Avertissement

Ce document est le fruit d'un long travail et a été validé par l'auteur et son directeur de mémoire en vue de l'obtention de l'UE 28, Unité d'Enseignement intégrée à la formation initiale de masseur kinésithérapeute.

L'IFMK de Nancy n'est pas garant du contenu de ce mémoire mais le met à disposition de la communauté scientifique élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : secretariat@kine-nancy.eu

Liens utiles

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
https://www.service-public.fr/professionnels-entreprises/vosdroits/F23431

MINISTERE DE LA SANTE
REGION GRAND EST
INSTITUT LORRAIN DE FORMATION DE MASSO-KINESITHERAPIE DE NANCY

Conception et analyse du prototype *Canopée* : une alternative aux cannes anglaises

Sous la direction de Mélanie JAMBEAU

Mémoire présenté par Jules DIDIERLAURENT
Étudiant en 4ème année de masso-kinésithérapie,
en vue de valider l'UE 28
dans le cadre de la formation initiale du
Diplôme d'État de Masseur-kinésithérapeute.

Promotion 2017-2021

UE 28 - MÉMOIRE

DÉCLARATION SUR L'HONNEUR CONTRE LE PLAGIAT

Je soussigné(e), DIDIERLAURENT Jules

Certifie qu'il s'agit d'un travail original et que toutes les sources utilisées ont été indiquées dans leur totalité. Je certifie, de surcroît, que je n'ai ni recopié ni utilisé des idées ou des formulations tirées d'un ouvrage, article ou mémoire, en version imprimée ou électronique, sans mentionner précisément leur origine et que les citations intégrales sont signalées entre guillemets.
Conformément à la loi, le non-respect de ces dispositions me rend passible de poursuites devant le conseil de discipline de l'ILFMK et les tribunaux de la République Française.

Fait à Nancy, le 01 mai 2021

Signature

Institut Lorrain de Formation en Masso-Kinésithérapie
57 bis rue de Nabécor 54000 Nancy Tél : 03 83 51 83 33 Fax : 03 83 51 83 38
secretariat@kine-nancy.eu http://www.kine-nancy.eu

Remerciements

Je remercie tout d'abord Madame Mélanie JAMBEAU, directrice de mémoire, pour son temps, sa patience, et son implication dans la recherche. Vous avez su m'orienter et me conseiller dans ce projet.

Merci à toute l'équipe du laboratoire du mouvement pour votre accueil et vos conseils, et tout particulièrement à Monsieur Christian BEYAERT, Monsieur Benjamin CALLENS et Madame Constance BILLON pour leur implication et leurs aides apportées dans ce projet.

Merci à Quentin ARNOULD, Martin MOUGEL et Maxime DIDIERLAURENT, mes collaborateurs actifs dans ce projet mais aussi et surtout amis. Merci pour votre bonne humeur, vos idées, votre soutien et pour tous ces apéros de fin de réunion.

Merci à mes parents et ma sœur pour leur soutien tout au long de ces années d'études, leurs conseils toujours avisés et les valeurs qu'ils m'ont transmises.

Enfin, je remercie tout particulièrement Mai pour le temps et l'investissement qu'elle a consacré à ce projet. Merci pour ta patience, mais aussi pour tes encouragements quotidiens. Merci pour ton sourire et ta bonne humeur de tous les jours qui sont une vraie source de motivation.

Conception et analyse du prototype *Canopée* : une alternative aux cannes anglaises

Introduction : La canne anglaise est l'aide technique incontournable des services de rééducation. Certaines améliorations ont été apportées durant ces années, mais peu sont originales. Dans le cadre d'une nécessité de mise une décharge totale de la cheville ou du pied, des aides techniques alternatives plus fonctionnelles font leur apparition. Celles-ci, en se fixant directement sur le membre inférieur lésé, replacent le bassin en tant que train porteur, offrant ainsi la possibilité de combiner la marche à une activité bimanuelle. Pour continuer à innover dans cette direction et faciliter le quotidien des patients en rééducation, nous reportons ici la création d'une alternative originale aux cannes anglaises de la réflexion initiale au premier test du prototype dans un laboratoire du mouvement.

Matériel et Méthode : Le projet *Canopée* a été développé au sein d'une équipe pluridisciplinaire comprenant des étudiants et jeunes actifs de différentes filières. La recherche d'idées novatrices s'est faite par des séances de créativité. Nous avons ensuite construit un prototype fonctionnel pour l'analyser. L'analyse s'est portée sur la cinématique de la hanche, la force de réaction du sol, la cinématique du genou ainsi que la charnière « genou » de *Canopée* lors de la marche. Pour cela nous avons été au laboratoire du mouvement de Nancy.

Résultats : *Canopée* permet le déplacement à une vitesse modérée sur une courte distance tout en ayant les mains libres. Le système de fixation permet une augmentation du serrage lors de l'appui. La cinématique de la hanche lors de la marche avec *Canopée* se rapproche de celle d'un sujet sain. Néanmoins, la cinématique de la hanche controlatérale est perturbée.

Conclusion et discussion : Le système de la charnière offre un verrouillage sécurisé lors de l'appui et une flexion lors de l'oscillation, assurant un passage du pas fluide. La perturbation de la cinématique de la hanche gauche semble être liée au manque de longueur du membre controlatéral (*Canopée*). La cinématique a été analysée dans un plan sagittal et le bassin, les épaules, la longueur de canopée n'ont pas été pris en compte. Il semble y avoir un intérêt à approfondir le développement de *Canopée*.

Mots-Clés : *alternative, cannes anglaises, prototype, cinématique*

Development and analysis of *Canopée* prototype: an alternative to elbow crutches

Introduction : Elbow crutche is the most important technical aid in rehabilitation services. Some improvements have been made over the years, but few are original. In the context of a need for total relief of the ankle or foot, alternative, more functional technical aids are emerging. These are attached directly to the injured lower limb and replace the pelvis as the supporting train, thus offering the possibility of combining walking with bimanual activity. In order to proceed to innovate in this direction and to facilitate the daily life of patients in rehabilitation, we report here on the creation of a brand new alternative to English canes, from the initial thoughts to the first test of the prototype in a movement laboratory.

Material and Method : *Canopée* project was developed within a multidisciplinary team including students and young professionals from different fields. The search for innovative ideas was done through creativity sessions. We then built a functional prototype for analysis. The analysis focused on hip kinematics, ground reaction force, knee kinematics and *Canopée* knee hinge during walking. As for this, we went to the Nancy movement laboratory.

Results : *Canopée* allows movement at a moderate speed over a short distance while keeping the hands free. The fixing system allows an increase in the tightening of the support. The kinematics of the hip during walking with *Canopée* is close to that of a healthy subject. Nevertheless, the kinematics of the contralateral hip is disturbed.

Conclusion and discussion : The hinge system provides a secure lock during stance and flexion during swing, ensuring a smooth step change. The kinematic disturbance of the left hip appears to be related to the lack of length of the contralateral limb (*Canopée*). The kinematics were analysed in a sagittal plane and the pelvis, shoulders and canopy length were not taken into account. There seems to be an interest in further developing the *Canopée*.

Keywords : *alternative, elbow crutches, prototype, kinematics*

Sommaire

1. INTRODUCTION 1

1.1 Problématique 1

1.2 Les différents types d'aides à la marche 2

1.3 Indications et objectifs des aides à la marche 2

1.3.1 Dénominations et appellations des cannes anglaises 4

1.3.2 Historique et origine des cannes anglaises 4

1.3.3 Prescription des cannes anglaises 5

1.4 La marche 5

1.4.1 Le cycle de marche 5

1.4.2 Caractéristiques de la marche en cannes anglaises 6

1.4.3 Limites des cannes anglaises 8

1.4.3.1 Polytraumatisme 8

1.4.3.2 Limitation d'activités 8

1.4.3.3 Décharges et incidence sur le système musculosquelettique 9

1.4.3.4 Observance 10

1.5 Alternatives existantes aux cannes anglaises 10

1.5.1 Le iWalk 2.0 10

1.6 Alternative originale *Canopée* 12

1.6.1 Originalité du projet 12

2. MATERIEL ET METHODE 14

2.1 Réflexion pluridisciplinaire autour de l'alternative aux cannes anglaises 14

2.1.1 Création d'une équipe 14

2.1.2 Réunion de créativité 14

2.2 Conception 15

2.2.1 Cahier des charges 15

2.2.2 Plans de *Canopée* 16

2.3 Construction....16
2.3.1 Matériaux utilisés....17
2.3.2 Outillage....17
2.3.3 Assemblage....17
2.4 Phase de tests au laboratoire du mouvement....18
2.4.1 Objectifs....18
2.4.2 Sujet....18
2.4.3 Protocole d'analyse de la marche....19
2.4.4 Recueil des données....19
2.4.5 Traitement des données....21

3. RESULTAT....22

3.1 Conception....22
3.1.1 Cahier des charges....22
3.1.1.1 Fonctions primaires et fonctions contraintes....22
3.1.1.2 Tableau de tri croisé....24
3.1.1.3 Diagramme de représentation graphique du tableau tri-croisé des fonctions contraintes....25
3.2 Les solutions originales adoptées....26
3.2.1 Système d'attache....26
3.2.2 Genou articulé....29
3.2.3 Construction et assemblage....30
3.2.3.1 Observations....31
3.3 Analyse quantitative de la marche....32
3.3.1 Paramètres spatio-temporels....32
3.3.2 Cinématique de la hanche....34
3.3.3 Mesure angulaire du genou portant *Canopée*....35
3.3.4 Cinématique de la charnière « genou » de *Canopée*....37
3.3.5 Réaction de force du sol....39

4. DISCUSSION....40

4.1 Interprétation des résultats et pistes d'améliorations....40
4.1.1 Facteurs spatio-temporels....40
4.1.1 Cinématique et cinétique....41
4.1.1.1 Cinématique de la hanche....41
4.1.1.2 Force de réaction du sol....43
4.1.1.3 La charnière du genou de Canopée....44
4.1.1.4 Le système de fixation....45
4.2 Biais et limites des études....46

5. CONCLUSION....47

Liste des Figures

Figure 1 : Suppléance recherchée en fonction de l'étiologie dans le cadre de la rééducation (Berthe) 3
Figure 2 : Cycle de la marche (E.Veil) 6
Figure 3 : Schémas modifies vues de profil et de face de iwalk 2.0 11
Figure 4 : Système de marqueurs réfléchissants optoelectrique 20
Figure 5 : Plateforme de force AMTI 20
Figure 6 : Squelette et courbe recueillis par le logiciel nexus 21
Figure 7 : Diagramme de représentation graphique du tableau tri-croisé des fonctions contraintes 25
Figure 8 : Schéma du système d'attache en vue sagittale 27
Figure 9 : Mise en tension des élingues lors de la phase d'appui 28
Figure 10 : Plan du système de genou de *Canopée* 29
Figure 11 : Photos de l'assemblage des différentes parties 30
Figure 12 : Vues de face, de profil et de dos du prototype *Canopée* porté 31
Figure 13 : Cinématique de la hanche dans le plan sagittal 34
Figure 14 : Chronophotographie de la marche avec *Canopée* 35
Figure 15 : Angle de flexion de genou droit avec *Canopée* 36
Figure 16 : Amplitude de la charnière dans le plan sagittal 37
Figure 17 : Moment de force de la charnière dans le plan sagittal 38
Figure 18 : Réaction de force du sol selon l'axe z 39

Liste des tableaux

Tableau 1 : Tableau de tri-croisé des fonctions contraintes.....24
Tableau 2 : Paramètres spatio-temporels du sujet sans aides techniques et du sujet avec *Canopée* 32

LISTE DES ABREVIATIONS

EEIGM : Ecole Européenne d'Ingénieurs en Génie des Matériaux

ENSGSI : Ecole Nationale Supérieure en Génie des Systèmes et de l'Innovation

FC : Fonction contrainte

FP : Fonction primaire

IPC : Innovation Plasturgie Composite

IRR : Institut Régional de Réadaptation

PVC : Chlorure de polyvinyle

SCAMPER : Substitute Combine Adapt Modify Put to other uses Eliminate Rever

1. INTRODUCTION

1.1 Problématique

Les cannes anglaises ont été inventées en 1915. Elles permettent de compenser l'incapacité à se déplacer engendrée par une impossibilité partielle ou totale d'appui sur les membres inférieurs (1). Dans ce cadre, le masseur-kinésithérapeute se voit accorder en 2006 un droit de prescription pour des aides à la marche : il doit choisir l'aide technique la plus adaptée au patient, en fonction de ses besoins et de ses capacités physiques (1). Les cannes anglaises sont couramment utilisées en traumatologie mais ne sont pas toujours la meilleure solution, car 47,7 % des utilisateurs rencontrent des limitations d'activités dans leur vie quotidienne (2). A long terme, elles peuvent engendrer des lésions au niveau des membres supérieurs (3,4). De plus, la marche en cannes anglaises demande une force physique importante et engendre une surconsommation d'énergie de 70 % (1).

Chaque année, 184 personnes sur 100 000 sont sujettes à une fracture de cheville aux États-Unis. L'utilisation des cannes anglaises permet la décharge totale du membre inférieur alors que seule à la cheville est recommandée (5). Cette décharge totale entraine un déconditionnement global du membre inférieur.

Depuis maintenant quelques années, nous voyons fleurir de nouvelles innovations en matière de rééducation, que ce soient la réalité virtuelle, des assistances robotiques ou encore des exosquelettes de marche. Néanmoins, il n'existe que très peu d'alternatives aux cannes anglaises et celles-ci sont encore peu rencontrées en France.

Parmi ces alternatives, nous retrouvons les « béquilles mains libres » qui font leur apparition aux États-Unis dans les années 2000. Ce système revoit de façon originale le concept des cannes anglaises. Cette innovation replace le bassin en tant que train porteur lors de la marche, permettant ainsi de libérer les membres supérieurs. Les béquilles mains libres seraient utilisées lors de polytraumatismes nécessitant une décharge totale du pied ou de la cheville, et

de lésions contre-indiquant l'utilisation de cannes anglaises (6). Ces alternatives immobilisent le genou à 100° de flexion mais ont démontré un intérêt fonctionnel (6).

Est-il possible avec les connaissances actuelles d'allier fonctionnalité et schéma de marche physiologique au sein d'une aide technique ? Dans cette étude, nous proposons une démarche de conception et d'analyse d'un prototype d'une alternative aux cannes anglaises, dans le cadre d'une atteinte traumatique de la cheville ou du pied, mettant en avant le point de vue du masseur-kinésithérapeute.

1.2 Les différents types d'aides à la marche

Les aides à la marche augmentent l'autonomie des patients dans leurs déplacements quotidiens, mais sont aussi utilisées dans le milieu de la rééducation. Elles offrent un large choix d'adaptation et de réglages en fonction du niveau d'incapacité, des possibilités de récupération et des objectifs du patient.

A. Berthe décrit une classification des différents types d'aides à la marche (7). Cette classification est divisée en deux catégories : les aides à la marche fixes et mobiles. La première catégorie comprend les mains courantes ou les barres parallèles, celles-ci étant solidaires de l'environnement. Ces aides sont non transportables lors de la marche mais permettent d'avoir un appui stable et sûr. La seconde catégorie contient deux sous-catégories : les aides à la marche dites « stables » et les aides à la marche labiles. Les aides à la marche « stables » possèdent leur propre équilibre, comme le cadre de marche ou la canne tripode. Quant aux aides à la marche labiles, elles possèdent un appui au sol punctiforme mais n'ont pas d'équilibre propre.

1.3 Indications et objectifs des aides à la marche

Les aides à la marche ont été créées pour pallier trois fonctions lors d'un déplacement : l'appui, la propulsion, et l'équilibration. Selon l'étiologie de la lésion, certaines capacités vont être plus déficientes que d'autres lors de la marche. L'aide technique devra donc être adaptée à

la pathologie du patient. Les principaux domaines nécessitant une aide technique sont la traumatologie, la rhumatologie, et la neurologie périphérique ou centrale (1).

En neurologie, les principaux objectifs d'une aide à la marche sont de suppléer les déficits d'équilibration et de propulsion dus à un problème de commande centrale ou à un problème de conduction nerveuse que nous retrouvons respectivement en neurologie centrale et périphérique. En traumatologie du membre inférieur les objectifs diffèrent, nous allons chercher à suppléer les déficits d'appuis et de propulsion lors de la marche. Ils sont causés dans les premiers temps de prise en charge aux contre-indications d'appui (4).

	SUPPLÉANCES RECHERCHÉES		
	Appui	Propul-sion	Equili-bration
Traumatologie	XXX	XXX	X
Rhumatologie	XX	XX	XX
Neurologie périphérique	X	XXX	XXX
Neurologie centrale		XXX	XXX

FIGURE 1 : SUPPLEANCE RECHERCHEE EN FONCTION DE L'ETIOLOGIE DANS LE CADRE DE LA REEDUCATION (BERTHE)

Lorsque nous évoquons les aides à la marche, nous pensons dans un premier temps à une décharge du membre inférieur causée par exemple par une fracture de cheville. Certaines aides à la marche se distinguent des autres par leur capacité à se déplacer librement dans l'espace : ce sont les aides à la marche de type mobile. Parmi ces aides, nous pouvons citer les cannes tripodes ou le cadre de marche. Toutefois, chaque dispositif porte ses avantages et inconvénients. Les cannes anglaises sont les plus couramment prescrites, car elles permettent la décharge totale du membre inférieur (dues à son appui à la verticale du corps) par la stabilité de la poignée, permettant de transférer facilement le poids du corps sur les membres supérieurs.

Nous pourrions également citer les béquilles axillaires qui sont principalement utilisées aux États-Unis, mais les cannes anglaises restent plus démocratisées en Europe.

Les cannes anglaises sont primordiales dans la prise en charge de lésions neurologiques et/ou orthopédiques du membre inférieur. Elles assurent une autonomie fonctionnelle liée aux déplacements tout en faisant une décharge totale ou partielle du membre inférieur essentielle à une bonne guérison (8). Elles sont polyvalentes et sont aussi bien utilisées en neurologie de façon unilatérale pour pallier un trouble de l'équilibre (9), que de façon bilatérale afin de décharger totalement le membre inférieur.

