Sparadrap

On colle des marqueurs actifs (voir Figure.6.9), du système de capture de mouvement (voir Figure.6.1)



Figure6.9 Collage des marqueurs actifs

Avant de commencer l'essai, le volontaire effectue au moins trois 3 passages de marche sur la piste de marche à une fréquence libre, en s'assurant que son pied droit s'appose toujours sur les bords de la (PFF, podoscope) au passage.

Un signal est donné au volontaire pour commencer l'essai dynamique, et l'enregistrement de la capture de mouvement se déclenche aussitôt, et une fois le pied droit du sujet est sur les bords de la (PFF, podoscope) les enregistrements (PFF, podoscope). Se déclenchent.

Codage des données par nom de volontaires, type de l'essai et type de semelle et sauvegarde des résultats.

Déroulement de l'examen dynamique à fréquence imposée

L'essai dynamique à fréquence imposée se déroule juste après la fin de l'essai dynamique à fréquence libre. Pendant cet essai on fixe la paire de semelle correspondant à la configuration en cours (de1 à 4) sur les pieds du volontaire (voir Figure6.8).

Avant de commencer l'essai, le volontaire effectue au moins cinq(05) passages de marche sur la piste de marche à une fréquence libre, en s'habituant au rythme du métronome (**fréquence=100 pas/min**) et aussi en s'assurant que son pied droit s'appose toujours sur les bords de la (PFF, podoscope) au passage.

Un signal est donné au volontaire pour commencer l'essai. L'enregistrement de la capture de mouvement, de la (PFF, podoscope) sont déclenchés.

Le codage du fichier de sauvegarde des données est réalisé par nom de volontaire, type de l'essai et type de semelle.

6.3 Traitement des données

6.3.1 Traitement des données statiques

Le Centre de gravité : La position du centre de gravité pendant l'essai statique peut être obtenue aussi bien par mesure directe à l'aide du baropodomètre (étant donné qu'en statique, centre de gravité et centre de pressions sont confondus), que par le calcul de la résultante des forces mesurées sur chacune des quatre (04) cellules de la PFF (F_{z1} ; F_{z2} ; F_{z3} ; F_{z4}).

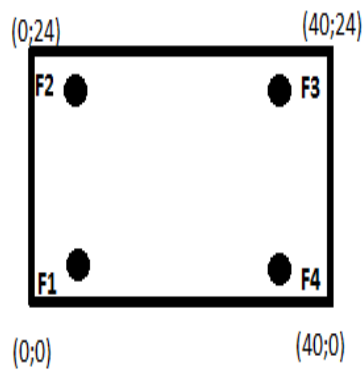


Figure6.10 Dimension (cm) de plateforme de force PFF

Avec la PFF, les coordonnées du centre de gravité est donné par les équations X et Y.

$$CG_x = \frac{\sum F_i \cdot X_i}{\sum F_i} \quad \text{et} \quad CG_y = \frac{\sum F_i \cdot Y_i}{\sum F_i} \text{ d'où}$$

$$CG_x = \frac{F_{z3} \cdot 40 + F_{z4} \cdot 40}{F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4}} \quad \text{et} \quad CG_y = \frac{F_{z2} \cdot 24 + F_{z3} \cdot 24}{F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4}};$$

Dans la pratique, nous avons calculé la position du centre de gravité par les deux méthodes évoquées, mais considéré pour notre étude statistique uniquement celles données par la PFF, parce que plus précises.

La pression maximale au niveau du calcanéum : c'est la valeur maximale relevée directement sur les images d'empreintes plantaires données par le podomètre, dans la région calcanéenne (Figure 6.11).

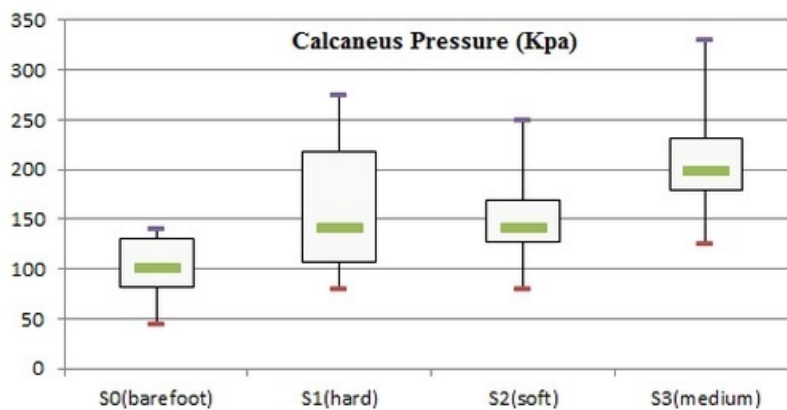


Figure6.11 Distribution de pression au niveau de calcanéum

La pression maximale au niveau du métatarse : c'est la valeur maximale relevée directement sur les images d'empreintes plantaires données par le podomètre, dans la région du métatarse (Fig6.12).

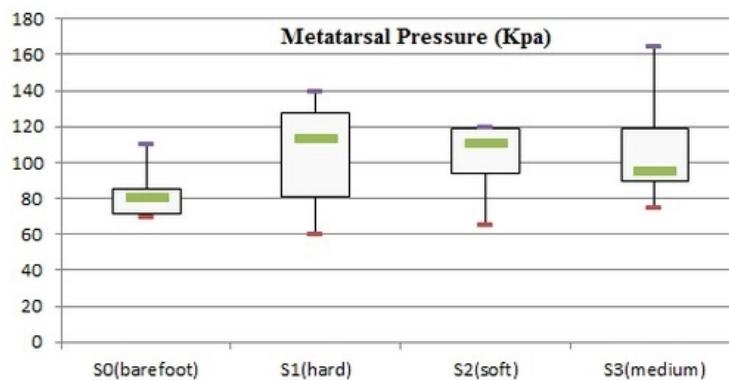


Figure6.12 Distribution de pression au niveau de métatarse

Traitement des données dynamiques

Les forces d'appui

La mesure des forces se fait par la plateforme de force (PFF), elle délivre :

Les forces antero-postérieures, données par la PFF (F_{x1} , F_{x2} , F_{x3} , F_{x4}), tel que la force de l'appui verticale $F_x = F_{x1} + F_{x2} + F_{x3} + F_{x4}$.

Les forces laterales sont données idem par la PFF (F_{y1} , F_{y2} , F_{y3} , F_{y4}), tel que la force de l'appui verticale $F_y = F_{y1} + F_{y2} + F_{y3} + F_{y4}$

Les forces verticales des quatre (04) capteurs de la PFF (F_{z1} , F_{z2} , F_{z3} , F_{z4}), tel que la force de l'appui verticale $F_z = F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4}$

Après traitement de données on a notre actif les trois composantes de force (F_x , F_y , F_z)

Les signaux des forces (F_{z1} , F_{z2} , F_{z3} , F_{z4} , F_x , F_y , F_z) couvrent l'enregistrement, du début jusqu'à la fin y compris le moment d'appui sur la PFF, cela veut dire qu'il a fallu isoler le signal propre à la phase d'appui (Annexe 3).

Le signal isolé est plus au moins bruité, donc nécessite un lissage (Annexe 3).

Après avoir obtenu les courbes de forces (F_{z1} , F_{z2} , F_{z3} , F_{z4} , F_x , F_y , F_z) relatives à la période de l'appui on commence à rechercher les valeurs significatives pour chaque type de courbes (F_x , F_y , F_z)(Annexe 3).

La force verticale F_z (Figure 6.13) contient trois (03) instants critiques : F_{zmax1} : c'est le premier optimum (maximum) de la courbe F_z , F_{zmin} c'est l'unique valeur de l'optimum (minimum) de la courbe, F_{zmax2} : c'est le deuxième optimum (maximum) de la courbe F_z .

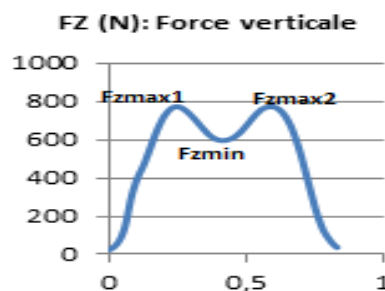


Figure.6.13 Courbe de la force verticale

Sur la force latérale F_y (Figure 6.14) : on extrait cinq (05) valeurs critiques : F_{ymin1} : C'est la première valeur de l'optimum (minimum) de la courbe, F_{ymax1} : c'est le premier optimum (maximum) de la courbe, F_{ymin2} : C'est la deuxième valeur de l'optimum (minimum) de la courbe F_y , F_{ymax2} : c'est le

deuxième optimum (maximum), F_{ymin3} : C'est la troisième valeur de l'optimum (minimum).

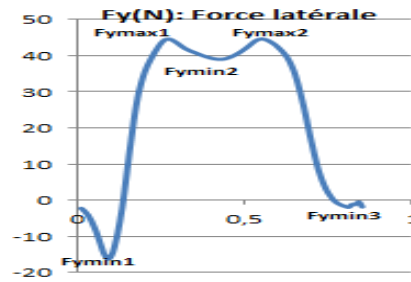


Figure.6.14 Courbe de la force latérale

La force antéro-postérieure F_x (Figure 6.15): cette courbe livre deux (02) points critiques : F_{xmin} : C'est la valeur de l'optimum (minimum), F_{xmax} : C'est la valeur de l'optimum (maximum) de la courbe F_x .

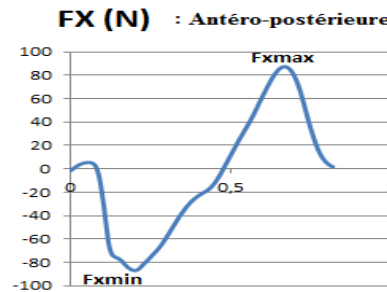


Figure.6.14 Courbe de la force antéro-postérieure

Les temps des forces d'appui

Une fois le signal des forces est isolé et lissé, on déduit, la durée globale de l'appui, et une fois les instants critique sont recherchés et identifiés ont relève les temps respectifs, et cela pour chaque type de forces (voir Tableau6.2) :

Fz verticale			Fy Latérale					Fx antero-postérieur	
Fzmax1	Fzmin	Fzmax2	Fymin1	Fymax1	Fymin2	Fymax2	Fymin3	Fxmax	Fxmin
TFzmax1	TFzmin	TFzmax2	TFymin1	Tyzmax1	TFymin2	TFymax2	TFymin3	TFxmax	TFxmin

Tableau6.2 Instants critique et temps respectifs

La vitesse de marche

La vitesse de la marche est mesurée soit par chronométrage, ou soit par le déplacement du marqueur (Codamotion) de l'épine iliaque antérieur supérieur (EIAS)

6.4 RESULTATS

6.4.1 Résultats des essais statiques

Le centre de gravité

Variables	Pieds nus	Semelle 1	Semelle 2	Semelle 3
Centre de gravité (cm) (CXG)	20,31	20,50	20,13	20,30
Centre de gravité (cm) (CYG)	13,77	14,10	14,45	14,14
Variabilité	/	0.9%	-0.8%	0%

Tableau6.3 effet de la rigidité sur le centre de gravité

Discussion :

Pour la hauteur de talonnette testée (1.9cm), nous ne pouvons conclure à une différence significative de la position du centre de gravité en fonction de la talonnette (p toujours supérieure à 0.05). En d'autres termes, nous ne sommes pas en mesure de détecter un déplacement du centre de gravité en fonction du type de talonnette testée. Ce résultat est conforté par d'autres résultats de la littérature : (T-W.Lu 2012) ne mesure un effet de la hauteur du talon sur le centre de masse et de pression qu'à partir d'une valeur de 3.9cm,.et (B.li 2013) qui estime que la variation du centre de pression est limitée à environ 1.82 mm pour une hauteur de talon de 3.4 cm.

Plusieurs raisons peuvent expliquer la non significativité de nos résultats. D'abord, la variabilité obtenue sur nos mesure est grande au regard de la valeur moyenne de déplacement attendue. Ensuite, notre taille d'échantillon semble faible au regard de cette variabilité. A titre indicatif, un test Post hoc réalisé avec l'outil G*Power (Université de Düsseldorf, GER) nous indique qu'il faudrait un nombre de volontaires de l'ordre de 60 pour pouvoir conclure, dans ces conditions de variabilité. En perspectives, il semble absolument nécessaire de réduire cette variabilité. Lors de notre protocole expérimental, nous avons identifié plusieurs sources possibles de variabilité :

- le positionnement des pieds s'est fait à partir du marquage réalisé lors de la première configuration testée. Ce positionnement du volontaire a inévitablement induit une certaine variabilité. Pour la diminuer, il conviendrait de :

- faire plusieurs mesures en statique (10) pour chaque configuration, et retenir la valeur moyenne,

-remplacer le marquage par un système de cales qui permettrait de garantir un positionnement plus homogène.

Les pressions maximales

Variables /valeurs en moyenne	Pieds nus	Semelle 1	Semelle 2	Semelle 3
Pmax calcanéum droite	77,50	144,50	152,50	205,50
Pmax métatarse droite	86,50	106,50	103,00	103,00
Pmax calcanéum gauche	101,00	159,00	155,50	211,00
Pmax métatarse gauche	82,50	105,00	103,50	105,00

Tableau 6.4 effet de la rigidité sur les pressions plantaires

Significativité statistique(p)

	P nus/sem1	P.nus/sem2	P.nus/sem3	Sem1/sem2	Sem1/sem3	Sem2/sem3
p1	0,000	0,0007	0,0003	0,6841	0,0372	0,0941
p2	0,0759	0,0670	0,0701	0,6515	0,6344	1,0000
p3	0,0253	0,0010	0,0001	0,8721	0,0239	0,0018
p4	0,0236	0,0239	0,0262	0,8025	1,0000	0,8553

Tableau 6.5 significativité sur l'effet de la rigidité sur les pressions plantaires

p1 : Significativité statistique de la variable Pmax calcanéum droite.

p2 : Significativité statistique de la variable Pmax métatarse droite.

p3 : Significativité statistique de la variable Pmax calcanéum gauche.

p4 : Significativité statistique de la variable Pmax métatarse gauche.

Discussion

Plusieurs études ont analysé les effets de la hauteur de la talonnette sur la pression plantaire, [20] à étudier l'effet de deux grandeurs de hauteur : talon bas (1.95 cm), talon haut (5.9cm) d'où il déduit qu'à partir de 2 cm, plus la hauteur augmente plus la pression métatarsienne augmente. Hui-lien Chien [38] à étudier l'influence des talonnettes à différentes hauteurs : 1.6 cm, 2.5 cm, 3.4 cm en concluant que la pression plantaire en général est perturbé à partir de 3.4 cm. M.mandato.1999 à évaluer la perturbation des pressions métatarsienne pour deux hauteurs de talonnettes (5 cm, 6.6 cm).et il conclut que plus la hauteur augmente plus la pression plantaire augmente en conséquence.

Résultats des essais dynamiques par différente semelles.

Alors que plusieurs études ont analysé les effets de la talonnette sur l'activation musculaire du tronc, la pression plantaire, moments articulaires du genou et de la cheville [20, 27,32], peu d'auteurs ont tenté de comprendre les caractéristiques du centre de pression (COP) en portant des talonnettes. Le port de talonnette génère une déstabilisation de la marche qui est due à la réduction de la surface d'appui et à en même temps à l'élévation du centre de gravité (COM) [38].

6.4.2 Résultats des essais dynamiques

6.4.2 Résultats des essais dynamiques en fréquence libre.

Les forces d'appui en moyenne

	Fx		Fz			Fy				
	Fx max	Fx min	Fzmax1	Fzmin	Fz max2	Fymax1	Fy max2	Fymin1	Fymin2	Fymin3
Pieds nus	130,77	-93,00	783,25	655,22	833,88	45,15	51,18	-15,73	39,58	-3,64
Semelle 1	129,37	-86,11	780,81	662,86	851,81	39,04	42,81	-19,17	32,96	-0,77
Semelle 2	134,55	-86,20	789,30	668,99	844,91	41,87	42,75	-17,77	33,19	-2,23
Semelle 3	120,50	-90,75	800,93	666,39	848,74	42,82	48,66	-17,08	35,42	0,19

Tableau 6.6 effet de la rigidité sur les pics de force

Significativité statistique de Fx

	P nus/sem1	P.nus/sem12	P.nus/sem13	Sem11/sem12	Sem11/sem13	Sem12/sem13
p1	0,3831	0,1193	0,0105	0,3933	0,0334	0,1018
p2	0,1915	0,1708	0,3771	0,9823	0,3872	0,3389

Tableau 6.7 significativité effet de la rigidité sur la force antero-posterior

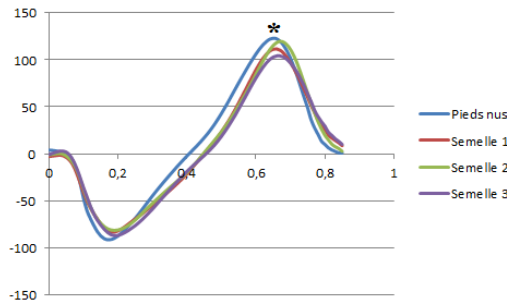


Figure.6.15 Courbe de la force antéro-postérieure(N) en moyenne

p1 : Significativité statistique de la variable $F_{x\max}$

p2 : Significativité statistique de la variable $F_{x\min}$.

