

MINISTERE DE LA SANTE
REGION LORRAINE
INSTITUT LORRAIN DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE
DE NANCY

**RÉÉDUCATION DU SCHÉMA DE MARCHE D'UNE PATIENTE BI-
AMPUTÉE DES MEMBRES INFÉRIEURS AVEC UTILISATION DU
LABORATOIRE D'ANALYSE DU MOUVEMENT**

Mémoire présenté par **Adrien TIMON**
étudiant en 3^{ème} année de masso-kinésithérapie
en vue de l'obtention du Diplôme d'État
de Masseur-Kinésithérapeute.
2011-2012.

SOMMAIRE

	Page
RÉSUMÉ	
GLOSSAIRE	
1. INTRODUCTION	1
1.1. Notre intérêt pour cette étude	1
1.2. Généralités sur la marche	1
1.3. Utilisation du laboratoire d'analyse du mouvement	3
1.4. Logique de prise en charge et démarche thérapeutique	4
1.5. Présentation générale de la patiente	5
2. MÉTHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIE	8
3. BILAN INITIAL.....	9
3.1. Description de la marche par l'analyse visuelle.....	9
3.1.1. Genou	11
3.1.2. Bassin	12
3.1.3. Conclusion de l'analyse visuelle	13
3.2. Examens Complémentaires	13
3.2.1. Test fonctionnel concernant le quadriceps à droite	13

3.2.2. Test fonctionnel concernant le moyen fessier à droite	14
3.2.3. Appréciation de l'équilibre frontal du bassin	15
3.2.4. Mesures de la longueur des MI	15
3.2.5. Conclusion des examens complémentaires	15
3.3. L'AQM en accord avec l'analyse visuelle	16
3.4. BDK	16
3.5. Objectifs de traitement	17
4. PRISE EN CHARGE.....	17
4.1. Première séance de Masso-Kinésithérapie.....	18
4.1.1. Exercice 1 : contrôle du recurvatum de genou droit	18
4.1.2. Exercice 2 : travail de l'équilibre frontal du bassin.....	18
4.1.3. Protocole des exercices	19
4.2. Première visite chez l'Orthoprothésiste	20
4.3. Deuxième séance de Masso-Kinésithérapie.....	21
4.3.1. Evaluation de la mise en pratique des exercices précédents	21
4.3.2. Exercice 3 : travail excentrique du Moyen Fessier droit.....	21
4.4. Deuxième visite chez l'Orthoprothésiste	22
4.5. Troisième séance de Masso-Kinésithérapie	23

5. BILAN FINAL ET RÉSULTATS	23
5.1. AQM.....	24
5.1.1. La mobilité des chevilles dans le plan sagittal	24
5.1.2. Extension et flexion des genoux dans le plan sagittal	25
5.1.3. La bascule latérale du bassin dans le plan frontal	26
5.1.4. Longueur des MI	26
5.1.5. Interprétation des paramètres spatio-temporels.....	27
5.1.6. Conclusion.....	27
5.2. Ressenti de la patiente	28
6. DISCUSSION	28
7. CONCLUSION.....	30

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

RÉSUMÉ

Ce travail propose une rééducation du schéma de marche d'une patiente avec une méthode originale passant par l'analyse de la marche. Cette analyse est à la fois subjective par l'observation visuelle et à la fois objective par l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM).

Mme B., âgée de 32 ans, a subi vers l'âge de 2 ans une amputation tibiale à gauche et une amputation au niveau de l'articulation de Chopart à droite. Ces amputations sont dues à une infection par purpura fulminans. Le 08/09/2010, elle est prise en charge à l'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation Louis Pierquin de Nancy à sa demande.

A son arrivée, nous constatons que Mme B. est déjà appareillée depuis longtemps et présente une perturbation du schéma de marche avec un trouble de l'équilibre.

La rééducation fait intervenir une équipe pluridisciplinaire formée de médecins, masseurs-kinésithérapeutes, orthoprothésistes et de techniciens de laboratoire de marche. L'AQM nous permet de déterminer avec précision les défauts de marche et d'orienter au mieux la prise en charge de la patiente.

Après une rééducation courte et bien menée, la déambulation de Mme B. se fait sans défaut et son équilibre s'est amélioré, lui apportant ainsi un confort dans ses déplacements au quotidien.

Mots clés : rééducation du schéma de marche, AQM, bi-amputation, appareillage, équipe pluridisciplinaire.

GLOSSAIRE

AQM : Analyse Quantifiée de la Marche

AVJ : Activités de la Vie Journalière

EIAS : Épine Iliaque Antéro-Supérieure

MI : Membre Inférieur

MF : Moyen Fessier

FD : Flexion Dorsale

FP : Flexion Plantaire

1. INTRODUCTION

1.1. Notre intérêt pour cette étude

Par ce travail, nous cherchons à développer nos connaissances concernant la marche car de nombreuses pathologies provoquent des boiteries voire des incapacités à marcher. Il est nécessaire de comprendre les mécanismes des défauts de marche pour améliorer la prise en charge. Pour cela, l'utilisation du laboratoire d'analyse du mouvement est judicieuse dans le but d'enregistrer et de calculer de multiples paramètres afin de déceler les défauts de marche. Il nous sert de support reproductible pour des interprétations plus fiables qu'une simple observation visuelle (1).

1.2. Généralités sur la marche

Depuis longtemps, la marche a fait l'objet de nombreuses recherches. Au 19^{ème} siècle, **MAREY E. J. (2, 3, 4)** a été l'un des pionniers à concevoir une technique photographique, nommée la chronophotographie, qui a permis d'acquérir des connaissances physiologiques et biomécaniques concernant la marche.

«La marche est le déplacement de l'ensemble du corps dans le plan horizontal consécutif à des mouvements de rotations des différents segments corporels. La marche est constituée d'une activité alternée des membres inférieurs, caractérisée par une succession de doubles appuis et d'appuis unilatéraux et un maintien de l'équilibre dynamique.» **PUSTOC'H A. (5)**. Pour être étudiée, la marche se décompose selon «le cycle de marche qui est défini comme la période entre deux appuis successifs du même talon correspondant à un temps de 100%.» **BÉRARD C. (6)** (Fig. 1). Il est composé d'une phase d'appui (de 0 à 60%) où le pied

est en contact avec le sol, et d'une phase oscillante (de 60 à 100%) où le pied n'est pas en contact avec le sol. La marche est caractérisée par une phase de double appui où les deux pieds sont simultanément au sol (4).

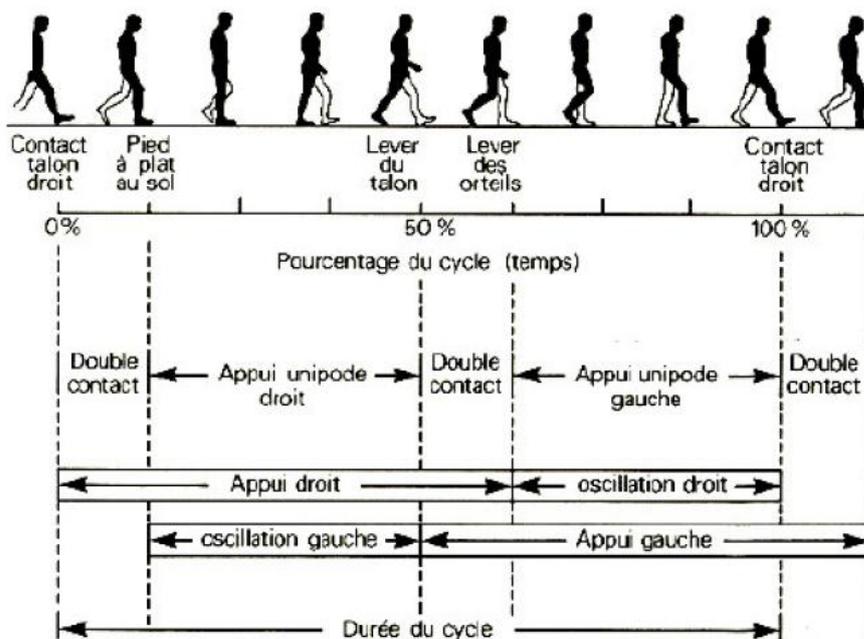


Figure 1 : représentation du cycle de marche d'après **VIEL É.**

Nous utilisons la décomposition de la marche selon **VIEL É.** (1) pour toutes nos interprétations. Les différentes phases du cycle de marche sont exprimées en pourcentage.

L'étude d'une marche normale permet d'avoir une référence à laquelle peut être confrontée une marche pathologique (7), ou encore comme dans le cas de ce mémoire, une marche prothétique. La description complète d'une marche normale est longue, aussi, nous nous sommes intéressés aux actions importantes illustrées dans le tableau en annexe I.

Dans une marche pathologique : plusieurs structures ou organes peuvent être affectés (atteintes capsulo-ligamentaires, articulaires, osseuses, musculaires, vasculaires, nerveuses et

cérébrales) (7). Le sujet devient alors incapable de marcher, ou éprouve certaines difficultés ; cela est mis en évidence par l'apparition de boiteries (1, 7, 8).

Dans une marche prothétique : les segments de membres ou les articulations manquantes sont remplacés par du matériel prothétique donnant des ampliations passives. le mouvement du membre prothétique est effectué par la mise en charge ou la décharge ainsi que les mouvements en amont de ce membre. Ces ampliations sont le plus souvent inférieures à une amplitude physiologique, mais suffisantes pour être fonctionnelles et permettre la marche. «La marche prothétique optimale suppose l'adaptation la plus parfaite possible de la prothèse au membre amputé ainsi que des conditions physiques et locomotrices satisfaisantes.» **TIFFREAU V. (9).**

Chez notre patiente, tous les défauts de marche sont observés à droite, donc nous considérons que le côté gauche sert de référence pour une marche prothétique «normale».

Si nous observons les graphiques de la cinématique obtenus grâce au laboratoire du mouvement (illustrés en partie 5), nous constatons que la courbe qui représente les amplitudes du côté gauche se rapproche de la physiologie. Cependant, il existe un réel décalage entre la marche normale et la marche prothétique qu'il ne faut pas négliger lors d'une rééducation.

1.3. Utilisation du laboratoire d'analyse du mouvement

Le mouvement humain de locomotion étant complexe (1, 7, 10), son analyse s'en retrouve difficile. L'évolution des sciences et des techniques a permis de faire face à cette difficulté, en particulier avec le laboratoire d'analyse du mouvement où une **AQM** est faite.

AQM : «**Analyse Quantifiée de la Marche** : examen médical permettant de quantifier la marche d'un patient par des variables biomécaniques (cinématique, cinétique, électromyographie). Le but de cet examen est d'identifier et de comprendre les défauts de marche du patient le réalisant dans un objectif thérapeutique.» **ARMAND S. (7)**.

L'équipement du laboratoire d'analyse du mouvement comporte le système d'analyse de mouvements en 3 dimensions VICON, trois plates-formes de forces à multiples degrés de liberté AMTI, un dispositif d'enregistrement électromyographique et une chaîne d'enregistrement vidéo (**11, 12**). Des précisions se trouvent dans l'annexe II.

Pour la modélisation, l'AQM nécessite la mesure de paramètres anthropométriques. Dans le cas de notre patiente bi-amputée, les repères anatomiques de la cheville sont absents. La longueur de ses membres inférieurs (MI) est estimée (annexes VIII). Tout cela est à l'origine de sources d'erreurs et provoque une diminution de la précision de l'AQM.

1.4. Logique de prise en charge et démarche thérapeutique

Notre premier bilan consiste à analyser visuellement la marche du patient de face et de profil et à observer la position de tous les segments de membres et de toutes les articulations (**8, 13**) (bilan subjectif), puis de réaliser une AQM (bilan objectif). Par l'analyse visuelle, nous cherchons les défauts de marche et nous posons des hypothèses (**10, 13**) pour savoir quelle(s) déficience(s) provoque(nt) ces défauts de marche. L'AQM doit confirmer la démarche précédente, afin d'être en adéquation avec l'observation visuelle. «Ainsi, une analyse optimale passe par l'intégration d'informations de nature et d'origine diverses.» **WATELAIN É. (10)**. Ensuite nous confirmons ou pas les hypothèses par un examen clinique complémentaire.

La correction du schéma de marche du patient est l'objectif de la prise en charge. Les défauts de marche sont mis en évidence à l'aide de miroirs et de vidéos. Il faut montrer ces défauts au patient pour qu'il en prenne conscience, ensuite lui expliquer comment les corriger. Pour cela, nous utilisons la perception du mouvement et la manière dont le patient perçoit son corps pendant la marche. Le but final étant d'automatiser la correction, il est donc primordial que le patient intègre des exercices en rapport avec la marche dans ses Activités de la Vie Journalière (AVJ). Pour finir, nous vérifions la bonne réalisation des exercices pour que le patient retourne chez lui en sachant les reproduire selon un protocole personnalisé.

Le bilan final consiste à réaliser une nouvelle AQM qui met en évidence les progrès effectués par le patient. Le résultat est bon quand les corrections sont bien intégrées au schéma de marche, que le ressenti du patient est bon et que sa qualité de vie au quotidien se trouve améliorée. Si le résultat n'est pas optimum, il faut proposer de nouveaux exercices.

1.5. Présentation générale de la patiente

Anamnèse : à l'âge de deux ans, suite à une infection par purpura fulminans, Mme B. a subi une amputation du tibia gauche au tiers moyen et une amputation au niveau de l'articulation de Chopart à droite (photos en annexe III). Depuis, elle est appareillée et porte ses prothèses toute la journée. Elle déambule actuellement sans cannes anglaises.

Notre patiente a 32 ans, elle mesure 177 cm et pèse 52,7 Kg.

Profession : elle est inspectrice des impôts et occupe un poste de bureau où elle effectue quelques déplacements au sein de ces locaux.