1.3.1 Dénominations et appellations des cannes anglaises

Nous les rencontrons sous plusieurs dénominations : en France, elles sont communément appelées béquilles. En outre, dans la littérature française, nous les retrouvons sous les noms de cannes canadiennes, cannes Lofstrand, cannes à appui antébrachial, cannes en T ou encore cannes Schlick. Dans la littérature anglaise, nous les retrouvons sous le nom de « crutches ». Dans la littérature anglo-saxonne, elles sont appelées sous le nom de « forearm crutches », « elbow crutches » ou « crutches » (1). Le terme « crutches » est couramment utilisé, et désigne aussi bien les cannes anglaises que les béquilles axillaires.

1.3.2 Historique et origine des cannes anglaises

Émile Schlick, ingénieur mécanicien originaire de Nancy, est le premier à déposer un brevet pour des cannes de soutien à appui fixe ou flexible de l'avant-bras le 7 mai 1915. Elles ne connaissent pas de succès à leur début, dû à leur prix onéreux à l'époque. Ce brevet traverse ensuite l'Atlantique pour être déposé aux États-Unis en 1916. C'est seulement à partir de 1944 au Royaume-Uni que les cannes Schlick s'imposent et sont renommées cannes anglaises. Elles font leur retour en France que 30 ans après la fin de la seconde guerre mondiale, sous le nom de « cannes anglaises » (10,11).

Les cannes Schlick ont pour caractéristiques une poignée légèrement inclinée ainsi qu'un système de fourchette en demi-cercle permettant l'engagement de l'avant-bras.
« Le blessé prend point d'appui sur la poignée et sur le ressort ; l'avant-bras étant dans le prolongement du bras, il n'y a pas d'effort perdu. Le soutien est très solide, et la canne ou les deux cannes étant bien parallèles aux membres inférieurs, la marche est facile » (10). Elles déchargent totalement ou partiellement un membre inférieur en transmettant les forces de réaction du sol au niveau de la main et de l'avant-bras.

1.3.3 Prescription des cannes anglaises

Les cannes anglaises sont prescrites pour de nombreuses indications allant d'une « simple » entorse de cheville à l'amputation d'un membre inférieur en passant par des troubles neurologiques périphériques.

Elles sont omniprésentes dans les centres de rééducation et dans les cabinets libéraux. Depuis 2006, les masseurs-kinésithérapeutes sont autorisés à prescrire de nombreux dispositifs médicaux dont les cannes anglaises (12). La sécurité sociale rembourse les cannes anglaises à hauteur de 12,20 euros la canne, soit 24,40 la paire (13). Lorsque nous prescrivons des cannes anglaises dites « basiques », il n'y a aucun reste à charge pour le patient.

Les cannes anglaises peuvent être prescrites pour des patients mesurant au minimum 135 cm et au maximum 225 cm, et pesant jusqu'à 130 kg. Elles sont peu recommandées pour des personnes très âgées ou très jeunes, en raison des troubles moteurs, aux troubles de la sensibilité et aux déficits de force (8).

1.4 La marche

1.4.1 Le cycle de marche

La marche est communément décrite comme un déséquilibre perpétuellement rattrapé. Elle utilise de façon répétée les segments du corps afin de déplacer le corps vers l'avant tout en

maintenant son équilibre (14). Cette répétition de mouvement découpe la marche en cycle. Le cycle de marche commence quand le talon entre en contact avec le sol, et se termine quand ce même talon entre de nouveau en contact avec le sol. Au cours du cycle, le membre inférieur alterne une phase d'appui « stance » (de 0 % à 60 % du cycle), qui se caractérise par le contact du pied sur le sol et une phase d'oscillation « swing » (de 60 à 100 % du cycle) caractérisée par l'absence de contact entre le sol et le pied (8,9).

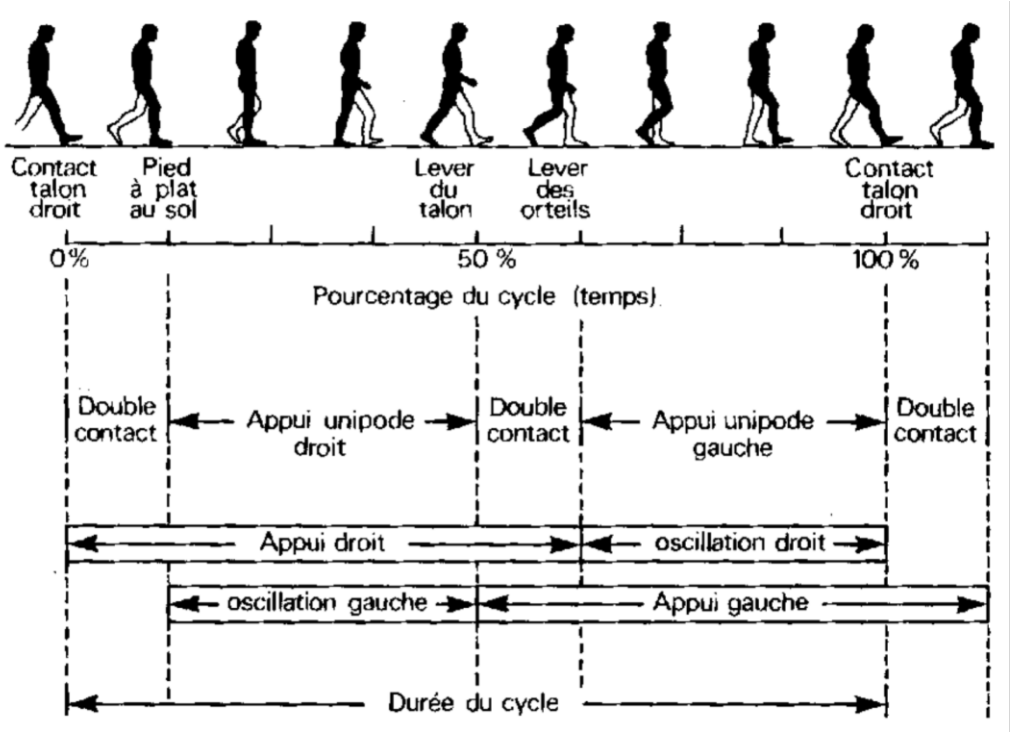


FIGURE 2 : CYCLE DE LA MARCHE (E.VEIL)

1.4.2 Caractéristiques de la marche en cannes anglaises

Plusieurs types de marche en cannes anglaises sont décrits dans la littérature : l'ambulation croisée en deux ou quatre temps, l'ambulation pendulaire bilatérale et l'ambulation pendulaire unilatérale. Le type de marche est adapté en fonction des besoins et des déficits du patient. Dans le cadre d'une décharge du membre inférieur, nous utilisons couramment l'ambulation pendulaire unilatérale. Elle consiste à garder le membre lésé fléchi entre l'appui des cannes anglaises, et de balancer le membre sain entre les cannes pour qu'il prenne appui en avant de l'aplomb de celles-ci.

Il existe trois types d'ambulation pendulaire unilatérale : l'ambulation pendulaire unilatérale de contact, l'ambulation pendulaire unilatérale partielle et l'ambulation pendulaire unilatérale totale. Dans ce mémoire, nous nous intéressons particulièrement à l'ambulation unilatérale totale, qui permet une décharge complète du membre inférieur.

Lors de l'ambulation pendulaire unilatérale totale, la vitesse de marche avoisine les 3,6 km/h en moyenne (1). Elle est toujours moins efficace que la marche physiologique. D'après Berthe, « plus la décharge doit être importante au niveau du membre lésé, plus l'effort demandé aux membres supérieurs est intense, ». Dans tous les cas, l'ambulation en cannes anglaises entraine une augmentation du coût énergétique de la marche. La force pour se déplacer est 1,4 fois plus importante en ambulation pendulaire unilatérale de décharge et le surcoût d'énergie est 2,5 fois plus important comparé à une marche physiologique (1). Cette perte d'efficacité s'explique par une marche moins stable, qui nécessite un surcoût d'énergie lors des mouvements des bras pour soulever les cannes anglaises (en plus du membre inférieur) et à une amplitude d'oscillation du centre de gravité supérieure à la marche physiologique (1,15,16).

L'épaule, qui est habituellement une articulation suspendue conçue pour être mobile, devient une articulation porteuse. Il s'agit d'une articulation peu congruente due à sa morphologie osseuse. La stabilisation de l'épaule est principalement assurée par le système musculaire et ligamentaire. Lors de la marche en cannes anglaises, les contraintes qui s'appliquent sur l'articulation gléno-humérale atteignent jusqu'à 170 % du poids du corps (17). La répétition de ces contraintes sursollicite les systèmes de stabilisation de l'épaule. Des douleurs apparaissent (18), et provoquent à long terme des ténosynovites du long biceps (19). La marche en cannes anglaises ne sursollicite pas uniquement la racine du membre supérieur, car durant la phase d'oscillation, les forces maximales appliquées sur tout le membre supérieur correspondent à 130 % du poids du corps. Nous trouvons dans la littérature des lésions à court terme comme l'apparition de phlyctènes au niveau des mains et des douleurs au niveau du bord ulnaire de l'avant-bras (4,20).

Dans certains cas rares et après une longue période de béquillage (allant de quatre semaines à plusieurs mois), nous recensons l'apparition de fractures de fatigue au niveau de l'ulna (4,21), ainsi que des cas de compression des nerfs périphériques entrainant des lésions

au niveau du nerf médian et du nerf ulnaire (3). Ces lésions sont probablement causées par la position du poignet en hyper extension (22).

1.4.3 Limites des cannes anglaises

1.4.3.1 Polytraumatisme

La marche en cannes anglaises est très physique. Elle provoque une pression sur les membres supérieurs jusqu'à 130 % du poids du corps. Cette force est répartie entre la paume de main et l'avant-bras. Elle est ensuite transmise au coude, à l'épaule, et au muscle périscapulaire, provoquant de fortes tensions (16,18). Lorsqu'un de ces maillons est déficitaire, la marche en cannes anglaises est compromise. Dans le cas d'une blessure du membre inférieur, il est fréquent de retrouver une atteinte traumatique associée (23). Par exemple, un patient polytraumatisé dû à un accident sur la voie publique, peut avoir une fracture de cheville et en voulant amortir sa chute, provoque une entorse de poignet et de multiples contusions au niveau des paumes de main et de l'épaule. La fracture de cheville nécessite une décharge, mais l'utilisation de cannes anglaises est compromise étant donné les lésions « bénignes » du membre supérieur. Afin d'obtenir la décharge du membre inférieur, nous pouvons proposer un fauteuil roulant. L'autonomie du patient se trouve alors réduite.

1.4.3.2 Limitation d'activités

Les cannes anglaises assurent un déplacement de faible distance tout en déchargeant un membre inférieur. Elles constituent un problème lorsque les déplacements nécessitent dans un même temps une activité bimanuelle. Si l'environnement n'est pas adapté ou adaptable, les activités sont limitées. Lors de la vie quotidienne, 47,7 % des utilisateurs rencontrent des limitations d'activité. Par conséquent, ils sont 60,7 fois plus susceptibles de rencontrer des difficultés au quotidien (24).

D'un point de vue professionnel, si le poste de travail nécessite une activité bimanuelle en même temps qu'un déplacement, il est alors impossible pour le salarié de travailler. Si

l'aménagement de poste n'est pas possible, le salarié est placé en arrêt de travail. Dans certains cas (autoentrepreneurs ou des personnes ayant une activité libérale), il peut s'avérer compliqué de s'arrêter de travailler car cela crée une situation de carence pouvant avoir des répercussions financières si la convalescence dure dans le temps.

1.4.3.3 Décharges et incidence sur le système musculosquelettique

Dans le cadre de la traumatologie, les cannes anglaises sont utilisées pour décharger le membre inférieur lésé. Si une lésion au niveau du pied ou de la cheville nécessite une décharge, les cannes anglaises vont décharger le pied, mais pas uniquement. Elles déchargeront aussi le genou et la hanche. D'après certaines études, l'alitement et l'effet de la microgravité sur le système musculo-squelettique, engendre des risques de déminéralisation osseuse, également appelée ostéoporose d'immobilisation. L'ostéoporose d'immobilisation touche principalement les os porteurs. De nombreux mécanismes entrent en jeu mais le principal reste le manque de contraintes mécaniques. Ces contraintes mécaniques sont dues en partie à la pesanteur, mais aussi à l'activité musculaire. « Une activité musculaire sans charge (poids ou pesanteur) pourrait être insuffisante pour prévenir la perte osseuse comme semblent d'ailleurs le démontrer les études réalisées chez les nageurs ». Durant cette déminéralisation osseuse, nous retrouvons en parallèle une fonte musculaire associée. Les muscles les plus touchés sont les muscles antigravitaires (25–27). Une diminution du flux sanguin dans le membre inférieur lésé lors de la marche en cannes anglaises est également constatée. Elle s'explique par la diminution de contractions musculaires qui jouent le rôle d'une pompe dans la marche physiologique. L'apport sanguin joue donc un rôle essentiel pour le remaniement osseux (25).

Lors de la marche en cannes anglaises, le patient effectue une triple flexion (cheville, genou, hanche) mettant en retrait le membre inférieur lésé afin de faciliter la marche. De plus, le tronc s'incline légèrement vers l'avant et le bassin s'antéverse, ce qui augmente l'angle de flexion au niveau de l'articulation coxo-fémorale (28). Lors d'une immobilisation longue, une ankylose peut apparaître ainsi qu'une rétraction du système musculaire péri articulaire de l'articulation coxo-fémorale.

1.4.3.4 Observance

Lorsque la décharge du membre inférieur est recommandée par le médecin ou le chirurgien, les cannes anglaises sont un bon outil. L'observance de la décharge est dans 88 % des cas non respectée (29). Cette décharge est primordiale afin d'assurer la cicatrisation et d'éviter les complications post-opératoires. Ces complications se caractérisent par un descellement du matériel d'ostéosynthèse, une rupture de la jonction du foyer fracturaire, et une réouverture des plaies (29).

Il existe des alternatives plus spécifiques permettant une décharge localisée du membre inférieur afin de minimiser son impact sur le reste du corps et d'augmenter les capacités fonctionnelles.

1.5 Alternatives existantes aux cannes anglaises

Dans le cadre d'une décharge totale du membre inférieur, beaucoup de brevets ont été créés dans le but d'optimiser les cannes anglaises au niveau du confort, de la consommation d'énergie, de la vitesse lors de la marche, et à limiter le risque de lésions associées. Mais pour la plupart de ces innovations, seule la poignée ou l'embout des cannes anglaises ont été modifiés (1).

Quelques innovations très originales modifient le concept même des cannes anglaises. Parmi ces innovations, nous retrouvons des alternatives dites « béquilles mains libres » comme le FreedomLeg, iWalkFree ou le iWalk 2.0. Le iWalk 2.0 semble être l'alternative la plus prometteuse.

1.5.1 Le iWalk 2.0

Le iWalk a été développé aux États-Unis. Ce système est conçu pour être utilisé lorsque la décharge du tiers inférieur du segment jambier est recommandée. Il utilise le membre

inférieur comme appui, redonnant au bassin son rôle de train porteur. Nous retrouvons quelques études sur le iWalk qui montrent un réel intérêt pour cette aide technique. Certaines sont réalisées en coopération avec des membres de l'équipe de développement.

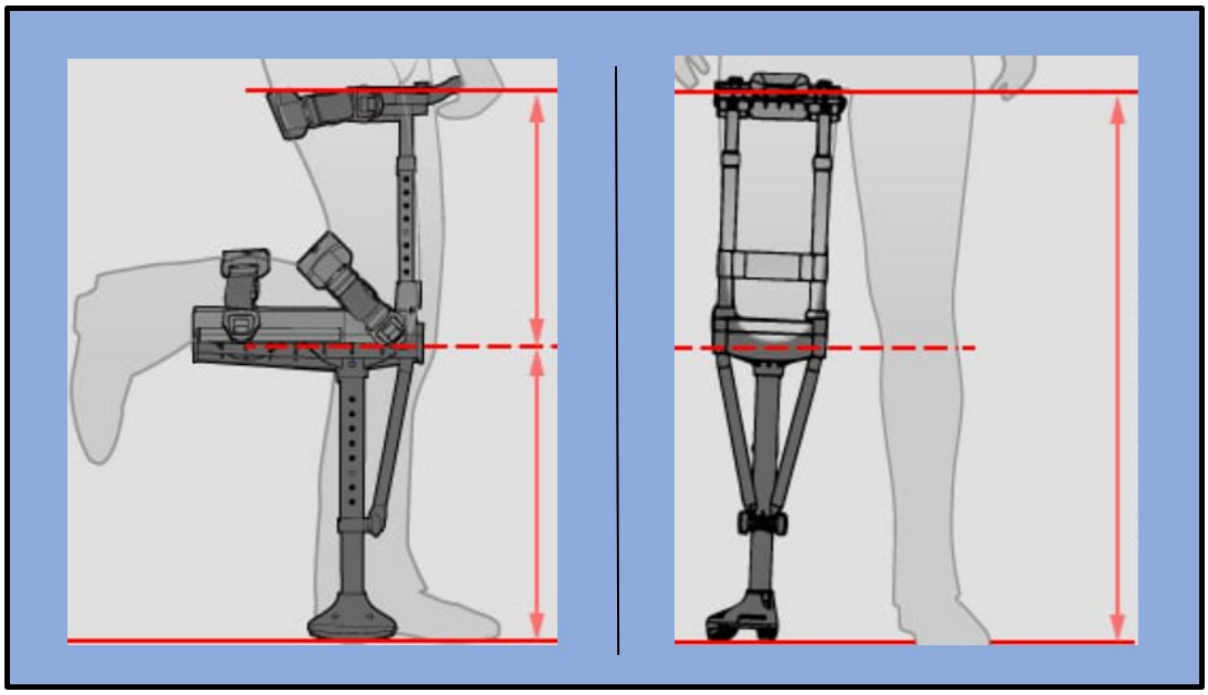


FIGURE 3 : SCHEMAS MODIFIES VUES DE PROFIL ET DE FACE DE IWALK 2.0

Le iWalk réduit les délais d'hospitalisation dans le cas de polytraumatismes impliquant la cheville ou le pied, associés à une ou des lésions ne permettant pas l'utilisation des cannes anglaises pour la décharge de la cheville (6). Il assure alors un retour plus rapide aux activités de la vie quotidienne et au travail.