Significativité statistique de F_y

	P nus/sem1	P.nus/sem2	P.nus/sem3	Sem1/sem2	Sem1/sem3	Sem2/sem3
p1	0,11335	0,18993	0,32082	0,56252	0,80915	0,34883
p2	0,05671	0,07918	0,22182	0,43106	0,73551	0,40687
p3	0,03422	0,00545	0,05876	0,93820	0,39038	0,46730
p4	0,02105	0,00076	0,08916	0,98784	0,03293	0,09706
p5	0,23444	0,17835	0,12198	0,68974	0,43916	0,56620

Tableau 6.8 significativité effet de la rigidité sur la force medial-lateral

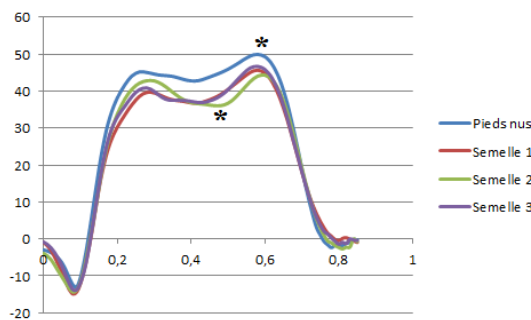


Figure.6. 16 Courbe de la force latérale(N) en moyenne

p1 : Significativité statistique de la variable $F_{y\min1}$

p2 : Significativité statistique de la variable $F_{y\max1}$.

p3 : Significativité statistique de la variable $F_{y\min2}$.

p4 : Significativité statistique de la variable $F_{y\max2}$

p5 : Significativité statistique de la variable $F_{y\min3}$.

Significativité statistique (Student) de Fz

	P nus/sem1	P.nus/sem2	P.nus/sem3	Sem1/sem2	Sem1/sem3	Sem2/sem3
p1	0,4207	0,3346	0,1347	0,3671	0,4224	0,0778
p2	0,2569	0,0842	0,1080	0,3841	0,7592	0,6735
p3	0,0597	0,1338	0,0711	0,4837	0,6397	0,6977

Tableau 6.9 significativité effet de la rigidité sur la force verticale

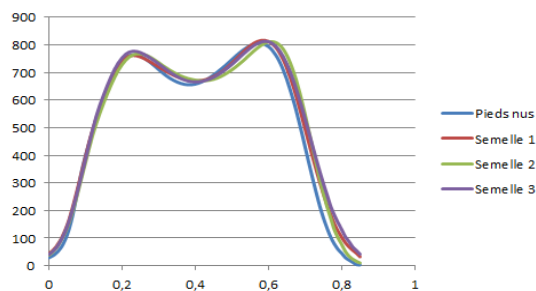


Figure.6.17 Courbe de la force latérale(N) en moyenne

p1 : Significativité statistique de la variable Fz max1

p2 : Significativité statistique de la variable Fzmin.

p3 : Significativité statistique de la variable Fz max2.

Les temps des forces d'appui en moyenne

	Temps Fx(s)		Temps Fz(s)			Temps Fy(s)				
	Fx max	Fx min	Fzmax1	Fzmin	Fz max2	Fymin1	Fy max1	Fymin2	Fymax2	Fymin3
Pieds nus	0,635	0,149	0,226	0,351	0,56	0,066	0,244	0,359	0,522	0,76
Semelle 1	0,654	0,173	0,228	0,395	0,578	0,062	0,239	0,371	0,518	0,764
Semelle 2	0,657	0,166	0,215	0,385	0,592	0,062	0,251	0,384	0,562	0,774
Semelle 3	0,663	0,188	0,223	0,389	0,589	0,062	0,243	0,377	0,55	0,777

Tableau 6.10 effet de la rigidité sur les temps des pics de force

Significativité statistique des temps de Fx

	P nus/sem1	P.nus/sem2	P.nus/sem3	Sem1/sem2	Sem1/sem3	Sem2/sem3
p1	0,0748	0,0029	0,0178	0,7825	0,6327	0,1934

p2	0,1079	0,1031	0,0099	0,6124	0,1538	0,2126
-----------	--------	--------	---------------	--------	--------	--------

Tableau 6.11 significativité effet de la rigidité sur les temps de la force antero-posterior

p1 : Significativité statistique de la variable **T.Fxmax**

p2 : Significativité statistique de la variable **T.Fx min.**

b.2) Significativité statistique des temps de Fy

	P nus/sem1	P.nus/sem2	P.nus/sem3	Sem1/sem2	Sem1/sem3	Sem2/sem3
p1	0,2395	0,1717	0,2472	1,0000	1,0000	1,0000
p2	0,3733	0,3073	0,4715	0,2923	0,5309	0,7906
p3	0,2368	0,0321	0,2477	0,2165	0,7593	0,7861
p4	0,4378	0,0244	0,0471	0,0522	0,3910	0,0697
p5	0,4007	0,0662	0,1045	0,5310	0,8166	0,2489

Tableau 6.12 significativité effet de la rigidité sur les temps de la force medial-lateral

p1 : Significativité statistique de la variable **T.Fymin1**

p2 : Significativité statistique de la variable **T.Fy max1.**

p3 : Significativité statistique de la variable **T.Fymin2.**

p4 : Significativité statistique de la variable **T.Fy max2**

p5 : Significativité statistique de la variable **T.Fymin3.**

Significativité statistique (Student) des temps de Fz

	P nus/sem1	P.nus/sem2	P.nus/sem3	Sem1/sem2	Sem1/sem3	Sem2/sem3
p1	0,44753613	0,16522709	0,41405423	0,27403349	0,39311997	0,54369604
p2	0,00543559	0,03550393	0,00593994	0,46969746	0,70810976	0,52030656
p3	0,05568662	0,0041901	0,0021658	0,18216767	0,77587565	0,07507983

Tableau 6.13 significativité effet de la rigidité sur les temps de la force vertical

p1 : Significativité statistique de la variable **T.Fz max1**

p2 : Significativité statistique de la variable **T.Fzmin.**

p3 : Significativité statistique de la variable **T.Fz max2.**

a) Les paramètres spatiotemporels

	Durée (s)	Stabilité	Vitesse (m/s)
Pieds nus	0,80	8,19	1,16
Semelle 1	0,82	7,52	1,12
Semelle 2	0,82	7,52	1,12
Semelle 3	0,83	7,76	1,07

Tableau 6.14 effet de la rigidité sur les paramètres spatio-temporels

c.1) Significativité statistique (student) des paramètres spatiotemporels

	P nus/sem1	P.nus/sem12	P.nus/sem13	Sem1/sem12	Sem1/sem13	Sem12/sem13
p1	0,0389	0,0132	0,0963	0,9246	0,4269	0,6959
p2	3,8100	0,5925	0,7415	0,9993	0,7721	0,8932
p3	0,0912	0,0930	0,0236	0,0300	0,8166	0,0804

Tableau 6.15 effet de la rigidité sur les paramètres spatio-temporels

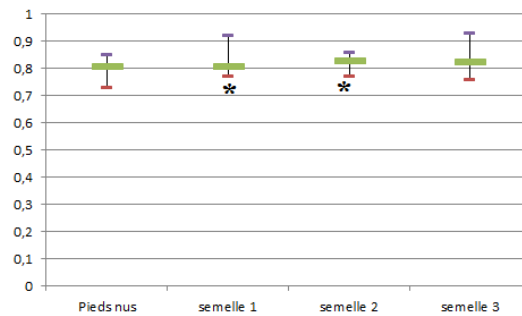


Figure.6.18 Courbe de durée (s)

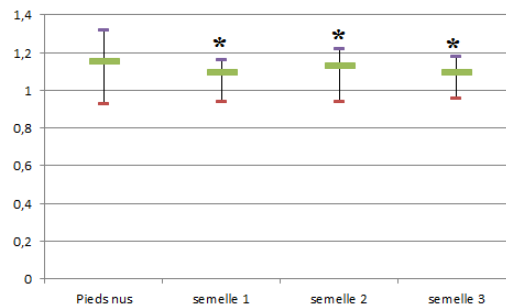


Figure.6.19 Courbe de vitesse (m/s)

p1 : Significativité statistique de la variable **Durée**

p2 : Significativité statistique de la variable **Stabilité**

p3 : Significativité statistique de la variable **Vitesse**

7.4.2 Résultats des essais dynamiques en fréquence imposée (FI) par différentes semelles.

a) Les forces d'appui en moyenne

	Fx		Fz			Fy				
	Fx min	Fx max	Fzmax1	Fzmin	Fz max2	Fymax1	Fy max2	Fymin1	Fymin2	Fymin3
Pieds nus	-109,92	128,84	792,51	641,37	813,36	-16,05	46,96	38,13	53,26	-2,03

Semelle 1	-98,23	130,38	794,21	650,40	850,63	-18,72	47,92	37,55	49,63	-1,42
Semelle 2	-101,88	132,77	797,29	642,89	837,62	-16,37	47,69	37,18	47,37	-0,88
Semelle 3	-90,58	123,49	786,68	653,01	846,12	-18,80	45,24	35,56	45,32	-4,67

Tableau 6.16 effet de la rigidité sur les temps des pics de force en FI

a.1) Significativité statistique de Fx

	P nus/sem1	P.nus/sem2	P.nus/sem3	Sem1/sem2	Sem1/sem3	Sem2/sem3
p1	0,4139	0,3532	0,2098	0,7776	0,2010	0,3468
p2	0,0634	0,1470	0,0057	0,6172	0,0700	0,2966

Tableau 6.17 significativité effet de la rigidité sur la force antero-Posterio en FI

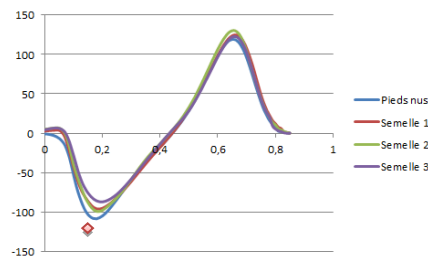


Figure.6.19 Courbe de la force antéro-postérieure(N) en moyenne en FI

p1 : Significativité statistique de la variable Fxmax

p2 : Significativité statistique de la variable Fx min.

a.2) Significativité statistique de Fy

	P nus/sem1	P.nus/sem2	P.nus/sem3	Sem1/sem2	Sem1/sem3	Sem2/sem3
p1	0,1422	0,4539	0,1350	0,3858	0,1272	0,9652
p2	0,4047	0,4046	0,3015	0,9454	0,5300	0,3260
p3	0,4330	0,3733	0,0962	0,9191	0,6284	0,4361
p4	0,1856	0,0163	0,0070	0,5402	0,5696	0,2672
p5	0,4130	0,2681	0,0459	0,7840	0,1344	0,2148

Tableau 6.18 significativité effet de la rigidité sur la force medial-laterale en FI

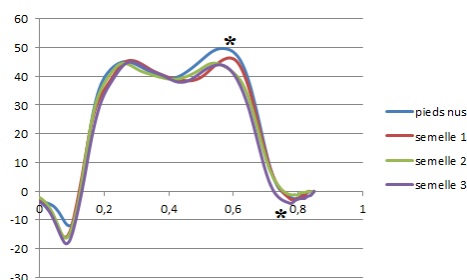


Figure.6.20 Courbe de la force latérale(N) en moyenne en FI

- p1 : Significativité statistique de la variable Fymin1
- p2 : Significativité statistique de la variable Fy max1.
- p3 : Significativité statistique de la variable Fymin2.
- p4 : Significativité statistique de la variable Fy max2
- p5 : Significativité statistique de la variable Fymin3.

a.3) Significativité statistique (Student) de Fz

	P nus/sem11	P.nus/sem12	P.nus/sem13	Sem11/sem12	Sem11/sem13	Sem12/sem13
p1	0,4416	0,3194	0,2969	0,6873	0,3773	0,5728
p2	0,1604	0,4442	0,0811	0,2978	0,3255	0,6939
p3	0,0245	0,0164	0,0001	0,3558	0,2731	0,7639

Tableau 6.19 significativité effet de la rigidité sur la force verticale en FI

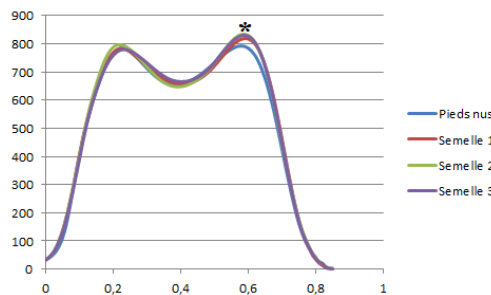


Figure.6.21 Courbe de la force latérale(N) en moyenne en FI

- p1 : Significativité statistique de la variable Fz max1
- p2 : Significativité statistique de la variable Fzmin.
- p3 : Significativité statistique de la variable Fz max2.

b) Les temps des forces d'appui en moyenne

	Temps Fx(s)		Temps Fz(s)			Temps Fy(s)				
	Fx min	Fx max	Fzmax1	Fzmin	Fz max2	Fymin1	Fy max1	Fymin2	Fymax2	Fymin3
Pieds nus	0,156	0,642	0,208	0,376	0,562	0,071	0,232	0,366	0,549	0,77
Semelle 1	0,163	0,637	0,21	0,373	0,567	0,057	0,244	0,386	0,536	0,761
Semelle 2	0,175	0,64	0,202	0,382	0,57	0,056	0,247	0,364	0,528	0,761
Semelle 3	0,188	0,639	0,215	0,389	0,567	0,064	0,251	0,384	0,528	0,755

Tableau 6.20 effet de la rigidité sur les temps des forces en FI

b.1) Significativité statistique des temps de Fx

	P nus/sem1	P.nus/sem2	P.nus/sem3	Sem1/sem2	Sem1/sem3	Sem2/sem3
p1	0,2106	0,0664	0,0116	0,3669	0,2576	0,0677
p2	0,2606	0,4161	0,3425	0,7025	0,9115	0,6783

Tableau 6.21 significativité effet de la rigidité sur temps de la force antero-posterior en FI

p1 : Significativité statistique de la variable **T.Fxmax**

p2 : Significativité statistique de la variable **T.Fx min.**

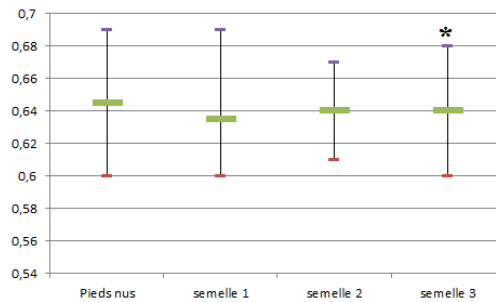


Figure .6.21 Courbe de T.Fxmax

Significativité statistique des temps de Fy

	P nus/sem1	P.nus/sem2	P.nus/sem3	Sem1/sem2	Sem1/sem3	Sem2/sem3
p1	0,0124	0,0033	0,0957	0,8114	0,1369	0,0886
p2	0,2339	0,1424	0,0246	0,8086	0,6572	0,5152
p3	0,1295	0,4578	0,1464	0,1177	0,1252	0,9074
p4	0,2260	0,1301	0,1201	0,6909	1,0000	0,6370
p5	0,3028	0,3265	0,1845	1,0000	0,6557	0,6557

Tableau 6.22 significativité effet de la rigidité sur temps de la force medial-laterale en FI

p1 : Significativité statistique de la variable **T.Fymin1**

p2 : Significativité statistique de la variable **T.Fy max1.**

p3 : Significativité statistique de la variable **T.Fymin2.**

p4 : Significativité statistique de la variable **T.Fy max2**

p5 : Significativité statistique de la variable **T.Fymin3.**

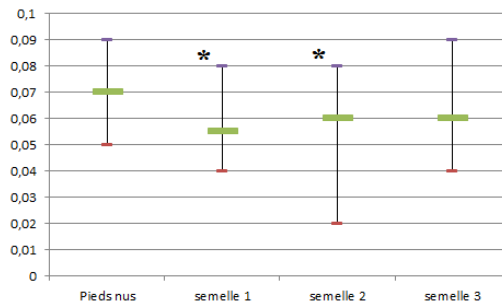


Figure.6.22 Courbe de T.Fymin1

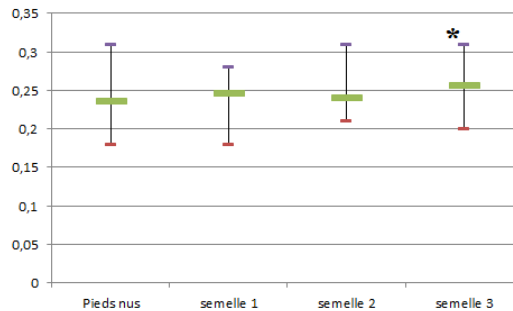


Figure.6.23 Courbe de T.Fymax1

b.3) Significativité statistique (Student) des temps de Fz

	P nus/sem1	P.nus/sem12	P.nus/sem13	Sem1/sem12	Sem1/sem13	Sem12/sem13
p1	0,3925	0,2172	0,1817	0,4226	0,1520	0,1382
p2	0,4513	0,3383	0,1007	0,6655	0,5936	0,4981
p3	0,2683	0,2192	0,2321	0,7577	0,7220	1,0000

Tableau 6.23 significativité effet de la rigidité sur temps de la force verticale en FI

p1 : Significativité statistique de la variable **T.Fz max1**

p2 : Significativité statistique de la variable **T.Fzmin.**

p3 : Significativité statistique de la variable **T.Fz max2.**

c) Les paramètres spatiotemporels

	Durée (s)	Stabilité	Vitesse (m/s)
Pieds nus	0,80	9,01	1,13
Semelle 1	0,81	7,91	1,11
Semelle 2	0,80	9,90	1,13
Semelle 3	0,81	6,99	1,12

Tableau 6.24 effet de la rigidité sur les paramètres spatio-temporels en FI

6.5 Discussion

Même si une attention particulière a été accordée à la reproductibilité des conditions expérimentales initiales, il n'a pas été possible d'enregistrer une influence significative de la rigidité du matériau sur l'inclinaison antérieure-postérieure du centre de pression. Une variabilité relativement élevée a été observée dans nos mesures - près de 6 mm - alors que l'ampleur de ce déplacement devrait probablement être de l'ordre de 1 mm. Ceci est suggéré dans [38] où il est rapporté qu'une hauteur minimale de talon de 2,5 cm est nécessaire pour affecter le centre de pression et double le risque de chute chez les personnes âgées et un centre de déplacement de pression est d'environ 1,82 mm pour 3,9 cm talons hauts.