Loisirs : elle n'en a plus depuis la naissance de sa fille. Néanmoins, elle parcourt 1,5 Km en vélo pour se rendre à son lieu de travail.

Famille : elle vit en concubinage et s'occupe de sa fille de 5 ans.

Habitat : elle habite dans un appartement au premier étage sans ascenseur. Les escaliers sont équipés de rampes et elle arrive à les monter et à les descendre.

Motif de la consultation : elle se soucie des troubles de l'équilibre à la marche, avec présence de certains défauts de marche trahissant son handicap.

Objectif du patient : avoir une marche moins fatigante et plus harmonieuse.

❖ **La prothèse tibiale à gauche (14, 15, 16) (Annexe IV) :**

- ☞ Un manchon qui sert d'interface entre le moignon et l'emboîture.
- ☞ Une emboîture rigide en résine qui reçoit le moignon.
- ☞ Les pièces intermédiaires assurent la jonction entre l'emboîture et l'effecteur terminal.
- ☞ L'effecteur terminal : les pieds de la patiente, qui sont à restitution d'énergie (**17, 18, 19**), permettent la station debout stable et un déroulement du pas.

Au côté gauche : à **J + 0**, elle a un pied **Re-Flex**.

à **J + 30**, elle a un pied **Talux**.

❖ **La prothèse à droite (Annexe IV) :**

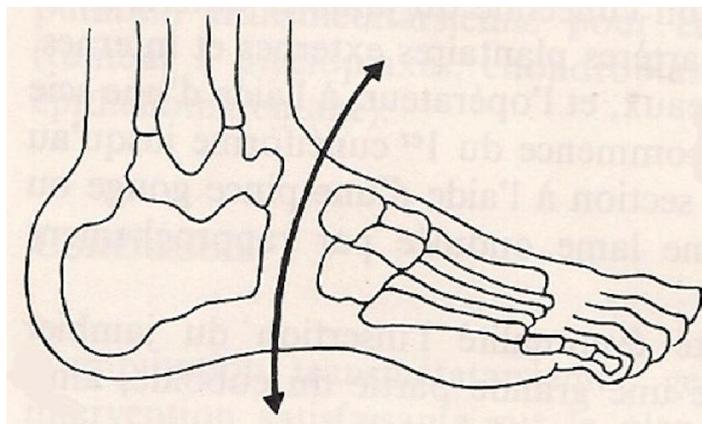


Figure 2 : illustration de l'amputation de Chopart d'après **BONNEL F. (21)**

L'amputation de Chopart permet de séparer le tarse antérieur du tarse postérieur (17, 20, 21). Suite à l'intervention, un déséquilibre musculaire s'installe en faveur du triceps sural (22). En effet, les releveurs du pied sont faibles car leurs insertions ont été modifiées (23). La cheville reste mobile mais présente une attitude en équin non réductible, gênante pour marcher. Pour contrer ceci, le chirurgien procède habituellement à une **ATCA** ; Arthrodèse Tibio-calcanéenne avec Astragalectomie (21, 24, 25). Cet acte chirurgical fixe la cheville en position neutre pour garantir une marche plantigrade. Afin de conserver la longueur du membre, l'avant pied est remplacé par un faux bout, donnant un pied non dynamique.

❖ **Stratégie employée pour notre patiente (annexe V) :**

Notre patiente n'a pas subi d'arthrodèse, elle conserve une mobilité active de cheville avec une attitude en équin non réductible. Son appareillage est constitué d'une emboiture qui empêche toute mobilité de cheville. Un pied prothétique **Flex Walk** vient alors se fixer par-

dessous l'emboîture, augmentant la longueur du membre inférieur droit. Pour éviter un déséquilibre du bassin, il suffit de majorer la longueur du tube de la prothèse tibiale à gauche.

Au côté droit : un pied **Flex-Walk**.

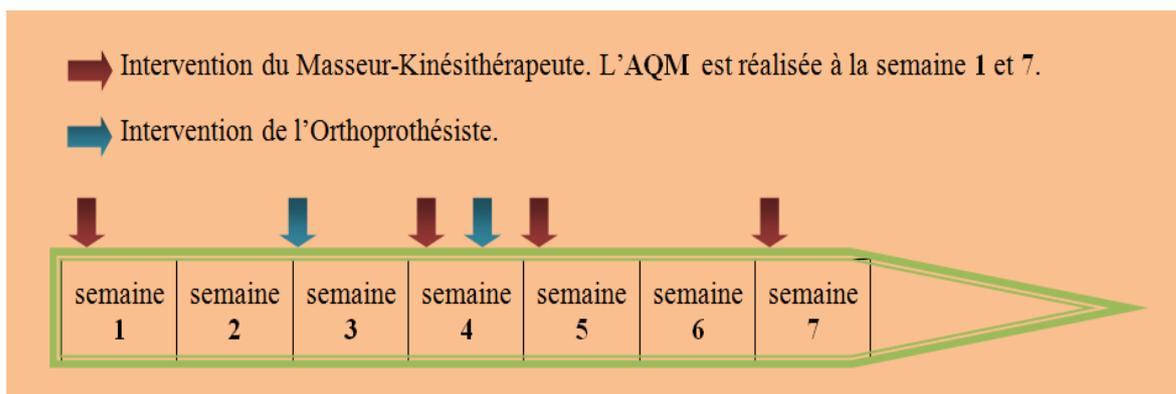


Figure 3 : calendrier de prise en charge de la patiente.

2. MÉTHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIE

Tableau I : stratégie de recherche documentaire

Termes utilisés	Bases de données	Période de recherche	Nombre de références	Numéro des Références retenues
Marey	Réédoc	2011	4	2, 3
Marche humaine	BU Médecine Nancy UHP	2011	11	1, 8, 11, 33, 35
	Réédoc	2011	12	1, 2, 8, 11, 35
Analyse marche	Nancy UHP	2011	54	9, 12, 19
AQM	Réédoc	2011	9	6, 34
	EM Consult	Depuis 2005	10077	4, 28
	Refdoc		22	7
Amputation Membres Inférieurs	Réédoc	2011	37	14, 15, 16, 17, 20, 25, 26, 31
	Nancy UHP	2011	35	23, 24

Appareillage Membres Inférieurs	Nancy UHP	2011	45	18, 21, 32
Bilan Marche	Nancy UHP	2011	9	23
Marche et Appareillage	EM Consult	Depuis 2005	1847	22
Marche pathologique	Nancy UHP	2012	1	13
Biomécanique fonctionnelle	Nancy UHP	2012	20	27
Bilan musculaire	Nancy UHP	2012	9	29
Autre référence				
http://www.ossur.fr/ (consulté le 19 octobre 2010)				

3. BILAN INITIAL (J + 0)

3.1. Description de la marche par l'analyse visuelle

Lors de l'analyse visuelle de la marche de Mme B., nous mettons en évidence des défauts de marche (26). Ils sont au nombre de trois et répertoriés dans le tableau II ci après.

Tableau II : les défauts de marche observés en phase d'appui à droite.

Articulation	Plan		
	Frontal	Sagittal	Horizontal
Cheville	-	<ul style="list-style-type: none"> <u>Cheville prothétique droite</u> : Aucune mobilité 	-
Genou	-	<ul style="list-style-type: none"> <u>Genou droit</u> : <u>Recurvatum</u> 	-
Hanche	<ul style="list-style-type: none"> <u>Hanche droite</u> : Abduction 	-	-
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> <u>EIAS gauche</u> : Élevée par rapport à EIAS droite 	-	-
Épaule	-	-	-

Nous notons un recurvatum de genou droit, un problème d'équilibre frontal du bassin et un manque de mobilité de la cheville prothétique droite.

Nous posons plusieurs **hypothèses**, sachant que notre patiente n'a pas de lésions neurologiques, ce qui nous permet d'exclure les déficiences causées par la spasticité. De plus, elle n'a pas de douleurs dues au contact des moignons dans leurs emboîtures, ce qui exclue les esquives d'appui provoquées par la douleur. A savoir aussi que des problèmes de proprioception peuvent être responsables de mouvements incorrects.

Les hypothèses concernent :

- **Le recurvatum de genou droit.**

- **La stabilité frontale du bassin** : épine iliaque antéro-supérieure (EIAS) gauche élevée.

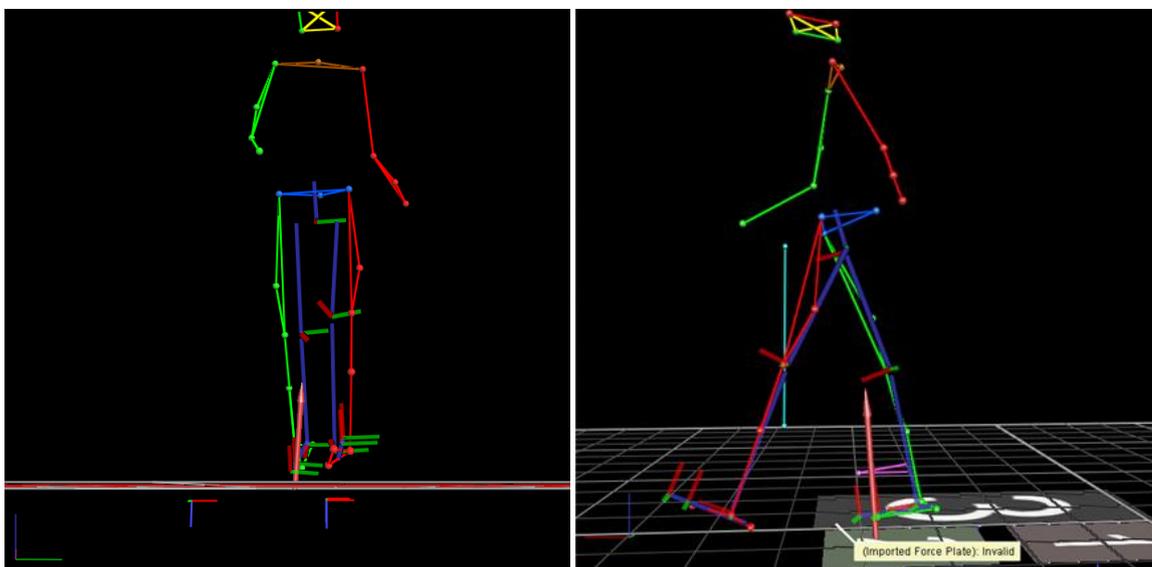


Figure 4 et 5 : modélisation de l'AQM. La figure gauche : une vue de face montre l'élévation de l'EIAS gauche (en rouge) à la phase oscillante gauche. La figure droite : une vue de profil illustre l'hyper extension du genou droit (en vert) lors de la mise en charge.

3.1.1. Genou, le recurvatum en phase d'appui est provoqué par :

❖ Manque de force du quadriceps à droite :

«La faiblesse du quadriceps entraîne la nécessité, pour le sujet, de verrouiller mécaniquement le genou en le portant en extension complète et même par delà l'extension en recurvatum.» **PLAS F. (8).**

❖ Mauvaises habitudes prises du schéma de marche :

De mauvaises habitudes prises par la patiente peuvent perturber le schéma de marche.

❖ Déficit articulaire :

L'hypothèse du manque d'amplitude de flexion du genou droit est immédiatement réfutée car la patiente fléchit le genou droit pendant la phase oscillante droite.

❖ Problème d'appareillage par manque de Flexion Dorsale (FD) de cheville :

«Le pied est à plat, le tibia continue son avancée dans un mouvement de flexion dorsale progressive, passive, pendant l'avancée du tibia sur le pied portant.» **VIEL É. (1).**

Ici, l'appareillage constitué d'une lame carbone est trop rigide, il simule un enraidissement de cheville. Le mouvement absent dans la cheville va être compensé ailleurs ; par un recurvatum de genou et par un décollement précoce du talon (fig 5).

3.1.2. Bassin, l'élévation de l'EIAS gauche à la phase d'appui est provoquée par :

❖ Manque de force du Moyen Fessier (MF) à droite :

La faiblesse du Moyen Fessier se manifeste par une inclinaison du bassin et des épaules, du côté en appui. C'est la boiterie de Duchenne de Boulogne ou boiterie d'épaule (27). Par cette action, la patiente réduit le bras de levier du poids du corps, facilitant le travail du MF.

❖ Mauvaises habitudes prises du schéma de marche :

De mauvaises habitudes prises par la patiente peuvent perturber le schéma de marche.

❖ Déficit articulaire :

L'hypothèse du déficit d'adduction de hanche à droite est immédiatement réfutée car le Membre Inférieur (MI) droit est en adduction pendant la phase oscillante droite.

❖ Rétractions musculaires :

Rétraction du carré des lombes à gauche : cette hypothèse est immédiatement réfutée car la patiente ne marche pas en inclinaison gauche du tronc à la phase d'appui gauche, son épaule gauche ne descend pas.

Rétraction du moyen fessier à droite : cette hypothèse est immédiatement réfutée car son MI droit est en abduction physiologique à la phase oscillante droite.

❖ **MI gauche trop long :**

Il engendre, en statique, un déséquilibre de bassin. A la phase oscillante gauche, si le MI gauche est plus long ou qu'il manque de flexion de genou et/ou de FD du pied, il risque de raccrocher le sol (**28**). Pour éviter cela, notre patiente élève son EIAS gauche (fig 4).

3.1.3. Conclusion de l'analyse visuelle

Les défauts de marche présents chez notre patiente soulèvent diverses hypothèses qui peuvent expliquer l'origine des boiteries. Par un raisonnement logique, nous avons réfuté certaines hypothèses alors que d'autres sont encore évoquées tel que le manque de force du quadriceps et du moyen fessier, le problème d'appareillage, l'inégalité de longueur des MI ou encore les mauvaises habitudes prises du schéma de marche. Un examen complémentaire est nécessaire pour les valider ou les réfuter.