La marche avec le iWalk permet d'avoir des contractions des muscles de la cuisse comparables aux contractions de la marche physiologique bipodale. Il permet ainsi de limiter l'amyotrophie des muscles antigravitaires sus-jacents à la lésion et stimuler la vascularisation du membre inférieur (30). Le iWalk met en charge les éléments articulaires et osseux sus-jacents au genou.

Lors de son utilisation, la sensation d'essoufflement et de fatigue est inférieure à celle que nous observons avec les cannes anglaises (6). La fréquence cardiaque est également diminuée (6). Bien qu'aucune étude n'ait été réalisée quant à la consommation d'énergie, la marche en iWalk est ressentie moins fatigante que la marche en cannes anglaises.

Cependant, il serait intéressant d'analyser la cinématique de la marche avec le iWalk. D'après une des photos prises au laboratoire du mouvement (ANNEXE I) et une vidéo disponible sur YouTube, j'ai pu observer quelque « défauts » de posture en statique sur la jambe portant de l'iWalk. Le genou semble immobilisé à 100° de flexion et nous retrouvons une accentuation de la lordose lombaire, une tendance du bassin à s'antéverser et une hanche en légère flexion avec le fut fémoral orienté vers le bas et l'avant dans un plan sagittal (ANNEXE I). En dynamique, la hanche ne donne pas l'impression de passer par une position d'extension et nous pouvons penser qu'il y a peu de pas postérieurs durant la marche. Lors de la phase d'oscillation, il y a une élévation du bassin homolatéral à l'iWalk, probablement due à un manque de raccourcissement du segment de l'iWalk. Nous observons un effet « jambe de bois ». Cependant, la cinématique de marche se rapproche de la marche humaine physiologique, il reste très ergonomique et fonctionnel au quotidien.

1.6 Alternative originale *Canopée*

1.6.1 Originalité du projet

Dans le cadre d'un traitement chirurgical ou orthopédique de la cheville et du pied, il est fréquent que le chirurgien préconise une décharge du membre inférieur avec ou sans immobilisation de la lésion. La durée de la décharge varie en fonction de l'étiologie de la lésion, du type de traitement et des complications opératoires. Elle dure de 2 à 8 semaines (31). En post-opératoire, le masseur-kinésithérapeute apprend la marche en cannes anglaises au patient, afin de lui redonner l'autonomie dans ses déplacements. Entre la prise en charge hospitalière et la prise en charge libérale, le patient est fréquemment livré à lui-même. Il est rare de voir des patients adressés à un cabinet libéral pour un maintien des capacités musculaires et entretien des amplitudes articulaires du membre inférieur en post opératoire durant la période

d'immobilisation. Pendant cette période, le patient se repose car la priorité est mise sur la décharge du membre inférieur afin d'éviter toutes complications post-opératoires. Or, seule la décharge du segment jambier est nécessaire. La décharge du reste du segment inférieur n'est pas profitable à une bonne convalescence et peut engendrer des troubles vasculaires, musculaires, osseux, articulaires sus-jacents à la lésion (cf. 1.3.3.3), ces troubles risquant d'augmenter le temps de rééducation.

Afin d'optimiser la marche et limiter les effets de la décharge pendant la convalescence, nous pouvons imaginer une aide technique originale qui, au même titre que les béquilles mains libres, permettrait spécifiquement de décharger la cheville et le pied (tiers inférieur du segment jambier) et dans un même temps mettre en charge les structures musculosquelettiques sus-jacentes au genou. Nous axerons le développement sur le maintien d'une marche physiologique bipodale, en recrutant les amplitudes articulaires de la hanche, en minimisant l'immobilisation du genou, en recrutant les muscles antigravitaires, le tout en conservant une marche sécuritaire. L'objectif est d'augmenter les capacités fonctionnelles du patient pendant la convalescence et de réduire son temps de rééducation.

Le masseur-kinésithérapeute a un rôle fondamental dans la rééducation des patients. Il possède des compétences d'expertise dans le domaine de la rééducation qui peuvent être mises en avant lors de la conception d'outil de rééducation. Il a sa place au sein d'une équipe de recherche pluridisciplinaire.

Nous avons réalisé une étude préliminaire portant sur le développement et l'analyse d'un prototype dont les axes de développement seraient :

- l'optimisation des fonctions restantes du membre inférieur lésé dans le cadre d'une décharge totale du tiers inférieur du segment jambier
- la possibilité d'une marche physiologique et fluide mettant en avant le bassin comme train porteur
- la libération des membres supérieurs afin de faciliter les activités bimanuelles concomitantes à la déambulation.

2. MATERIEL ET METHODE

2.1 Réflexion pluridisciplinaire autour de l'alternative aux cannes anglaises

La démarche s'est principalement axée autour de la kinésithérapie en ayant la marche humaine physiologique et la marche de l'amputé (marche appareillée la plus proche de la marche physiologique) en référence.

2.1.1 Création d'une équipe

Pour ce projet, trois personnes de mon entourage m'ont rejoint afin de former une équipe pluridisciplinaire. Cette équipe est composée d' un étudiant en dernière année à l'ENSGSI (école nationale supérieure en génie des systèmes et de l'innovation), compétent dans le développement de produits et de génie industriel, un étudiant en dernière année à l'EEIGM (école européenne d'ingénieurs en génie des matériaux) qui possède des connaissances en mécanique générale, mécanique des matériaux et résistance des matériaux et un intervenant chef de projet en matériaux composites formé à l'IPC (Innovation Plasturgie composite), orienté dans le domaine de la santé et du grand appareillage. Il possède des notions de conception mécanique (gestion de projet et connaissance des matériaux composites).

Cette pluridisciplinarité a permis de confronter nos points de vue, d'enrichir nos connaissances et compétences. Elle a contribué à des échanges constructifs.

2.1.2 Réunion de créativité

Nous avons réalisé des réunions de créativité avec pour objectif de faire ressortir des idées nouvelles, en utilisant les méthodes développées ci-dessous. Les personnes citées dans la section ci-dessus et moi-même avons participé à deux séances de créativité effectuées en visioconférence sur zoom, afin de pouvoir les enregistrer.

Dans un premier temps, des idées non vérifiées sur le plan technique et financier ont pu émerger à l'aide d'un brainstorming classique, permettant d'obtenir une base de travail. Nous avons combiné, substitué, adapté, modifié, éliminé, et renversé les idées les plus prometteuses afin de faire ressortir une ébauche d'un nouveau concept. Cette méthode s'appelle un SCAMPER. Pour exemple, la partie « renverser » questionnait sur « comment rendre ces cannes anglaises les moins fonctionnelles possible », les solutions pouvant être « tampon en roulement à billes ». Après inversement de cette solution, il est possible de faire émerger une piste de solutions par rapport à la nécessité d'adhérence de cette béquille. De ces solutions émergées, il a été possible de faire ressortir un concept de cannes anglaises de nouveau genre, qui peut dès lors être confronté aux contraintes techniques, économiques, d'hygiène, de sécurité… Cette méthode SCAMPER a été impulsée par Alex Osborn qui est l'inventeur du brainstorming et développée par Bob Eberle (32).

Ces séances ont eu lieu sans que les participants aient eu connaissance au préalable des alternatives aux cannes anglaises existantes, l'objectif étant de développer notre propre alternative et de partir sur des bases nouvelles. Une personne du groupe étant formée à la mise en place de séances de créativité, elle s'est chargée d'animer ces deux séances. À la suite de ces séances, 23 entretiens individuels avec un membre de l'équipe (15 en visioconférence, 7 en présentiel) ont été nécessaires pour sélectionner puis affiner les solutions envisagées.

2.2 Conception

2.2.1 Cahier des charges

À la suite des séances de créativité et de nombreux entretiens, nous avons établi un cahier des charges représenté sous la forme d'un tableau de tri croisé. Ce tableau hiérarchise les fonctions et les caractéristiques attendues dans la fabrication de notre alternative aux cannes anglaises (exemple : poids, décharge du membre inférieur, esthétique, position du membre lésé…).

Nous avons séparé le concept *Canopée* en trois parties qui aboutissent à trois solutions. La première partie concerne l'interface qui relie le membre inférieur lésé à *Canopée*. La deuxième partie est la partie qui relie l'interface au pied, « la jambe du prototype ». La dernière partie concerne le pied permettant le contact entre *Canopée* et le sol. (Nous pouvons faire le parallèle avec le grand appareillage de l'amputé fémoral avec l'interface, le genou et le pied).

2.2.2 Plans de *Canopée*

Pour donner suite aux différentes réflexions menées lors de la réalisation du cahier des charges, nous avons réalisé des plans. Ils ont été réalisés à la main, et mettent en scène les différents mécanismes et les solutions apportées. Ces plans ont servi de base afin d'optimiser les différents mécanismes. Ils ont évolué tout au long de la création du prototype, en prenant en compte les contraintes mécaniques et physiques.

2.3 Construction

Afin de tester et analyser la solution apportée à *Canopée*, nous avons fabriqué un prototype. Celui-ci doit être fonctionnel, c'est-à-dire suffisamment solide afin de prendre appui dessus et marcher. La réalisation du prototype étant limitée par l'aspect financier et technique, nous avons axé la construction sur sa solidité et sa fonctionnalité. Ce prototype a été conçu sur mesure à mes dimensions, pour des raisons de praticité. L'objectif est de pouvoir construire, tester et ajuster rapidement sans être dépendant d'une personne extérieure.

Afin d'avoir un avis extérieur, nous avons fait appel à M. Callens, orthoprothésiste à l'IRR Louis-Pierquin à Nancy. Fort de son expérience sur le grand appareillage, M. Callens nous a fait part de ses impressions, solutions et idées quant à la réalisation de *Canopée*.

2.3.1 Matériaux utilisés

Nous avons utilisé des matériaux solides, malléables et faciles à assembler. Quand il s'est avéré possible, nous avons utilisé des matériaux issus de la récupération afin de minimiser les coûts de fabrication. Pour réaliser l'interface, nous avons utilisé du bois, un skateboard, deux coulisses, une corde, des sangles, des tubes PVC, de la mousse de protection, une ceinture lombaire, du velcro, différents tissus, ainsi que des fils de couture. Pour réaliser la jambe et le pied, nous avons utilisé de l'acier, de l'aluminium, du caoutchouc, des ressorts, des vis, des boulons.

2.3.2 Outillage

Pour travailler le bois, nous avons utilisé une scie circulaire, une scie sauteuse, un rabot et une ponceuse orbitale. Pour travailler le fer, nous nous sommes servis d'un poste de soudure, un casque de soudure photoélectrique, une scie à métaux, une disqueuse, une perceuse sans fils et une perceuse à colonne. Pour le PVC, nous avons pris une scie et un décapeur thermique qui furent nécessaires pour réaliser le thermoformage. Concernant le tissu, des ciseaux de couture, un emporte-pièce pour le cuir et une machine à coudre ont été nécessaires.

2.3.3 Assemblage

C'est lors de cette étape que nous avons créé, assemblé et ajusté les pièces les unes avec les autres. Chaque pièce a été faite sur mesure. Pour la réalisation, nous avons pris les mesures des pièces directement sur moi. Une fois les pièces créées, je les ai essayées afin d'ajuster et vérifier leur adaptation sur ma morphologie avant leur assemblage.

L'assemblage a été réalisé en trois temps. Dans un premier temps, nous avons réalisé le socle en bois avec le système de coulisse. Dans un second temps, nous avons réalisé le système de genou. Enfin, nous avons effectué toute la partie d'attache et de sanglage. Entre chaque

assemblage, nous avons réalisé des tests de solidité et de fonctionnalité afin de s'assurer que le système a été correctement réalisé.

2.4 Phase de tests au laboratoire du mouvement

Durant cette phase de tests, nous avons étudié deux modalités de marche. La première modalité est la marche naturelle sans aides techniques, qui est par la suite appelée « marche saine ». La deuxième modalité concerne la marche avec le prototype *Canopée*. Le prototype est porté sur le membre inférieur droit.

2.4.1 Objectifs

Le premier objectif est d'analyser les données quantitatives de la marche saine et de la marche avec *Canopée*. Pour ce faire, nous recueillons les paramètres spatio-temporels (le temps de double appui, le temps d'appui unipodal droit et gauche, la longueur du pas droit et gauche, et la vitesse de marche) avec deux modalités de marche différentes. Le second objectif est d'analyser et comparer la cinématique de l'articulation coxo-fémorale dans un plan sagittal autour de l'axe X du repère (x ; y ; z) pendant un cycle de marche afin de mesurer l'angulation balayée. Le troisième objectif est la mesure de l'angle et le moment de force appliqués sur la jambe de *Canopée* lors de la phase d'appui.

2.4.2 Sujet

Pour atteindre les objectifs de la phase de test, nous comparons les données « marche avec *Canopée* » avec « marche saine » d'un même individu. Afin de limiter les variations interindividuelles, le protocole consiste en un sujet qui réalise plusieurs passages. Le sujet choisi est moi-même (pour des raisons pratiques, sanitaires et logistiques) : âgé de 24 ans, sportif, en bonne santé et ne possédant pas de boiterie visible à la marche. Je n'ai pas d'antécédents chirurgicaux ou de pathologies susceptibles de troubler le schéma de marche.

Canopée a donc été conçu sur mesure. Les tests sont réalisés avec des chaussures à semelles plates de la vie courante.

2.4.3 Protocole d'analyse de la marche

La marche s'effectue sur 10 mètres sans s'arrêter à allure constante et spontanée. Afin d'éviter les particularités cinématiques du membre inférieur lors de la phase d'accélération et de freinage, le sujet commence et finit deux minutes avant et après la piste d'enregistrement (distance de la piste d'enregistrement 6 mètres). Le sujet marche en direction d'un point situé au fond de la pièce. Aucune consigne particulière de marche n'a été donnée. Du temps libre a été accordé avant le passage avec le prototype (5 minutes), afin de s'habituer au matériel.

Pour pouvoir exploiter les enregistrements, trois passages valides sont nécessaires pour chaque modalité. Pour valider un passage, nous devons retrouver un appui sur chacune des plateformes de force AMTI. Si un passage possède une vitesse > 0,2 m/s par rapport à la moyenne des autres passages, il est supprimé, afin d'éviter toutes anomalies cinématiques dues à la différence de vitesse.

2.4.4 Recueil des données

L'analyse a été effectuée au laboratoire d'analyse clinique du Mouvement à l'Institut Régional de Réadaptation – Centre Louis Pierquin. Il est équipé d'un système d'analyse de mouvement en trois dimensions VICON qui utilise des marqueurs réfléchissants et dix caméras vidéo placées autour de la pièce avec un éclairage infra rouge (système opto-électronique, caméras VERO v2.2). L'équipement comprend également une unité lock lab dont la fonction est la détection, la génération et le stockage en temps réel des coordonnées 2D provenant des deux caméras vidéo VUE. Le couloir d'analyse a une taille de 6 mètres de longueur par 2,5 mètres de largeur et 2 mètres de hauteur. Le logiciel VICON Nexus 2.11 visualise et identifie les marqueurs de façon automatique. Il réalise aussi des analyses en 3D telle que la position

absolue ou relative des marqueurs, la position de segments définis par deux marqueurs, et l'angle entre deux segments définis par trois ou quatre marqueurs.

FIGURE 4 : SYSTEME DE MARQUEURS REFLECHISSANTS OPTOELECTRIQUE

Nous trouvons également un système de plateforme de forces AMTI. Les plateformes AMTI mesurent simultanément les trois composantes de force dans les trois plans autour des axes x ; y ; z (coordonnées cartésiennes) et trois composantes de moment (forces de torsions) autour des axes x ; y ; z.

Des caméras VICON VUE d'une résolution de deux mégapixels sont utilisées pour enregistrer la marche avec une sortie connectée avec le lock lab. Une caméra filme de profil,

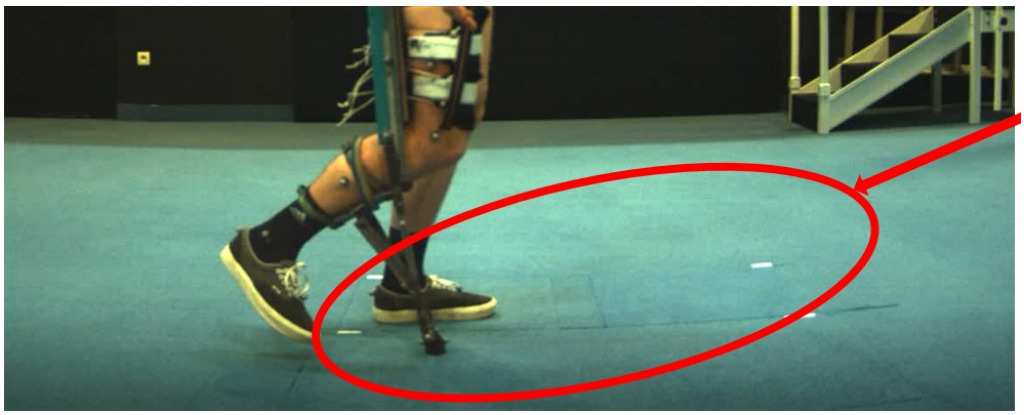


FIGURE 5 : PLATEFORME DE FORCE AMTI

l'autre de dos ou de face. Un affichage multifenêtre visualise de façon synchrone la vidéo, l'animation de la reconstruction tridimensionnelle des marqueurs et les différents signaux analogiques numérisés.

2.4.5 Traitement des données

Nous avons exploité et traité les données recueillies par Nexus avec le logiciel V polygone. Ce logiciel nous a permis de compiler les passages afin d'obtenir une moyenne.