La pression de pointe dans la zone métatarsienne pour chaque intercalaire a été trouvée environ 30% plus élevée par rapport à l'état des pieds nus (82,5 kPa). Ce résultat était attendu et souligne comment les pressions maximales peuvent être considérablement redistribuées le long de la zone de support du pied, même si le déplacement du centre de pression reste perceptible. Le coin moyen a conduit à la plus grande pression de la zone calcanéum (210 kPa). Ce niveau élevé de pressions sous le talon a été attribué à un confort accru rencontré par le bénéficiaire, car il met plus de poids sur ses talons (voir la figure 6.11). Dans la zone métatarsienne, la pression maximale a été pratiquement inchangée pour chaque type de support plantaire (près de 104 kPa), (voir la figure 6.12).

Selon nos résultats, la semelle intermédiaire moyenne (S3) diminue non seulement les forces maximales de propulsion antérieure-postérieure (Figure 4, panneau A), mais diminue également la vitesse de marche (voir tableau 3). Les auteurs supposent que cela pourrait être supérieur à la rigidité des ascenseurs tend à ralentir le bénéficiaire en marchant; Fournissant un support statique qui constitue le meilleur compromis entre la contrainte et le confort.

Les résultats de la force médiane-latérale ont révélé que le premier pic maximal (max1) et le deuxième pic minimum (min2) (Figure 4, panneau C) correspondant respectivement à la phase d'inversion du pied et au temps de pied plat ont diminué par rapport à ceux obtenus avec les pieds nus pendant l'imposition Conditions de fréquence de marche. Au contraire, dans les conditions de fréquence de marche

préférées, max1 et min2 sont restées presque inchangées (figure 4, panneau D) par rapport aux résultats pieds nus.

La 2ème force maximale de crête (Figure 4, panneau C) a diminué pendant les fréquences préférées et imposées (max2) (Figure 4, tableau C et D) par rapport aux résultats pieds nus, correspondant à la phase d'éversion (pronation), bien que nous Pourrait noter que la valeur de l'Eversion plus grande était observée dans les conditions S3 (Figure 4, panneau D).

Aucune différence significative n'a été trouvée dans les forces des pics verticaux d'impact lors de l'utilisation de l'un des trois cales testées (Figure 2, panneaux E et F), comme l'a suggéré de manière similaire dans [33, 39] où la dureté de la semelle intercalaire de la chaussure n'a pas affecté les forces de pics d'impact vertical pendant fonctionnement.

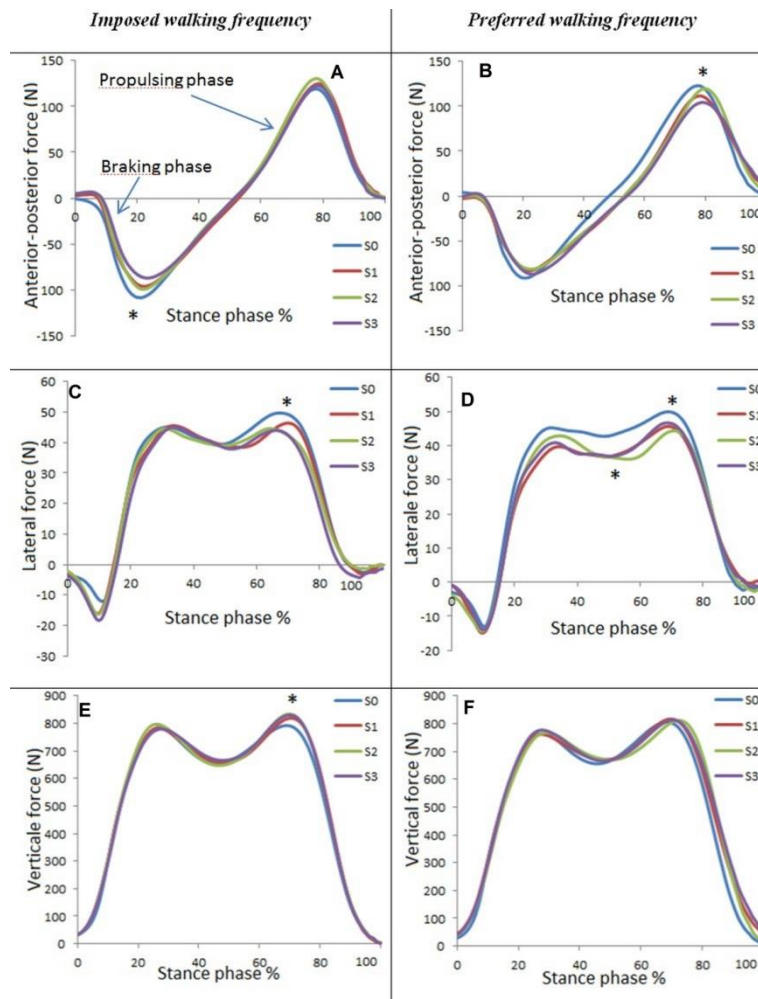


Figure 6.24 effet de la rigidité des semelles sur l'ensemble des forces

6.6 Conclusion

L'influence de l'effet de rigidité du talon sur les caractéristiques posturales et sur la marche a été étudiée sur 10 sujets sains. Le calage moyen rigide a montré une pression accrue dans la région calcanéenne, bien que la pression ne soit quasiment pas affectée dans la région métatarsienne quel que soit le support plantaire (près de 104 Kpa). La force de pointe d'une éversion supérieure a également été enregistrée avec l'élévation du talon rigide moyen et à la fréquence de réveil préférée. Aucune différence significative n'a été trouvée dans les forces de pointe verticales tout en portant l'une des trois cales testées.

En raison de la grande variabilité résultant de nos mesures concernant le déplacement et la stabilité du centre de pression, il n'a pas été possible de trouver une influence significative sur la rigidité du matériau, bien que les volontaires aient signalé un meilleur confort et une meilleure stabilité avec la rigidité moyenne.

CONCLUSION GENERALE

L'objectif scientifique des travaux exposés dans ce document était tout d'abord de cerner les problématiques biomécaniques, cliniques et technologiques qui s'imposent à l'heure actuelle, et pour atteindre ce résultat, nous avons, en premier lieu, extrait de la littérature les caractéristiques biomécaniques et locomotrices du membre inférieur. Cette recherche constitue donc une base de références dans notre étude. Nous avons exploré en deuxième lieu la panoplie d'outils de mesure et d'analyse de la marche humaine existants et nous les avons classifiés selon leurs domaines de maîtrise et d'application.

Pendant ce travail de recherche et compte tenu de la spécificité et de la particularité des besoins cliniques des services hospitaliers Algériens, nous avons songé à développer notre propre outil d'analyse et d'extraction de paramètres biomécaniques de la marche. Afin de concrétiser cet objectif nous nous sommes fixés des obligations durant sa réalisation et les plus essentielles étaient de concevoir en partenariat avec l'Ecole Militaire Polytechnique (EMP) un prototype qui répond au départ aux simples besoins de médecins de physique et de réadaptation (MPR) de l'hôpital militaire universitaire spécialisé de Staouali (HMUS) en terme d'évaluation des malades spastiques ou hémiplegiques, mais par la suite nous avons apporté des modifications sur cet outil afin de l'adapter sur les malades amputés en simplifiant la structure mécanique qui est devenue souple, légère, interchangeable de gauche à droite, et ceci en introduisant dans la structure de nouveaux matériaux tel que la fibre de Carbone et la fibre de verre.

Pendant les premiers essais nous avons constaté quelques contraintes pratiques de manipulation de l'instrument notamment en travaillant avec les malades lourds, cependant une version technologique sans fil (technologie XBee) s'est imposée d'elle-même, chose qui a été réalisée dans le cadre d'un projet de fin d'étude à l'EMP et en utilisant la technologie.

A partir de là, l'outil devient plus pratique, plus efficace et de plus en plus s'impose comme étant un instrument de référence car il apporte un moyen objectif d'analyse et d'évaluation, notamment dans l'injection de la toxine botulique, néanmoins la

question de la précision des résultats nous préoccupait en continue et donc une éventuelle validation par un outil de pointe s'avère indispensable.

Nous avons illustré dans le chapitre 5 la méthodologie de validation de notre outil en France au sein du Laboratoire de Biomécanique Appliqué (LBA), et nous avons présenté ses limites par rapport à l'instrument d'analyse de mouvement CODAMOTION dont dispose le laboratoire d'accueil.

Afin de mettre en application notre outil dans le domaine de la biomécanique, nous avons étudié l'effet de la rigidité des talonnettes d'une chaussure sur la posture et les paramètres de la marche, cette recherche a fait objet d'une publication dans la revue science & sports et d'une conférence au congrès de la société européenne de biomécaniques (ESB-2016). Les résultats obtenus sont donc très satisfaisants et l'outil est désormais validé.

En perspective, et afin que notre outil soit en mesure d'être couplé directement à la plateforme de force et dans le but de remonter de la cinématique vers la cinétique en passant par la dynamique inverse, nous avons constaté la difficulté de relever l'accélération des articulations permettant le calcul des forces, nous proposant alors d'intégrer sur l'outil et au niveau des articulations des accéléromètres.

L'outil tel qu'est, est limité dans les dimensions de mesures car ne permet que l'analyse sagittale et donc ne peut remonter en dynamique que sur les moments de flexion, et afin de palier à cette contrainte, nous proposons une version de structure mécanique comportant en plus des accéléromètres, des goniomètres capables de mesurer les rotations frontales et transversales, mais dépourvue de gènes lors des essais de la marche.

Bibliographie

- 1 Robert, P., Rey, A. et Rey-Debove, J. Le nouveau petit robert :Dictionnaire alphabétique et analogique de la langue française. Dictionnaires. Le Robert, Paris, France., 40e édition, 2008.
- 2 *Fusco, Nicolas. Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique* l'Université Rennes 2 2008.
- 3 Constance Grumillier Implication du membre inférieur sain dans les mécanismes d'adaptation de l'amputé trans-tibial à sa prothèse au cours de la marche Université Nancy I – Henri Poincare 2008
- 4 Perry, J. Gait analysis : normal and pathological function. McGraw- Hill, New York, USA, 1992.
- 5 Inman, V. T. Human locomotion. Can Med Assoc J, vol. 94, no. 20, pages 1047–1054, 1966.
- 6 Cavagna, G. A. et Margaria, R. Mechanics of walking. Journal of Applied Physiology, vol. 21, no. 1, pages 271–278, 1966.
- 7 Sutherland, D. H. The evolution of clinical gait analysis part kinesiological EMG. Gait & Posture, vol. 14, no. 1, pages 61–70, 2001.
- 8 Neptune, R. R., Zajac, F. E. et Kautz, S. A. Muscle mechanical work requirements during normal walking: the energetic cost of raising the body's center-of-mass is significant. Journal of Biomechanics, vol. 37, no. 6, pages 817–825, 2004.
- 9 Viel, E. et Esnault, M. Rôle du pied pendant la phase d'appui au sol La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. E. Viel. Paris, Masson, 2000.
- 10 Condouret, J., Iehl, M., Roques, C., Dupui, P., Montoya, F., Pages, B., Bessou, P. et Pujol, M. Analyse spatiotemporelle de la marche par la technique de Bessou : résultats chez l'hémiplégique. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, vol. 30, no. 3, pages 267–278, 1986.
- 11 Whittle, M. Gait analysis : an introduction. Butterworth-Heinemann, Oxford, UK, 1991.
- 12 Marey, E.-J. La méthode graphique dans les sciences expérimentales et Particulièrement en physiologie et en médecine. Masson, Paris, France, 1878.

- 13 Öberg, T., Karsznia, A. et Öberg, K. *Basic gait parameters : reference data for normal subjects, 10-79 years of age*. Journal of Rehabilitation.1992
- 14 Whittle, M. *Gait analysis : an introduction*. Butterworth-Heinemann, Oxford, UK, 1991.
- 15 Winter, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. A Wiley-Interscience publication, Waterloo, Ontario, Canada., 2e ed. John Wiley & Sons Inc. édition, 1990.
- 16 Brenière Y., Do M.C. Control of gait initiation , Journal of Motor Behaviour, Vol. 23, n° 4, p. 235-240. (1991)
- 17 Payne M.W., Petrella R.J. Visco-supplementation effect on proprioception in the osteoarthritic knee, Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol. 81, n° 5, p. 598-603. (2000)
- 18 <http://www.cours-medecine.info/anatomie/arthrologie-membre-inferieur.html>.
- 19 Drillis R, Contini R. Body Segment Parameters. New York, New York: Office of Vocational Rehabilitation; Report No.: No. 1166-03. 1966.
- 20 Valentini R, Martinelli B, Mezzarobba S, De Michiel A, Toffano M. Optokinetic analysis of gait cycle during walking with 1 cm- and 2 cm-high heel lifts. Foot (Edinb). Mar;19(1):44-9. 2009
- 21 Sungkarat S, Fisher BE, Kovindha A. Efficacy of an insole shoe wedge and augmented pressure sensor for gait training in individuals with stroke: a randomized controlled trial. Clin Rehabil. Apr;25(4):360-9. 2011
- 22 Silva AM, de Siqueira GR, da Silva GA. Implications of high-heeled shoes on body posture of adolescents. Rev Paul Pediatr.;31(2):265-71. Jun 2013
- 23 Kim MH, Yi CH, Yoo WG, Choi BR. EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women. Hum Mov Sci. Jun;30(3):596-605. 2011
- 24 Mika A, Oleksy Ł, Mika P, Marchewka A, Clark BC. The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. Gait Posture.;35(4):677-80. Apr 2012
- 25 Cronin NJ, Barrett RS, Carty CP. Long-term use of high-heeled shoes alters the neuromechanics of human walking. J Appl Physiol. Mar;112(6):1054-8. Oct;19(5):957-64. 2012

- 26 Barkema DD, Derrick TR, Martin PE. Heel height affects lower extremity frontal plane joint moments during walking. *Gait Posture*. Mar;35(3):483-8. 2012
- 27 Ho KY, Blanchette MG, Powers CM. The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking. *Gait Posture*. Jun;36(2):271-5. 2012
- 28 Hsue BJ, Su FC. Kinematics and kinetics of the lower extremities of young and elder women during stairs ascent while wearing low and high-heeled shoes. *J Electromyogr Kinesiol*. Dec;19(6):1071-8. 2009
- 29 Lee S, Li JX. Effects of high-heeled shoes and asymmetrical load carrying on lower-extremity kinematics during walking in young women. *J Am Podiatr Med Assoc*. Jan-Feb;104(1):58-65. 2014
- 30 Menant JC, Steele JR, Menz HB, Munro BJ, Lord SR. Effects of footwear features on balance and stepping in older people. *Gerontology*.;54(1):18-23. 2008
- 31 Opila-Correia KA. Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. *Arch Phys Med Rehabil*.;71(11):905-9. Oct 1990
- 32 Hong WH, Lee YH, Lin YH, Tang SF, Chen HC. Effect of shoe heel height and total-contact insert on muscle loading and foot stability while walking. *Foot Ankle Int*.;34(2):273-81. Feb 2013
- 33 Christovão TC, Neto HP, Grecco LA, Ferreira LA, Franco de Moura RC, Eliege de Souza M, et al. Effect of different insoles on postural balance: a systematic review. *J Phys Ther Sci*.;25(10):1353-6. Oct 2013
- 34 Weijie Fu, Ying Fang, David Ming Shuo Liu et al. Surface effects on in-shoe plantar pressure and tibial impact during running *j.jshs*..09.001:384–390. 2015
- 35 Hardin EC, van den Bogert AJ, Hamill J, Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Med Sci Sports Exerc*.;36(5):838-44. May 2004
- 36 Elizabeth M. Russell, Allison H. et al, Impact characteristics in shod and barefoot running, *footwear science* 13 02, 101080 3:1,33-40.2011
- 37 Winter, D. A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science* 3) 51-76. 1984

- 38 Hui-lien Chien, Tung-Wu Lu, Ming-Wei Liu Control of the motion of the body's center of mass in relation to the center of pressure during high heeled gait, *Gait and posture* 38, 391-396. 2013
- 39 Baltich J, Maurer C, Nigg BM. Increased vertical impact forces and altered running mechanics with softer midsole shoes. *PLoS One.*;10(4):e0125196. 2015