3.2. Examens Complémentaires

3.2.1. Test fonctionnel concernant le Quadriceps à droite (annexe VI)

La patiente est debout, en appui unipodal droit, se tenant d'une main pour l'équilibre.

Ce que nous recherchons : un maintien actif du genou fléchi par le quadriceps.

Ordre donné à la patiente : «Pliez votre genou droit».

La patiente tient l'appui unipodal, genou droit fléchi.

Remarque : le talon se décolle précocement et la patiente se retrouve sur la pointe des pieds. Cela montre la rigidité de la cheville prothétique droite confirmant l'analyse visuelle.

L'hypothèse «Manque de force du quadriceps à droite» est à écarter.

Les hypothèses non réfutées sont : la mauvaise habitude prise du schéma de marche et l'appareillage inadapté. L'une ou l'autre peuvent expliquer le recurvatum du genou droit. Mais quelle est la part de responsabilité de chacune ?

3.2.2. Test fonctionnel concernant le Moyen Fessier à droite (annexe VI)

La patiente est debout, en appui unipodal droit, se tenant d'une main pour l'équilibre.

Ce que nous recherchons : contrôle de l'abaissement de l'EIAS gauche par le MF droit.

Ordre donné à la patiente : «Descendez l'hémi-bassin gauche».

La patiente n'arrive pas à descendre son EIAS gauche. À-t-elle des problèmes de compréhension ou une réelle faiblesse du MF ? Le test n'est pas concluant, nous procédons alors à une évaluation de la force musculaire du MF selon **Daniels (29)** (annexe VII).

Nous testons les deux MF qui sont cotés à 5 des deux cotés. Pour évaluer précisément la force de chaque coté, nous procédons au test de force avec un pèse personne :

- ❖ 20 Kg pour le MF de gauche.
- ❖ 17 Kg pour le MF de droite.

Le test de **Van Vooren** nous dit que le Moyen Fessier doit supporter une charge de 1/6 du poids du corps au niveau du genou pour un sujet en latérocubitus. Si le patient est capable de tenir la charge cela signifie que la force des abducteurs de hanche est suffisante (annexe VII).

L'hypothèse «Manque de force du Moyen Fessier à droite» est à écarter.

Les hypothèses non réfutées sont : la mauvaise habitude prise du schéma de marche et le MI gauche trop long. Elles peuvent expliquer le problème d'équilibre frontal du bassin. Mais quelle est la part de responsabilité de chacune ?

3.2.3. Appréciation de l'équilibre frontal du bassin

Nous nous plaçons derrière la patiente qui est debout en appui bipodal et nous appliquons un niveau à branches sur ses deux crêtes iliaques. Nous observons une crête iliaque gauche plus haute qu'à droite, ce qui peut signifier un MI gauche plus long.

3.2.4. Mesures de la longueur des MI

Les repères anatomiques des chevilles sont absents, de ce fait, la longueur de ses membres inférieurs est estimée. Nous utilisons tout de même les mesures (EIAS/malléole) effectuées lors de l'AQM car c'est la longueur totale des MI qui nous intéresse. Les mesures sont de 950 mm à gauche et de 925 mm à droite. Le MI gauche est le plus long, mais est-ce que la différence de longueur des MI est significative pour nos interprétations, vu que les repères sont estimés ?

3.2.5. Conclusion des examens complémentaires

Le déficit de force musculaire des muscles Quadriceps et Moyen Fessier à droite est écarté. Cependant, il persiste un doute sur la réelle différence de longueur des MI, ainsi que sur le problème d'appareillage et les mauvaises habitudes prises du schéma de marche.

3.3. L'AQM en accord avec l'analyse visuelle

Une démarche logique nous a permis tout d'abord d'identifier les défauts de marche, ensuite de poser des hypothèses qui pourraient en expliquer la cause. Certaines sont réfutées immédiatement, puis les autres, après un examen complémentaire. Au final, les hypothèses restantes sont impliquées dans les défauts de marche, ce qui est objectivé par l'AQM.

L'AQM valide l'analyse visuelle. Nous retrouvons un recurvatum de genou droit, un déficit de stabilité frontale du bassin, une diminution de la FD de cheville droite et une différence de longueur des MI qui est mise en évidence par les mesures anthropométriques.

En observant la cinématique (annexe VIII), nous remarquons l'immobilité de la cheville droite, cela révèle une non déformation de la lame carbone qui n'est pas en adéquation avec la théorie. De plus, en observant la cinétique (annexe VIII), nous notons une absence de propulsion du pas à droite, cela révèle la non restitution de l'énergie par la lame carbone.

3.4. Bilan Diagnostic Kinésithérapique (BDK) (30)

Déficiences : - amputations (cf 1.5.).

- troubles de l'équilibre, ses trajectoires de marche sont parfois déviées.
- déficit esthétique.
- altération de la proprioception, position de membre inconnu à la marche.

Incapacités : - incapacité à marcher sans son appareillage.

- fatigue à la marche.

Désavantages : - social : elle ne peut faire ses courses seule et a des difficultés à conduire son véhicule qui n'est pas automatique.

- loisirs : ses balades en ville sont limitées du fait qu'elle éprouve des difficultés à franchir des obstacles tels que les pentes et les escaliers sans rampe.

3.5. Objectifs de traitement

- ❖ Redonner un bon schéma de marche à notre patiente.
- ❖ Obtenir la compensation optimale souhaitée par l'appareillage.

4. PRISE EN CHARGE

Les exercices proposés sont fonctionnels, c'est-à-dire qu'ils reproduisent une phase choisie de la marche (cf la marche humaine et cycle de marche selon **VIEL É.**). Ils doivent être dynamiques et solliciter les muscles dans leur fonction adaptée à la marche. Le but est que la patiente les reproduise dans les activités de la vie journalière (AVJ) afin de les automatiser. Les exercices proposés sont basés sur les actions normales produites au cours de la marche (annexe I). Nous donnons les informations : visuelles, auditives et tactiles, qui sont nécessaires pour que la patiente modifie son schéma de marche.

4.1. Première séance de Masso-Kinésithérapie (J+ 0)

4.1.1. Exercice 1 : contrôle du recurvatum de genou droit

La patiente marche à son habitude et nous lui demandons de se concentrer sur la position et sur les mouvements de son genou. Le ressenti de la patiente lui permet de prendre conscience du défaut pour qu'elle le corrige par la suite.

Ressenti de la patiente : le genou droit reste tendu à la phase d'appui.

Consigne donnée : la patiente doit fléchir son genou droit, à la phase d'appui à droite. Lui montrer comment et à combien de degrés le genou doit fléchir (de 10 à 15 degrés).

Effets recherchés : flexion du genou droit contrôlée par le travail excentrique du quadriceps à la phase d'appui à droite.

Ressenti de la patiente après correction : facile à corriger et sensation de travail musculaire à la face antérieure de la cuisse.

Bénéfices : moins de contraintes dans le genou qui retrouve son effet d'amortisseur à l'attaque du pas.

Remarque : le talon droit décolle plus tôt car le pied manque de Flexion Dorsale (FD).

4.1.2. Exercice 2 : travail de l'équilibre frontal du bassin

La patiente marche tout en corrigeant son genou droit et nous lui demandons de se concentrer sur la position et les mouvements de son bassin.

Ressenti de la patiente : elle sent que son bassin bouge mais ne parvient pas à sentir le déséquilibre dans le plan frontal.

Consigne donnée : descente de l'EIAS gauche à la phase d'appui unipodal droite.

Effets recherchés : contrôle de l'abaissement de l'EIAS gauche par le MF droit.

Ressenti de la patiente après correction : difficile à corriger avec une sensation de travail musculaire dans la zone du MF.

Bénéfice : meilleur équilibre frontal du bassin par un travail adapté du MF.

L'objectif final est que la patiente intègre ces deux corrections à sa marche. Pour cela, il faut qu'elle répète l'exercice selon un protocole qui est déterminé en fonction de ses AVJ dans le but que le phénomène d'automatisation apparaisse.

4.1.3. Protocole des exercices

Minimum 4 fois par jour pendant 10 minutes ou alors elle doit réaliser les exercices à chaque fois qu'elle se trouve dans un endroit précis pour y penser.

Elle travaille dans un grand bureau où elle effectue de nombreux trajets dans la journée. Après discussion, elle décide de réaliser les exercices comme suit :

- ❖ Trajet de son bureau à la photocopieuse réalisé environ 15 fois par jour sur une distance de 10 mètres.
- ❖ Trajet dans le grand couloir pour se rendre à la fontaine d'eau réalisé environ 3 fois par jour sur une distance de 17 mètres.

4.2. Première visite chez l'Orthoprothésiste (J+ 20)

Suite à nos observations précédentes, la patiente consulte son Orthoprothésiste qui lui change l'alignement de la prothèse à droite (**17, 31, 32**). Le pied est positionné en Flexion Dorsale. Une attitude en flexion dorsale de cheville a tendance à fléchir le genou, alors qu'une attitude en équin de cheville favorise le recurvatum de genou (**13, 26**).

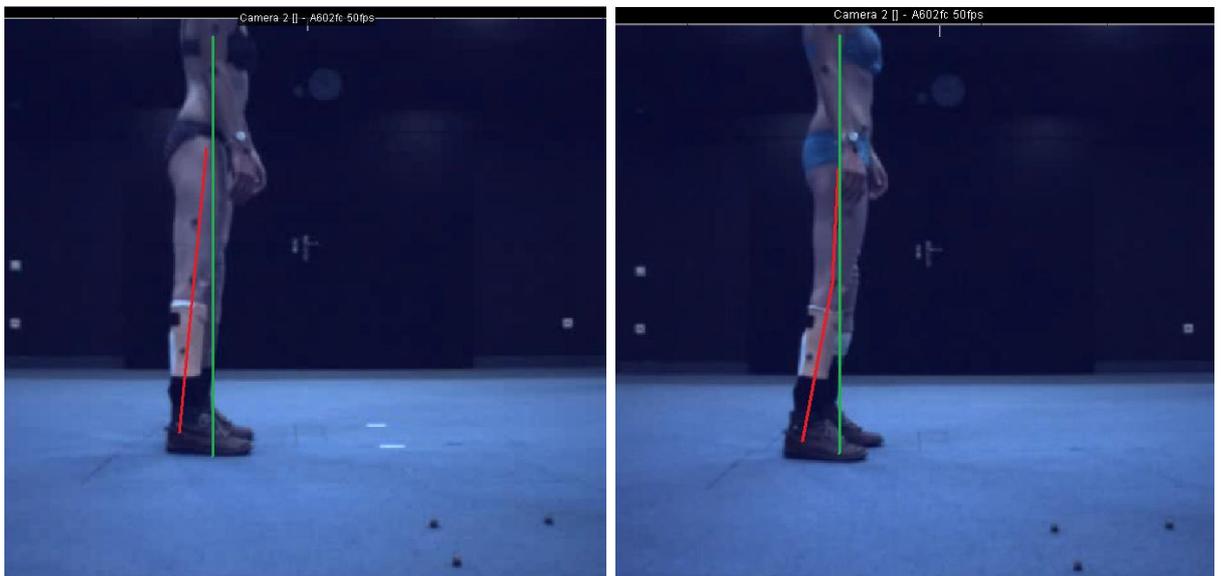


Figure 7 et 8 : illustration de la statique de notre patiente. De gauche à droite, nous retrouvons la statique lors du bilan initial et lors du bilan final.

Sur la figure 7, les axes tibia/fémur représentés en rouge sont alignés. Sur la figure 8, la ligne de charge (**13, 33, 34**) représentée en vert se rapproche de l'arrière du genou donnant moins de bras de levier pour le recurvatum.

4.3. Deuxième séance de Masso-Kinésithérapie (J+ 28)

4.3.1. Evaluation de la mise en pratique des exercices précédents

Après le changement de l'alignement de la prothèse droite, son genou droit fléchit spontanément en phase d'appui. Le centre de gravité doit osciller de haut en bas à la marche avec des amplitudes de 50 mm (8). Une flexion trop importante de genou augmente les variations d'amplitudes du centre de gravité et le coût énergétique à la marche.

Au niveau de la correction du bassin dans le plan frontal, la patiente doit fournir un léger effort. Elle ne parvient pas à dire le nombre de fois qu'elle a fait l'exercice, mais elle a essayé d'y penser dans la journée et surtout au bureau. Son domicile étant petit, elle ne s'est pas entraînée car ses déplacements sont trop courts. Elle effectue la majorité de ses déplacements à pied sur son lieu de travail et elle en profite pour mettre en pratique ses exercices. D'où l'intérêt de lui donner des exercices pendant sa marche dans les AVJ.

La flexion du genou droit est correcte à la phase d'appui à droite mais la descente de l'EIAS gauche à la phase oscillante gauche n'est pas parfaite. Par conséquent, nous décidons donc de donner un nouvel exercice (décrit ci-après) à la patiente afin d'amplifier la chute contrôlée de l'EIAS gauche (1). Le protocole de cet exercice reste identique aux précédents.

4.3.2. Exercice 3 : travail excentrique du Moyen Fessier droit

La patiente est debout, en appui unipodal droit puis gauche, se tenant d'une main pour l'équilibre. L'exercice est une variation de la position de son bassin dans le plan frontal.

Consigne donnée : la patiente monte et descend l'hémi-bassin libre (c'est-à-dire le bassin du côté de la décharge) de façon maximale et exagérée.

Effets recherchés : prise de conscience pour la patiente de toute l'amplitude permise par le bassin dans le plan frontal. Cet exercice recrute le MF de façon excentrique et concentrique, et sert aussi de moyen de contraste en exagérant la montée et la descente des EIAS.

Ressenti de la patiente : sensation de mouvement de grande amplitude.