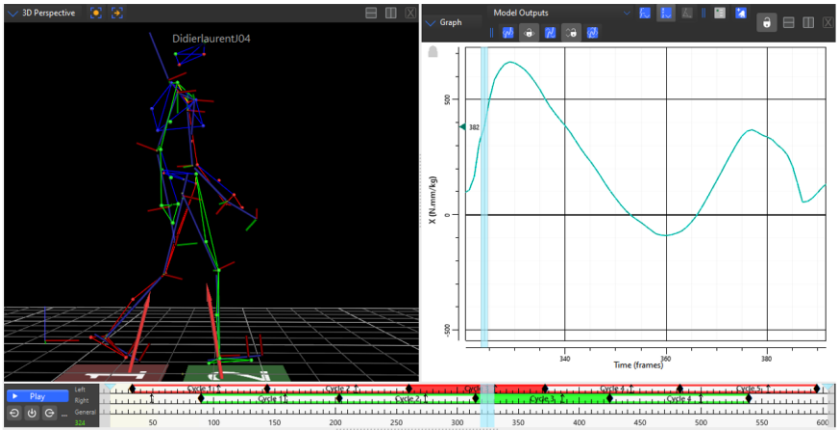


FIGURE 6 : SQUELETTE ET COURBE RECUEILLIS PAR LE LOGICIEL NEXUS

Le logiciel NEXUS divise un passage en plusieurs cycles de marche gauche et droite. Seul un cycle de la marche gauche et un cycle de la marche droite sont en relation avec la plateforme de force. Sur chaque passage, nous avons uniquement retenu les cycles en relation avec les plateformes de force. Nous avons compilé les cycles des différents passages pour en faire une moyenne, afin d'obtenir une courbe représentative. Nous avons par la suite cette courbe représentée sous forme de graphique.

3. RESULTAT

3.1 Conception

3.1.1 Cahier des charges

Après deux séances de créativité, nous avons classé les idées du brainstorming et du SCAMPER dans différentes catégories. Nous les avons ensuite analysés afin d'établir des fonctions. Nous distinguons deux types de fonctions : les fonctions primaires, qui sont les principaux objectifs fonctionnels que nous voulons atteindre et les fonctions contraintes, qui correspondent aux contraintes rencontrées dans le développement des fonctions primaires avec *Canopée*.

3.1.1.1 Fonctions primaires et fonctions contraintes

La fonction primaire 1 (FP1) : *Canopée* doit permettre une activité bimanuelle tout en se déplaçant (ramasser et transporter un objet d'un point A à un point B) et dans un même temps permettre la décharge totale du tiers inférieur du segment jambier. Le dispositif devra être principalement destiné à une utilisation dans un environnement intérieur, mais pourra aussi être utilisable à l'extérieur, sur un terrain varié (dévers < 5 et pente < 15°) ce qui représente la norme pour tous les accès de personnes à mobilité réduite. La personne doit être capable de descendre une marche de 10 cm sans aides techniques et un escalier à l'aide d'une main courante.

La fonction primaire 2 (FP2) : *Canopée* doit se rapprocher de la marche physiologique afin de conserver les capacités motrices et fonctionnelles du patient durant son immobilisation. Pour respecter la physiologie de la marche bipodale, le train porteur devra être la ceinture pelvienne. *Canopée* devra permettre le maintien des amplitudes articulaires existantes au niveau des articulations sus-jacentes à la lésion (genou et hanche) et un raccourcissement du membre inférieur lors de la phase d'oscillation afin d'éviter les boiteries de fauchage ou de steppage.

À la suite de la catégorisation des fonctions, nous avons priorisé les fonctions contraintes. Elles ont permis d'orienter le développement de *Canopée*. Chaque fonction contrainte a été mise en confrontation avec les autres, afin de déterminer leur importance relative. Cette évaluation s'est déroulée en équipe. Chaque collaborateur a voté pour décider si l'une ou l'autre fonction contrainte était la plus importante. En cas d'égalité de votes, nous avons argumenté notre point de vue et avons de nouveau voté. Si le résultat restait inchangé, il avait été décidé que mon vote comptait double. Pour voter, nous nous sommes basés sur les fonctions primaires et nos compétences respectives. Ces résultats ont été ensuite retranscris dans le tableau suivant.

Fonctions Contraintes	Détails
FC1 : poids	• Limiter les boiteries • Limiter la consommation d'énergie lors de la marche • Limiter les sur-sollicitassions des fléchisseurs de hanche et des stabilisateurs de bassin • Limiter l'inertie du membre inférieur lors de la marche
FC2 : ergonomie	• Avoir une mise en place du système rapide • Adaptable à plusieurs types de morphologie • Réglage simple et accessible • Prise en main rapide • Possibilité de s'assoir • Possibilité de monter des escaliers
FC3 : coût de fabrication	• Coût de fabrication entre 300 et 700€ afin de rester accessible malgré les technologies
FC4 : sécurité	• Résistance au choc • Pas de bords tranchants • Marche sécurisante (éviter le risque de chute) • Durable (doit être résistant au fil du temps)
FC5 : équilibre	• Pouvoir tenir debout en statique • Pouvoir maintenir son équilibre sans les mains lors de la marche • Limiter les pertes d'adhérence

FC6 : esthétique	• Forme moderne pour faciliter son intégration dans la société • Personnalisation de la couleur • Doit rester discret visuellement • Doit être silencieux lors de la marche
FC7 : système d'attache	• Maintenir l'appareil en suspension lors de la phase oscillante • Supporter la totalité du poids du corps sur un membre inférieur • Retour proprioceptif lors de l'appui • Limiter la contention due au serrage à (195 mmHg) du membre inférieur et permettre une circulation du sang efficace (P=F×S). La pression correspondant à la force multipliée par la surface. • Solidariser le membre inférieur lésé à l'appareil, dans le but d'avoir un appui précis et efficace lors de la marche.
FC8 : confort	• Utilisation sans douleur pendant 4 heures d'affilée en position debout • Vitesse de marche de confort avoisinant la vitesse du sujet sain (3-4 km/h). • Fluidité de la marche

3.1.1.2 Tableau de tri croisé

TABLEAU 1 : TABLEAU DE TRI-CROISE DES FONCTIONS CONTRAINTES

	FC2 Ergonomie	FC3 Coût	FC4 Sécurité	FC5 Equilibre	FC6 Esthétique	FC7 Fixation	FC8 Confort	Note	Rang
Poids FC1	FC2	FC1	FC4	FC5	FC1	FC7	FC8	2	6
Ergonomie FC2	FC2	FC4	FC5	FC2	FC7	FC2	4	4
Coût FC3	FC4	FC5	FC3	FC7	FC8	1	7
Sécurité FC4	FC4	FC4	FC4	FC4	7	1
Equilibre FC5	FC5	FC5	FC5	6	2
Esthétique FC6	FC7	FC8	0	8
Fixation FC7	FC7	5	3
Confort FC8	3	5

Nous avons recensé toutes les priorités relatives (priorités d'une fonction par rapport à une autre) des fonctions contraintes dans le tableau ci-dessus, afin de déterminer un ordre de priorité absolue (l'importance de la fonction contrainte parmi toutes les autres). Ce tableau est à deux entrées : une entrée par le haut et une entrée par la gauche. Pour le réaliser, nous avons commencé par sélectionner la FC1 (ligne) que nous avons confronté avec FC2, FC3, FC4, FC5, FC6, FC7, FC8. Le résultat de chaque confrontation se situe à la case d'intersection entre la ligne et la colonne. Puis, nous avons comptabilisé le nombre de fois où FC1 est prioritaire sur les autres FC. Elle apparait deux fois prioritaire, ce chiffre est alors inscrit dans la colonne note (et dans la ligne correspondant à la FC1). Nous avons réalisé le même processus avec la FC2 (ligne). La FC2 étant déjà comparé à la FC1 précédemment, nous allons seulement la comparer sur cette ligne à FC3, FC4, FC5, FC6, FC7, FC8 (colonne). Nous comptabilisons ensuite à nouveau le nombre de fois où FC2 apparait dans la totalité du tableau, qui correspond à sa note (4). Enfin, nous avons classé les notes de la plus grande à la plus faible. La place de la fonction dans ce classement apparait dans la colonne rang.

3.1.1.3 Diagramme de représentation graphique du tableau tri-croisé des fonctions contraintes

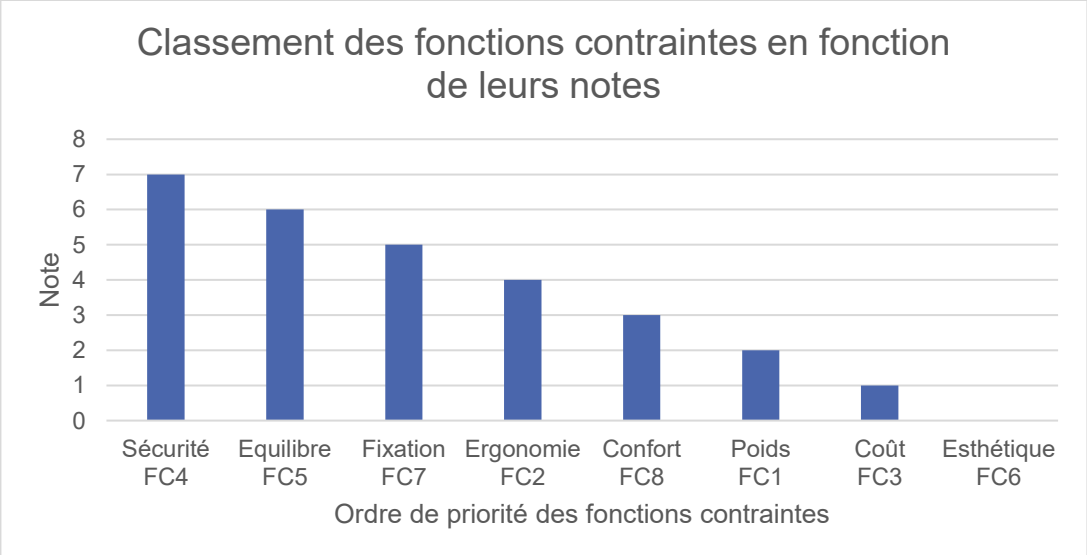


FIGURE 7 : DIAGRAMME DE REPRESENTATION GRAPHIQUE DU TABLEAU TRI-CROISE DES FONCTIONS CONTRAINTES

FC4 > FC5 > FC7 > FC2 > FC8 > FC1 > FC3 > FC6

Comme nous pouvons le constater dans le diagramme ci-dessus, nous devons jouer sur la sécurité, l'équilibre, la fixation et l'ergonomie lors de la marche afin d'atteindre les principaux objectifs de développement *Canopée*. A la suite de cette hiérarchisation s'ensuit la phase de recherche de solutions. Face aux différentes contraintes, il est nécessaire de trouver une solution optimale.

3.2 Les solutions originales adoptées

3.2.1 Système d'attache

Le système d'attache transfère le poids du corps sur l'aide technique lors de la phase d'appui unipodale. Sur *Canopée*, l'appui se fait au niveau des tissus mous de la cuisse : le système vient enserrer la cuisse suffisamment pour la solidariser afin de pouvoir prendre appui dessus. Le système d'attache autour des tissus mous pose quelques contraintes : il faut obtenir un serrage suffisamment puissant afin que le fut fémoral soit solidaire de l'appareil et qu'il ne glisse pas vers le bas à travers le serrage. Le serrage doit être puissant mais doit aussi permettre une bonne circulation sanguine afin de ne pas avoir de garrot. Pour remédier à ces contraintes, nous avons réalisé un système de serrage qui se met en tension lors de l'appui et qui se relâche lors de la phase d'oscillation.

Le système est composé de trois parties. Ces parties se situent dans un plan sagittal les unes derrière les autres. Sur *Canopée*, la première partie est une plaque fixe et solidaire (socle du système). La deuxième partie est une plaque mobile dans un plan frontal sur un mouvement de translation haut/bas par rapport au socle. Cette mobilité est créée grâce à un système de coulisse. Elle est antérieure au socle et solidaire et postérieure à la cuisse. La troisième partie est une pièce souple qui vient galber l'avant de la cuisse. Cette partie est attachée à des cordelettes en nylon. Ces cordelettes relient le socle à la troisième partie en passant à travers la deuxième partie (Fig. 7).

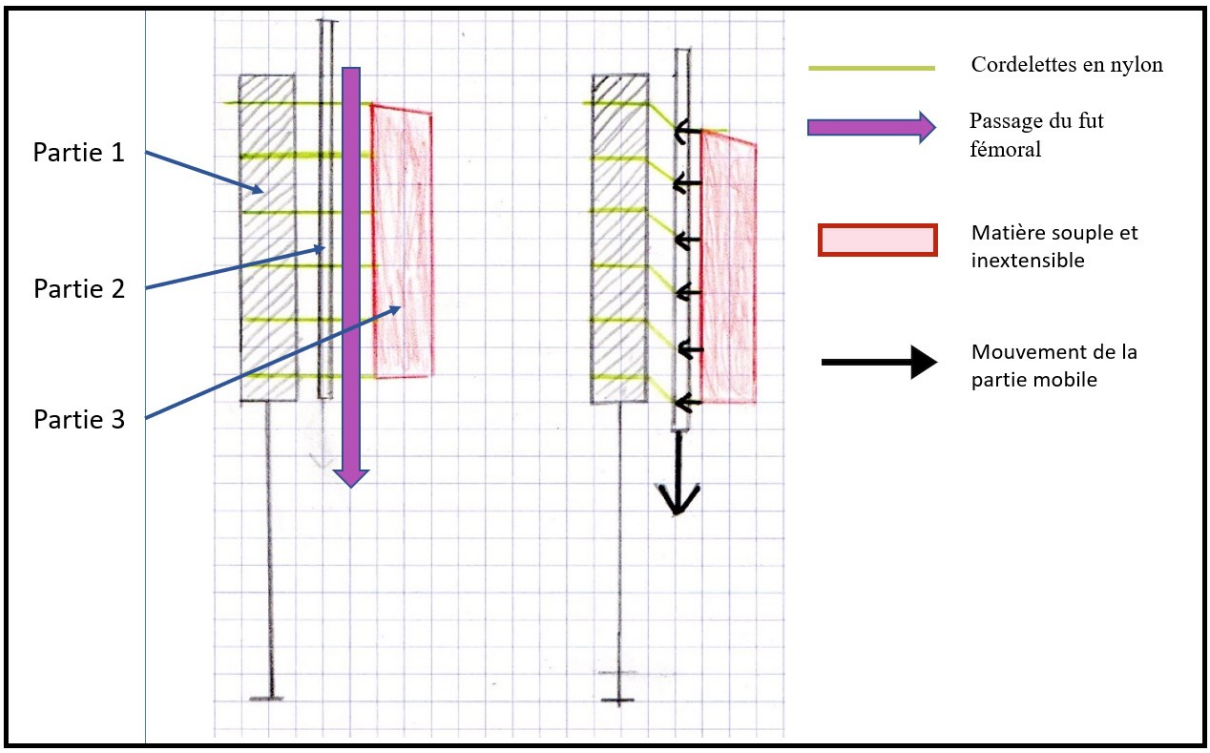


FIGURE 8 : SCHEMA DU SYSTEME D'ATTACHE EN VUE SAGITTALE

Lors de la phase d'appui, le socle est fixe (en appui sur le sol), et la deuxième partie qui est solidaire de la cuisse (système de scratchs) est mobile par rapport au socle (système de coulisse). Cette deuxième partie va, lors du transfert du poids du corps sur la cuisse, s'abaisser petit à petit par rapport au socle. Elle permet la tension des cordelettes, car elle possède un point d'ancrage sur le socle (fixe) et sur la troisième partie. Entre la première et troisième partie, nous retrouvons la deuxième, qui lors de son abaissement offre un point de réflexion aux cordelettes. La distance des cordelettes entre la deuxième et troisième partie est raccourcie, augmentant ainsi la force de serrage (Fig. 8). Afin de répartir les contraintes, nous avons disposé quatre cordelettes de chaque côté sur la hauteur de la cuisse.

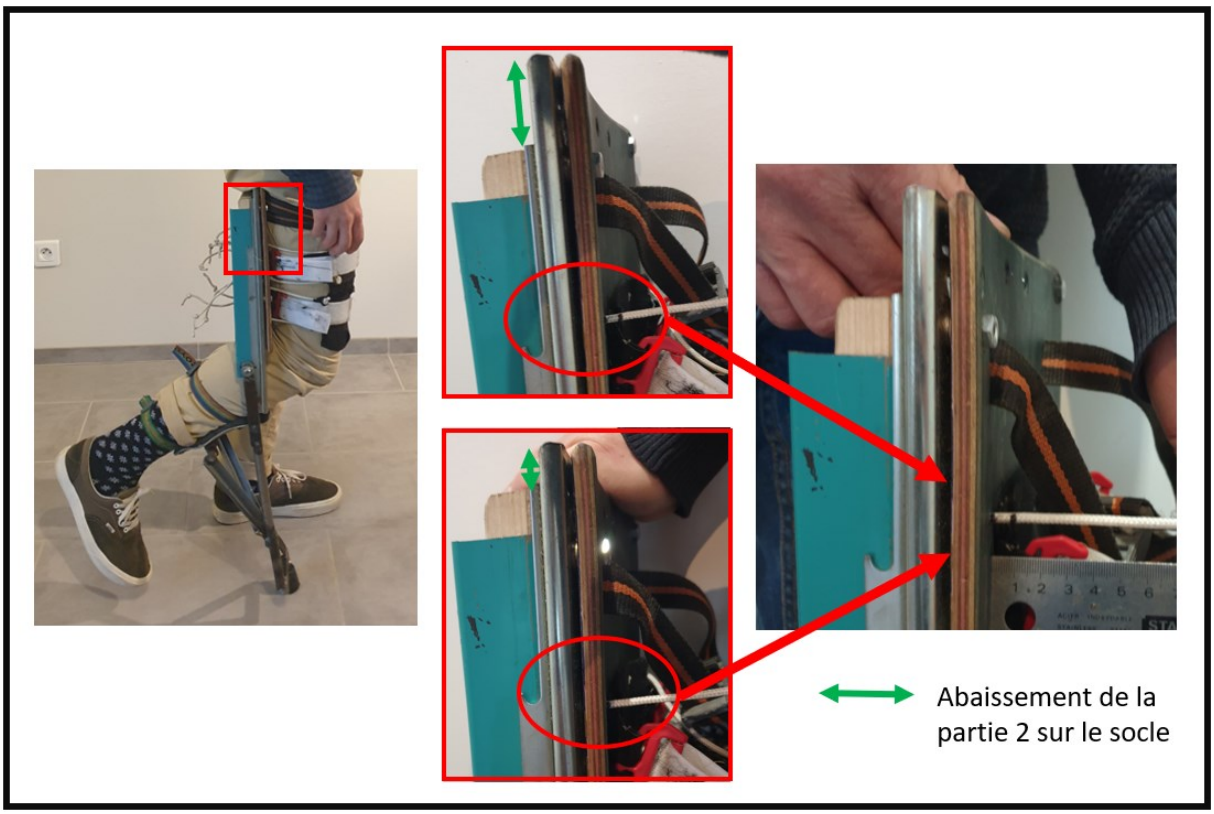


FIGURE 9 : MISE EN TENSION DES ELINGUES LORS DE LA PHASE D'APPUI

Nous obtenons un raccourcissement des cordelettes d'1 cm de chaque côté lors de la phase d'appui, ce qui augmente la force de serrage. A *contrario*, l'allongement des cordelettes lors de la phase d'oscillation relâche la force de serrage qui permet au sang de circuler.