Liste des figures

Figure 1.1 – Chronophotographie De La Marche D’après Marey [5].	14
Figure 1.2 – Les Trois Plans De Référence Et Six Directions Fondamentales Du Corps Humain Par Rapport A La Position Anatomique [11].	15
Figure 1.3 – Mouvements Autour Des Articulations De La Hanche, Du Genou Et De La Cheville Dans Les Plans Sagittal (A) Frontal Et Transverse (B).	16
Figure 1.4 – Représentation Du Cycle De Marche D’après Viel [6].	18
Figure 1.5 – Représentation Du Cycle De Marche D’après Whittle [11].	18
Figure 1.6 Trajectoire Sinusoïdale Du CM Au Cours Du Cycle De Marche.	19
Figure 1.7 – Système De Trois Pivots [1].	20
Figure 2.1 Représentation Schématique D’une Enarthrose	25
Figure 2.2 Représentation Schématique D’une Trochléenne	26
Figure 2.3 Les Chaines Articulaires.	27
Figure 2.4 Coupe Frontale	28
Figure 2.5, 2.6 Et 2.7 Les Limites De La Cheville Sur Le Plan Sagittal	30
Figure 2.8 Coupe Schématique Frontale Du Genou	32
Figure 2.9 Le Genou, Les Ménisques En Insertion Sur Le Plateau Tibial	33
Figure 2.10 Représentation Schématique Des Moyens D’union De L’articulation Du Genou	34
Figure 2.11, 2.12 Et 2.13 Amplitude Des Mouvements De Flexion Du Genou	35
Figure 2.14, Roulement Puis Le Glissement Du Fémur	36
Figure 2.19, 2.20, Déplacement Des Ménisques Et Déplacement De La Rotule	38
Figure 2.17 Et 2.18.	38
Figures 2.23 Et 2.24 Le Genou Déplacements De La Rotule Par Rapport Au Tibia	39
Figure 2.27 La Hanche Coupe Schématique Quasi Frontale De L’articulation	41
Figure 2.28, 2.29 Et 2.30 La Hanche Amplitudes Des Mouvements De Flexion Selon La Flexion Du Genou	43
Figure 2.31 Repères Anthropologiques Selon Drillis Et Contini [15]	44
Figure 3.1 Composantes X Et Z De La FRS En Première Moitié D’appui(3)	48
Figure 3.2: Représentation Spatiale Des Efforts Et Des Moments Des Membres Inférieurs Selon Le Modèle De Winter.	49
Figure. 3.3: Diagramme D’un Corps Libre.	50
Figure. 3.4: Localisation Du CG Du Segment Corporel De La Cuisse.	51

Figure3.5 Longueurs Anthropométriques (15).....	Error! Bookmark not defined.
Figure.3.6 Emplacement Des Marqueurs Durant Un Essai De Marche.	54
Figure3.7 Emplacement Des Marqueurs De Position Et Longueur Du Genou Durant Un Essai De Marche.	56
Figure.3.8 Emplacement Des Marqueurs De Position Et Longueur De La Hanche Durant Un Essai De Marche.....	58
Figure3.10 Courbes Détaillées De Cinématique Et De Cinétique Du Genou Dans Le Plan Sagittal[3]:	61
Figure 4.1 — Représentation D'une Analyse De Marche [10].....	64
Figure 4.2 — Principaux Paramètres Spatiaux Du Cycle De Marche.[10].....	65
Chronométrage Du Sujet.....	65
Figure 4.3 Schéma Du Locomètre Paul Bessou [10]	66
Figure 4.4 Exemple Du Système Gait-Rite BIOMETRICS France	67
Figure 4.5 Contacteurs Plantaires Fixés Sous Le Talon Et Hallux.....	67
Figure 4.6 Schéma De Principe De Fonctionnement D'un Goniomètre[14]	69
Figure 4.7 Système CODAMOTION Optoélectronique :A) Marqueurs Actifs, B) Marqueurs Passifs [14].....	70
Figure 4.11 Représentation Schématique D'une Piste De Marche Comprenant Une Plate-Forme De Force [14].....	72
Figure 5.1 Modèle CAO De La Structure Mécanique (Hanche, Cuisse, Pied).	74
Figure 5.2 Renfort Utilisé Pour L'élaboration Du Matériau Composite	75
Figure 5.3 Montage Des Trois Parties Sur Les Membres Inferieurs.....	75
Figure 5.4 Potentiomètre De Mesure	76
Figure 5.5 Les Graphes D'étalonnage Des Capteurs.....	76
Figure 5.6 Carte D'acquisition Comportant La Technologie Xbee.....	78
Figure 5.7 Interface De Données Malade.....	79
Figure 5.9 Kinegramme De La Marche Humaine	80
Figure5.1 Validation Digital Eye Jokey Par Codamotion	81
Figure.6.1Le Système D'analyse De Mouvement 3D 'CODAMOTION'.....	90
Figure.6.2 Plateforme De Force	90
Figure6.3 Baropodomètre Novel	91
Figure6.4 Métronome Digital (I. Phone)	91
Figure.6.5 Talonnettes Avec Trois (03) Matériaux Différents	92
Figure.6.6 Etalon De Posture Pour La PFF A 15°	93

Figure.6.7 Empreinte Relevée Durant L'essai Statique.....	94
Figure.6.8 Fixation De La Talonnette Par Le Sparadrap.....	95
Figure.6.9 Collage Des Marqueurs Actifs.....	95
Figure6.11 Distribution De Pression Au Niveau De Calcanéum.....	97
Figure6.12 Distribution De Pression Au Niveau De Métatarse.....	97
Figure.6.13 Courbe De La Force Verticale.....	98
Figure.6.14 Courbe De La Force Antéro-Postérieure.....	99
Figure.6.15 Courbe De La Force Antéro-Postérieur(N) En Moyenne.....	103
Figure.6. 16 Courbe De La Force Latérale(N) En Moyenne.....	103
Figure.6.17 Courbe De La Force Latérale(N) En Moyenne.....	104
Figure.6.18 Courbe De Durée (S).....	106
Figure.6.19 Courbe De Vitesse (M/S).....	106
Figure.6.19 Courbe De La Force Antéro-Postérieur(N) En Moyenne.....	107
Figure.6.20 Courbe De La Force Latérale(N) En Moyenne.....	108
Figure.6.21 Courbe De La Force Latérale(N) En Moyenne.....	108
Figure .6.21 Courbe De T.Fxmax.....	109
Figure.6.22 Courbe De T.Fymin1.....	110
Figure.6.23 Courbe De T.Fymax1.....	110
Figure 6.24 Effet De La Rigidité Des Semelles Sur L'ensemble Des Forces.....	112

Liste des tableaux

Tableau3.1: Définition des paramètres inertiels (15).....	52
Tableau 5.1 paramètres de calibrage des potentiomètres	77
Tableau 5.2 Résultats validation capteur Hanche	82
Tableau 5.3 Résultats validation capteur Hanche	83
Tableau 5.4 Résultats validation capteur Hanche	83
Tableau5.5 Comparaison du temps de cycle de marche	84
Tableau5.6 Comparaison du temps de durée d'appui.....	84
Tableau5.7 Comparaison du temps de durée d'appui.....	84
Tableau5.8 Comparaison du temps du1er double appui.....	84
Tableau5.8 Comparaison du temps du 2éme double appui	85
Tableau.6.1 caractéristiques techniques des semelles	92
Tableau6.2 Instants critique et temps respectifs	99
Tableau6.3 effet de la rigidité sur le centre de gravité.....	100
Tableau 6.4 effet de la rigidité sur les pressions plantaires.....	101
Tableau 6.5 significativité sur l'effet de la rigidité sur les pressions plantaires ...	101
Tableau 6.6 effet de la rigidité sur les pics de force	102
Tableau 6.7 significativité effet de la rigidité sur la force antero-posterior	102
Tableau 6.8 significativité effet de la rigidité sur la force medial-lateral.....	103
Tableau 6.9 significativité effet de la rigidité sur la force verticale	104
Tableau 6.10 effet de la rigidité sur les temps des pics de force	104
Tableau 6.11 significativité temps de la force antero-posterior.....	105
Tableau 6.12 significativité effet temps de la force medial-lateral	105
Tableau 6.13 significativité effet de la rigidité sur les temps de la force vertical.	105
Tableau 6.14 effet de la rigidité sur les paramètres spatio-temporels	106
Tableau 6.15 effet de la rigidité sur les paramètres spatio-temporels	106

Tableau 6.16 effet de la rigidité sur les temps des pics de force en FI.....	107
Tableau 6.17 significativité effet de la rigidité sur la force antero-Posterio en FI	107
Tableau 6.18 significativité effet de la rigidité sur la force medial-laterale en FI.	107
Tableau 6.19 significativité effet de la rigidité sur la force verticale en FI.....	108
Tableau 6.20 effet de la rigidité sur les temps des forces en FI	108
Tableau 6.21 significativité effet rigidité sur temps antero-posterior en FI.....	109
Tableau 6.22 significativité effet de rigidité sur temps force medial-laterale en FI	109
Tableau 6.23 significativité effet de la rigidité sur temps de la force verticale en FI	110
Tableau 6.24 effet de la rigidité sur les parametres spatio-temporels en FI	110

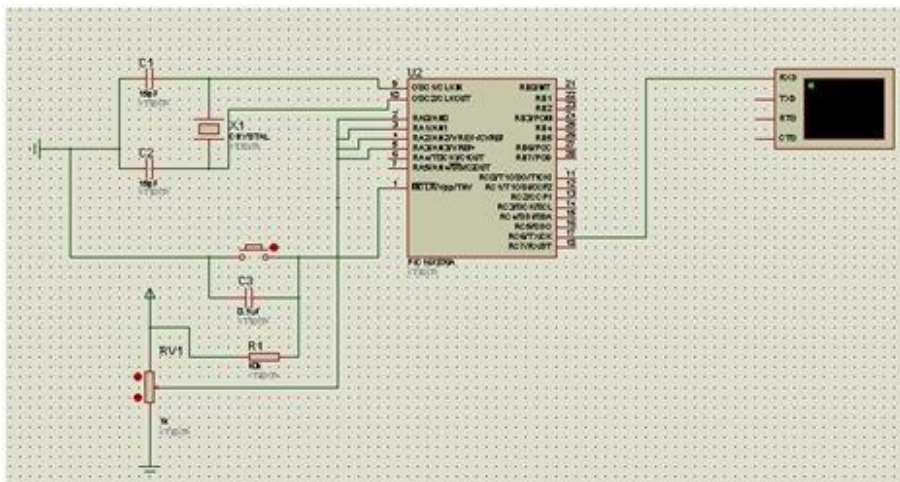
Annexe 1

```

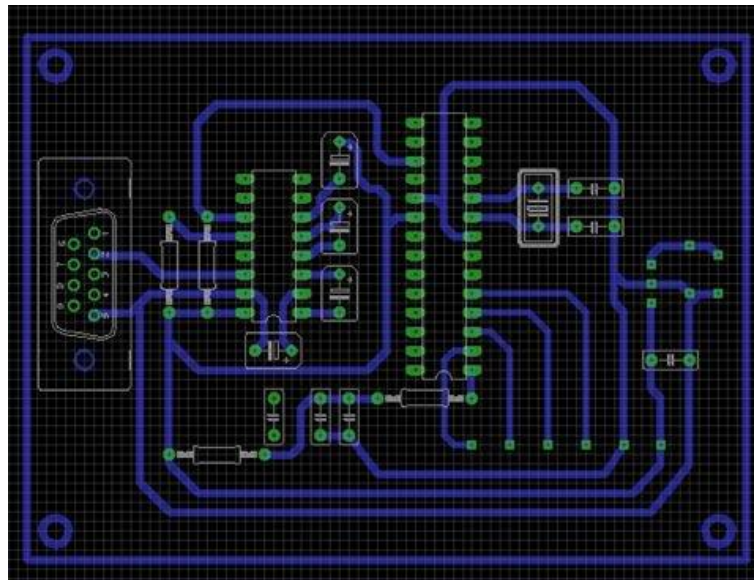
· unsigned char angle[5];
·
· void main()
· {
·
·     UART1_Init(9600);
·
·     for (;;)
10 {
·         IntToStr(10000 + adc_read(0),angle);
·         UART1_Write_text(angle);
·
·         IntToStr(20000 + adc_read(1),angle);
·         UART1_Write_text(angle);
·
·         IntToStr(30000 + adc_read(2),angle);
17         UART1_Write_text(angle);
·
·         LongToStr(40000 +adc_read(3),angle);
20         UART1_Write_text(angle);
·
·
·         Delay_ms(1);
·     }
· }

```

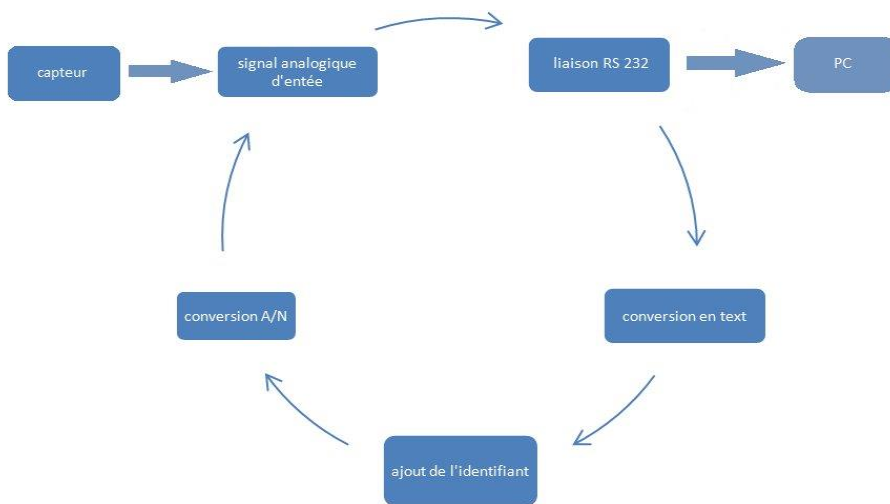
Programme sous MicroC



Simulation sous ISIS



Circuit de la carte d'acquisition



Principe de fonctionnement de la carte

Annexe 2
(Protocole D'essai Codamotion Vs Dej)

Référence de la demande d'essai	
Référence de l'essai	
Date souhaitée et durée	
Demandeur et intervenant(s)	Demandeur : SH Intervenant : SH, MB
Projet(s) concerné(s)	
Responsable(s) scientifique	
Objectifs de l'essai	Ce test a pour objectif la validation par le système Codamotion d'un outil goniométrique d'analyse quantifié de la marche.

Evolution du document

Date de révision	Version	Auteur	Commentaires
20/02/2014	1	SH	

1 Objectifs

Ce test a pour objectif la comparaison des résultats cinématiques d'un outils goniométrique d'analyse quantifié de la marche appelé 'Digit Eye Jockey' avec les résultats de même type par le Codamotion.

Plus précisément, cet essai vise à comparer les paramètres suivants :

- Courbes angulaires de la hanche sur le plan sagittal sur plusieurs cycles de marche.
- Courbes angulaires du genou sur le plan sagittal sur plusieurs cycles de marche.
- Courbes angulaires de la cheville sur le plan sagittal sur plusieurs cycles de marche.
- Courbes angulaires de la cheville sur le plan transversal sur plusieurs cycles de marche.
- Durée du cycle de marche moyenne.
- Durée de la phase d'appui.
- Durée de la phase de balancement.
- Durée du premier double appui.
- Durée de la phase de simple support.
- Durée du deuxième double support.

2 Méthode

L'essai fera appel à 01volontaire au centre d'essais volontaires, LBA (Faculté nord):

- Préparation de la salle.
- Préparation du système Codamotion (Chargement des marqueurs).
- Préparation du système Digit eye jockey.

2.1 Matériel et configuration

- Système Codamotion(mesure de la posture et de la cinématique).
- Système Digit-eye-jockey.
- Camescope(s), appareil(s) photo(s).

2.2 Sujet(s) d'Anatomie / Mannequin(s)/Volontaires

Personne échantillon (volontaire) : 1, recrutés en priorité parmi le personnel AMU/Ifsttar.

Critères d'inclusion :

- homme
- age 18-45 ans
- IMC : 18.5-30
- Ne présente pas de pathologie de la marche

3 Planning prévisionnel détaillé

3.1 Préparation de l'essai

- Installation système codamotion (salle d'accueil de sujet volontaire)
- Réalisation de l'étalonnage (alignement).
- Recrutement du volontaire.
- Essai a vide du système Digit-eye-jockey

3.2 Jour de l'essai

3.2.1 Essai en laboratoire

3.2.1.1 Accueil

Pour chaque volontaire :

- Expliquer au volontaire l'objectif de l'essai et l'ensemble des essais à effectuer, le sensibiliser sur le temps que prendra chaque examen (durée totale de la séance : 45mn),
- Le volontaire passe au vestiaire et ne garde que ses sous-vêtements (il est pieds nus).

3.2.1.2 Examen du volontaire simplifié

- Soumettre le volontaire à un examen simplifié pour détecter une probable pathologie de la marche.
- Filmer quelques cycles de marche, en utilisant un caméscope numérique, sur le plan frontal et sur le plan sagittal.

3.2.1.3 Examen technique

Chaque étape de l'examen est filmée et photographiée. Au cours de l'examen, veiller à ce que le câblage ne gêne par le volontaire.

Phase1 : pré-examen

-Mise en route des équipements de mesure (, codamotion, Digit-eye-jockey).

-Mise en place des marqueurs actifs Codamotion (mire) :

- 2 sur la cheville (1 sur la malléole latérale Tibia, 1 sur l'articulation metatarso-phalangienne 1)
- 2 sur le genou (1 l'épicondyle latéral du fémur, 1 sur la face latérale du Tibia)
- 2 sur la hanche (grand trochanter)
- 1sur l'épaule (trichanter)

-Equiper le volontaire du système digit eye jockey.

- Demander au volontaire de marcher avec ce système pour corriger d'éventuelles gênes ou malaises.

-Tracer une ligne de déplacement du volontaire imposée par le champ de vision du système Codamotion

Phase 2 : Déroulement de l'examen

- Demander au volontaire de marcher suivant la ligne préétablie, le plus à l'aise possible.

- Enregistrer les mesures avec le codamotion.

- Enregistrer les mesures avec le système Digit-eye-jockey.

- Répéter l'opération cinq (03) fois

3.3 Suite à l'essai

Exporter les séquences de mobilité sous la forme d'un graphe séparé pour chacun des essais.

Exporter également l'ensemble des points de mesure.

4 Références bibliographiques

Facultatif, si des références bibliographiquesont été évoquées dans les objectifs (cf. §1)...