Maintenant que la patiente a senti ces mouvements des deux côtés, elle doit l'intégrer à sa marche. Après quelques aller/retour dans un couloir et grâce à quelques consignes orales, elle parvient à bien descendre l'EIAS gauche.

Ressenti de la patiente après correction : la correction est plutôt facile, mais cela lui demande un important effort de concentration.

Bénéfice : le bassin retrouve une mobilité normale dans le plan frontal. La patiente marche avec un meilleur équilibre et nous décrit un abaissement de sa ligne de vision ainsi qu'un centre de gravité plus bas (4).

4.4. Deuxième visite chez l'Orthoprothésiste (J+ 30)

La concertation entre professionnels de santé a permis de conclure à un appareillage inadapté. Une deuxième visite auprès de l'orthoprothésiste est nécessaire, il procède donc au changement du matériel prothétique (annexes IV et V).

❖ La catégorie en dessous pour le Flex-Walk à droite :

Ce pied, constitué d'une lame en carbone, se déforme sous l'action d'une contrainte exercée par le poids de la patiente. Elle a perdu du poids récemment, ce qui implique que la catégorie de la lame choisie auparavant ne lui convient plus. L'Orthoprothésiste a donc choisi

une catégorie de lame inférieure adaptée en fonction du poids de la patiente ce qui permet de retrouver une ampliation en flexion dorsale de cheville droite.

❖ **Nouveau pied à gauche, du pied Re-Flex au pied Talux :**

Un pied prothétique est choisi principalement en fonction de sa catégorie, de l'activité de la patiente et de son poids. Ultérieurement, le **Re-Flex** fut adopté pour son dynamisme important. A présent, le prothésiste décide de mettre un pied droit et gauche, qui sont les plus similaires possibles. Le **Re-Flex**, plus encombrant et plus dynamique, est mieux adapté pour les grands déplacements tels que les randonnées. Le **Talux**, plus léger, plus mobile et plus confortable, est mieux adapté pour les sols réguliers et pour les petits déplacements.

4.5. Troisième séance de Masso-Kinésithérapie (J+ 35)

Cette séance nous permet de vérifier si la patiente a intégré toutes les corrections à son schéma de marche et si elle a pu s'adapter à son nouveau matériel prothétique. Le résultat obtenu est satisfaisant. Le bilan final, au travers d'une nouvelle AQM, va confirmer la disparition des défauts de marche. Ceci fait l'objet de la prochaine partie.

5. BILAN FINAL ET RESULTATS (J+ 42)

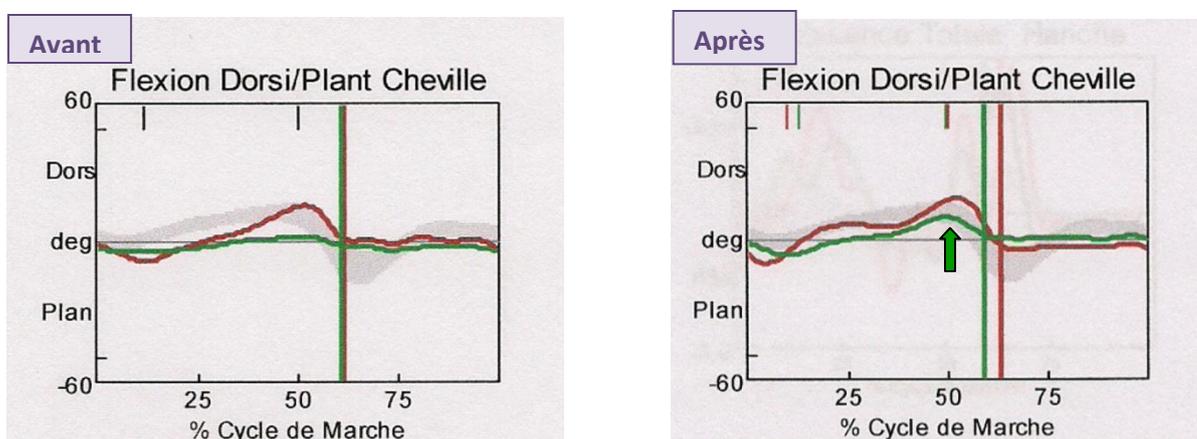
Six semaines s'écoulent entre la première et la deuxième acquisition au laboratoire du mouvement. La dernière acquisition nous permet d'objectiver les progrès de Mme B.. Pendant ces six semaines, Mme B. a vu trois fois le Masseur-kinésithérapeute et deux fois l'Orthoprothésiste. La coopération entre professionnels a permis d'obtenir un changement

rapide et efficace de l'appareillage, et un bon résultat fonctionnel. A l'observation visuelle de la marche de Mme B., nous n'observons aucun défaut de marche. Grâce au laboratoire d'analyse du mouvement, nous confirmons le résultat de l'analyse visuelle de la marche.

5.1. AQM

L'interprétation des résultats se fait à l'aide de graphiques tous à la même échelle qui sont directement en rapport avec les défauts de marche observés. Deux graphiques sont présentés, celui de gauche reflète le bilan initial (avant) et celui de droite reflète le bilan final (après). Le résultat reflète la rééducation du schéma de marche suivie par notre patiente et le changement du matériel prothétique. Le pourcentage du cycle de marche, selon **VIEL É.**, est représenté en abscisse et l'amplitude du mouvement est représenté en ordonné. La valeur 0° correspond à la position de référence de l'articulation concernée (**28**). Est présenté en rouge le côté gauche et en vert le côté droit. Le corridor de référence en gris est une moyenne obtenue à partir de personnes saines, il sert de repère pour détecter des dysfonctionnements (**1**).

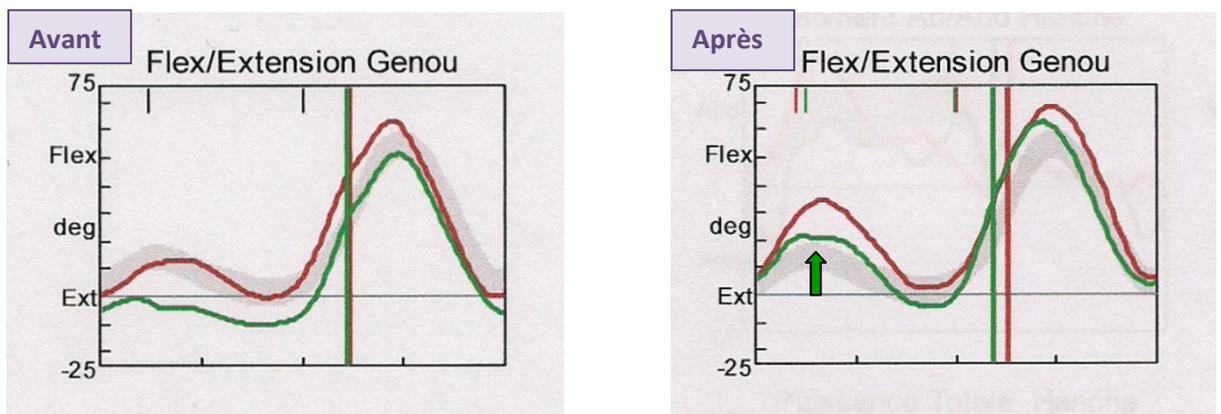
5.1.1. La mobilité des chevilles dans le plan sagittal



Figures 9 et 10 : graphiques représentant les mouvements des chevilles pendant la marche.

Résultats : en phase d'appui à droite, la cheville prothétique droite est en FD. Elle assure bien son rôle car la position de FD témoigne de la déformation de la lame carbone.

5.1.2. Extension et flexion des genoux dans le plan sagittal



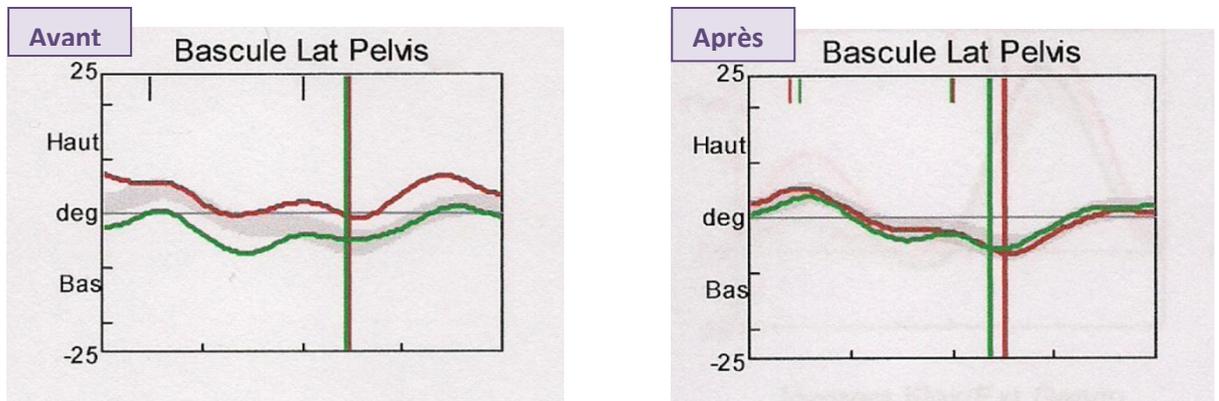
Figures 11 et 12 : graphiques représentant les mouvements des genoux pendant la marche.

Résultats : lors de l'attaque du pied droit au sol, le quadriceps contrôle la mise en flexion progressive du genou droit.

Du fait d'un appareillage inadapté, notre patiente a adopté une mauvaise position de genou à la marche. Les ampliatiions de la prothèse lui interdisent le rôle physiologique du genou droit, en effet, le manque de FD de cheville provoque le recurvatum de genou. De plus, la patiente présente un déficit de proprioception et de sensibilité de son MI (35), de part son amputation, ce qui l'empêche d'apporter toutes corrections.

Les deux hypothèses qui sont : un appareillage inadapté ainsi que la mauvaise habitude prise pendant la marche, expliquent le recurvatum de genou droit.

5.1.3. La bascule latérale du bassin dans le plan frontal



Figures 13 et 14 : graphiques représentant les mouvements frontaux du bassin pendant la marche.

Résultats :

- ❖ Avant : l'hémi-bassin gauche (en rouge) a globalement une position qui reste haute, tandis que l'hémi-bassin droit (en vert) a globalement une position qui reste basse.
- ❖ Après : les deux hémi-bassins alternent des positions hautes et basses.

Conclusion : utilisation du MF droit de manière adaptée lors de la marche. Les courbes vertes et rouges ont tendance à se superposer, ce qui témoigne d'une correction efficace.

5.1.4. Longueur des MI

Au cours de la deuxième visite chez le prothésiste, la longueur du MI droit est modifiée, elle passe de 925 mm à 930 mm. Le bassin est équilibré et la longueur du MI gauche reste de 950 mm. La différence de longueur des MI est atténuée ; elle influe aussi sur la survenue de boiteries comme l'élévation de l'EIAS gauche à la phase oscillante gauche. Cette boiterie persiste dans le temps car la patiente a un déficit de proprioception.

Les deux hypothèses qui sont la différence de longueur des MI ainsi que la mauvaise habitude prise pendant la marche expliquent le déséquilibre frontal du bassin.

5.1.5. Interprétation des paramètres spatio-temporels (annexe VIII)

La vitesse de marche (moyenne droit et gauche) est de 1.305 m/s avant alors qu'elle est de 1.505 m/s après, ce qui révèle une meilleure restitution de l'énergie à la marche.

La longueur des pas (moyenne droit et gauche) augmente de 0.725 m à 0.78 m.

La durée du simple appui (moyenne droit et gauche) est de 0.43 sec avant alors qu'elle est de 0.40 sec après, ce qui indique une vitesse de marche plus importante.

5.1.6. Conclusion

L'optimisation de la marche a pu se faire grâce à une meilleure adaptation et utilisation du matériel prothétique. Un mauvais réglage de l'appareillage peut créer des douleurs, des gênes, des plaies, des défauts de marche, une fatigue précoce, et le patient peut être en difficulté. Le matériel doit être choisi en fonction du niveau d'amputation, du poids du patient, de ses exigences et de son type d'activité (22). De plus, une mauvaise proprioception engendre des mouvements incorrectes responsables de boiterie. Par différentes stimulations (vidéos, miroirs, stimulations visuelles, auditives et cutanées), la patiente a amélioré sa perception des mouvements et a ainsi corrigé ses défauts de marche.

5.2. Ressenti de la patiente

Le progrès effectué pendant la prise en charge s'observe visuellement, de plus il est confirmé par le laboratoire d'analyse du mouvement. Il est aussi déterminé par la patiente. Son ressenti permet de conclure à un résultat bon ou mauvais. La patiente compare son état avant et après sa rééducation. Elle « revit », car se déplacer n'est plus une contrainte. Elle est moins fatiguée, marche plus vite et a davantage d'assurance.

6. DISCUSSION

Cette étude nous montre que l'AQM est utile au diagnostic des boiteries. Le thérapeute peut alors affiner sa prise en charge s'il a rencontré des difficultés dans son analyse visuelle. L'AQM sert aussi de bilan et de moyen de comparaison au cours de la rééducation. Cependant, l'accès au laboratoire d'analyse du mouvement est limité car il est peu répandu et son coût est important. Nous avons eu la chance d'utiliser un tel matériel pour ce mémoire.

Notre étude suscite plusieurs critiques.

Tout d'abord, l'AQM est à utiliser avec prudence car il existe de nombreuses limites. Certains paramètres influencent sa précision et peuvent induire de mauvaises interprétations. Notamment le placement et le nombre des marqueurs, la précision du matériel utilisé, le nombre et la position des caméras. De plus, les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville sont estimés et il y a une modélisation simplifiée des segments et des centres articulaires (articulations du pied non représentées, mouvement de tiroir du genou inexistant).