Une sangle a été placée au-dessus de ce système. Elle est fixée sur la deuxième partie et contourne par l'avant le fut fémoral à son niveau proximal niveau proximal. Elle permet de maintenir l'appareil afin d'éviter sa chute lors de la phase de suspension.

3.2.2 Genou articulé

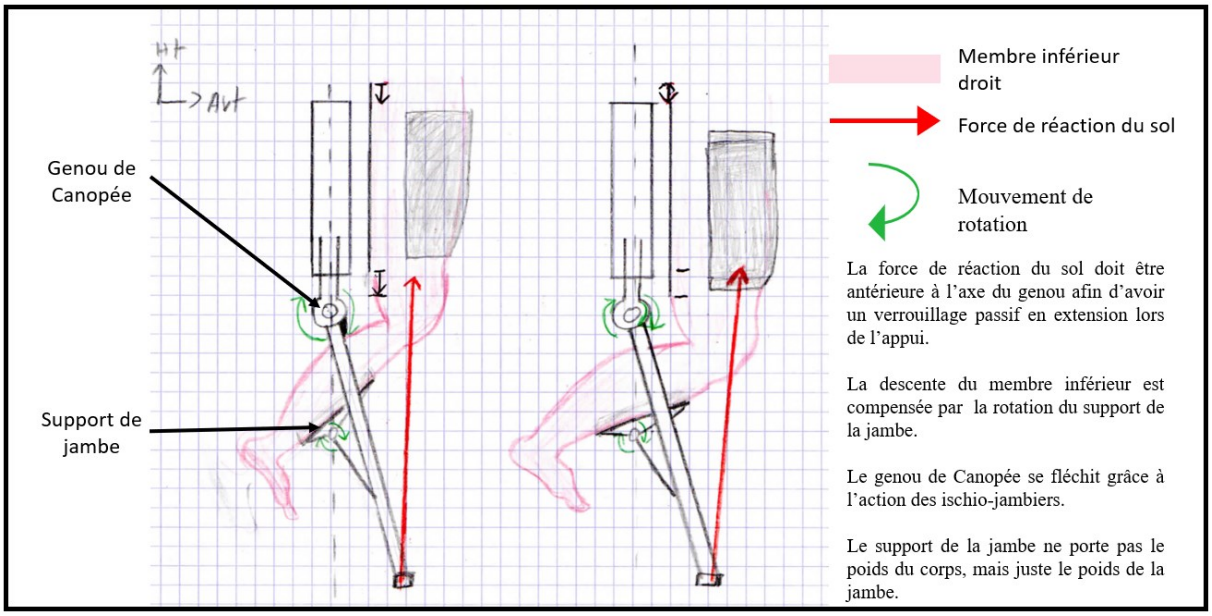


FIGURE 10 : PLAN DU SYSTEME DE GENOU DE *CANOPEE*

L'objectif de la création du genou est d'obtenir le raccourcissement du membre inférieur lors de la marche afin de limiter la boiterie. Nous avons rencontré beaucoup de contraintes pour sa réalisation et le système mécanique créé reste imparfait. Le système conçu permet la descente du fut fémoral tout en supportant le segment jambier, une flexion de genou lors du passage du pas et un verrouillage passif lors de l'appui.

Pour avoir un verrouillage passif lors de l'appui, la ligne de charge doit passer en avant du centre articulaire du genou de *Canopée*. Afin de rendre ce verrouillage plus sûr, nous avons fait le choix de postérioriser le moment de force d'extension du genou. Il est ainsi augmenté et permet la sécurité de l'appui. Cette sécurité d'appui a été choisie au dépend de la flexion de genou de *Canopée* (Fig. 6) car pour fléchir la charnière, il faut une action des ischio-jambiers et donc une flexion du genou. Cependant, le centre articulaire du genou et la charnière ne sont pas les mêmes. Une autre option aurait été possible (CF discussion).

La charnière est une articulation de type plat sur plat, avec une butée antérieure limitant l'extension à une vingtaine de degrés. Cet angle a été déterminé afin que le pied se situe à l'aplomb de la ligne de charge dans un plan sagittal en position debout.

3.2.3 Construction et assemblage

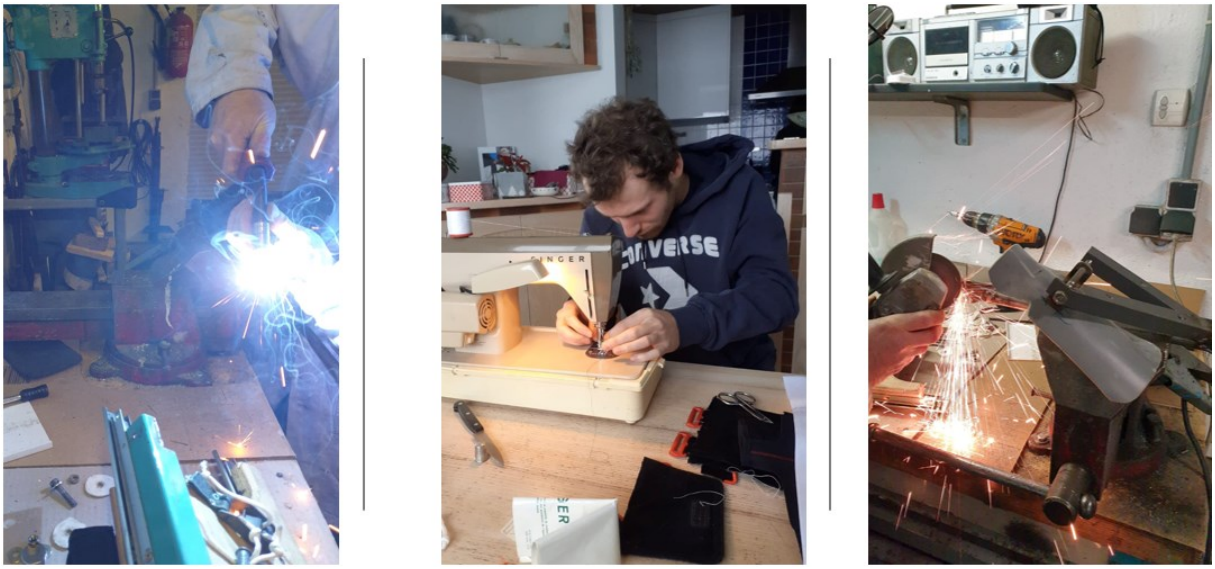


FIGURE 11 : PHOTOS DE L'ASSEMBLAGE DES DIFFERENTES PARTIES

Pour l'assemblage, nous avons respecté la ligne de charge physiologique du membre inférieur dans le plan frontal (tête fémoral, trochlée fémoral et pied de *Canopée*). Les forces de torsion apparaissent donc limitées.

Après assemblage, *Canopée* mesure 82 cm de haut et pèse 4,2 kg. Les systèmes mis en place sont fonctionnels. *Canopée* est suffisamment solide pour supporter le transfert de mon poids (72 kg) en appui unipodal. Nous observons néanmoins une souplesse relative des matériaux. Le système de mise en place nécessite l'assistance d'une tierce personne.

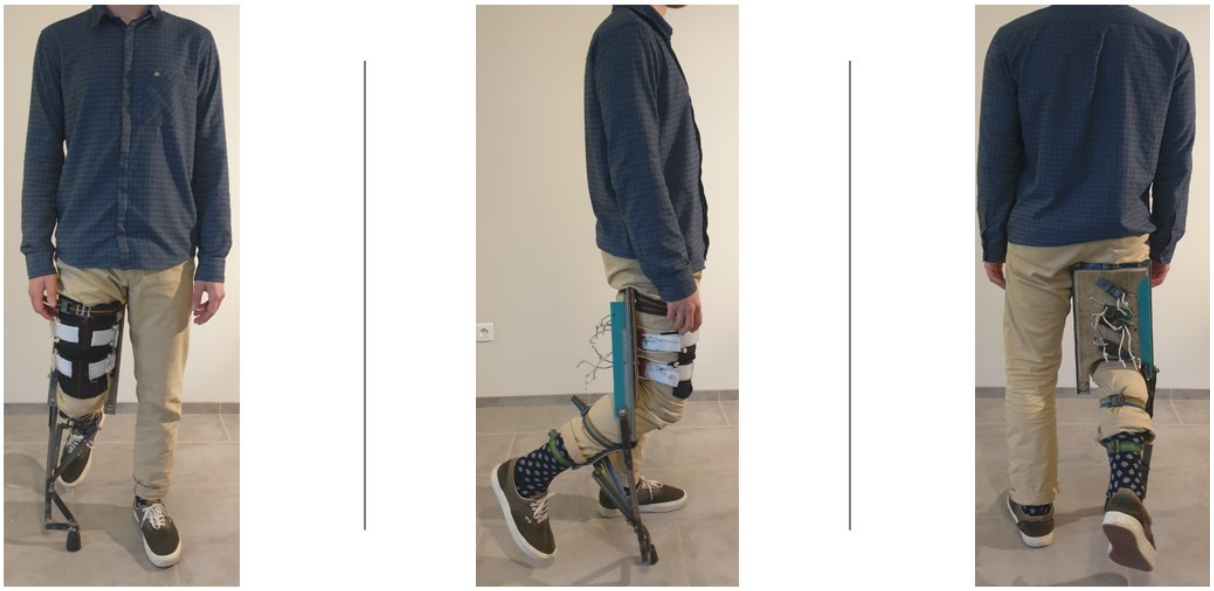


FIGURE 12 : VUES DE FACE, DE PROFIL ET DE DOS DU PROTOTYPE *CANOPEE* PORTE

3.2.3.1 Observations

La prise en main de *Canopée* est rapide et la marche est fonctionnelle. Nous pouvons aisément réaliser une activité bimanuelle lors de la marche. La marche est aisée à faible vitesse, mais plus compliquée à vitesse rapide. Le prototype est stable et l'équilibre est facile en position debout statique. Lors de la marche, nous obtenons une contraction isométrique forte du quadriceps et des ischios jambiers afin de rigidifier l'appui et augmenter les serrages. Lors de la phase oscillante, le système de serrage se relâche sans pour autant que le prototype ne glisse le long du membre. Le pied et la cheville sont bien en décharge et le pied est proche du sol lors de l'attaque du pas droit. Après quelques allers et retours, la jambe de *Canopée* semble légèrement courte, ce qui provoque un abaissement homolatéral du bassin lors de l'attaque du pas et une triple flexion du membre inférieur controlatéral augmenté lors de la phase d'oscillation (côté gauche). La marche est confortable sur une faible distance. Après un petit temps d'adaptation et une prise de confiance, le poids du corps se transfert aisément sur *Canopée*.

3.3 Analyse quantitative de la marche

Cette analyse s'est déroulée au laboratoire du mouvement. Dans cette étude, nous traitons deux marches différentes sur un même sujet afin d'avoir un point de comparaison et un minimum de variabilité inter-individuelle. Les modalités de marche sont la marche sans aides techniques appelée « marche saine » et la marche avec l'aide technique *Canopée*. Pour l'analyse de la marche, nous rappelons que *Canopée* est porté sur le membre inferieur droit.

.

3.3.1 Paramètres spatio-temporels

Grâce à ces résultats, nous pouvons apprécier la symétrie gauche et droite au sein d'une même marche et comparer la marche avec *Canopée* à la marche saine.

TABLEAU 2 : PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS DU SUJET SANS AIDES TECHNIQUES ET DU SUJET AVEC *CANOPEE*

Conditions de marche	Sans aides techniques		*Canopée*	
Membre inférieur	Gauche	Droite	Gauche	Droit
Cadence (pas/min)	107,53	106,51	85,50	84,50
Vitesse de marche (m/s)	1,25	1,23	0,69	0,69
Durée du cycle (s)	1,12	1,13	1,41	1,43
Distance du cycle (m)	1,39	1,39	0,97	0,98
Durée du pas (s)	0,55	0,58	0,61	0,80
Distance du pas (m)	0,68	0,71	0,55	0,46
Phase d'appui (%)	63,92	62,43	70,76	59,32
Durée du simple appui (s)	0,41	0,40	0,52	0,43
Durée du double appui (s)	0,31	0,31	0,46	0,43

La marche sans aides techniques est 1,7 fois plus rapide que la marche avec *Canopée*.

Le pas avec *Canopée* est plus grand du côté gauche (0,55 m) que du côté droit (0,46 m). Le pas est dans l'ensemble moins grand avec *Canopée* que lors de la marche saine. La distance de cycle est symétrique avec *Canopée* de 0,97 à gauche et 0,98 à droite. La distance du cycle est 31 % moins élevé avec *Canopée* que lors de la marche sans aides techniques. La durée du double appui avec *Canopée* est de 0,46 s à droite et 0,43 s à gauche. Pour le côté sain, nous retrouvons une durée de double appui de 0,31 s du côté droit et gauche. Le double appui est symétrique mais plus long avec *Canopée*.

Concernant la phase d'appui, elle correspond à 70,76 % du cycle de marche pour le côté gauche et à 59,32 % du cycle de marche pour le côté droit avec *Canopée* : il y a donc une forte asymétrie. Pour la marche saine, le temps d'appui est de 63,92 % du côté gauche et de 62,43 % du côté droit. Nous constatons une augmentation de la phase d'appui de 7 % du cycle total de marche du côté gauche avec *Canopée* par rapport au sujet sans aides techniques. Le côté droit voit une diminution du temps d'appui de 3 % par rapport à la marche sans aides techniques.

3.3.2 Cinématique de la hanche

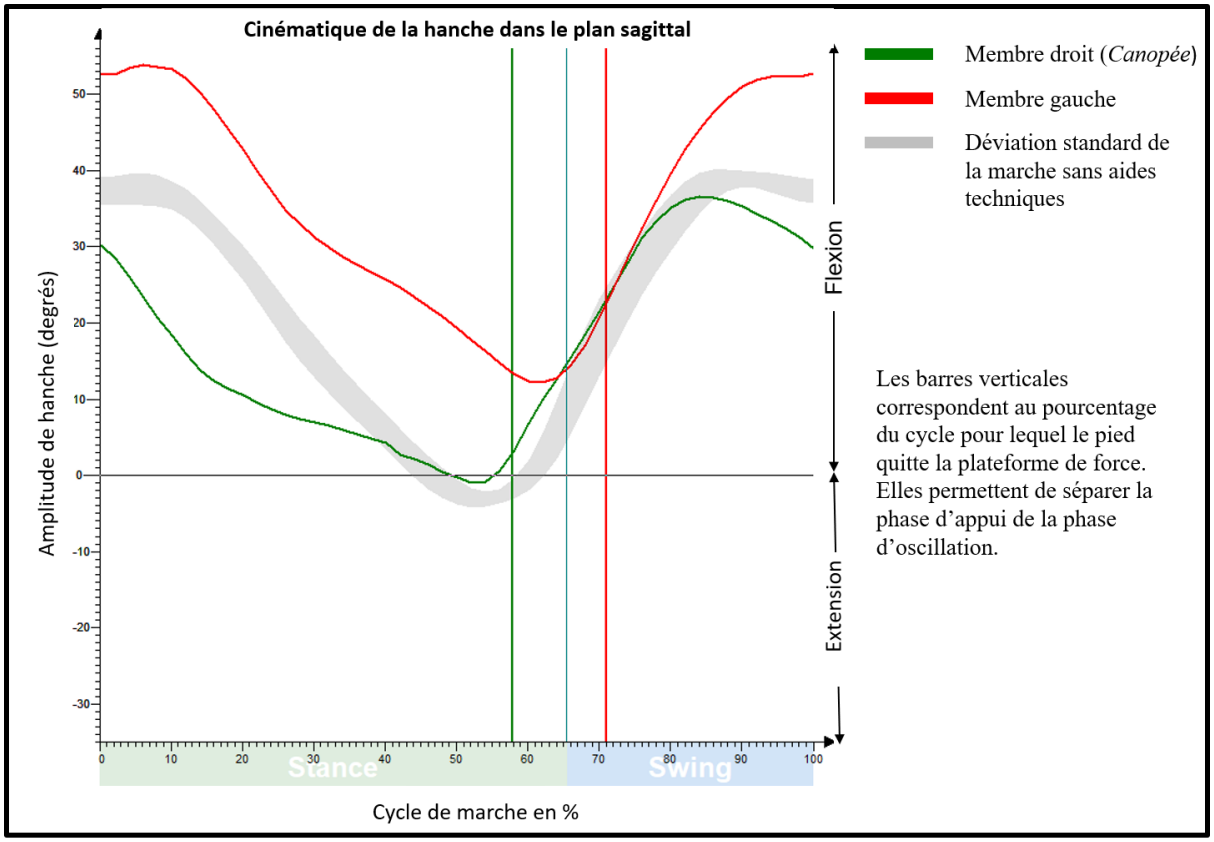


FIGURE 13 : CINEMATIQUE DE LA HANCHE DANS LE PLAN SAGITTAL

Les trois courbes ont une forme sinusoïdale avec un sommet et un creux qui nous donnent respectivement la flexion et extension maximale de l'articulation coxofémorale par rapport au cycle de marche. Dans la marche physiologique, la flexion maximale correspond à l'attaque du pas lors de la pose du talon. En effet, pour allonger le pas vers l'avant nous fléchissons la hanche, tendons le genou et abaissons le bassin du membre inférieur homolatéral. Nous distinguons une flexion maximale de la hanche droite avec *Canopée* lors de la phase d'approche (entre 80 et 90 % du cycle). La courbe diminue légèrement ensuite. Au moment de l'attaque du pas, il y a une diminution de 10° par rapport à la flexion maximale.