1.1.1.1.1 Site de Marseille

Faculté de Médecine Secteur Nord
Boulevard Pierre Dramard
13916 MARSEILLE Cedex 20

Laboratoire de Biomécanique Appliquée

Tél. : 33 (0) 4 91 65 80 00

Fax : 33 (0) 4 91 65 80 19

Formulaire de consentement libre et éclairé

Je certifie par la présente avoir donné mon accord pour participer à la présente campagne de mesures. J'accepte volontairement de participer à ce protocole et je comprends que ma participation n'est pas obligatoire, et que je peux à tout moment la stopper sans avoir à me justifier ni encourir de responsabilité. Mon consentement ne décharge pas les organisateurs du protocole de leurs propres responsabilités et je conserve tous mes droits tels qu'ils sont garantis par la loi.

Au cours de ce protocole, j'accepte que soient recueillies des données anthropométriques, des données cinématiques ainsi que des images (vidéos et photographies). Je comprends que ces informations recueillies sont strictement confidentielles et à usage exclusif des investigateurs concernés.

J'ai été informé que mon identité et mon image seront protégées conformément aux recommandations de la CNIL et n'apparaîtront dans aucun rapport ou publication sans mon autorisation écrite. J'ai également été informé que les données me concernant pourront être conservées dans une base de données et faire l'objet d'un traitement informatisé non nominatif par le Laboratoire de Biomécanique Appliquée, et être éventuellement exploitées ultérieurement à des fins exclusives de recherche scientifique.

Date :

Nom et signature du Volontaire:

Nom et signature du responsable de l'expérimentation:

Annexe 3 (sous Matlab)
Calcul du centre de gravité

```

clear all;
fclose('all');
fichiers=dir('*');

cd ('Y:\Samir\data');

A=[0 0];
B=[0 24];
C=[40 24];
D=[40 0];
home=pwd;

for i=3:size(fichiers,1)

cd (fichiers(i).name);
%%%%%%%%%%%%%%pour semelle 0 à 4
disp(['centre gravite de ' fichiers(i).name ' semelles 1 à 4 :']);

for semelle=1:4
    semelle=semelle-1;
    nomdir=['S' num2str(semelle) '1'];
    cd (nomdir);
    nomfic=['aqm_' fichiers(i).name '_s' num2str(semelle) '1.001'];
    ficin=fopen(nomfic,'rt');
    for j=1:50000
        fgetl(ficin);
    end
    FZ1=abs(fscanf(ficin,'%f',1));
    for j=1:20
        FZ1=[FZ1 abs(fscanf(ficin,'%f',1))];
    end
    FZ1=mean(FZ1);
    fclose(ficin);

    nomfic=['aqm_' fichiers(i).name '_s' num2str(semelle) '1.002'];
    ficin=fopen(nomfic,'rt');
    for j=1:50000
        fgetl(ficin);
    end
    FZ2=abs(fscanf(ficin,'%f',1));
    for j=1:20
        FZ2=[FZ2 abs(fscanf(ficin,'%f',1))];
    end
    FZ2=mean(FZ2);
    fclose(ficin);

    nomfic=['aqm_' fichiers(i).name '_s' num2str(semelle) '1.003'];
    ficin=fopen(nomfic,'rt');
    for j=1:50000
        fgetl(ficin);
    end
    FZ3=abs(fscanf(ficin,'%f',1));
    for j=1:20
        FZ3=[FZ3 abs(fscanf(ficin,'%f',1))];
    end
    FZ3=mean(FZ3);
    fclose(ficin);

    nomfic=['aqm_' fichiers(i).name '_s' num2str(semelle) '1.004'];
    ficin=fopen(nomfic,'rt');
    for j=1:50000

```

```

    fgetl(ficin);
end
FZ4=abs(fscanf(ficin,'%f',1));
for j=1:20
    FZ4=[FZ4 abs(fscanf(ficin,'%f',1))];
end
FZ4=mean(FZ4);
fclose(ficin);

%calcul CGX et CGY

H1=(FZ2/(FZ1+FZ2))*(B-A);
H2=(FZ3/(FZ3+FZ4))*(C-D)+D;
pi=FZ1+FZ2;
pj=FZ3+FZ4;
G=(pj/(pi+pj))*(-H1)+(pj/(pi+pj))*H2+H1;
disp([num2str(G(1)) ' ' num2str(G(2)) ' ' num2str(FZ1+FZ2+FZ3+FZ4)]);
%disp([num2str(FZ1) ' ' num2str(FZ2) ' ' num2str(FZ3) ' ' num2str(FZ4)]);

cd ..
end

cd (home);
end

```

Délimitation du cycle de la marche

```

clear all;
close all;
fclose('all');
fichiers=dir('*');
figure(1);
hold on;
figure(2);
hold on;
figure(3);
hold on;

home=pwd;

reps=dir('*');

for i=3:size(reps,1)
    reps(i).name
    if(isdir(reps(i).name)) %si c'est bien in repertoire
        cd (reps(i).name);
        nomfic=[reps(i).name '_data.xls'];
        ficout=fopen(nomfic,'wt');
        reps2=dir('D*');
        for j=1:size(reps2,1)
            cd (reps2(j).name);
            fprintf(ficout,'*****%s\n',reps2(j).name);
        end
    end

    fichiers=dir('f*.0*');
    fic1=fopen(fichiers(1).name,'rt');
    fic2=fopen(fichiers(2).name,'rt');
    fic3=fopen(fichiers(3).name,'rt');
    fic4=fopen(fichiers(4).name,'rt');
    fic5=fopen(fichiers(5).name,'rt');
    fic6=fopen(fichiers(6).name,'rt');
    fic7=fopen(fichiers(7).name,'rt');

```

```

fic8=fopen(fichiers(8).name,'rt');
data1=fscanf(fic1,'%f',inf);
data2=fscanf(fic2,'%f',inf);
data3=fscanf(fic3,'%f',inf);
data4=fscanf(fic4,'%f',inf);
data5=fscanf(fic5,'%f',inf);
data6=fscanf(fic6,'%f',inf);
data7=fscanf(fic7,'%f',inf);
data8=fscanf(fic8,'%f',inf);
fclose(fic1);
fclose(fic2);
fclose(fic3);
fclose(fic4);
fclose(fic5);
fclose(fic6);
fclose(fic7);
fclose(fic8);

%calcul force resultante
FX=data5+data6;
FY=data7+data8;
FZ=data1+data2+data3+data4;

for ind=1:size(data1,1)
    CGX(ind)=(data3(ind)*40+data4(ind)*40)/(data1(ind)+data2(ind)+data3(ind)+data4(ind));
    CGY(ind)=(data2(ind)*24+data3(ind)*24)/(data1(ind)+data2(ind)+data3(ind)+data4(ind));
end

%rechercher Tstart et Tend
indice=50;
while(FZ(indice)<0.3*max(FZ))
    indice=indice+1;
end

Tstart=indice-8;

indice=400;
while(FZ(indice)<0.3*max(FZ))
    indice=indice-1;
end
Tend=indice+8;

FX=FX(Tstart:Tend);
FY=FY(Tstart:Tend);
FZ=FZ(Tstart:Tend);

CGX=CGX(Tstart:Tend);
CGY=CGY(Tstart:Tend);
%ecriture fichiers sortie
fic=fopen('OUTPUT.xls','wt');
fprintf(fic,'Temps(s)\tFX (N)\tFY (N)\tFZ (N)\tCGX (cm)\tCGY (cm)\n');
for n=1:size(FZ,1)
    fprintf(fic,'%f\t%f\t%f\t%f\t%f\t%f\n',(n-1)*0.01,FX(n),FY(n),FZ(n),CGX(n),CGY(n));
end
fclose(fic);
%%calcul donnees sortie
Duree=Tend-Tstart; %%%%%%%%%%%%%%%a noter !
fprintf(ficout,'Duree\t%f\n',Duree);

indice=2;
while(FZ(indice)<FZ(indice+1))
    indice=indice+1;
end
Tmax1=indice; %%%%%%%%%%%%%%%

```

```

FZmax1=FZ(Tmax1); %%%%%%%%%%%%%%%
fprintf(ficout,'Tmax1 et FZmax1\t%f\t%f\n',Tmax1,FZmax1);

indice=indice+1;
while((FZ(indice)>FZ(indice+1))&&(indice<size(FZ,1)-1))
    indice=indice+1;
end
if (indice>size(FZ,1)-2)
    Tmin1=-50000;
    FZmin1=-50000;
    Tmax2=-50000;
    FZmax2=-50000;
else
    Tmin1=indice;
    FZmin1=FZ(Tmin1);
    indice=indice+1;
    while(FZ(indice)<FZ(indice+1))
        indice=indice+1;
    end
    Tmax2=indice; %%%%%%%%%%%%%%%
    FZmax2=FZ(Tmax2); %%%%%%%%%%%%%%%
end

[FXmax,TFXmax]=max(FX);

[FXmin,TFXmin]=min(FX);

Stability=abs(max(CGX)-min(CGX));

fprintf(ficout,'FXmax\tFXmin\tFZmax1\tFZmin\tFZmax2\tTFXmax\tTFXmin\tTFZmax1\tTFZmin\tTFZmax2\tduree
appui\tstability\n');

fprintf(ficout,'%f\t%f\t%f\t%f\t%f\t%f\t%f\t%f\t%f\t%f\n',FXmax,FXmin,FZmax1,FZmin1,FZmax2,TFXmax*0
.01,TFXmin*0.01,Tmax1*0.01,Tmin1*0.01,Tmax2*0.01,Duree*0.01,Stability);

    cd ..;
end
fclose(ficout);
cd ..;
end
end

```

filtrage et échantillonnage des données

```

for i=3:size(reps,1)
reps(i).name
if(isdir(reps(i).name)) %si c'est    bie    n in repertoire
cd (reps(i).name);
reps2=dir('D*');
for j=1:size(reps2,1)
cd (reps2(j).name);
fichiers=dir('*.*');
for k=1:size(fichiers,1)
ficin=fopen(fichiers(k).name,'rt');
for m=1:13
fgetl(ficin);
end
data=fscanf(ficin,'%f\n',inf);
fclose(ficin);
%filtrage
[B,A]=butter(1,0.12/100); %freq coupure=6Hz
data=filter(B,A,data);
%re-echantillonnage
data=data(1:100:size(data,1));
ficin=fopen(['_ ' ficin(k).name], 'wt');
for n=1:size(data,1)
fprintf(ficin,'%f\n',data(n));
end
end
end

```



```
end
fclose(ficin);
```

Calcul des moments articulaires

```
%calcul moments articulaires
%fichier

clear all;
close all;
fclose('all');
fichiers=dir('*');

home=pwd;

%pour chaque volontaire, disponibles : courbes force ET courbes angles
%pour chaque appui de chaque essai
volontaires=[1.8 72
1.73 71
1.88 89
1.83 85
1.8 92
1.87 82
1.78 77
1.78 80
1.79 75
1.7 70];

Pseg=[0.0145 0.0465 0.1]; %selon winter 1990
CM=[0.5 0.43 0.43]; %position CM sur segment, d'apres winter

R=[0.475 0.302 0.323]; %Moment inertie=poids*(l*R)^2 l=longueur segmentaire
% =poids*(taille*segments*R)^2
%calcul volontaire i cheville:
FXch=volontaires(i,2)*Pseg(1)*accX+
FYch=
MXch=

clear all;
close all;
fclose('all');
fichiers=dir('*');

home=pwd;

reps=dir('*');

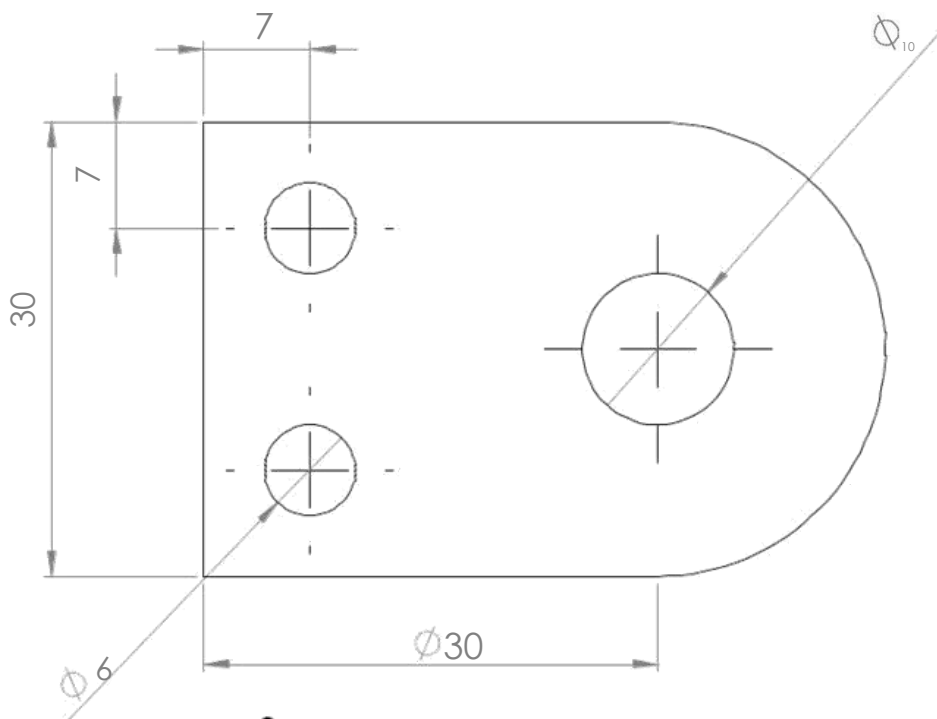
%Boucle pour la lecture et calcul ...

for i=3:size(reps,1) %numero du volontaire : i-2
    reps(i).name
    if(isdir(reps(i).name)) %si c'est bien in repertoire
        cd (reps(i).name);
        reps2=dir('D*');
        for j=1:size(reps2,1)
```

```
%1. lecture fichier forces
cd (reps2(j).name);
ficin=fopen('OUTPUT.xls','rt');
fgetl(ficin);
forces=fscanf(ficin,'%f',[6,inf]);
fclose(ficin);
%2. lecture fichiers angles
cd ../../../../coda;
cd (reps(i).name);
nomfic=dir(['*' reps2(j).name '.xls']);
ficin=fopen(nomfic(1).name,'rt');
fgetl(ficin);
angles=fscanf(ficin,'%f',[4 inf]);
length=min([size(forces,1) size(angles,1)]); %longueur tableau
%calcul moment cheville :

    cd ..;
end
    cd ..;
end
end
```

Annexe A



époxy-carbone Qté:3 ITG: +0.1

Echelle: 1/1



artc-mobile

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

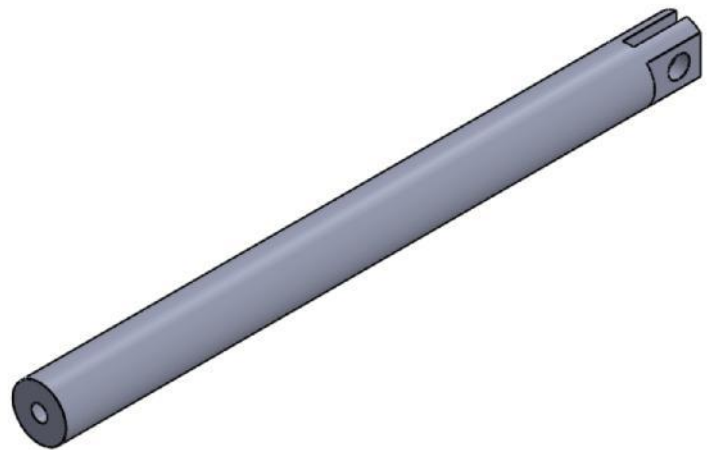
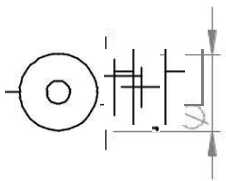
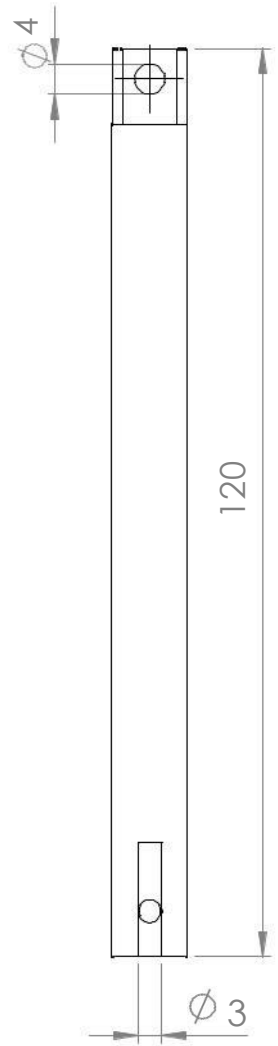
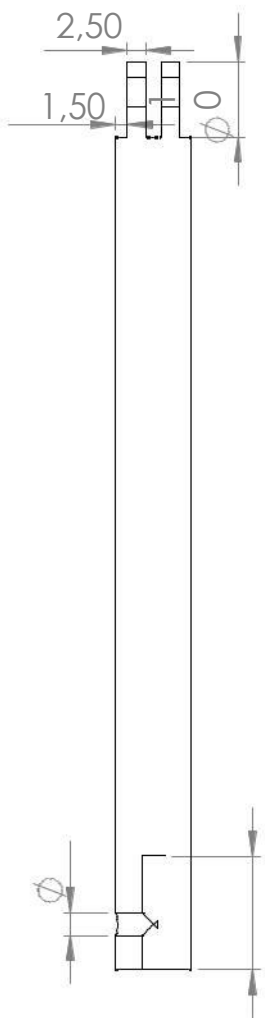
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3