Ensuite, la longueur et le poids des membres inférieurs sont estimés chez notre patiente, ce qui induit des erreurs dans la prise des mesures anthropométriques et dans l'utilisation du calcul de Van Vooren.

Pour finir, la méthode de rééducation du schéma de marche a aussi des limites. Ce type de prise en charge est complexe et a moins de succès avec un patient douloureux, non motivé, sans autorisation d'appui complet sur ses membres inférieurs, présentant des problèmes de compréhension ou encore ayant des troubles de sensibilité profonde et de schéma corporel.

La correction du schéma de marche est compliquée. Il faut passer par une prise de conscience de la personne, ainsi que par un travail de proprioception. Le but est que le patient ressente les mouvements de son corps. De plus, corriger un défaut établi depuis un certain temps n'est pas simple. C'est pour cela que l'auto correction de la marche nécessite un regard extérieur compétent, ainsi que des instruments comme des vidéos et des miroirs, qui sauront guider le patient vers la correction.

Dans ce mémoire, nous n'avons pas étudié la cinétique mais nous avons surtout insisté sur la cinématique. Ceci est un choix, car nous corrigeons les mouvements du train porteur et du tronc au cours de la rééducation en privilégiant une marche fonctionnelle qui reproduit les étapes essentielles nécessaires à une déambulation normale.

Ce mémoire propose une démarche n'utilisant pas le bilan classique, tout en arrivant aux mêmes conclusions. En effet, cette démarche permet d'avoir une réflexion plus approfondie concernant le bilan fonctionnel qui est ciblé sur la locomotion. Néanmoins elle ne se substitue pas au bilan classique. Les points d'un bilan classique ont été remplacés par les analyses subjectives et objectives de la marche. En posant des hypothèses, nous avons éliminé

des causes de rétractions musculaires et capsulo-ligamentaires ou des causes de déficits de force musculaire que nous aurions pris du temps à chercher dans un bilan classique.

7. CONCLUSION

Ce travail montre l'utilisation du laboratoire d'analyse du mouvement en tant que bilan avec une démarche originale qui a largement été décrite. La rééducation du schéma de marche, dans un but fonctionnel, permet d'obtenir de bons résultats grâce à une AQM. La thérapie est personnalisée en fonction du patient, de ses déficiences et de la perturbation du schéma de marche. Les connaissances, physiologiques et pathologiques de la marche nous ont aidées à cerner les objectifs à atteindre. La collaboration entre professionnels ainsi que la motivation de Mme B. ont permis d'accomplir une rééducation dans de bonnes conditions et avec succès. Une prise en charge courte, avec peu de séances, a amené la patiente à bénéficier d'un traitement efficace dans un bref délai. L'amélioration du schéma de marche de Mme B. lui a permis d'éliminer sa situation de handicap. En effet, elle ne présente plus de boiterie à la marche. Néanmoins, un suivi régulier est nécessaire pour s'assurer que la marche reste correcte et pour empêcher une désadaptation du matériel de la patiente.

BIBLIOGRAPHIE

1. **VIEL É.** La marche humaine, la course et le saut. Paris : Masson, 2000. 267 p. ISBN 2-225-83640-X.
2. **NEVEU P.** Evolution et histoire de la locomotion. Kiné Scientifique, 2008, n°485, p. 5 – 12.
3. **DENIS A.** Jules Etienne Marey et la marche de l'Homme. In CLAUSTRE J. Le pied à travers l'histoire. Paris : Masson, 1991. p. 29 – 33.
4. **AZULAY J. P., ASSAIANTE C., VAUGOYEAU M., SERRATRICE G., AMBLARD B.** Exploration instrumentale des troubles de la marche. EMC (Elsevier Masson SAS Paris), Podologie, 27-020-A-16, 2005.
5. **PUSTOC'H A.** Élaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques : Application à l'étude de l'influence d'une orthèse podale sur une hanche arthrosique. 2007. 201 p. Thèse Médecine : Lyon.
6. **BÉRARD C.** La paralysie cérébrale de l'enfant – Guide de la consultation : Examen neuro-orthopédique du tronc et de membres inférieurs. Montpellier : Sauramps Médical, 2008. 265 p. ISBN 978-2-84023-5507.
7. **ARMAND S.** Analyse quantifiée de la marche : extraction de connaissance à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade. 2005. 239 p. Thèse Médecine : Valenciennes.
8. **PLAS F., VIEL É., BLANC Y.** La marche humaine : Kinésiologie dynamique, biomécanique et pathomécanique. Paris : Masson, 1989. 150 p. ISBN 2-225-81495-3.
9. **TIFFREAU V.** Analyse de la marche de l'amputé de jambe : Apport de l'analyse tridimensionnelle du mouvement. 1999. 34 p. Mémoire pour le diplôme universitaire d'appareillage des handicapés moteurs : Nancy.
10. **WATELAIN É.** Proposition d'une méthodologie d'analyse du mouvement : Application à la marche du sujet hémiplégique. 1999. 208 p. Thèse Médecine : Lille.

11. THOUMIE P., PÉLISSIER J. Principes de l'évaluation biomécanique de la marche. In THOUMIE P. Les troubles de la marche et leur exploration. Paris : Éditions Frison-Roche, 1997. p. 7 – 22. ISBN 2-87671-263-6.

12. LAASSEL E. M., MILON E., GUIBAL C., POUS J. G. Analyse quantitative de la marche : Intérêt en chirurgie et en rééducation. In Échanges en rééducation et orthopédie infantile : Analyse tridimensionnel de la marche. Montpellier : Sauramps médical, 1994. p. 223 – 231. ISBN 2-84023-068-2.

13. PENNEÇOT G. F. Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral. Montpellier : Sauramps Médical, 2009. 333 p. ISBN 978-2-84023-644-3.

14. PAQUIN J. M., BAUMGARTEN B., CLEMÉNÇON J. L., FIDRY L., MARTINET N., PAQUIN P. S., ANDRÉ J. M. Les emboitures fémorales et tibiales : Évolution des concepts. In CODINE P., BRUN V., ANDRÉ J. M. Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. Paris : Masson, 1996. p. 140 – 150. Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.

15. FODÉ P., JACQUOT D., PELISSE F. Les nouveaux matériaux : manchons et emboitures, allègement des prothèses de membres inférieurs. In CODINE P., BRUN V., ANDRÉ J. M. Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. Paris : Masson, 1996. p. 150 – 157. – Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.

16. PELLETIER-SEGONS M., DULONG M. Les emboitures des prothèses tibiales. In CODINE P., BRUN V., ANDRÉ J. M. Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. Paris : Masson, 1996. p. 230 – 237. Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.

17. ATLANI L., BEN AHMED H., BERTERA BLANCHARD C., DELARQUE A., TOURRET B., BENEZET P., BARDOT A. Classification des différents types de pieds prothétiques. In CODINE P., BRUN V., ANDRÉ J. M. Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. Paris : Masson, 1996. p. 253 – 260. Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.

- 18. COSTES O., BARDOT P., HOURADOU W., BARDOT A.** Nouveaux pieds prothétiques et pieds à accumulation d'énergie. In BONNEL F., BARRAULT J. J., BLOTMAN F. Appareillage des membres inférieurs. Paris : Springer Verlag France, 1989. p. 191 – 197.
- 19. DUPONT C., CAILLET F., MATHIEU Y., MOREL C., BOISSON D.** Étude électromyographique et kinésigraphique de la marche de l'amputé tibial : Pied Sach versus pied Multiflex. In Échanges en rééducation et orthopédie infantile : Analyse tridimensionnel de la marche. Montpellier : Sauramps médical, 1994. p. 263-269. ISBN 2-84023-068-2.
- 20. BOULOUEDNINE M., ASSI C., CANOVA F., BONNEL F.** Amputations de la jambe et du pied. In CODINE P., BRUN V., ANDRÉ J. M. Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. Paris : Masson, 1996. p. 17 – 26. Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.
- 21. BONNEL F., LAMOUDI L.** Amputations de l'arrière pied. In BONNEL F., BARRAULT J. J., BLOTMAN F. Appareillage des membres inférieurs. Paris : Springer Verlag France, 1989. p. 17 – 28.
- 22. LAMANDÉ F., DUPRÉ J. C., DECHAMPS E., SÉNÉGAS-ROUVIÈRE J., PETIT I., SALZE O.** Appareillage de la personne amputé de membre inférieur. EMC (Elsevier Masson SAS Paris), Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation, 26-170-B-15, 2010.
- 23. FRAISSE N.** Les muscles de l'amputé tibial. 2007. 29 p. Mémoire en vue de l'obtention du diplôme d'études spécialisées en médecine physique et réadaptation : Nancy.
- 24. CAMILLERI A., LARIVIERE J. Y.** Conduite à tenir en présence d'une amputation de Chopart traumatique : Arthrodèse tibio-calcaneenne avec astragalectomie (ATCA), Technique et résultats. In CODINE P., BRUN V., ANDRÉ J. M. Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. Paris : Masson, 1996. p. 32 – 37. Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.

- 25. MÉNAGER D., CHIESA G.** Amputations partielles du pied. In CODINE P., BRUN V., ANDRÉ J. M. Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. Paris : Masson, 1996. p. 243 – 253. Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.
- 26. PAQUIN J. M., ANDRÉ J. M., MARTINET N., ORHAN B.** Les anomalies de la marche des amputés fémoraux et tibiaux. In CODINE P., BRUN V., ANDRÉ J. M. Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. Paris : Masson, 1996. p. 350 – 359. Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.
- 27. DUFOUR M., PILLU M.** Biomécanique fonctionnelle : Membres, tête, tronc. Issy les moulineaux : Masson, 2006. p. 138 – 139.
- 28. DEDIEU P., BARTHÉS C.** Marche. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Podologie, 27-020-A-15, 2011.
- 29. HISLOP H., MONTGOMERY J.** Le bilan musculaire de Daniels et Worthingham : Techniques de testing manuel. Paris : Masson, 2006. 470 p. ISBN 2-294-06350-3.
- 30. CIF.** Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé. OMS. Genève, 2001.
- 31. BECQUET G., PAUVERT D., BRULON D., HAON G., NADEAU G.** Alignement des prothèses fémorales et tibiales. In CODINE P., BRUN V., ANDRÉ J. M. Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. Paris : Masson, 1996. p. 260 – 277. Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.
- 32. PAQUIN J. M., ANDRE J. M., MARTINET M.** Alignement des prothèses fémorales et tibiales. In BONNEL F., BARRAULT J. J., BLOTMAN F. Appareillage des membres inférieurs. Paris : Springer Verlag France, 1989. p. 117 – 132.
- 33. MAZAS Y.** Gonarthrose, déformations axiales et marche. In THOUMIE P. Les troubles de la marche et leur exploration. Paris : Éditions Frison-Roche, 1997. p. 63 – 75. ISBN 2-87671-263-6.
- 34. GOURIET A.** Analyse quantifiée de la marche. Kiné Actualité, 2003, n°909, p. 8 – 10.

35. ENJALBERT M., LUIGI A., MICALLEFF J. P., PÉRUCHON E., MAITRE M., KOTZKI N., RABISCHONG P., PÉLISSIER J. Cinématique et cinétique de la marche chez l'amputé des membres inférieurs. In PÉLISSIER J., BRUN V. La marche humaine et sa pathologie. Paris : Masson, 1994. p. 267 – 273. Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 27.

36. PIERRON G., LEROY A., PÉNINOU G., DUFOUR M., GÉNOT C. Kinésithérapie Livre 2 Membre Inférieur : Bilans techniques passives et actives. Paris : Flammarion Médecine Sciences, 1984. 461 p. ISBN 2-257-10954-6.

ANNEXES

ANNEXE I : description des actions primordiales nécessaires pour une marche normale.

Plan Articulation	Frontal	Sagittal	Horizontal
Cheville	-	La cheville est en position neutre à l'attaque du talon. Flexion <u>progressive</u> de cheville de 20° lors de l'avancé du tibia par rapport au sol (40%). Extension de cheville de 20° lorsque les orteils quittent le sol (60%).	-
Genou	-	Flexion de genou de 15° lors de la mise en charge (15%). Flexion de genou de 60° lors de la phase oscillante (75%).	-
Hanche	La hanche est en adduction de 10° lors de la mise en charge (15%). La hanche est en abduction de 10° lors de la phase oscillante (70%).	La hanche est en flexion de 40° à l'attaque du talon. La hanche est en extension de 10° en fin de la phase d'appui (50%).	-
Bassin	EIAS droite est haute de 5 mm en phase d'appui droit (15%). EIAS droite est basse de 5mm en phase oscillante droite (60 à 70%). C'est la chute contrôlée du côté oscillant. Lors de la montée d'une EIAS, l'autre descend.	-	Une rotation de bassin de 4 à 16° est effectuée lors de l'avancé du pas vers l'avant (15%). C'est le pas pelvien.
Epaule	-	-	Une dissociation des ceintures pelvienne et scapulaire à la marche.

ANNEXE II : présentation du laboratoire d'analyse de la posture et du mouvement.

I. PRESENTATION DE L'EQUIPEMENT

L'équipement comporte le système d'analyse de mouvements en 3 dimensions VICON, trois plates-formes de forces à multiples degrés de liberté AMTI, un dispositif d'enregistrement électromyographique et une chaîne d'enregistrement vidéo.