Nous observons une différence de hauteur des courbes, mais celles-ci ont une forme similaire. Nous retrouvons physiologiquement une extension maximale lors de la phase de

propulsion, car une partie de l'énergie de la propulsion est utilisée pour amorcer la flexion de hanche. L'extension de hanche maximale pour une marche sans aides techniques est ici de -3°. Les amplitudes balayées par la hanche gauche vont de 14° à 50° avec une amplitude de mouvement de 36°. Les amplitudes balayées par la hanche droite varient entre -2° à 35° avec une amplitude de mouvement de 38°. L'extension maximale de la hanche a lieu à 58 % du cycle pour le membre inférieur droit, 64 % du cycle pour le membre inferieur gauche et à 53 % pour le membre sain.

3.3.3 Mesure angulaire du genou portant *Canopée*

Cette chronophotographie a été réalisée grâce aux vidéos prises au laboratoire du mouvement. Le logiciel et mes connaissances ne m'ont pas permis de modéliser un squelette 3D sans que le pied ne soit en contact avec le sol. J'ai donc opté pour une analyse de la cinématique du genou à l'aide d'une chronophotographie.

FIGURE 14 : CHRONOPHOTOGRAPHIE DE LA MARCHE AVEC *CANOPEE*

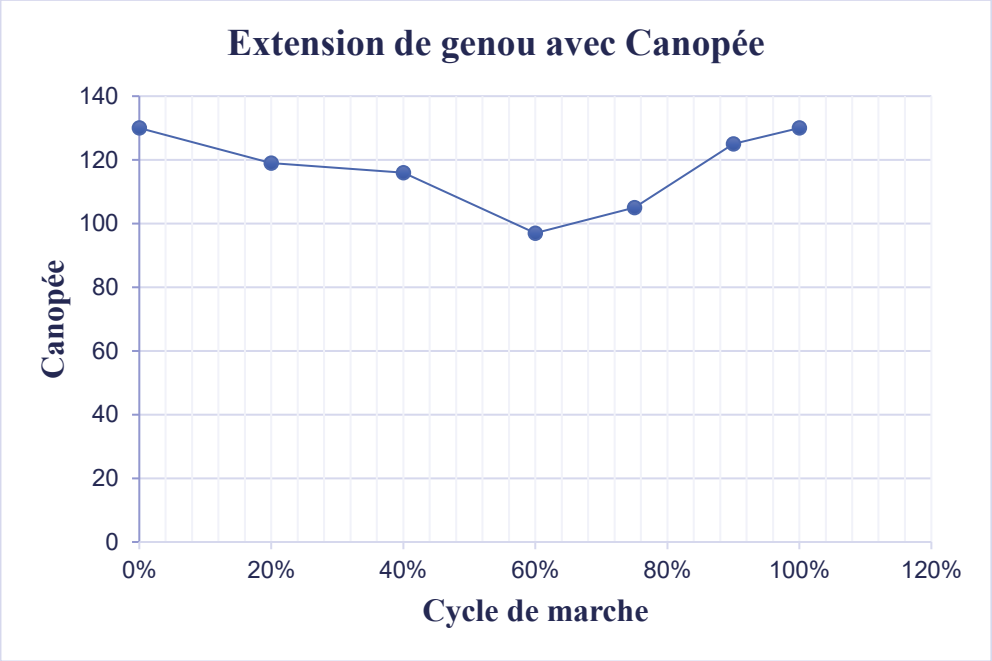


FIGURE 15 : ANGLE DE FLEXION DE GENOU DROIT AVEC *CANOPEE*

La flexion du genou portant *Canopée* n'est pas fixe : en effet, elle varie en fonction du cycle de marche. Le genou est toujours dans une position supérieure à 90° d'extension et varie entre 97 et 130° lors de l'extension maximale réalisée lors de la marche. L'extension maximale est retrouvée lors de l'attaque du talon au début du cycle de la marche (130°) et l'angle diminue légèrement pour se stabiliser aux alentours de 120° d'extension (entre 20 et 40 %). Nous observons par la suite une flexion rapide correspondant au décollement du pied sur le sol. La flexion maximale est observée au début de la phase d'oscillation du membre inférieur droit (60 %).

3.3.4 Cinématique de la charnière « genou » de *Canopée*

Ces données sont recueillies en modifiant le modèle de calcul sur NEXUS. Le centre du genou précédemment placé sur le corps (pour le calcul de la cinématique de la hanche) est ici placé sur la charnière afin d'avoir le centre articulaire de la prothèse.

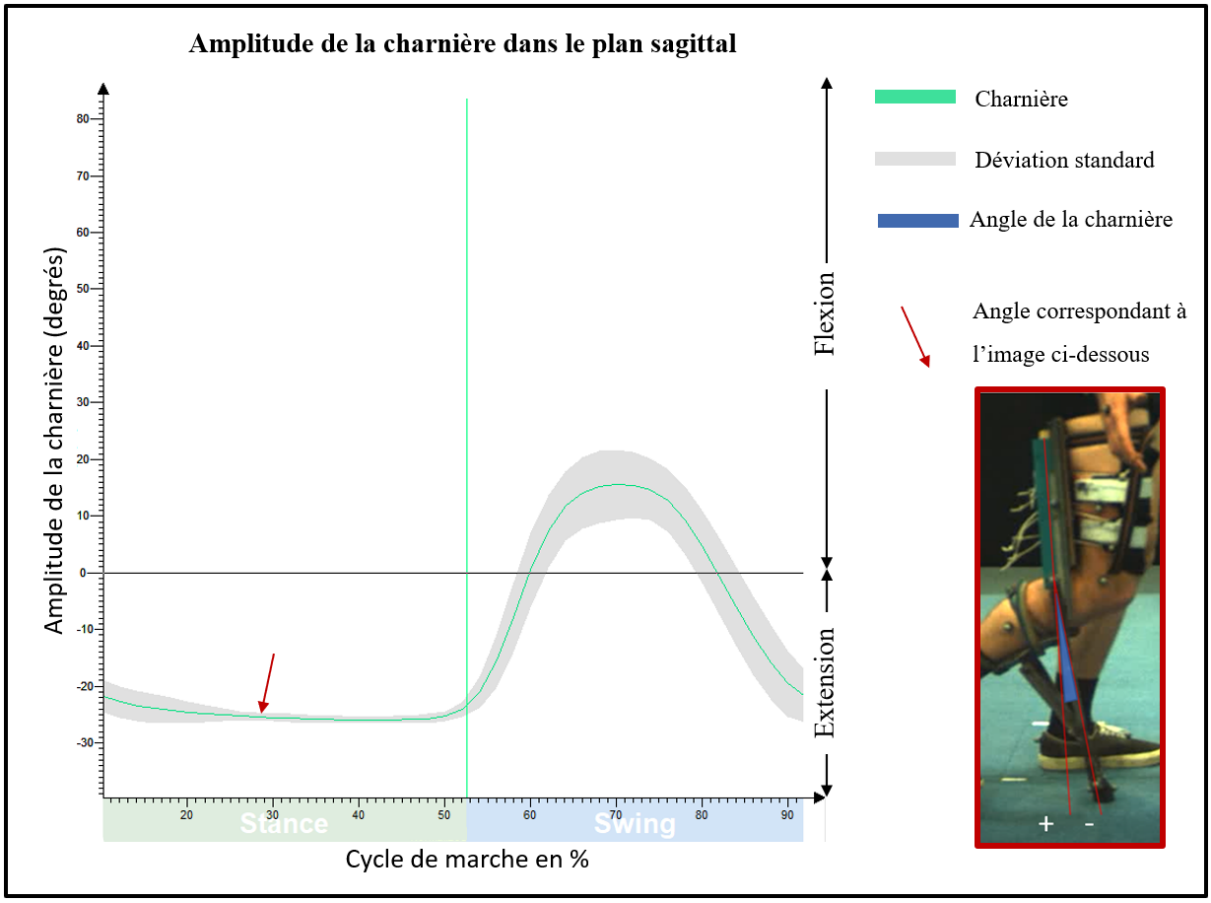


FIGURE 16 : AMPLITUDE DE LA CHARNIERE DANS LE PLAN SAGITTAL

La courbe ci-dessus décrit l'amplitude balayée par la charnière. La barre verticale correspond au pourcentage du cycle de marche pour lequel le pied quitte la plateforme de force. Elle permet de séparer la phase d'appui de la phase d'oscillation.

L'angle minimum de la charnière est de -24° pendant la phase d'appui et se situe entre 0 % et 53 % du cycle de marche. Elle augmente progressivement pendant la phase oscillante

pour atteindre le sommet (20°) de la parabole à 70 % du cycle de marche puis diminue pour ensuite repasser sous 0° à 80 % du cycle de marche.

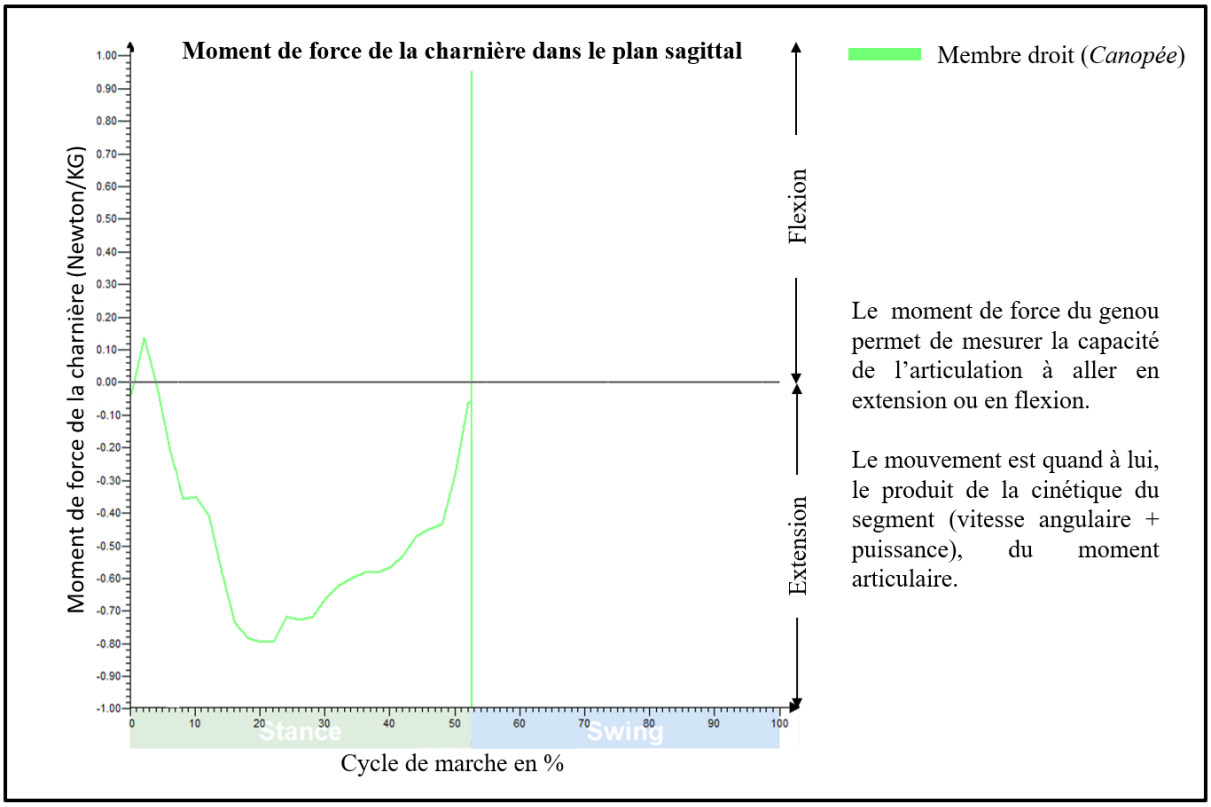


FIGURE 17 : MOMENT DE FORCE DE LA CHARNIERE DANS LE PLAN SAGITTAL

Le moment de force est le rapport entre le centre articulaire de l'articulation concernée et le vecteur qui représente la réaction de force du sol. Ici, nous nous sommes intéressés à la représentation de ce vecteur dans l'axe X. Quand le vecteur global de réaction de force du sol est en avant du centre articulaire du genou, la valeur est négative. Lorsque le vecteur de réaction de force du sol passe en arrière du genou, cette valeur devient positive. (ANNEXE IV).

3.3.5 Réaction de force du sol

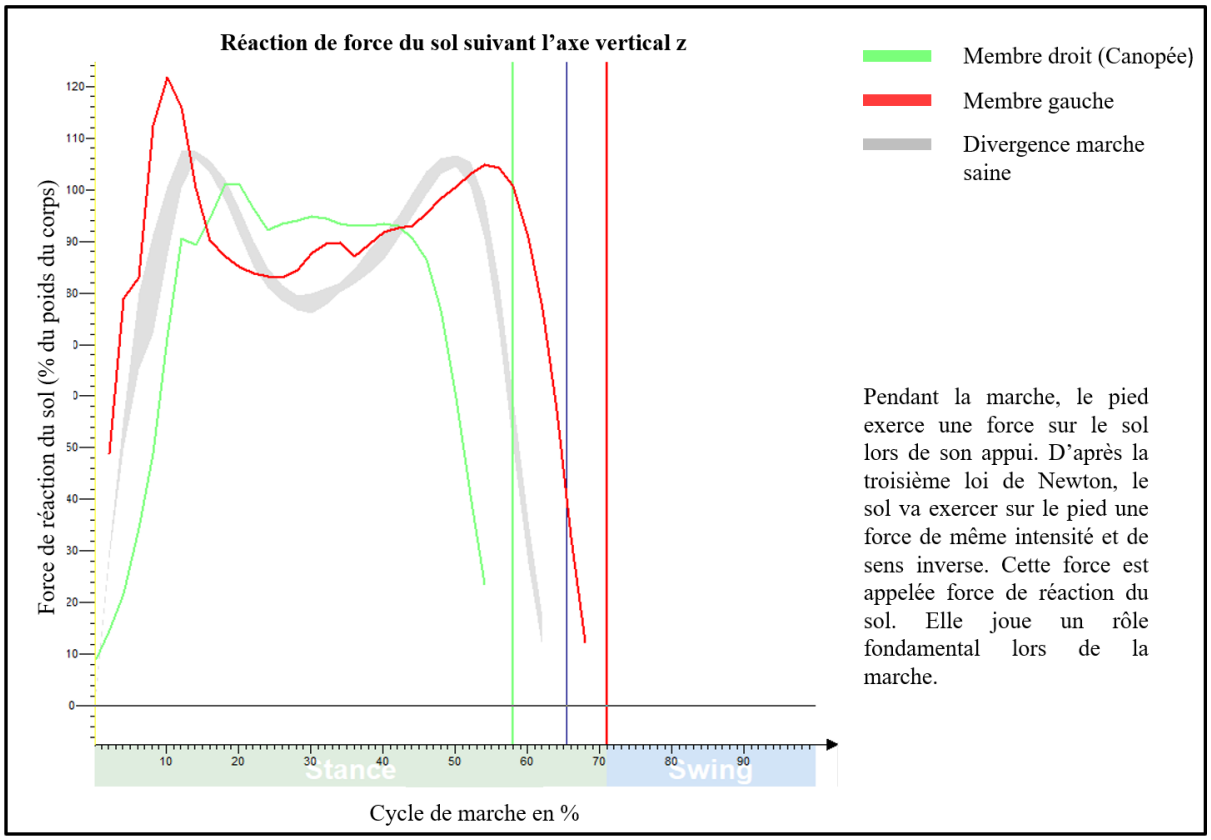


FIGURE 18 : REACTION DE FORCE DU SOL SELON L'AXE Z

Lors de la marche saine, nous observons une double bosse caractéristique. La première bosse correspond au freinage et la seconde à la propulsion lors de la marche. Lors de ces deux phases, la force exercée sur le sol correspond à 110 % du poids du corps. Entre les deux, nous avons une cuvette : elle traduit le délestage du corps, et la force exercée sur le sol est de 80 % du poids du sujet au plus bas. Ce délestage est causé par trois facteurs : la flexion rapide du genou au moment de l'attaque du talon au sol, la récupération d'énergie cinétique lors de l'oscillation du membre inférieur controlatéral et la récupération l'énergie cinétique du balancement des membres supérieurs (33,34).

Le membre droit équipé de *Canopée* n'a pas cette forme caractéristique de double bosse : nous observons un plateau. Lors de ce plateau, le poids exercé par le corps sur le sol oscille entre 95 et 100 %.

Quant au membre gauche, la double bosse est présente mais celle-ci est exagérée. La force exercée au niveau du pic de freinage correspond à 122 % du poids du corps. Lors du délestage du corps, la force exercée sur le sol correspond à 90 % du poids du corps, ce qui est supérieur au sujet sain.

En conclusion, la phase d'appui est plus longue du côté gauche que du côté droit : elle représente respectivement 71% et 58% du cycle de marche. Le temps d'appui du sujet sain se situe entre les deux à 65%.

4. DISCUSSION

4.1 Interprétation des résultats et pistes d'améliorations

4.1.1 Facteurs spatio-temporels

La marche avec *Canopée* à vitesse confortable (0,69 m/s) est une marche qualifiée de lente pour la marche d'un adulte (33). Elle est jugée lente lorsqu'elle se situe entre 0,50 m/s et 1 m/s. Quant à la marche en cannes anglaises, elle est de 1 m/s à vitesse confortable (1), ce qui en fait une marche fonctionnelle au quotidien (33). La fréquence de pas avec *Canopée* est de 85 pas/min, ce qui correspond à la fréquence de pas d'un homme adulte marchant vers un objectif précis sans se hâter. Elle est qualifiée de marche à vitesse lente, alors que pour cette même fréquence, un homme sain marcherait à une vitesse moyenne (33).