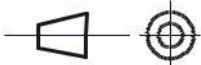


Aluminium

Qté:1

ITG: +0.1

Echelle: 1/1



Axe de rotation

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

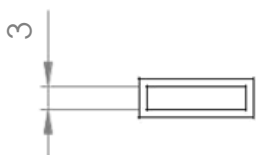
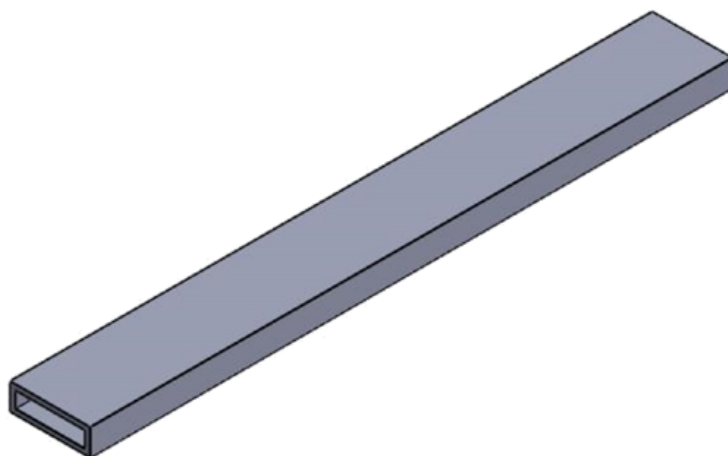
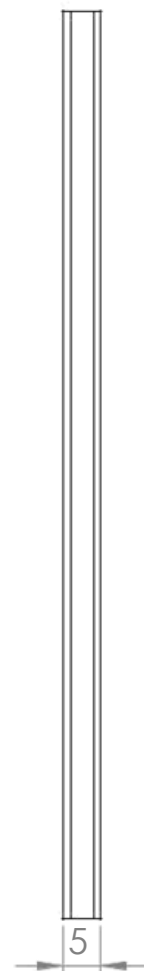
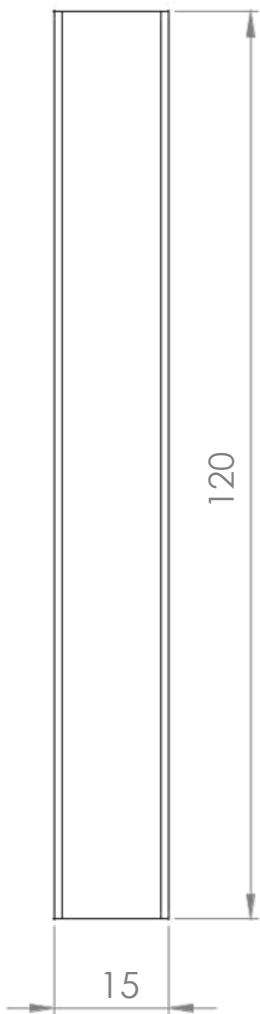
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



Aluminium

Qté:1

ITG: +0.1

Echelle: 1/1



Glissière de pied 2

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

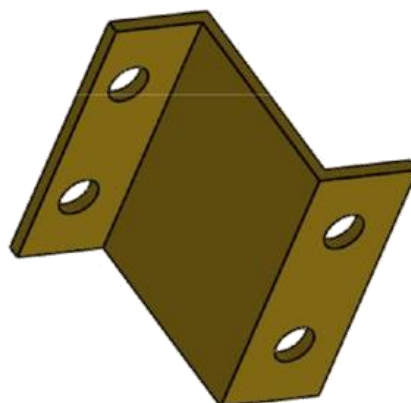
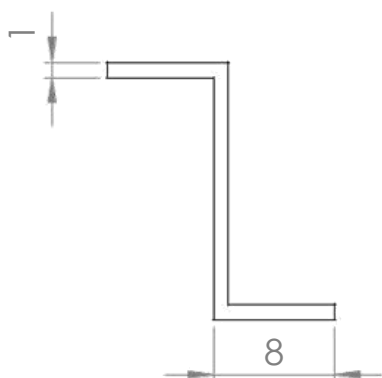
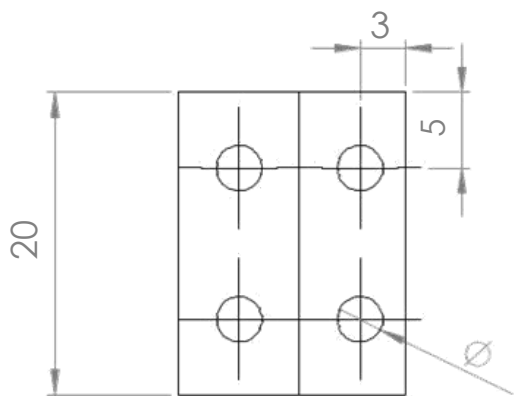
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



Laiton

Qté:4ITG: +0.1

Echelle: 2/1



support pot sur la partie fixe

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

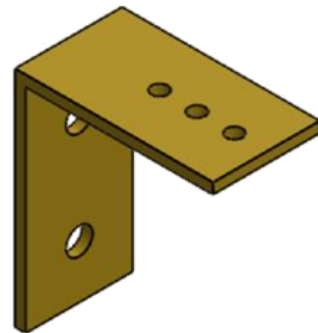
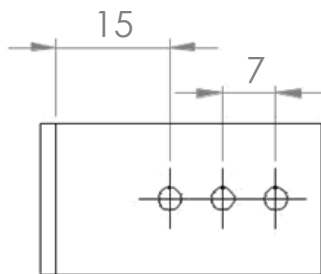
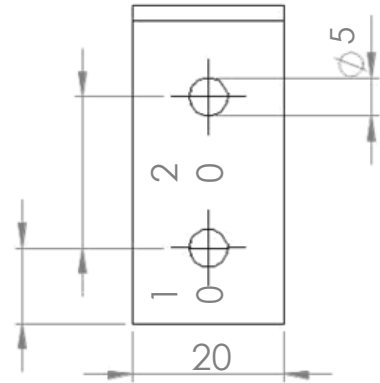
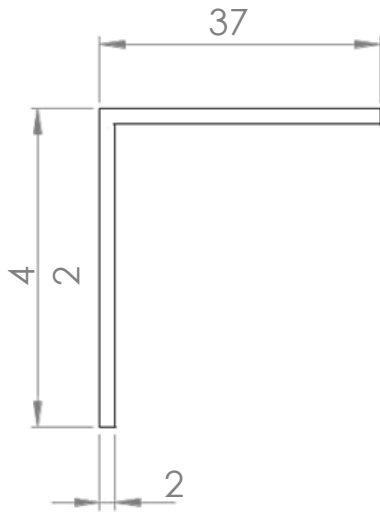
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



Laiton

Qté:1

ITG: +0.1

Echelle: 1/1



support pot sur partie fixe

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

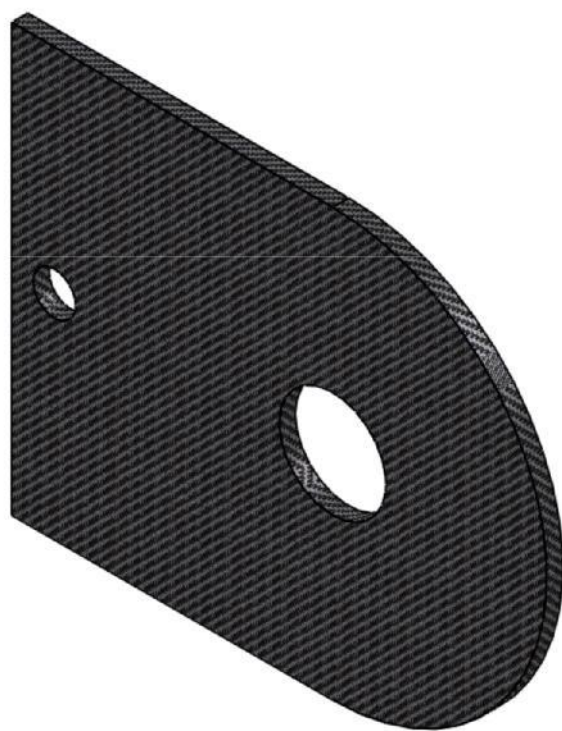
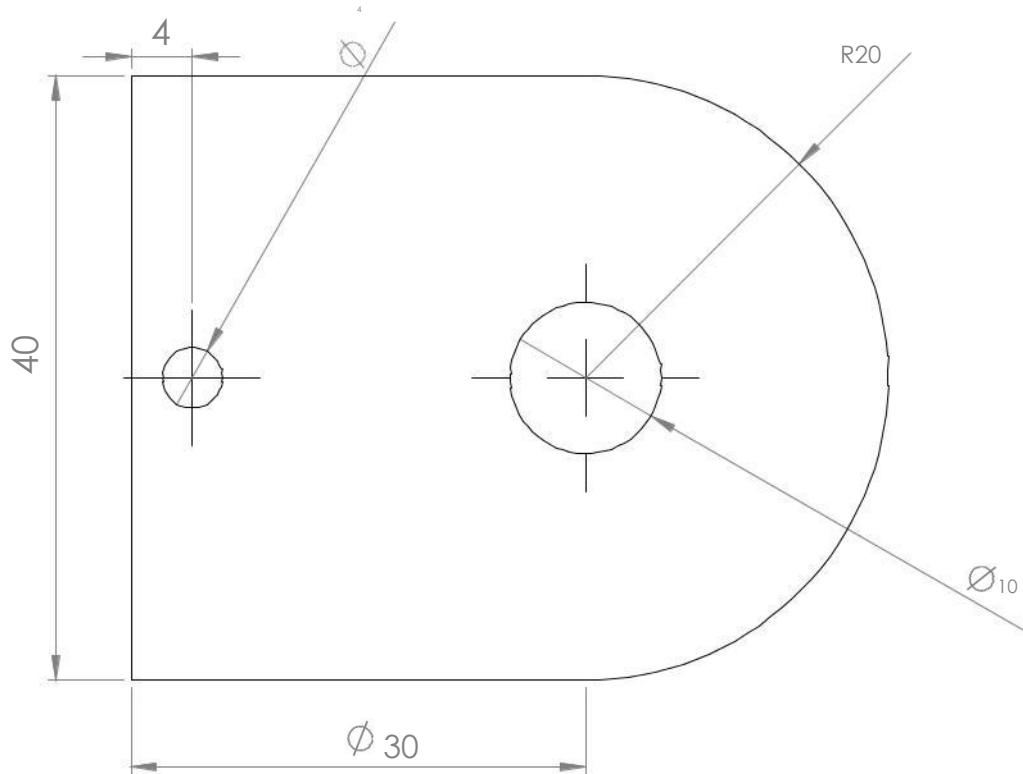
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3

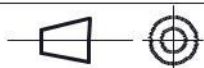


époxy-carbone

Qté:1

ITG: +0.1

Echelle: 2/1



Arctc-cheville

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

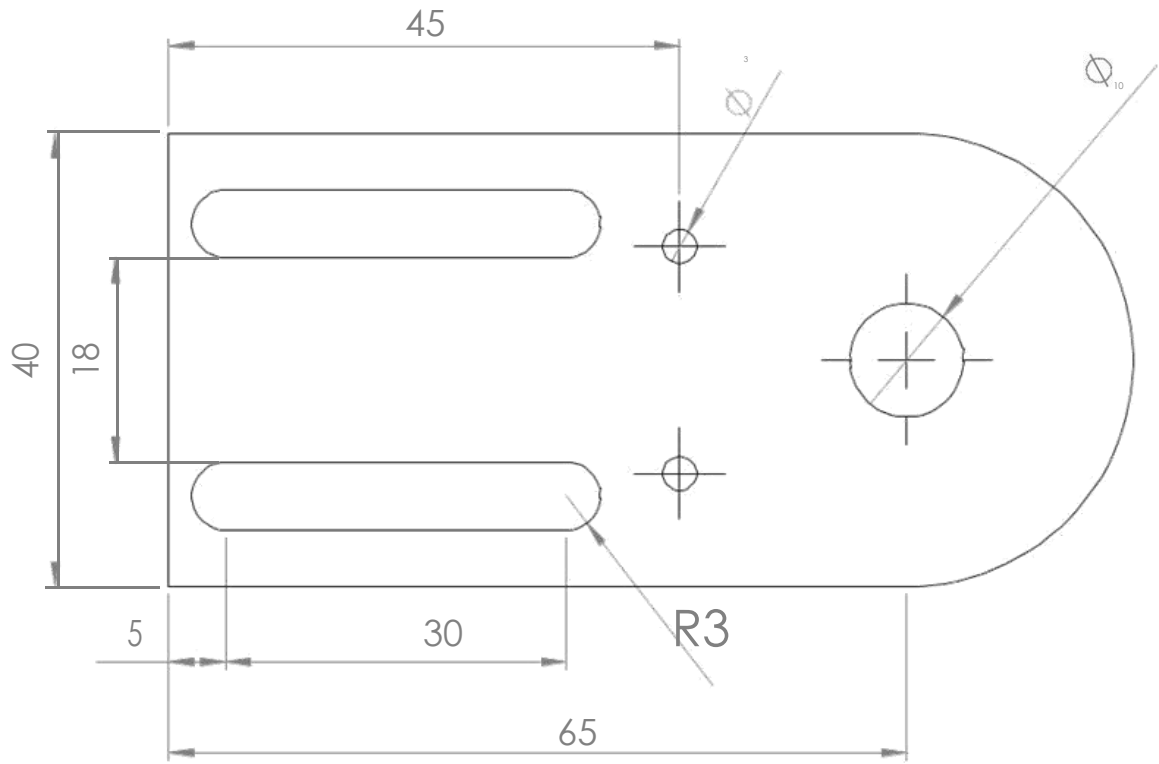
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



époxy-carbone Qté:1 ITG: +0.1

Echelle: 1/1



artc-chev-mob

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

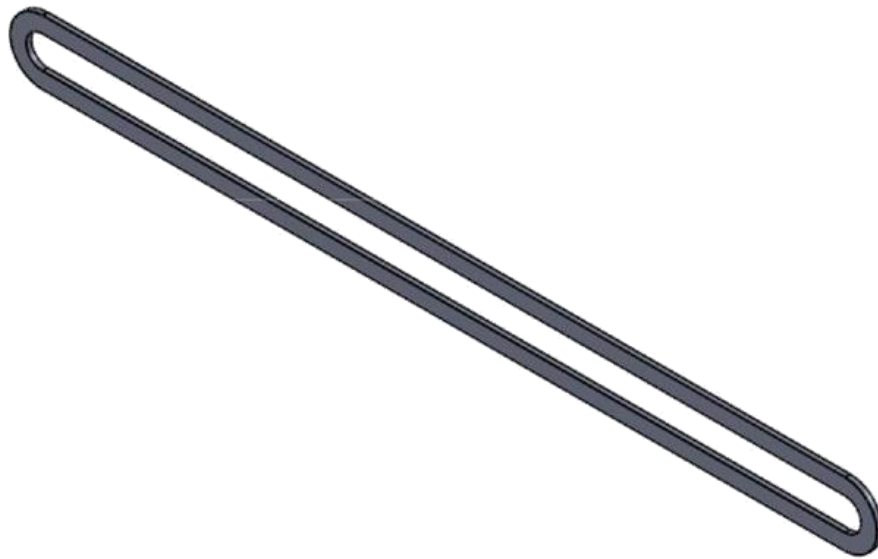
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



Aluminium

Qté:1

ITG: +0.1

Echelle: 1/1



Gliss-pied

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

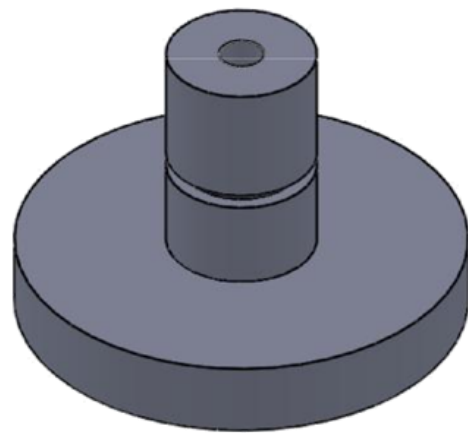
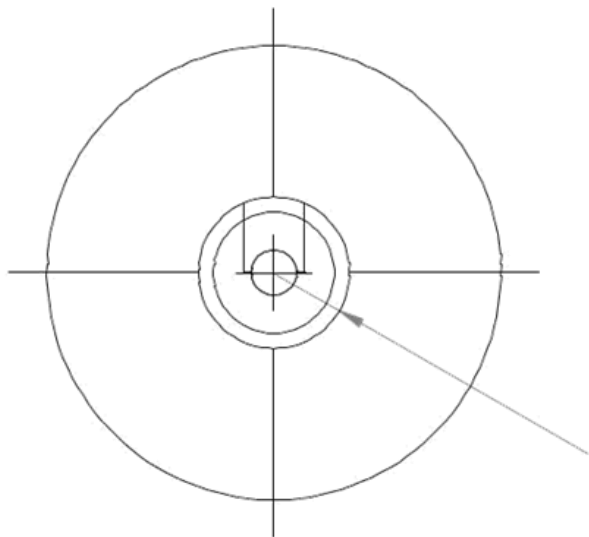
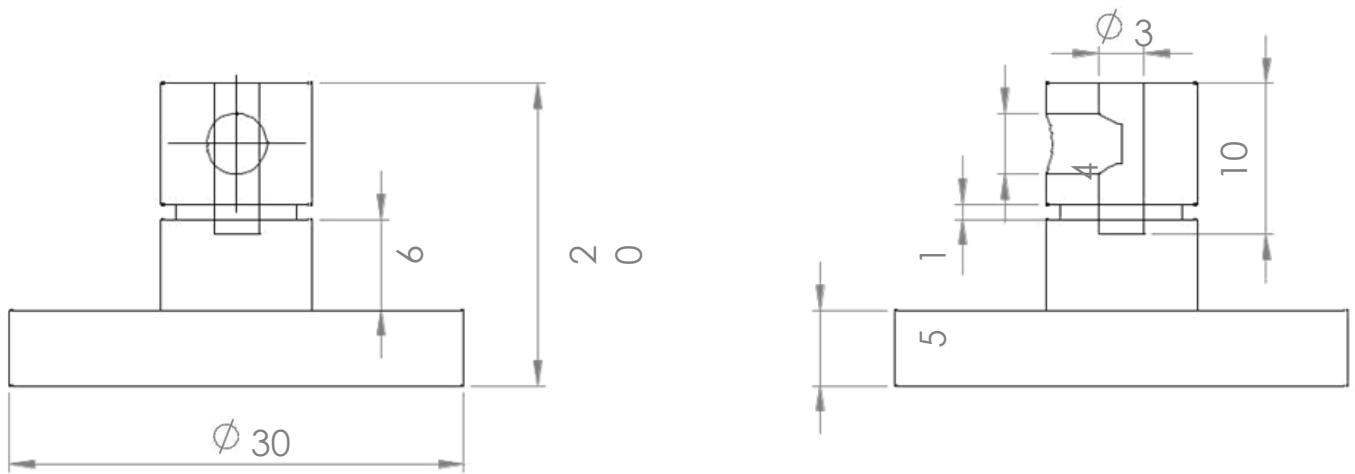
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