A – Le matériel Vicon

Le système d'analyse du mouvement en 3 dimensions VICON (développé par la société *Oxford Metrics* – Angleterre et distribué en France par la société *Biometrics*) repose sur l'utilisation de marqueurs réfléchissants et de caméras vidéo avec éclairage infrarouge (système opto-électronique). Les marqueurs sphériques légers sont placés sur la peau à différents endroits conventionnels et réfléchissent dans les mêmes directions les rayons infrarouges émis par les 9 caméras placées autour de la pièce d'enregistrement. L'équipement comprend une unité ETHERBOX dont la fonction est la détection, la génération et le stockage en temps réel des coordonnées 2D provenant des caméras vidéo à une fréquence de 50 Hz. La phase de reconstruction permet de calculer la position tridimensionnelle des différents marqueurs dans un couloir d'environ 6 mètres de long, de 2,5 m de large et de 2 m de haut. Le logiciel VICON 370 permet ensuite de visualiser et d'identifier les marqueurs de façon automatique selon un modèle préalablement défini. Il offre des outils d'analyse en 3D : position absolue ou relative des marqueurs, position de segments définis par 2 marqueurs, angle entre 2 segments définis par 3 ou 4 marqueurs.

L'unité ETHERBOX associée au logiciel VICON 370 permet aussi d'acquérir et de visualiser de façon synchrone des données analogiques issues des plates-formes de forces et des enregistrements électromyographiques.

B – Les plates-formes de forces AMTI

Les plates-formes AMTI permettent de mesurer simultanément en temps réel les trois composantes de force le long des axes XYZ (coordonnées cartésiennes) et les trois composantes de moment (force de torsion) autour des axes XYZ. La force de réaction du sol est la force opposée à la force d'appui au sol. La plate-forme AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc.) est constituée d'un châssis de base sur lequel sont fixés aux quatre coins des capteurs (jauges de contrainte). L'appui du pied se fait sur une plaque métallique rigide posée sur les capteurs. Les jauges forment 6 ponts de Wheatstone, 3 des tensions de sortie

sont proportionnelles à la force et 3 sont proportionnelles aux moments. Ces signaux analogiques sont amplifiés puis numérisés.

Le laboratoire est équipé d'une grande plate-forme (L 121,9 cm, l 61 cm) placée parallèlement à deux petites plates-formes (L 50,8 cm, l 46,4 cm) ; cette disposition permet assez facilement d'enregistrer une marche où les pieds posent chacun sur 1 plate-forme.

C - Dispositif d'électromyographie

Le dispositif est constitué d'un boîtier qui peut recevoir et amplifier 12 signaux analogiques provenant d'électrodes bipolaires amplificatrices (préamplificateurs de type B&L) posées sur la peau couvrant les muscles superficiels à analyser (électromyographie de surface). Le boîtier, posé sur la face dorsale d'un gilet, émet en continu un signal multiplexé par un câble optique très léger relié à une station traitant le signal. L'activité de chaque voie d'électromyographie (EMG) est visualisable en temps réel puis est numérisée par la station ETHERBOX. La bande passante du signal analogique est large (20 à 1000 Hz), la fréquence de numérisation est modulable. L'électromyographie de surface permet de déterminer les périodes d'activité musculaire, rapportées au cycle de marche, mais non d'évaluer l'intensité de l'activité. L'activité EMG peut être visualisée en affichant soit le signal brut soit la courbe enveloppe (obtenue par la moyenne pas à pas d'une période de valeur efficace du signal).

D – Enregistrement vidéographique

Un enregistrement vidéo de la marche est réalisé à l'aide d'un caméscope à sortie analogique continue connecté à une interface permettant de numériser les images. Un affichage multifenêtre permet ensuite de visualiser de façon synchrone la vidéo, l'animation de la reconstruction tridimensionnelle des marqueurs et les différents signaux analogiques numérisés.

II . PARAMETRES MESURES

A – Paramètres cinématiques

Ils caractérisent les mouvements mis en jeu lors de la marche dans les trois plans de l'espace, sans se préoccuper des forces à l'origine de ces mouvements. Concernant la marche, les mouvements angulaires du pelvis, des hanches, genoux, chevilles et pieds sont à analyser. L'objectif est d'estimer les mouvements angulaires des articulations à partir de marqueurs placés à la surface de la peau. Pour ce faire, un modèle est utilisé par le logiciel VICON Clinical Manager (VCM) simplifiant la représentation du pelvis ainsi que des membres limités chacun à trois segments (cuisse, jambe, pied) et trois centres articulaires (hanche, genou, cheville).

1 . Centres articulaires et segments définis dans le modèle VCM

Dans ce modèle, les articulations sont réduites à des points de rotation simplifiant l'étude des mouvements angulaires dans les trois plans de l'espace. Le calcul de la position des centres articulaires repose sur un positionnement conventionnel de 15 marqueurs sur la peau (figure 1) et sur certaines mesures anthropomorphiques (taille, longueur des membres inférieurs, largeur des genoux et chevilles). Les centres articulaires et les segments du modèle ne sont que partiellement définis ci-après et sont illustrés dans la figure 1.

- Le centre articulaire de la hanche est calculé à partir de la taille du pelvis et de la longueur du membre inférieur (Davis R., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J. A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science, 1990, 10, 575-587).
- Les centres du genou et de la cheville sont calculés à partir de marqueurs (*KNE*, *ANK*) et de la largeur de l'articulation correspondante.
- Le pelvis est modélisé à partir de 3 marqueurs : 1 sur chaque épine iliaque antérosupérieure (*LASI*, *RASI*), 1 au niveau des épines iliaques postérosupérieures (*SACR*).
- La cuisse est modélisée à partir des centres articulaires de la hanche et du genou et d'un marqueur placé sur la cuisse (*THI*). Ce dernier détermine l'orientation de l'axe de flexion du genou. Cet axe peut être précisé avec une plus grande fiabilité en utilisant un outil annexe (Knee Alignment Device ou *KAD*) lors de la position statique du sujet.
- La jambe est modélisée à partir des centres articulaires du genou et de la cheville et d'un marqueur placé sur la jambe (*TIB*) orientant l'axe de flexion de la cheville. Ce dernier peut être aussi déterminé en utilisant le *KAD* et en précisant l'angle entre les axes de flexion du genou et de la cheville (torsion tibiale).
- Le pied est défini par un seul vecteur, joignant le centre articulaire de la cheville à un marqueur placé en regard du tiers proximal du 2^{ème} métatarsien (*TOE*). L'alignement relatif de ce vecteur par rapport à l'axe longitudinal du pied est calculé lors d'un enregistrement en position statique à partir d'un marqueur placé derrière le talon. Ce modèle de pied, réduit à un seul vecteur, ne considère pas les différentes articulations du pied et donc ne distingue pas les malformations complexes possibles correspondantes. De plus on ne peut pas mesurer la rotation de ce vecteur, correspondant aux mouvements d'abduction – adduction de la cheville.

2 . Variables cinématiques

Les variables cinématiques sont rapportées au cycle de marche. Au cours d'une marche, les différents cycles de marche droits et gauches peuvent être déterminés à l'aide de contacteurs posés à la surface plantaire ou à l'aide de plateaux de force. Dans cette 2^{ème} méthode que nous avons utilisé sont détectés l'attaque du talon et le décollement d'orteil d'un pied posé sur une plate-forme. Ces événements sont ensuite détectés automatiquement dans les autres cycles par la méthode d'auto corrélation, à partir d'une variable très cyclique telle que la hauteur de la cheville par rapport au sol.

Les variables cinématiques sont exprimées par rapport à un référentiel. Le référentiel absolu du laboratoire est utilisé pour les mouvements du pelvis et l'alignement du pied par rapport à l'axe de progression de la marche. Les mouvements angulaires au niveau des hanche, genou et cheville sont des mouvements relatifs du segment distal par rapport au segment proximal.

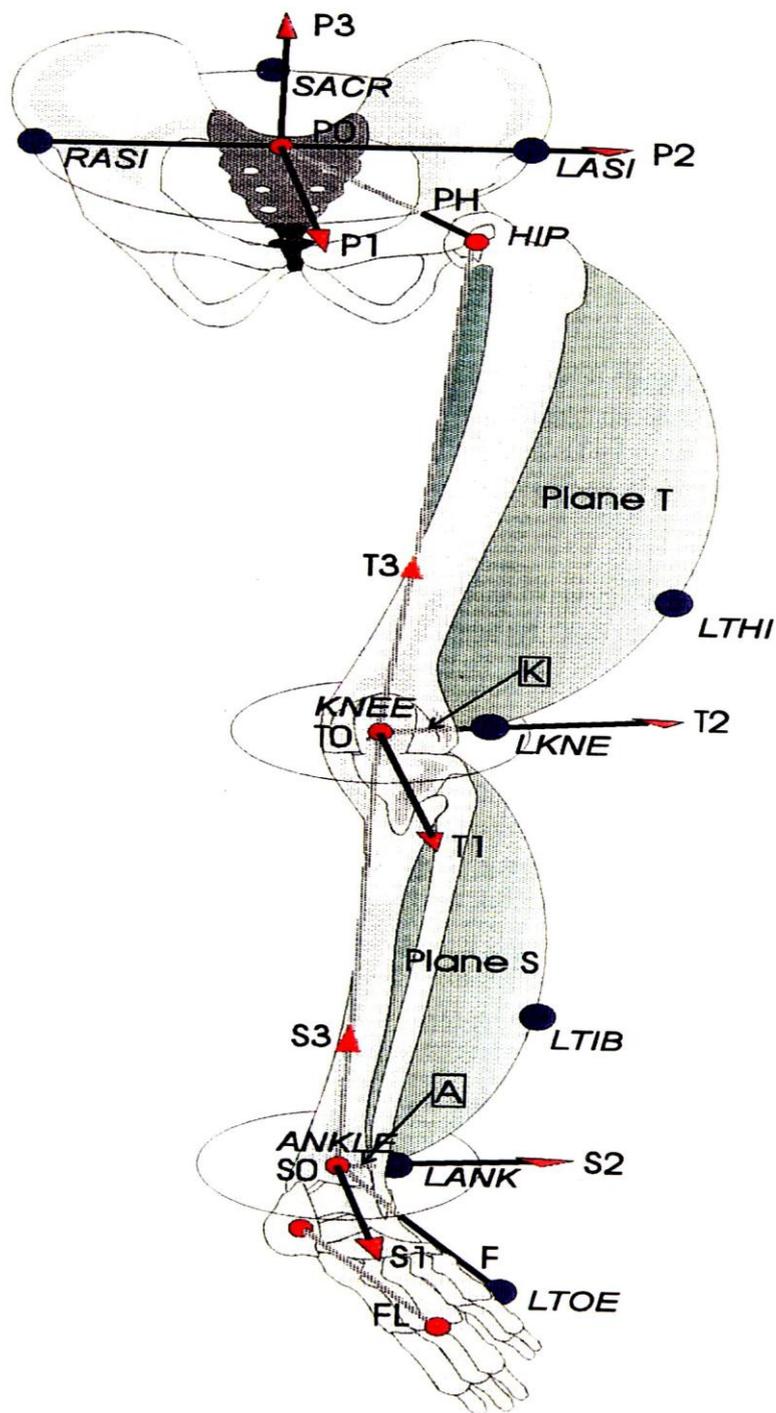


Figure : Modèle cinématique du VCM, illustré pour le pelvis et le membre inférieur gauche. Quatre segments (pelvis, cuisse, jambe et pied) sont articulés autour de 3 centres articulaires : hanche (*HIP*), genou (*KNEE*) et cheville (*ANKLE*). Le pelvis, la cuisse et la jambe sont orientés selon 3 axes orthogonaux dont l'origine est respectivement *PO*, *TO* et *SO*. Le pied est défini par un seul vecteur dont l'origine est le centre articulaire de la cheville. Les ronds noirs représentent les marqueurs posés sur la peau.

B - Paramètres cinétiques

Comme cela a été précisé dans le rappel théorique, la cinétique étudie les forces et les transferts d'énergie qui sont à l'origine du mouvement. Le principe de la solution inverse permet à partir des forces de réaction du sol de mesurer indirectement les forces de rotation (moments) agissant sur les centres articulaires du modèle cinématique VCM. Pour cela, le sujet doit poser un seul pied par plateau de force sans utiliser d'autres points d'appui (aides de marche) et avoir atteint sa vitesse de croisière lorsqu'il atteint les plateaux.

Les moments agissant sur les centres articulaires sont exprimés en Newton . mètre par kilo de poids corporel (Nm / kg) dans les trois plans de l'espace et sont la résultante de moments internes, actifs (contraction de groupes musculaires antagonistes) et passifs (étirement des tissus) et de moments externes liés par exemple à la pesanteur. Le plan sagittal étant le plus important pour l'étude de la cinétique de la marche, seuls les moments dans ce plan sont présentés dans les résultats.

La puissance générée au niveau d'une articulation est exprimable en Watts / kg, selon les trois plans de l'espace et correspond au produit du moment et de la vitesse angulaire de l'articulation dans le plan considéré. La puissance totale et sa composante sagittale, la plus importante, sont représentées pour les hanches, genoux et chevilles. Lorsque la puissance est positive, dite de génération, elle favorise le mouvement angulaire ; lorsqu'elle est négative, dite d'absorption, elle freine le mouvement.

Le travail de déplacement effectué au niveau d'une articulaire est calculé en intégrant la puissance par rapport au temps (exprimé en Joules / kg) et correspond à l'aire sous la courbe de la puissance. Le travail de génération favorise le mouvement tandis que celui d'absorption le freine.

C – Paramètres de marche

Les paramètres de marche sont calculés à partir de plusieurs cycles de marche.

D – Enregistrements électromyographiques

Plusieurs muscles (jusqu'à 12) peuvent être enregistrés simultanément au cours de la marche par EMG de surface.

ANNEXE III : les photos illustrant les niveaux d'amputations.



ANNEXE IV : informations complémentaires concernant l'appareillage.

Suite à une prescription médicale, l'orthoprothésiste choisit l'appareillage ; des pieds classe 3 à restitution d'énergie, en fonction de la LPPR (Liste Prestation Produit Remboursable). A l'attaque du talon, le pied accumule l'énergie. En fin de phase d'appui, il restitue l'énergie de façon proportionnelle à la contrainte initiale. La restitution de l'énergie est assurée par une lame carbone qui se laisse déformer sous l'action d'une contrainte exercée dessus. La classe 3 permet tout type d'activité dont la marche à plus de 4,5 km/h.