Concernant le temps de double appui, il est de 0,46 s, ce qui représente 32 % du cycle de marche avec *Canopée*. Chez un marcheur qualifié de « normal », nous observons un temps de double contact équivalent à 20 %. Plus la marche est lente, plus le temps de double contact augmente. Un patient hémiplégique a un temps de contact d'environ 40 % du cycle de marche.

Un temps de double contact exacerbé traduit donc des incertitudes d'équilibre (33). La marche avec *Canopée* augmente le temps de double contact, mais celui-ci reste acceptable. La totalité du poids est transférée sur *Canopée* d'après les résultats de réaction de force du sol. De plus, le temps d'appui unipodal est de 0,46 s, ce qui confirme un appui franc et total sur *Canopée* lors de la marche.

4.1.1 Cinématique et cinétique

4.1.1.1 Cinématique de la hanche

La vitesse de variation angulaire lors de la flexion de la hanche gauche et de la hanche droite est comparable au sujet sain. D'après E.Viel, la flexion de la hanche par à un système de double pendule entraine une flexion de genou. Cette flexion permet le décollement du pied lors de la phase d'oscillation. Cette vitesse de flexion comparable au sujet sain reflète une bonne fluidité dans le passage du pas droit. *Canopée* n'entrave pas la flexion de la hanche droite et permet ainsi une flexion de hanche fluide. En ce qui concerne le côté gauche, la vitesse de flexion traduit un appui suffisamment stable sur *Canopée* permettant le déroulement du pas gauche de façon comparable à la marche saine. Si la vitesse d'exécution avait été augmentée à gauche, cela aurait pu traduire un appui incertain du côté droit.

L'angle d'extension maximal de la hanche du côté gauche est retardé dans le temps par rapport au sujet sain. Ce décalage est probablement lié à la durée d'appui du côté gauche qui est augmentée. L'extension maximale de la hanche chez le sujet sain correspond au moment où le talon se décolle du sol. Le pied quitte complètement le sol après l'extension maximale de hanche grâce au déroulement du pied jusqu'aux orteils. Avec *Canopée*, le pied quitte le sol directement au moment de l'extension maximale. Cette différence s'explique par la forme du pied en plot, qui ne permet pas un déroulement du pas.

Nous observons du côté controlatéral à *Canopée* une extension maximale de hanche (reste en flexion de 15°) qui est inférieure à l'extension maximale du sujet sain (-5°). Selon E. Veil, l'extension de la hanche est maximale lors de la phase de propulsion. Cette différence

d'extension peut s'expliquer par un membre inférieur plus court du côté droit (*Canopée*). Lors de la pose du pied droit (pilon de *Canopée*), la jambe droite ne s'allonge pas assez pour atteindre le sol (35). Il faut donc abaisser le centre de gravité afin que le membre inférieur droit, encore en suspension, touche le sol. Le genou gauche fléchit légèrement lors de la phase de propulsion, ce qui permet d'abaisser le bassin et donc le centre de gravité afin que le pied droit entre en contact avec le sol. Cette flexion de genou engendre une flexion de hanche homolatérale et diminue donc l'angle d'extension de hanche maximale (ANNEXE II). Nous retrouvons cette compensation lors de la marche avec une « jambe courte » décrite par F. Dujardin (34).

De plus, nous notons une augmentation de la flexion maximale de la hanche gauche (50°) par rapport au sujet sain (38°). Plusieurs hypothèses sont possibles : tout d'abord, il se peut que la flexion maximale soit augmentée pour compenser la différence de longueur de membre inférieur, car le membre inférieur portant *Canopée* (droit) est légèrement raccourcie (34). La seconde hypothèse concerne la vitesse de marche. La marche avec *Canopée* rend difficile la variation de vitesse, causée par le manque d'allongement du membre inférieur droit et à une cadence de pas difficilement variable. Afin de marcher à une vitesse qui me parait acceptable, je vais compenser en allongeant le pas gauche. Par conséquent, la flexion de la hanche est augmentée pour emmener le pied plus loin.

Lors de la marche avec *Canopée*, la cinématique de la hanche droite ressemble à celle d'un sujet sain, avec une extension maximale de 5°. *Canopée* perturbe peu la cinématique angulaire de la hanche droite dans le plan sagittal. Toutefois, nous notons un écart à la norme au début du mouvement d'extension. Chez un individu sain, l'extension commence peu après le début de l'appui, tandis que sur le membre portant *Canopée*, l'amorce de l'extension a lieu en fin de phase d'oscillation. Il est possible que ce mouvement d'extension permette de faire un effet de griffé pour entrainer le verrouillage de la charnière en extension et permettre l'appui.

4.1.1.2 Force de réaction du sol

Lors de l'attaque du talon droit, nous observons une augmentation brusque et supérieure à la normale de la force exercée sur le sol dans une direction verticale. Cette augmentation est liée à une exagération de la phase de freinage causée par une chute globale du corps vers le bas et l'avant lors de l'appui sur *Canopée* afin d'allonger la longueur du pas. Cette chute se traduit par une chute du centre de gravité qui est rattrapée lors de la phase d'appui du côté controlatéral à *Canopée (données non présentées)*. D'après mon ressenti lors des tests, la chute est corrélée à la vitesse de marche, car la marche avec *Canopée* est confortable seulement à vitesse lente, c'est-à-dire une cadence donnée pour une longueur de cycle. Lors d'une accélération, la cadence est difficile à augmenter : il est plus facile d'augmenter la longueur du cycle de marche. Toutefois, la longueur de pas droit est difficile à augmenter : la jambe de *Canopée* est légèrement courte, limitant l'allongement du pilon droit. De plus, le pied lésé risque de toucher le sol lors de la pose du pilon, l'empêchant de le poser plus loin. La hauteur du pied peut être une piste d'amélioration pour *Canopée*, car le pas gauche doit être allongé pour augmenter la vitesse de marche ou pour compenser la longueur du pas droit.

Le poids du corps transféré sur *Canopée* augmente rapidement en début de cycle pour se stabiliser à un plateau aux alentours de 95 % du poids du corps. Ce plateau correspond à la phase de délestage. D'après E.Veil, plus la marche est rapide et plus les forces appliquées au sol durant la phase de délestage sont faibles. Lorsqu'une personne piétine, elle exerce un appui de 100 % du poids du corps, dû au manque d'inertie du corps. Quand cette même personne marche à 1,5 km/h, l'appui n'est plus que de 80 % du poids du corps. Avec *Canopée,* nous nous déplaçons à 2,5 km/h grâce à l'inertie du corps. Le poids appliqué sur le sol est donc inférieur à 100 %.

Nous observons une absence de phase de freinage et de phase de propulsion sur la courbe de réaction de force du sol lors de la phase d'appui sur le membre inférieur droit. En théorie, comme le système *Canopée* est dépourvu d'amortisseurs, nous aurions dû observer un pic de force sur la courbe lors de la phase de freinage. Ce manque d'amortissement est décrit par F. Dujardin comme « une sensation d'un impact brutal » lors de l'attaque du talon. D'après le

modèle de Kuo, lors de l'appui unipodal, le corps se comporte comme une pendule simple inversée (36). Ce modèle traduit une succession de chutes et de redressement du centre de gravité (comme un système de pendule inversé avec pour point fixe le pied et pour point mobile le centre de gravité) (ANNEXE V). *Canopée* ayant une longueur inférieure au membre controlatéral, la hauteur de chute du corps est augmentée et augmente ainsi la force de freinage. Cette force aurait dû être directement transmise au sol, car le système ne propose pas d'amortisseurs. Or, nous n'observons pas ce phénomène. Afin de limiter l'impact (pour amortir ou par appréhension de la pose du pilon), le sujet compense le membre court par un ajustement de la longueur du membre controlatéral. Le genou gauche se fléchit, permettant ainsi de poser le pilon de Canopée en douceur (ANNEXE II) (34).

Il y a également une absence du pic de propulsion, car *Canopée* n'est pas équipé de pied à restitution d'énergie. L'accélération vers l'avant est donc uniquement fournie par un déséquilibre antérieur du corps.

Lors de l'appui sur le membre inférieur gauche, le petit pic lors de la phase de délestage traduit une augmentation de 5 % du poids du corps. Ce pourcentage est faible, mais traduit probablement une élévation du bassin coté oscillant afin de faciliter le passage du pied.

4.1.1.3 La charnière du genou de Canopée

Pour minimiser l'inclinaison du tronc vers l'avant, l'élévation du bassin homolatéral, accroitre la sécurité de la marche et augmenter la facilité de prise en main du prototype, nous avons choisi de postérioriser l'axe de rotation du genou de *Canopée*. Un verrouillage du genou est créé en extension durant toute la phase d'appui. Pour se faire, deux choix s'offrent à nous : la réalisation d'un genou multicentrique ou la création d'un recurvatum sur genou monocentrique. Nous avons opté pour un « recurvatum de la charnière » (mise en extension du genou de *Canopée*). La charnière de *Canopée* se situe en arrière du genou sain appartenant au membre inférieur droit et le pied prothétique se situe dans l'axe du fémur de ce même membre (sur un plan sagittal) lorsque la charnière est en extension maximale. Un recurvatum de 20° est

créé au niveau de la charnière et maximise le verrouillage passif de la charnière. Le moment de force nous montre que les forces s'appliquant sur la charnière concourent à son extension.

Malgré une charnière stable lors de l'appui, nous constatons une légère flexion de tronc vers l'avant lors de la marche. Elle avance le centre de gravité afin de majorer la distance entre la ligne de charge et le centre articulaire, provoquant une augmentation du moment de force d'extension et une augmentation du verrouillage du genou. Nous retrouvons ce schéma de marche chez les personnes amputées fémoral, équipées d'un genou prothétique mécanique monocentrique libre. Il est probable que cette flexion de tronc soit due à un manque de confiance envers le verrouillage de genou. Il serait intéressant de voir si avec de l'habitude et de l'entrainement à la marche, le tronc se redresse.

L'ajout d'un genou multicentrique aurait permis un raccourcissement accru de la jambe, qui aurait pu avoir un impact sur la phase d'oscillation du membre inférieur droit. Toutefois, cette modification fut trop complexe à réaliser. Le genou polycentrique aurait aussi permis de modifier le système mécanique, pouvant améliorer le schéma de flexion de la charnière tout en conservant un verrouillage articulaire lors de la phase d'appui. Ce système de genou polycentrique permet de créer un centre articulaire fictif postérieur à celui créé par un genou mécanique monocentrique. Il s'agit d'une piste à suivre pour rendre la marche plus fluide.

4.1.1.4 Le système de fixation

Le système de fixation de la cuisse maintient la cuisse suffisamment forte pour permettre un appui ferme qui se relâche lors de la phase d'oscillation. Afin de renforcer l'appui et la rigidité, nous observons des contractions répétées des muscles de la cuisse. Pour avoir un retour sur l'intensité de ces contractions, il faudrait réaliser une analyse à l'aide d'un électromyogramme.

Le genou se comporte comme nous l'avions prévu. Durant le début de cycle du membre inférieur droit, l'extension du genou droit est maximale pour permettre le verrouillage de la charnière (genou de *Canopée*) en extension. Durant la phase d'appui, la légère descente de la

cuisse qui est attachée à la partie mobile de *Canopée* (deuxième partie) entraine par un système de coulisse une mise en tension du système de serrage. Le segment jambier est supporté par la partie fixe de *Canopée* (prenant appui sur le sol). Cette descente de la cuisse entraine une flexion de genou (+5°). Lors de la phase d'oscillation, la charnière se déverrouille, le genou fléchit et entraine la charnière, ce qui facilite le passage du pas. Le support du segment jambier permet (par l'intermédiaire de l'action du genou) de contrôler la charnière. Le poids du corps est quant à lui supporté par le système de serrage. Le support de jambe n'étant pas conçu pour supporter le poids du corps, il serait intéressant de voir les pressions exercées par la jambe sur son support afin de déterminer si elles compensent le système de serrage au niveau de la cuisse.

D'un point de vue ergonomique, le système de fixation est peu pratique car il nécessite l'aide d'une tierce personne. Actuellement, le système d'attache se situe derrière la cuisse, le rendant difficile d'accès. Il serait intéressant d'adapter un système d'attaches antérieur à la cuisse. La mise en tension du système de serrage est difficile, un système de cliquet le rendrait plus ergonomique et précis.

4.2 Biais et limites des études

L'analyse au laboratoire du mouvement a été réalisée sur une seule personne pour des raisons sanitaires et pratiques. Il serait intéressant de voir si nous retrouvons cette cinématique de marche avec *Canopée* chez d'autres individus. Dans ce mémoire, nous avons limité les analyses à la cinématique et la cinétique du membre inférieur. Il serait intéressant d'ouvrir cette analyse au reste du corps tel que l'analyse de la cinématique de l'épaule, du bassin et du tronc.

Canopée a été conçu pour réaliser quelques allers et retours. Nous avons senti des signes de fragilité, et l'usure du système a altéré sa rigidité lors des tests au laboratoire du mouvement. La marche s'est donc altérée au fur et à mesure des passages. Nous avons observé une légère déformation de la jambe de *Canopée*. Cette déformation a entraîné des déplacements du point d'appui au sol vers l'intérieur de la ligne de charge sur un plan frontal. Elle a créé des contraintes de cisaillement au niveau du système de fixation rendant l'appui moins franc.

Le port de *Canopée* raccourcit le membre inférieur homolatéral et par conséquent, génère des compensations de marche dues à ce raccourcissement. Cette compensation altère les résultats et l'interprétation des données.

Le sujet réalisant les essais est un sujet sain. Nous pouvons nous demander si la même attitude est observée chez un patient possédant une fracture du pied et de la cheville. La taille du matériel d'immobilisation, la douleur, et l'appréhension pourraient modifier et altérer la marche. Cependant, le prototype doit encore être développé avec soin avant d'être éventuellement testé sur un sujet présentant une pathologie.

Il serait utile de regarder si la circulation sanguine est entravée par le système de serrage lors de la phase d'appui et d'oscillation. Pour le mesurer, le test de « Limb Occlusion Pressure » semble être intéressant(37).

Cette étude compare le prototype *Canopée* à la marche saine, il serait intéressant de le comparer à d'autres modèles de sa catégorie. Une étude du iWalk 2.0 mené par Camille Girard au cours de la même année de masso-kinésithérapie « Étude préliminaire du *iWalk2.0* : une alternative aux cannes anglaises » pourrait permettre de les comparer. Toutefois, le iWalk n'est plus un prototype mais une aide technique qui a fait ses preuves.

5. CONCLUSION

Canopée permet de se déplacer à vitesse modérée/lente sur une courte distance tout en ayant les mains libres. Le système de fixation, ainsi que l'augmentation du serrage lors de l'appui constituent les points clés du projet, car permettent un appui franc et total sans entraîner de serrage excessif. Le serrage se relâche lors de la phase d'oscillation sans pour autant engendrer un glissement vers le bas de *Canopée* le long de la cuisse.

Les cycles de marche sont réguliers, mais la longueur de pas est asymétrique. Le système de charnière permet un verrouillage sécurisé lors de l'appui et une flexion lors de l'oscillation.

Cependant, nous ne pouvons pas conclure la limitation de l'élévation du bassin lors de la phase oscillante. Les amplitudes balayées par la hanche droite sont similaires à la marche physiologique. Néanmoins, les amplitudes de la hanche gauche diffèrent, car le côté gauche compense les défauts de longueur, d'amortis, et de propulsions de *Canopée*. Il semblerait y avoir des contractions musculaires des muscles de la cuisse lors de la marche, ce qui peut améliorer la circulation sanguine. Pour confirmer cette théorie, il faudrait le quantifier.

Le genou contrôle la charnière lors de la phase d'oscillation, mais ses amplitudes de débattements articulaires restent limitées entre 95° et 130 degrés d'extension.

Il semble y avoir un intérêt à approfondir le développement de *Canopée*. Toutefois, des améliorations doivent être apportées afin de le faire évoluer. Ses améliorations devront être essentiellement orientées sur l'ergonomie, la résistance et le système de charnières, pour augmenter la fluidité de la marche, la facilité de la mise en place, les distances de marche, et diminuer les compensations du côté controlatéral.

BIBLIOGRAPHIE

1. Rasouli F, Reed KB. Walking assistance using crutches: A state of the art review. Journal of Biomechanics. janv 2020;98:109489.

2. Kaye HS, Kang T, LaPlante MP. Mobility Device Use in the United States. NIDRR. juin 2000;(14):60.

3. Malkan DH. Bilateral ulnar neuropraxia: a complication of elbow crutches. Injury. 1992;23(6):426.

4. Amin A, Singh V, Saifuddin A, Briggs TWR. Ulnar stress reaction from crutch use following amputation for tibial osteosarcoma. Skeletal Radiol. sept 2004;33(9):541-4.

5. Crevoisier X, Baalbaki R, Santos TD, Assal M. Fractures de la cheville chez le patient âgé. Rev Med Suisse. 2014;10(455):2420-3.

6. Rambani R, Shahid MS, Goyal S. The use of a hands-free crutch in patients with musculoskeletal injuries: randomized control trial. Int J Rehabil Res. déc 2007;30(4):357-9.

8. Warees M, Clayton L, Slane matthew. Crutches - StatPearls - NCBI Bookshelf [Internet]. 2021 [cité 18 avr 2021]. Disponible sur: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK539724/?fbclid=IwAR3mpodQ2w8GDdiNNcsBOU0mnUn1YnXtcEp4ddGigBP9ZGz9TkiquTlFJpk

9. Chaminat A, Hérald A, Olivier P, Tomasino M-T. Intérêt de l'utilisation des cannes dans la rééducation de l'hémiplégie. Kinésithérapie, la Revue. 1 févr 2012;12(122):22-7.

10. Petitdant, Gouilly P. Histoire des objets et instruments médicaux. Clystére. 40:34-40.

11. Laurent G. Histoire de l'orthopédie et des orthopédistes de l'antiquité à la renaissance [Diplôme d'Etat de Docteur en Pharmacie]. Université de lorraine; 2016.

12. MINISTÈRE DE LA SANTÉ ET DES SOLIDARITÉS. Arrêté du 9 janvier 2006 fixant la liste des dispositifs médicaux que les masseurs-kinésithérapeutes sont autorisés à prescrire. L. 4321-1 janv 13, 2006.