Aluminium

Qté:5

ITG: +0.1

Echelle: 1/1



support-pot sur partie mobile

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

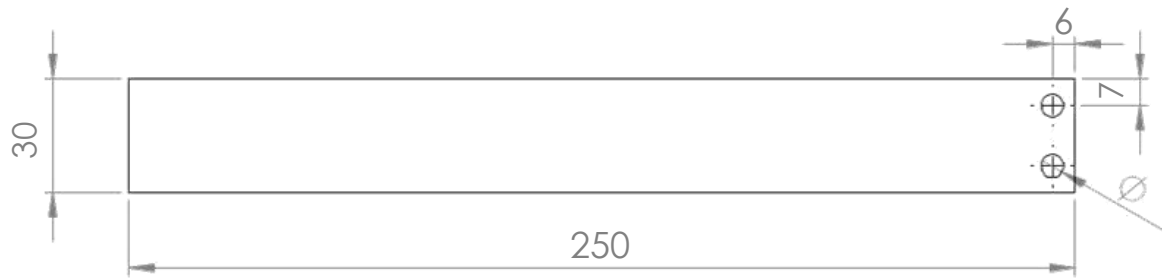
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



époxy-verre

Qté:1

ITG: +0.1

Echelle: 1/2



Plaque-hanche

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

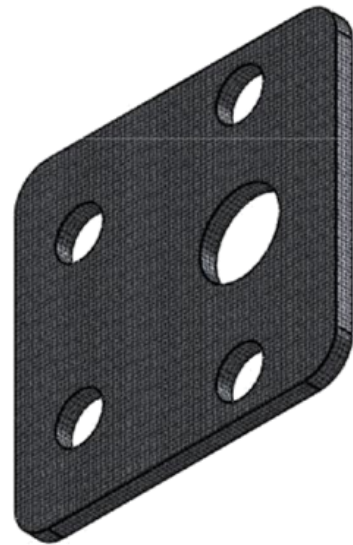
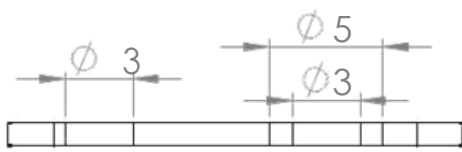
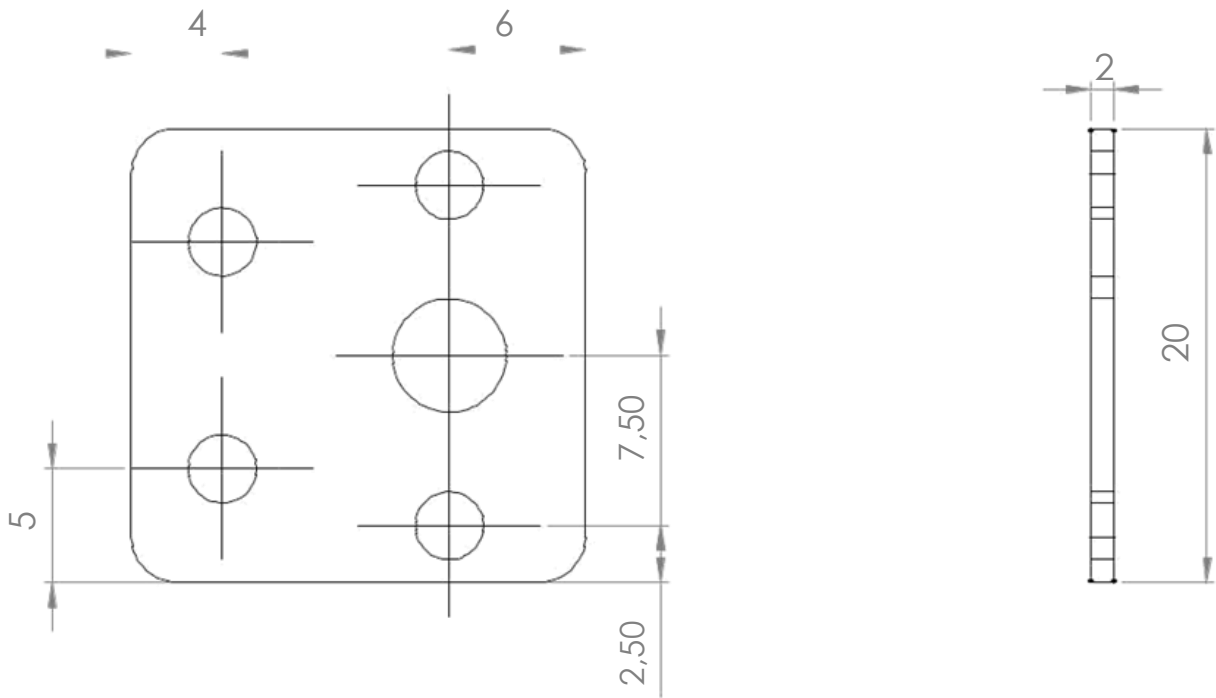
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



époxy-carbone Qté:5 ITG: +0.1

Echelle: 3/1



fix-pot

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

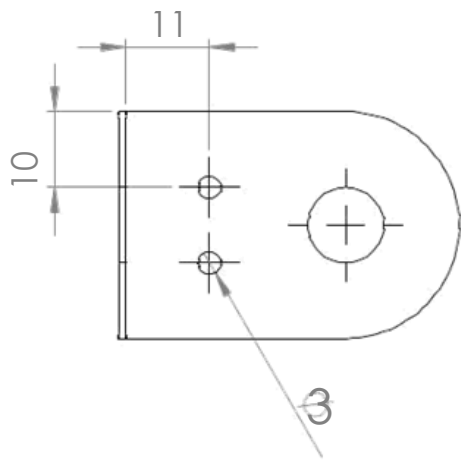
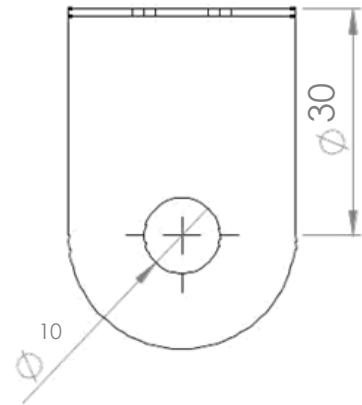
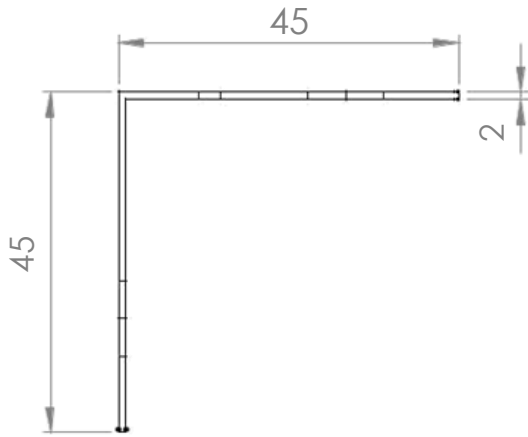
Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

: sagittal et transversal

0 2

0 3

1 3



époxy-carbone Qté:1 ITG: +0.1

Echelle: 1/1



artc-pied-transversal-sagittal

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

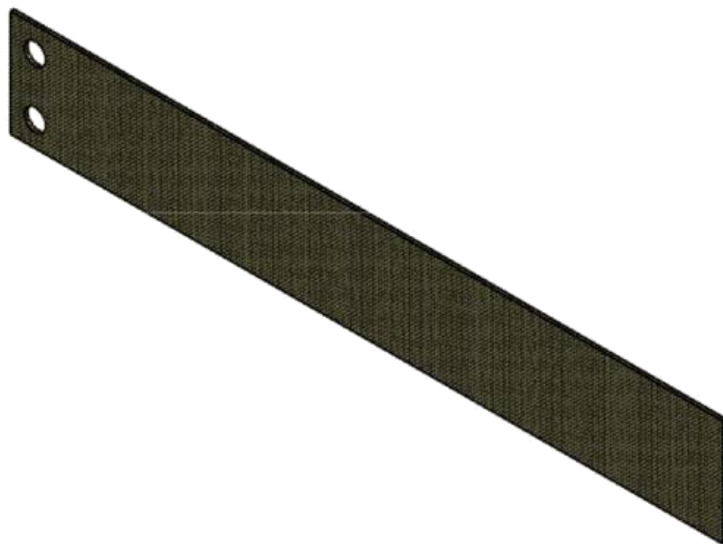
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



époxy-verre

Qté:3

ITG: +0.1

Echelle: 1/1



Plaque-genou

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

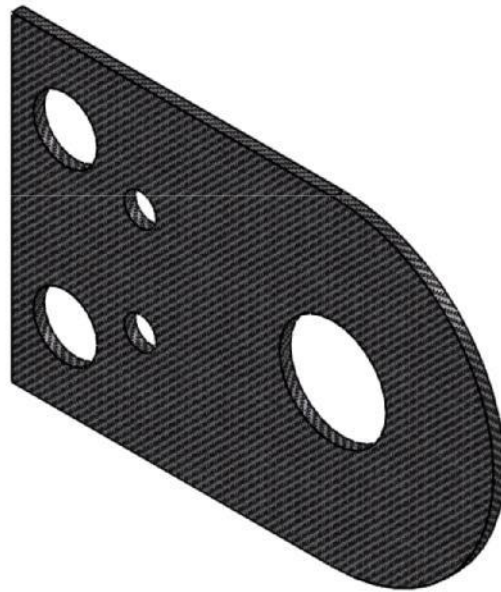
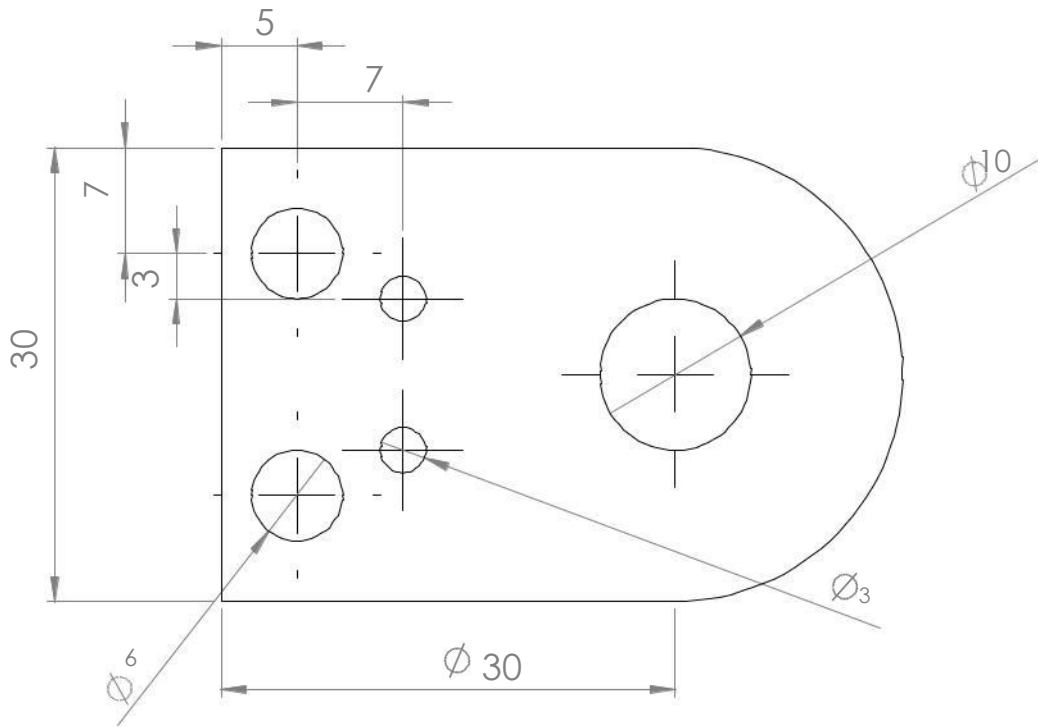
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



époxy-carbone Qté:1 ITG: +0.1

Echelle: 1/1



artc-fixe

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

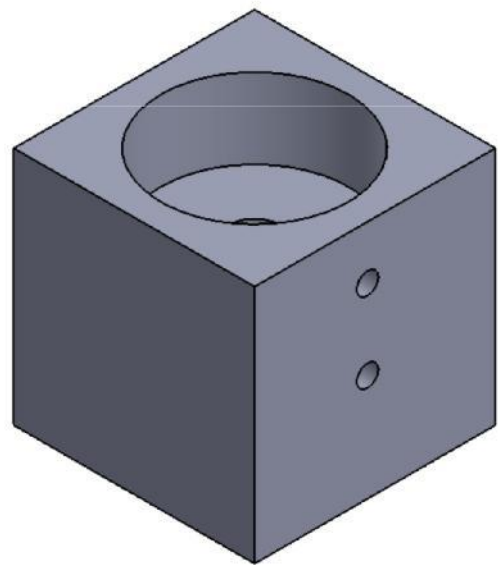
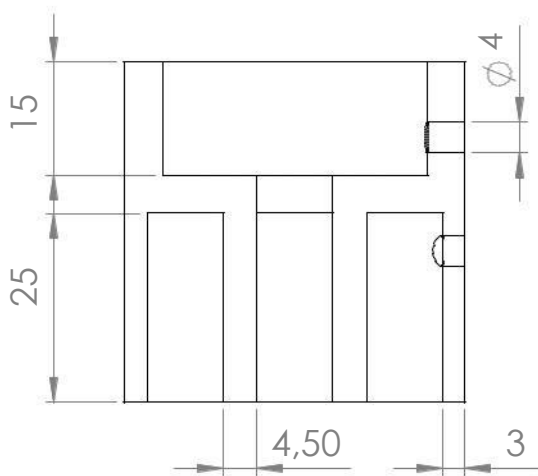
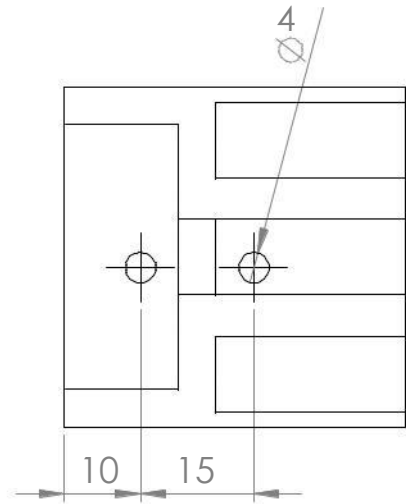
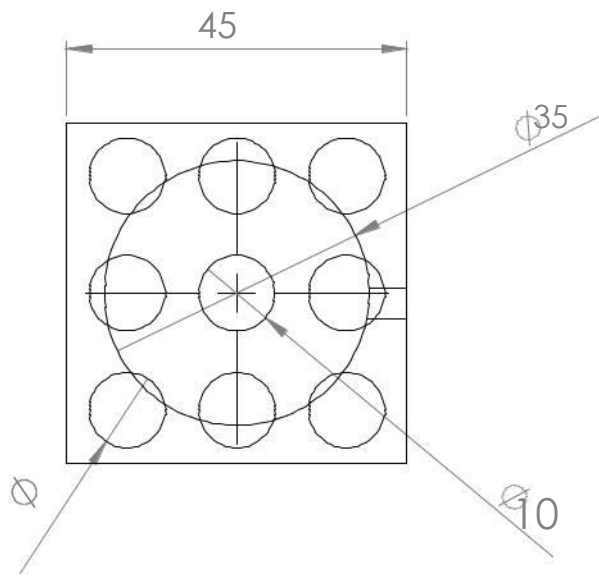
0 2

Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

: sagittal et transversal

1 3



Aluminium

Qté:1

ITG: +0.1

Echelle: 1/1



artc-transversal partie fixe

Ecole Militaire Polytechniques Borj El- bahri Alger

0 2

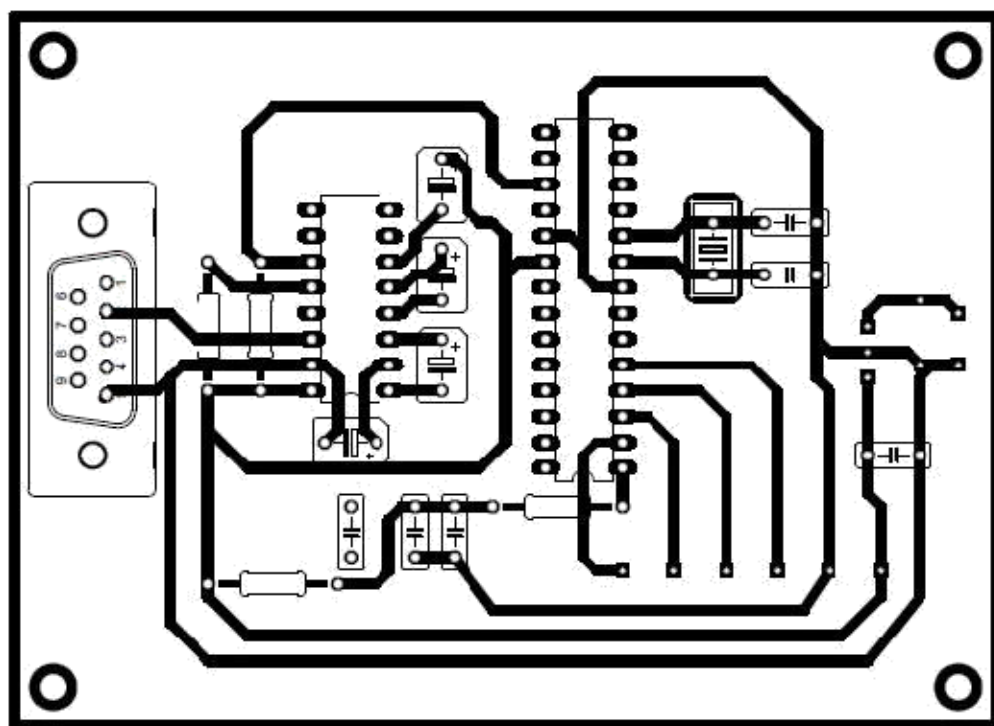
Développement d'un goniomètre électronique à deux plans

0 3

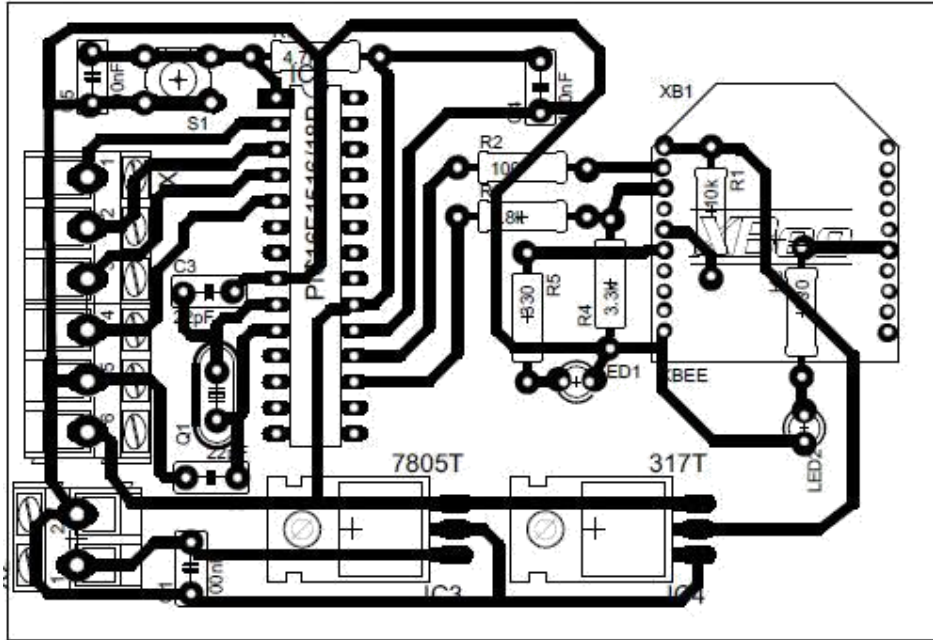
: sagittal et transversal

1 3

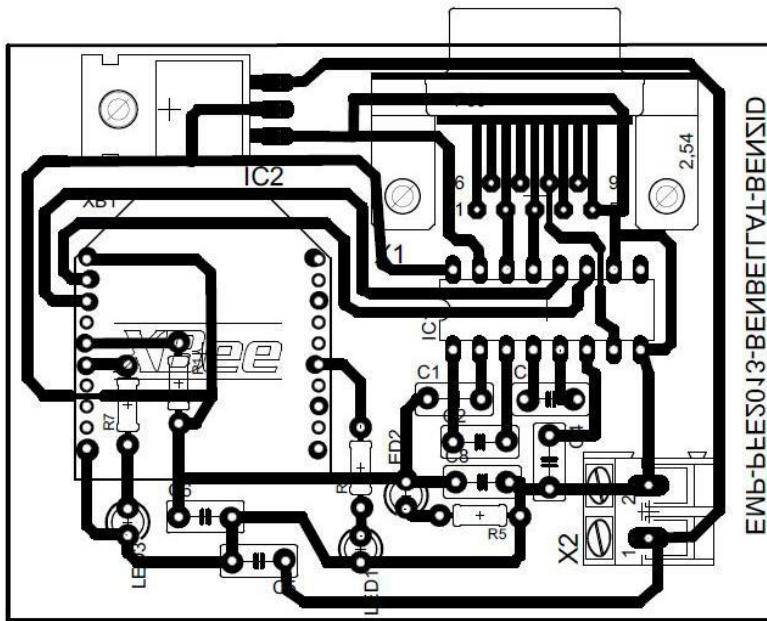
Annexe B



Carte d'acquisition via la liaison RS232



Circuit de la carte d'émission XBee



Circuit de la carte de réception XBee

Annexe C

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE LA DEFENSE NATIONALE

PREMIERE REGION MILITAIRE

HOPITAL MILITAIRE UNIVERSITAIRE SPECIALISE - STAOUALI - le : 14/05/2013

SERVICE : Médecine - Physique - Réadaptation

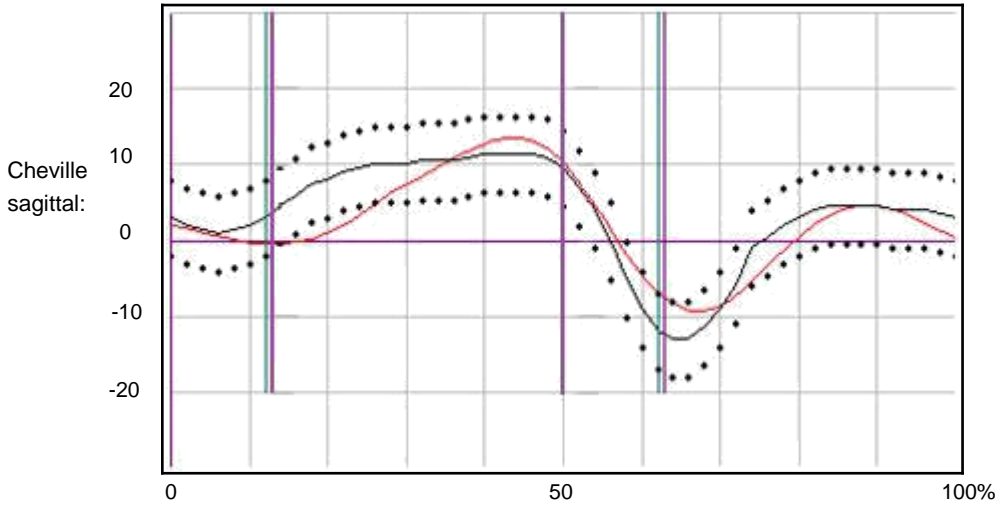
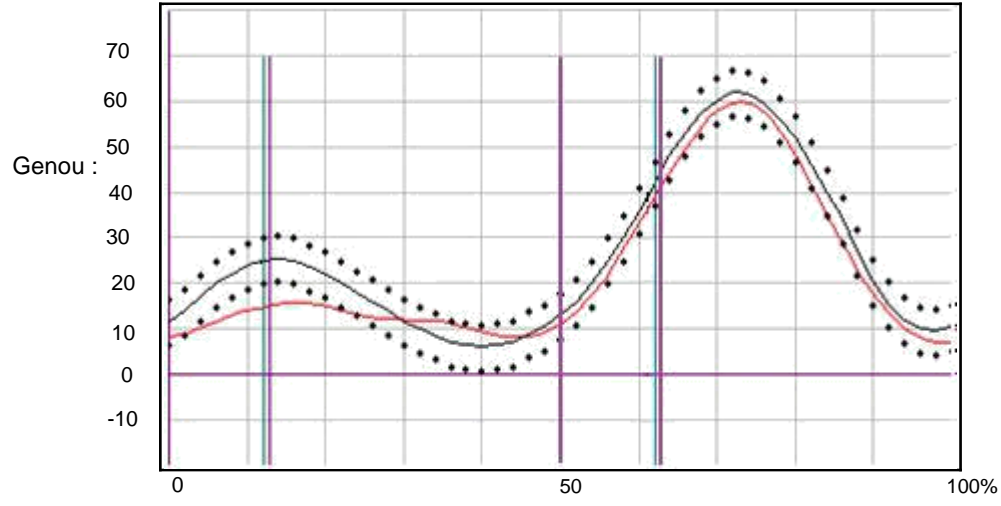
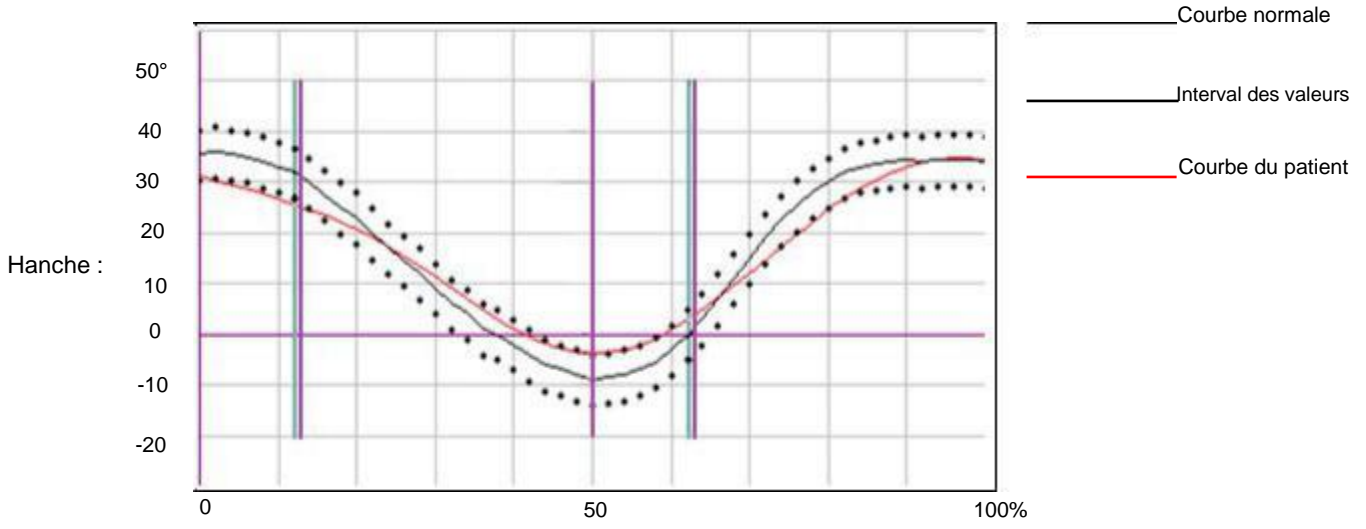
RAPPORT D'EVALUATION DE LA MARCHE

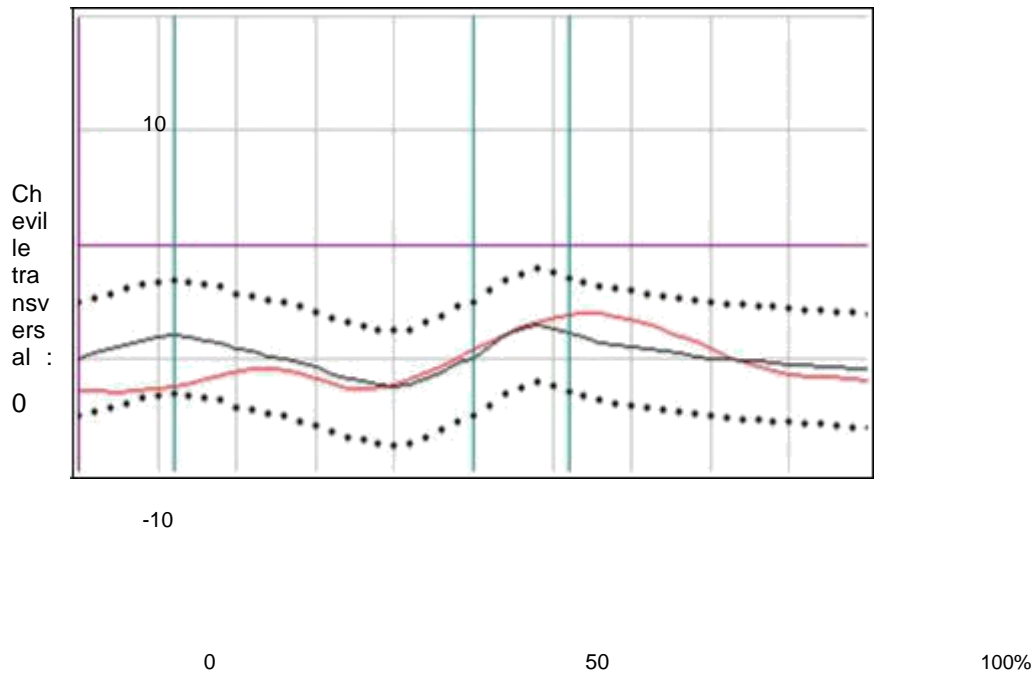
Nom	Prénom
Sexe	homme	Date de naissance	02/10/1989
poids	61	taille	180
Pathologie	sujet valide	Médecin traitant	Dr.
niveau d'amputation	!!!!	type de pied	!!!!!!
		type de genou	!!!!!!

Paramètres spatio-temporels :

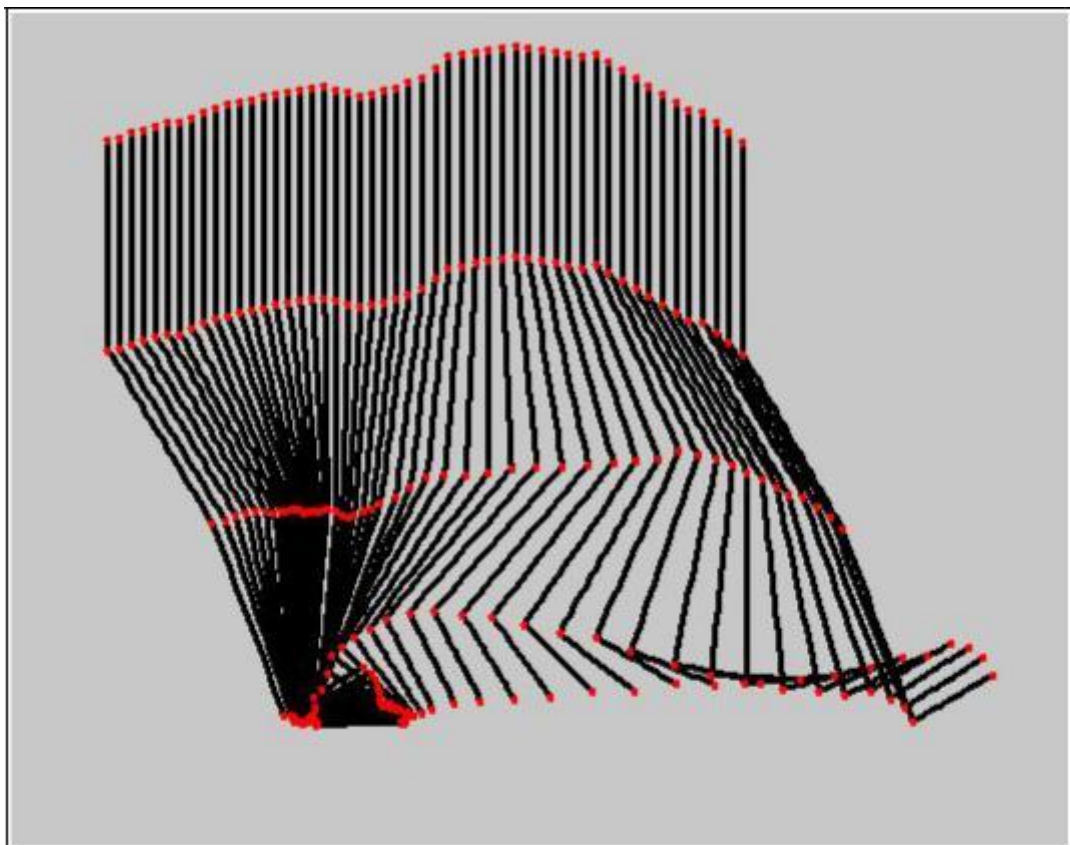
	Pied droit	valeurs normales
Cadence (pas/min) :	80,03	78-82
Temps du cycle (s) :	1,49	1.45-1.55
Durée du premier double appui (%) :	13	10 - 12
Durée de l'appui simple (%) :	37	38 - 40
durée du deuxième double appui (%) :	13	10 - 12
Durée de la phase d'appui (%) :	63	60 - 62
Durée de la phase d'oscillation (%) :	37	38 - 40
Angle d'ouverture du pied (°) :	-10,1	-10

paramètres articulaires:





kinégramme de la marche :



Interpretation : _____