Une période d'essai de 15 jours minimum précède toujours la mise en place définitive de la prothèse. Si au bout des ces 15 jours la prothèse est conforme aux attentes du patient, alors ce dernier bénéficie de la prothèse définitivement.

Ci-après, les fiches techniques des trois pieds.

Au côté droit : un pied **Flex-Walk**.

Au côté gauche : à J+ 0, elle a un pied **Re-Flex**.

à J+ 30, elle a un pied **Talux**.

FLEX-WALK®

INTRODUCTION

- Pour les utilisateurs à moignon long
- Souple et d'un bon niveau de restitution d'énergie
- Talon Actif (CarbonX®)
- Léger et résistant pour une performance optimale
- Pyramide mâle intégrée
- Disponible avec talon 10 ou 19mm

information utilisateur

limite de poids	166kg
niveau d'activité	modéré, normal et élevé

information produit

ped classe	iii (lppr)	
categories	1-5	1-9
pointures	22-24cm	25-30cm
poids du pied	365g	
Pointure 25, cat. 4, avec pyramide mâle	365g	



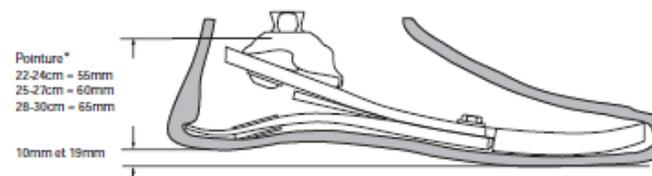
Flex-Walk®

FLEX-WALK®

GUIDE DE SELECTION DE CATEGORIE

NIVEAU D'ACTIVITE	POIDS KG									
	44-52	53-59	60-68	69-77	78-88	89-100	101-116	117-130	131-147	148-166
Modéré	1	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Normal	1	2	3	4	5	6	7	8	9	N/A
Élevé	2	3	4	5	6	7	8	9	N/A	N/A

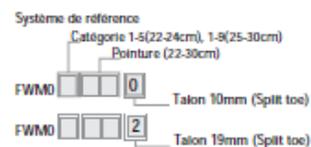
ENCOMBREMENT



Ajouter 20mm de hauteur de construction pour le kit de stratification directe
*Toutes les mesures sont réalisées avec un pied de talon 10mm

KITS

AVEC PYRAMIDE MALE (SPLIT TOE)



Remarque: l'option Solid toe est une commande spéciale.



Flex-Walk

LOW PROFILE RE-FLEX VSP®

INTRODUCTION

- **Restitution d'énergie** optimisée dans le plan vertical et horizontal
- Module amortisseur de chocs verticaux intégrés
Réduit les forces sur la tubérosité ischiatique pour les amputés fémoraux
- Plus court de 60mm que le RE-FLEX VSP Standard
- Talon Actif (CarbonX®)

information utilisateur

limite de poids	166kg
niveau d'activité	normal à très élevé

information produit

catégories	1-8
pointures	22-30cm

poids du pied Pointure 25cm, cat. 4, avec amortisseur de chocs et adaptateur pyramidal	708g
---	------



Low Profil Re-Flex VSP®



120 1700000 0000000

Ossur Europe
Tel: 00800 3236 3628
Fax: 00800 3236 3299
info.europe@ossur.com

Talux®

Introduction



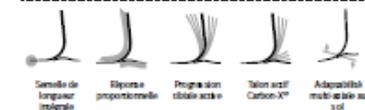
- Démarche fluide et naturelle sur de nombreux terrains
- Double lame en « I » en fibre de carbone assurant le stockage et la libération d'énergie
- Noyau tarsien assurant une fonction multiaxiale (flexion plantaire et tibiale, inversion et éversion), double sangle de talon d'Achille améliorant la propulsion avant
- Pyramide mâle ou option tubulaire de 30 mm

INFORMATION UTILISATEUR

Limite de poids	147kg
Niveau d'activité	Modéré à Normal

INFORMATION PRODUIT

Catégories	1-8
Pointures	23-30cm
Poids du pied (Pointure 27 cm), avec pyramide mâle et renforts de pied	740 g
Caractéristiques	



Semelle de longueur intégrale
Épaisseur proportionnelle
Progression oblique active
Talon actif Carbon X®
Adaptabilité multi-axiale au sol

Orbité séparé

Pied Classe III (LPPR)

Talux avec pyramide mâle

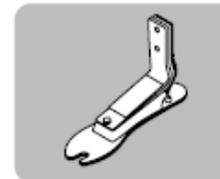


Talux kit avec pyramide mâle

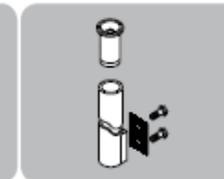


et renforts de pied

Talux kit pour montage tubulaire



Talux sans adaptateur



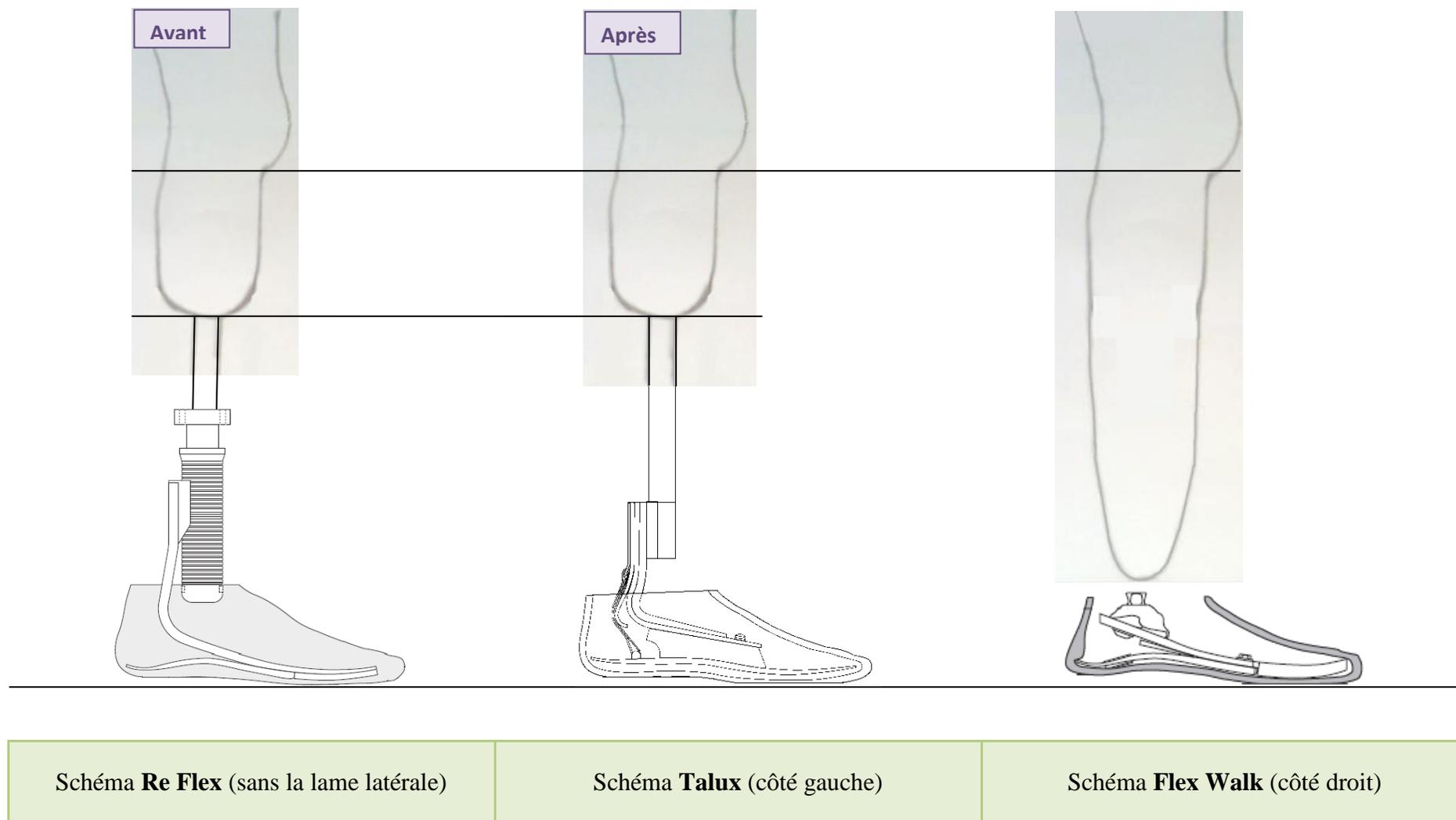
et kit tube carbone 30mm



et renforts de pied

www.ossur.fr

ANNEXE V : schéma illustrant la stratégie d'appareillage employée chez notre patiente.



ANNEXE VI : de haut en bas ; illustrations des tests fonctionnels concernant les muscles

Quadriceps et Moyen Fessier à droite.



ANNEXE VII : évaluation de la force musculaire du Moyen Fessier.

Le test est réalisé sans les prothèses car leur poids provoque un porte à faux entre le moignon et l'appareillage. Cela évite les risques de blessures du moignon.

La patiente se place en latéro-cubitus controlatéral. Le MI infra latéral est en flexion de hanche et flexion du genou pour une meilleure stabilité. La patiente est en rectitude de tronc et de MI dans le plan frontal, elle est placée sur le coude pour incliner le tronc et mettre le muscle carré des lombes en insuffisance fonctionnelle active.

Nous vérifions l'amplitude d'ABD de hanche en montrant le mouvement qu'elle doit effectuer.

La patiente réalise l'ABD de hanche sans rotation latérale de hanche par le sartorius et sans flexion de hanche par le TFL. Le mouvement est contre pesanteur, le MF est coté à 3.

Pour le test du muscle en cotation 4 ou 5, la patiente réalise le mouvement contre pesanteur et contre résistance manuelle appliquée au tiers inférieur de la cuisse par le Masseur-Kinésithérapeute. Il faut comparer le coté droit au coté gauche. La force développée par la patiente est bonne et similaire des deux cotés. Nous cotons les MF droit et gauche à 5.



Figure illustrant la position du testing pour le MF gauche.

Pour objectiver la force du MF, nous utilisons une basculine. Nous nous plaçons sur la basculine et derrière la patiente. La résistance est placée sur la face inféro-latérale de la cuisse afin d'avoir le plus grand bras de levier sans interposer d'articulation. L'intensité de la résistance augmente jusqu'à ce que le MF lâche. C'est à ce moment que nous regardons la valeur indiquée sur la basculine.

Le MF exerce une force vers le haut et nous exerçons une force vers le bas. Le MF va décharger le thérapeute de son poids.

Nous testons les deux MF et le résultat est :

- ❖ 20 kg pour le MF de gauche.
- ❖ 17 kg pour le MF de droite.

Le **Test de Van Vooren** «consiste à placer une charge en regard du genou égal à 1/6 du poids du sujet. Si le patient peut maintenir le membre inférieur en abduction plusieurs secondes sans bouger, la force des abducteurs de hanche est considérée comme suffisante. » (36)

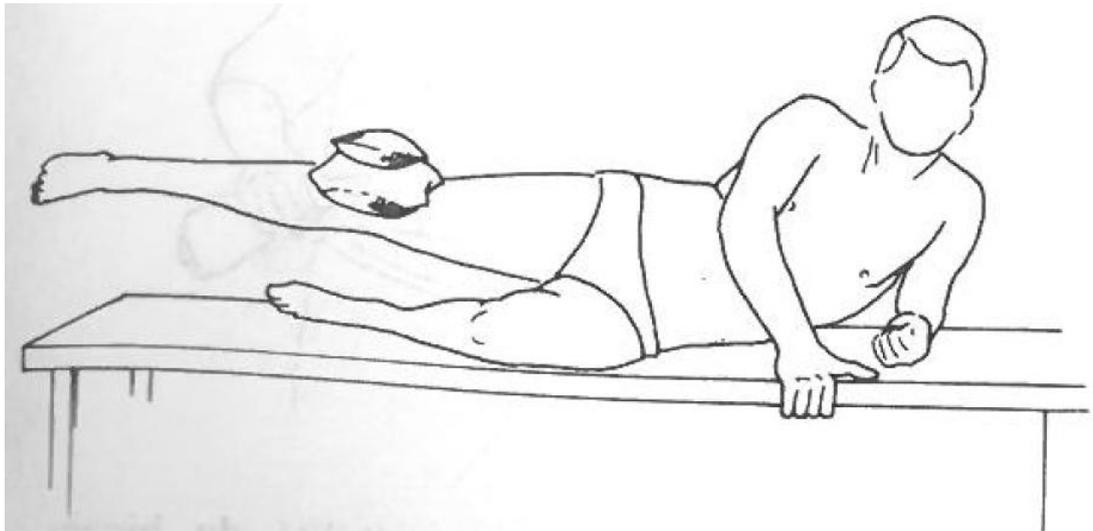


Figure illustrant le test de Van Vooren

La patiente pèse 52,7 Kg. $1/6$ de 52,7 Kg \approx 8,8 Kg.

La force développée par le Moyen Fessier en latérocubitus doit être supérieure à 8,8 Kg pour que la patiente tienne son bassin horizontal en unipodal. Grâce au test avec les basculines, nous avons la force exacte développée par chaque Moyen Fessier. Nous concluons que la force des MF est supérieure à $1/6$ du poids du corps et donc nous écartons l'hypothèse «Manque de force du Moyen Fessier à droite».

ANNEXE VIII : rapports concernant l'examen de la marche de Mme B.

Dans l'ordre d'apparition :

- ❖ Rapport de l'AQM réalisé le 08/09/2010 ; il correspond au bilan **initial**.