13. Liste des produits et prestations (LPP) [Internet]. [cité 18 avr 2021]. Disponible sur: https://www.ameli.fr/pharmacien/exercice-professionnel/facturation-remuneration/bases-codage-lpp-medicaments/liste-produits-prestations-lpp

14. Armand S, Bonnefoy-Mazure A, Hoffmeyer P, de Coulon G. Analyse quantifiée de la marche : mode d'emploi. Rev Med Suisse. 14 oct 2015;(11):1916-20.

15. Thys H, Willems PA, Saels P. Energy cost, mechanical work and muscular efficiency in swing-through gait with elbow crutches. Journal of Biomechanics. nov 1996;29(11):1473-82.

16. Carpentier C, Font-Llagunes JM, Kövecses J. Dynamics and Energetics of Impacts in Crutch Walking. Journal of Applied Biomechanics. nov 2010;26(4):473-83.

17. Westerhoff P, Graichen F, Bender A, Halder A, Beier A, Rohlmann A, et al. In vivo measurement of shoulder joint loads during walking with crutches. Clin Biomech (Bristol, Avon). août 2012;27(7):711-8.

18. Collinger JL, Boninger ML, Koontz AM, Price R, Sisto SA, Tolerico ML, et al. Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. Arch Phys Med Rehabil. avr 2008;89(4):667-76.

19. Krüger M, Bischof-Léger E. [Frequency of biceps tendon tenosynovitis from crutches: a sonographical observation]. Z Rheumatol. févr 2008;67(1):62, 64-7.

20. Fischer J, Nüesch C, Göpfert B, Mündermann A, Valderrabano V, Hügle T. Forearm pressure distribution during ambulation with elbow crutches: a cross-sectional study. J Neuroeng Rehabil. 15 avr 2014;11:61.

21. Venkatanarasimha N, Kamath S, Kambouroglou G, Ostlere SJ. Proximal ulna stress fracture and stress reaction of the proximal radius associated with the use of crutches: a case report and literature review. J Orthop Traumatol. sept 2009;10(3):155-7.

22. Sengler J, Perrin S, Fermeaux M-C. Aides à la locomotion. EM-Consulte. 1999;

23. Rouichi Y. Traumatisme du membre inférieur. Urgence 2008. 2008;13:813-24.

24. Jappé V. Indication des cannes axillaures et des cannes antebrachiales dans la décharge d'un membre inferieur : analyse des publication a ce sujet [Diplôme d'Etat de Masseur-Kinésithérapeute]. [Rennes]: IFMK; 2011.

25. Alexandre C, Vico L. Physiopathologie de l'ostéoporose d'immobilisation. Revue du Rhumatisme. 1 juill 2011;78(4):335-9.

26. Rittweger J, Frost HM, Schiessl H, Ohshima H, Alkner B, Tesch P, et al. Muscle atrophy and bone loss after 90 days' bed rest and the effects of flywheel resistive exercise and pamidronate: results from the LTBR study. Bone. juin 2005;36(6):1019-29.

27. Berg HE, Dudley GA, Häggmark T, Ohlsén H, Tesch PA. Effects of lower limb unloading on skeletal muscle mass and function in humans. J Appl Physiol (1985). avr 1991;70(4):1882-5.

28. Marion L. La dépense énergétique lors de la marche pendulaire unilatérale chez le sujet sain. :46.

29. Gershkovich G, Arango D, Shaffer GW, Ndu A. Conformité du poids après une chirurgie du pied et de la cheville. Foot & Ankle Orthopaedics. 1 août 2016;1(1):2473011416S00089.

30. Dewar C, Martin KD. Comparaison des tests musculaires EMG des membres inférieurs avec une seule béquille mains libres et des béquilles axillaires standard. Foot & Ankle Orthopaedics. 1 juill 2020;5(3):2473011420939875.

31. Aurouer N, Seguette A, Hammel E. Fracture-luxation de cheville avec luxation rétrotibiale de la fibula (fracture de Bosworth): à propos de 2 cas*. Foot Medicine and Surgery. 1 juin 2004;20(2):45-8.

32. Eberle B. Scamper: Games for Imagination Development. Prufrock Press Inc.; 1996. 58 p.

33. Veil E et physiologie de la marche de la position assise et debou. La marche humaine, la course et le saut Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Masson. Elsevier Masson; 2000. 280 p. (Point En Reeducation,).

34. Dujardin F, Tobensa-Dujardin A-C, Weber J. Anatomie et physiologie de la marche, de la position assise et debout. EMC. 2009;4(2):1-18.

35. Resende RA, Kirkwood RN, Deluzio KJ, Cabral S, Fonseca ST. Biomechanical strategies implemented to compensate for mild leg length discrepancy during gait. Gait Posture. mai 2016;46:147-53.

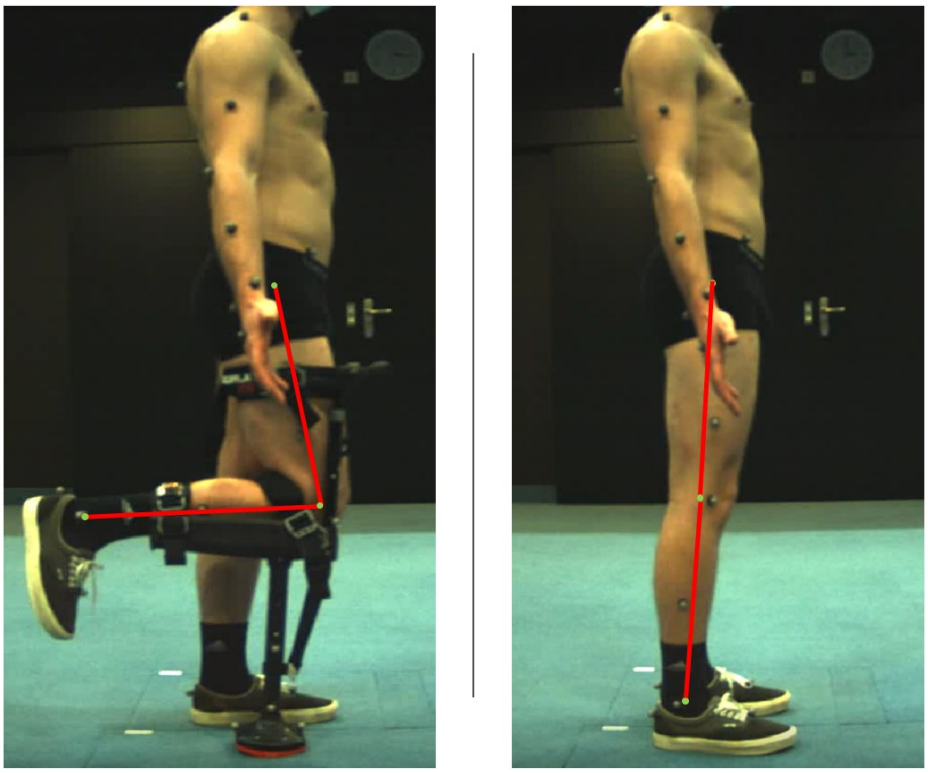
36. Kuo AD. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. Hum Mov Sci. août 2007;26(4):617-56.

37. Masri BA, Day B, Younger ASE, Jeyasurya J. Technique for Measuring Limb Occlusion Pressure that Facilitates Personalized Tourniquet Systems: A Randomized Trial. J Med Biol Eng. 2016;36(5):644-50.

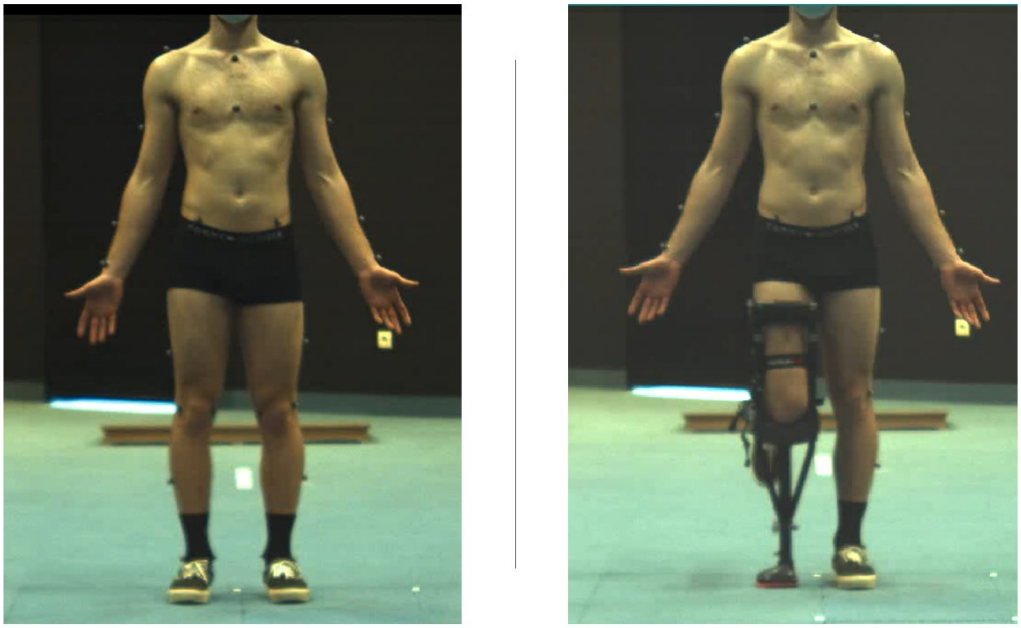
38. Pélissier Jacques, Brun Vincent. La marche humaine et sa pathologie. Paris Milan Barcelone: Masson; 1994. 402 p. (Collection de pathologie locomotrice).

ANNEXES

Annexe I

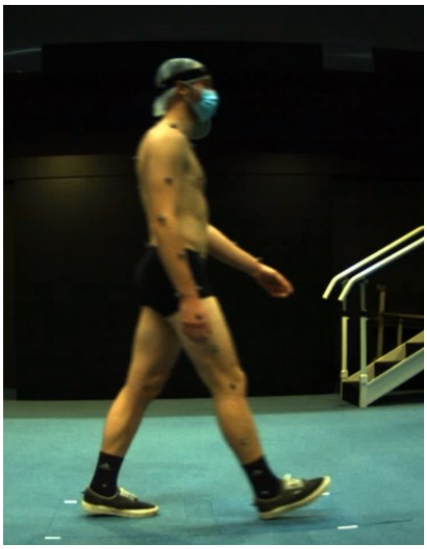


Angle du genou en statique du iWalk 2.0 et sur sujet sain dans un plan sagittal



Photos de face de la statique avec et sans le iWalk 2.0

Annexe II

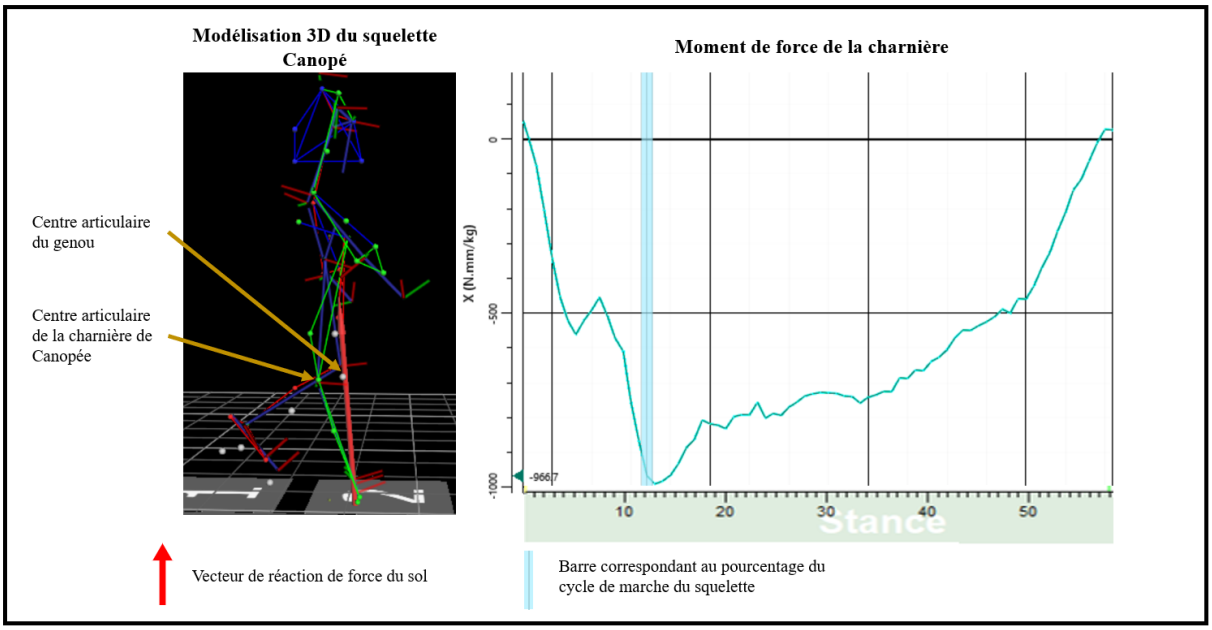


Attaque du talon lors de la marche saine et de la marche avec *Canopée*

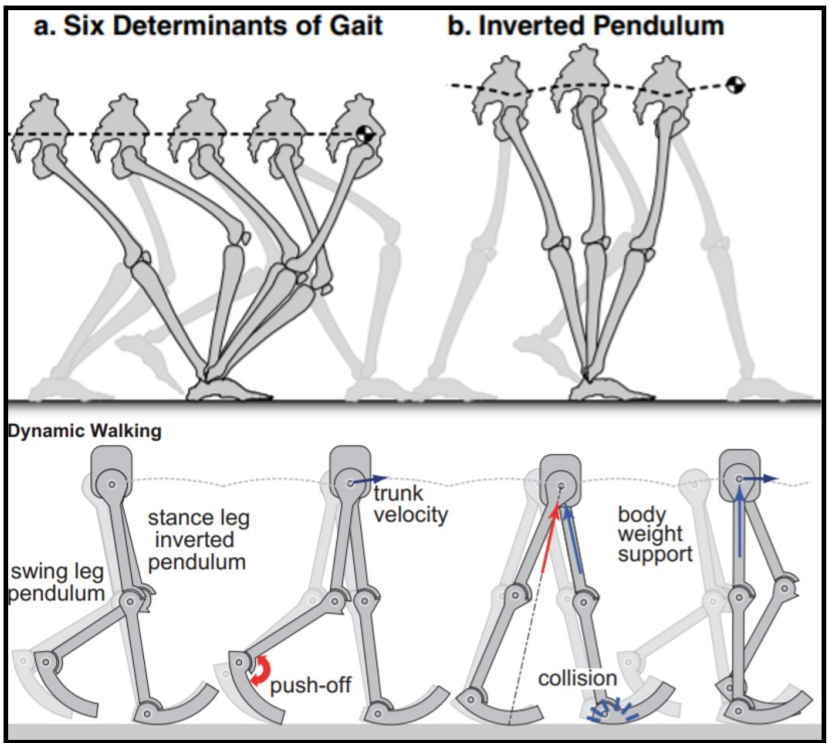
Annexe III

	Cycle de marche (%)	Angles (degrés)
Photo 1	0	130
Photo 2	20	119
Photo 3	40	116
Photo 4	60	97
Photo 5	75	105
Photo 6	90	125
Photo 7	100	130

Annexe IV


Modélisation 3D du squelette
Canopé
Centre articulaire
du genou
Centre articulaire
de la charnière de
Canopée
Vecteur de réaction de force du sol
Moment de force de la charnière
X (N.mm/kg)
0
-500
-1000
-966.7
10
20
30
40
50
Stance
Barre correspondant au pourcentage du
cycle de marche du squelette

Annexe V



Modèle de pendule inverse et les 6 déterminants de la marche (Kuo-2007)

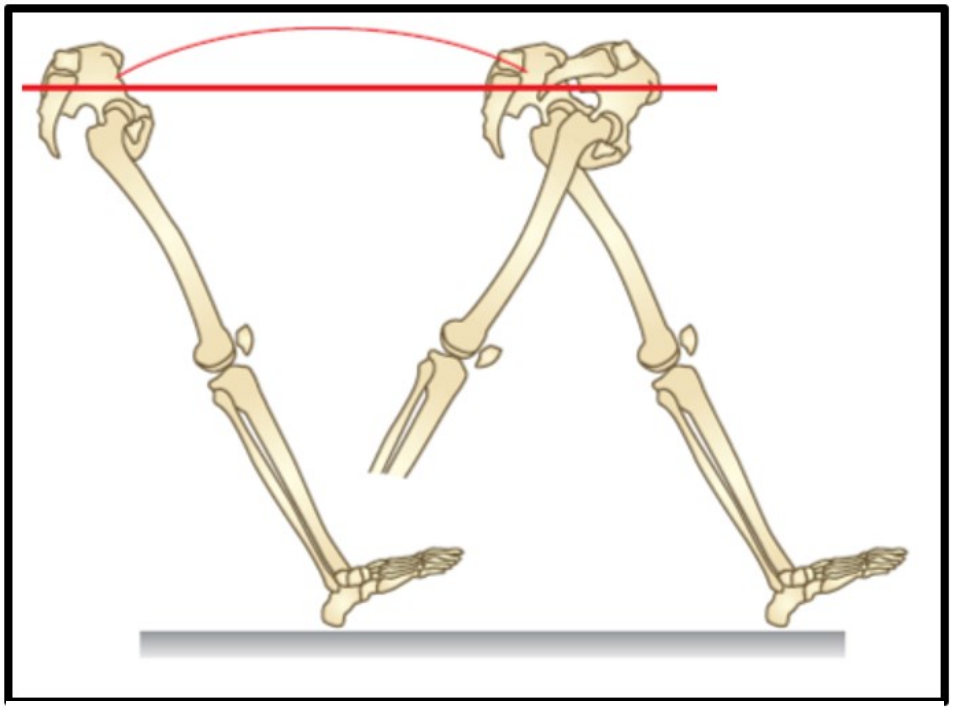


Schéma modifié de F. Dujardin : l'oscillation du centre de gravité dans un système de simple pendule