- ❖ Rapport de l'AQM réalisé le 20/10/2010 ; il correspond au bilan **final**.

**LABORATOIRE D'ANALYSE CLINIQUE
DE LA MARCHÉ**

Centre de Médecine Physique et de Réadaptation
Louis Pierquin - 75, boulevard Lobau - 54000 Nancy
Tél: 03.83.52.98.25 / Fax: 03.83.52.98.69

Rapport concernant l'examen de la marche de : **Réalisé par le Dr :** MARTINET
B. Le : 08/09/2010
Né(e) le : 15/07/1978
Session B, Essai B,
Marche Avec chaussures
Signature :

Contexte clinique: Amputation tibiale gauche et choppart droite

Question posée/Objectif de l'examen:

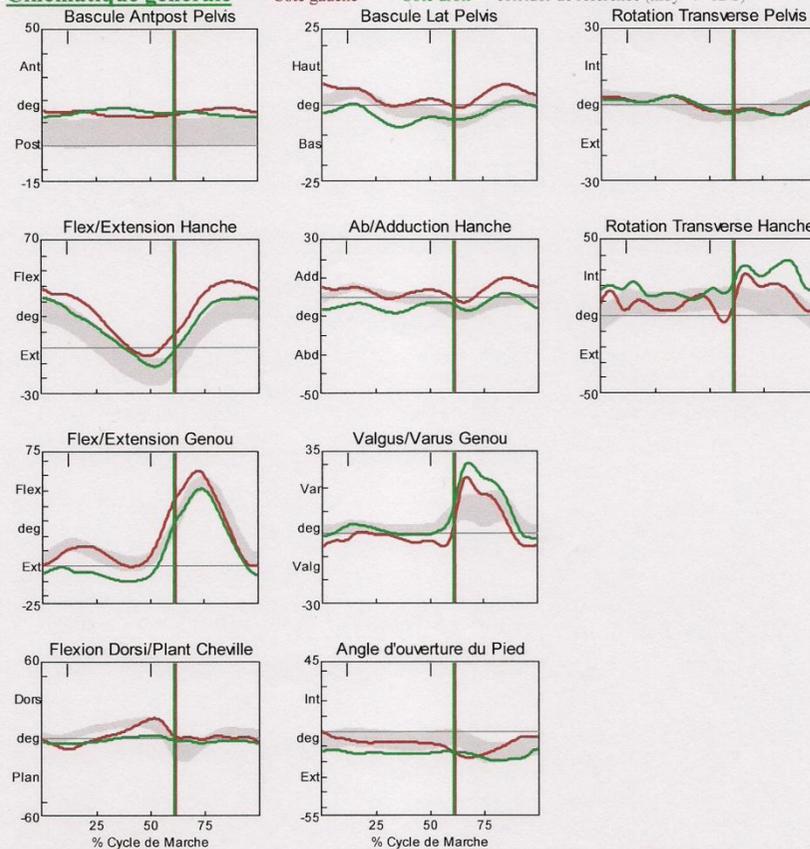
• Anthropométrie :

Poids en kg : sans appareillage = kg / avec appareillage = 53.7 kg
Taille en mm : 1775 mm
Longueur estimée des membres inférieurs en mm
(distance entre l'épine iliaque antéro-supérieure et la malléole interne) :
- Gauche : 950 mm - Droite : 925 mm

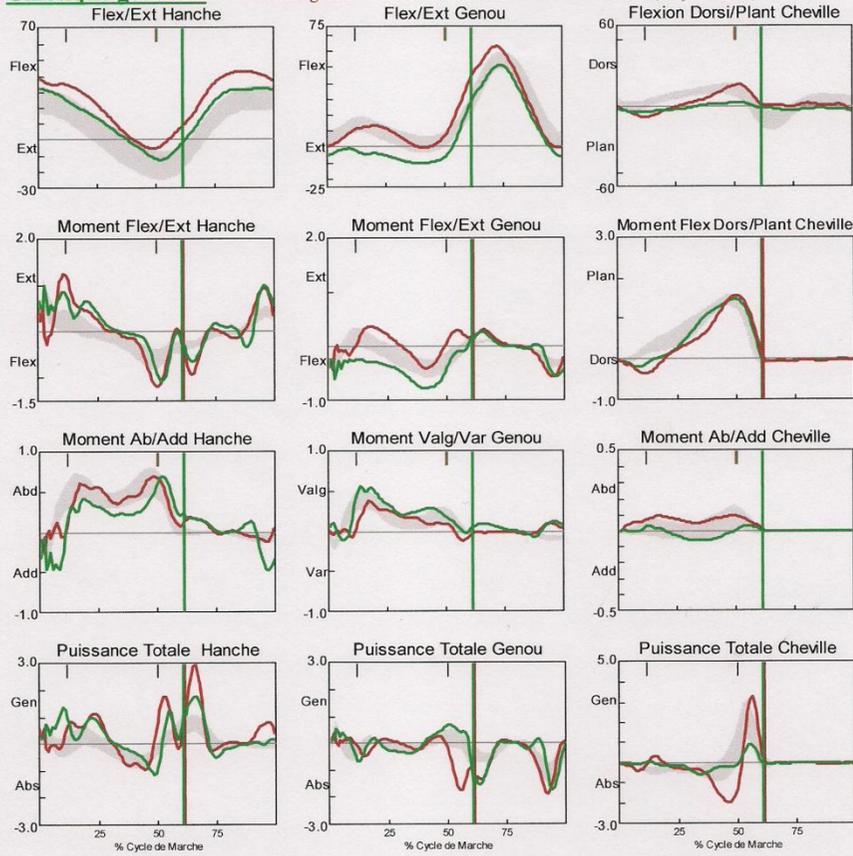
• Paramètres spatio-temporels :

	Gauche	Droit
Vitesse Marche	1.30 m/s	1.31 m/s
Longueur du cycle	1.45 m	1.45 m
Longueur pas		
(pied considéré, en avant)	0.73 m	0.72 m
Cadence	108 steps/min	
Durée simple appui	0.43 s	0.43 s
Durée de la phase d'appui	61.6 %	61.3 %
Index de symétrie		
(appui homo./controlatéral)	1.00	1.00

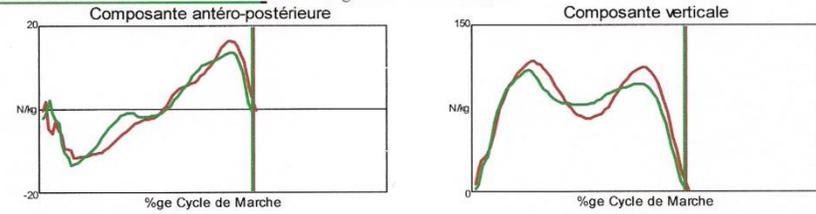
• Cinématique générale --- Côté gauche --- Côté droit corridor de référence (moy +/- 1DS)



• **Cinétique générale** --- Côté gauche --- Côté droit corridor de référence (moy +/- 1DS)



• **Force de Réaction du Sol** --- Côté gauche --- Côté droit



Interprétation/Conclusion:

**LABORATOIRE D'ANALYSE CLINIQUE
 DE LA MARCHÉ**

Centre de Médecine Physique et de Réadaptation
 Louis Pierquin - 75, boulevard Lobau - 54000 Nancy
 Tél: 03.83.52.98.25 / Fax: 03.83.52.98.69

Rapport concernant l'examen de la marche de :

B.
 Né(e) le : 15/07/1978
 Session 3B , Essai B
 Marche Avec chaussures

Réalisé par le Dr : MARTINET

Le : 20/10/2010

Signature :

Contexte clinique: Amputation tibiale gauche et chopart droite

Question posée/Objectif de l'examen:

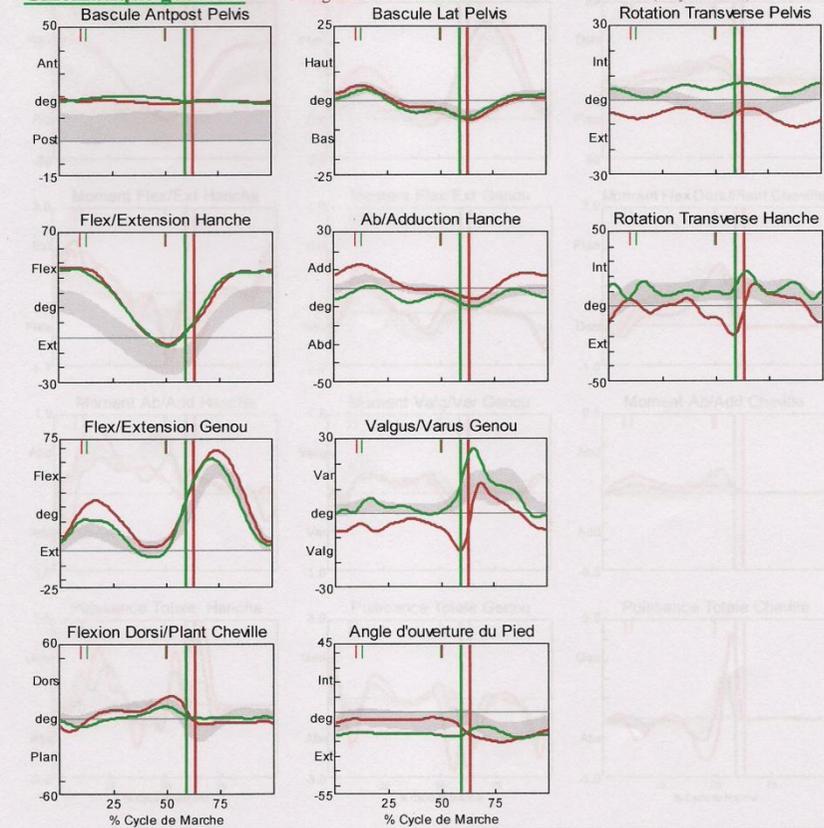
• **Anthropométrie :**

Poids en kg : sans appareillage = kg / avec appareillage = 52.7 kg
 Taille en mm : 1775 mm
 Longueur estimée des membres inférieurs en mm
 (distance entre l'épine iliaque antéro-supérieure et la malléole interne) :
 - Gauche : 950 mm - Droite : 930 mm

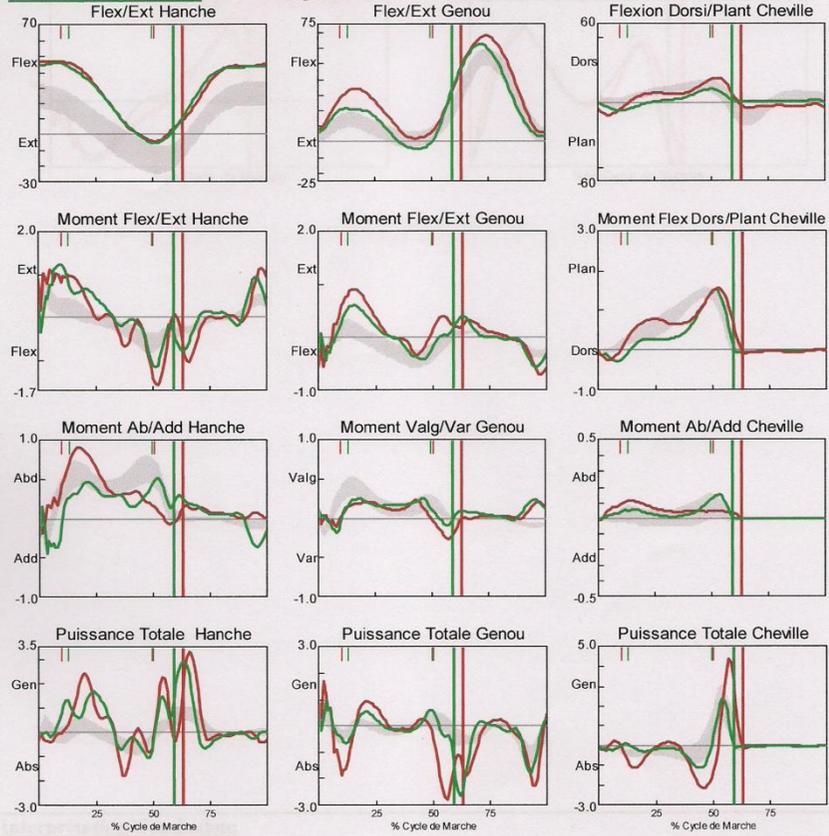
• **Paramètres spatio-temporels :**

	Gauche	Droit
Vitesse Marche	1.51 m/s	1.50 m/s
Longueur du cycle	1.55 m	1.55 m
Longueur pas		
(pied considéré, en avant)	0.76 m	0.80 m
Cadence	117 steps/min	
Durée simple appui	0.42 s	0.38 s
Durée de la phase d'appui	63.1 %	59.2 %
Index de symétrie		
(appui homo./controlatéral)	1.07	0.94

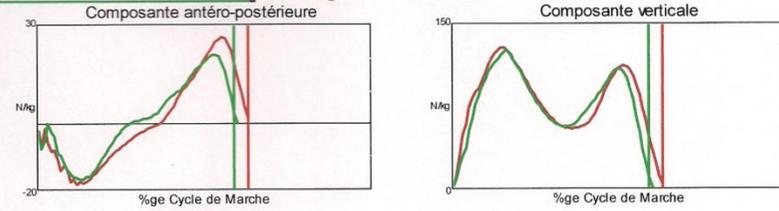
• **Cinématique générale** --- Côté gauche --- Côté droit --- corridor de référence (moy +/- 1DS)



• **Cinétique générale** --- Côté gauche --- Côté droit corridor de référence (moy +/- 1DS)



• **Force de Réaction du Sol** --- Côté gauche --- Côté droit



Interprétation/Conclusion: