

MINISTÈRE DE LA SANTÉ
RÉGION LORRAINE
INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINÉSITHÉRAPIE
DE NANCY

**UTILISATION DE L'APPAREIL LOCOMÈTRE®
CHEZ UN PATIENT PRÉSENTANT UNE
FRACTURE DE LA DIAPHYSE FÉMORALE**

Mémoire présenté par Matthieu MOUGEL
étudiant en 3^{ème} année de masso-kinésithérapie
en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat
de Masseur-Kinésithérapeute
2011-2012.

SOMMAIRE

RESUME

1. INTRODUCTION	6
2. PRESENTATION DU CAS	1
2.1. L'accident, les lésions.....	1
2.2. Le traitement chirurgical du fémur	2
2.3. Les autres fractures : poignet, rachis cervical.....	2
3. BILANS	3
3.1. Bilan au 29 septembre 2011, J+2mois (à la 1 ^{ère} utilisation du Locomètre®)	3
3.1.1. Déficiences	3
3.1.2. Incapacités	4
3.1.3. Désavantages	5
3.2. Bilan au 19 juillet 2012, J+1an (à la 2 ^{ème} utilisation du Locomètre®)	6
3.1.1. Déficiences	6
3.1.2. Incapacités	6
3.1.3. Désavantages	7
4. METHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE	7
5. RAPPELS SUR LA MARCHE PHYSIOLOGIQUE	8
5.1. Généralités sur la marche.....	8
5.2. Le cycle de marche	8
5.2.1. La phase d'appui.....	9

5.2.2. La phase d'oscillation	10
6. PRESENTATION DE L'APPAREIL	10
6.1. Matériel.....	10
6.2. Intérêts rééducatifs de l'appareil.....	11
6.3. Cycle de marche et Locomètre®	12
6.3.1. Paramètres spatiaux	12
6.3.2. Paramètres temporels.....	13
6.3.3. Pourcentages d'asymétrie	14
6.3.4. Paramètres spatio-temporels.....	15
6.4. Autres données fournies	15
6.5. Vérification des résultats, transmission des rapports.....	16
6.6. Fréquence d'utilisation, conditions d'utilisation	16
7. PROTOCOLE D'UTILISATION.....	17
7.1. Généralités.....	17
7.2. Le 29 septembre 2011.....	18
7.3. Le 19 juillet 2012.....	19
8. RESULTATS.....	19
8.1. Au 29 septembre 2011	19
8.1.1. Efficacité locomotrice.....	19
8.1.2. Organisation spatiale	20
8.1.3. Organisation temporelle.....	21
8.2. Au 19 juillet 2012, intérêt diagnostic.....	23

8.2.1. Efficacité locomotrice.....	23
8.2.2. Organisation spatiale	24
8.2.3. Organisation temporelle.....	24
9. DISCUSSION.....	26
9.1. Interprétation des résultats de septembre 2011	26
9.2. Interprétation des résultats de juillet 2012.....	27
9.3. Points forts / avantages de l'appareil.....	29
9.4. Limites de l'appareil.....	29
10. CONCLUSION.....	30

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

RÉSUMÉ

Analyser cliniquement la marche et chercher à comprendre les déficiences à l'origine de la boiterie est une démarche systématique du rééducateur. De nombreux appareils de mesure permettent d'objectiver les différents paramètres de marche et fournissent au Kinésithérapeute des informations utiles pour mieux comprendre la pathologie.

Nous présentons dans ce travail, à travers une étude de cas, l'utilisation d'un appareil, le Locomètre® de Bessou, choisi pour mesurer certaines données spatio-temporelles.

Les complications des fractures de diaphyse fémorale sont nombreuses. La formation d'un cal vicieux est fréquente et peut induire une inégalité de longueur des membres inférieurs suite à la dérotation du foyer de fracture notamment. Les conséquences sur la marche sont à l'origine d'une boiterie.

L'utilisation du Locomètre®, dans le cadre de cette étude, est de confirmer l'intérêt, chez ce patient, d'une talonnette sur les paramètres de marche. L'autre point est de mettre en évidence l'aide que l'appareil apporte au thérapeute afin de mieux déceler et objectiver des troubles difficiles à repérer lors de l'examen clinique.

Le Locomètre® est un outil précieux et utile en rééducation : il est simple d'utilisation et peu onéreux. Il peut s'inscrire dans de nombreux programmes de rééducation mais sa mise en œuvre nécessite cependant, pour le thérapeute, un temps d'apprentissage afin qu'il maîtrise bien ses différentes applications.

Mots clefs : *Locomètre de Bessou ; Complications des fractures de diaphyse fémorale ;
Analyse de la marche ; Talonnette*

Keywords : *Locometre de Bessou ; femoral shaft fracture complications ; Gait analysis ; Lift*

1. INTRODUCTION

Les différents paramètres de la marche humaine sont analysés actuellement par de multiples techniques d'exploration, ces différents outils cherchant à améliorer les données de la simple observation clinique (1). Dans sa démarche rééducative, le thérapeute cherche à obtenir des informations objectives, reproductibles, et ces différents moyens sont là pour l'aider dans son diagnostic et sa décision thérapeutique.

La marche peut être analysée dans ce but de repérer les différents segments de membre, de comprendre les forces musculaires en présence, de quantifier le coût énergétique par l'analyse des facteurs cardio-vasculaires.

Le Locomètre® de Bessou est un appareil qui permet d'évaluer les paramètres spatio-temporels de la marche, en enregistrant le déplacement longitudinal de chaque pied au cours des différentes séquences de marche (2). Les informations enregistrées vont guider le thérapeute dans sa démarche rééducative, l'informant sur la qualité des différentes phases du cycle de marche. L'objet de ce travail est de rendre compte, à travers l'étude d'un cas clinique, des bénéfices apportés par ce type de matériel en rééducation.

2. PRESENTATION DU CAS

2.1. L'accident, les lésions

Le 23/07/2011 M. E, 21 ans, est victime, conducteur sous l'emprise de l'alcool, d'un accident de la voie publique (AVP). Admis à l'Hôpital Central de Nancy, le bilan lésionnel révèle plusieurs fractures concernant le fémur G, le poignet D et la vertèbre C7 sans troubles

neurologiques. Le 3/08/2011, il est transféré au centre Louis Pierquin de Nancy pour débiter sa rééducation.

2.2. Le traitement chirurgical du fémur

Le fémur G présente une fracture fermée multi-fragmentaire au niveau de la jonction 1/3 moyen – 1/3 supérieur de la diaphyse. Le déplacement est réduit et stabilisé par ostéosynthèse le 23/07/11. Le chirurgien réalise un enclouage centro-médullaire associé à un verrouillage proximal et distal (fig. 1). Le montage est dit statique (3).



Figure 1 : Radiographie fémorale à J+1 Mois

Le but de ce traitement chirurgical est de récupérer prioritairement la longueur et les axes du fémur (axe diaphysaire dans les plans frontal et sagittal), de supprimer toute attitude vicieuse rotatoire (4), et de permettre une rééducation précoce ainsi qu'une mobilisation rapide évitant amyotrophie et raideur articulaire (3). Pour ce traitement, la complication tardive la plus fréquente est la formation d'un cal vicieux (5). Cette déformation engendre alors trouble rotatoire et/ou inégalité de longueur des membres inférieurs (I.L.M.I.).

2.3. Les autres fractures : poignet, rachis cervical

Le poignet D est fracturé au niveau du scaphoïde, du pisiforme et des têtes des métacarpiens 2, 3 et 4. Peu déplacées, celles-ci sont traitées orthopédiquement par plâtre antébrachio-palmaire le 2/08/11. Malgré les 2 mois de délais par rapport à la fracture du poignet, ces fractures vont compliquer la rééducation à la marche car l'utilisation d'une aide

technique engendre des contraintes au niveau du poignet. Suite à l'autorisation médicale, la canne anglaise a été choisie et utilisée lors de la rééducation.



Figure 2 : Le corset
3 points

Le rachis cervical inférieur présente une fracture peu déplacée de la partie antérieure du corps de C7. Aucun trouble neurologique n'ayant été décelé, seul un traitement orthopédique par minerve 3 points (appuis mentonnier, occipital et sternal) en plexidur a été mis en place le 2/08/11 (fig. 2).

3. BILANS

Pour cette étude, le Locomètre ® a été utilisé deux fois distinctement, à 10 mois d'intervalle. Il a tout d'abord été utilisé une 1^{ère} fois en septembre 2011, à J+2mois, pour montrer objectivement le gain qu'on peut obtenir sur les paramètres de marche avec une talonnette. Puis une deuxième observation a été faite en juillet 2012, à J+1an, pour analyser de manière objective la marche de M. E. Nous allons ainsi présenter les deux bilans correspondant à ces dates.

3.1. Bilan au 29 septembre 2011, J+2mois (à la 1^{ère} utilisation du Locomètre®)

3.1.1. Déficiences

Lors de ce 1^{er} bilan, le patient présente des douleurs d'origine mécanique, à l'activité uniquement, cotées à 2/10 sur l'E.V.A. (échelle visuelle analogique) et majorée après une marche prolongée à 3/10. Cette douleur se situe au dessus du grand trochanter, à G. Elle est probablement liée au conflit entre l'extrémité supérieure du clou et le moyen fessier (6).

- Déficiences orthopédiques : la mesure EIAS/malléole médiale bilatérale objective une I.L.M.I. de 2 cm au dépend du côté G, non réductible en décharge. Spontanément, le patient tourne son pied G vers l'extérieur exagérément, qu'il soit debout ou couché. Le bilan articulaire révèle des amplitudes de genou et de cheville normales. Les secteurs de mobilité de la hanche G en rotation mesurés par goniométrie sont à relativiser. En effet, la présence du cal vicieux en rotation externe au niveau du foyer de fracture fémoral fausse les mesures (ANNEXE I). Elles ne mettent pas en évidence une vraie limitation articulaire de la hanche. *« Ce cal avec désaxation dans le plan horizontal est très souvent lié à une insuffisance de réduction (6). »*

- Déficiences musculaires : les déficits concernent préférentiellement :

- le moyen fessier, coté à 3 selon Daniels et Worthingham (7),
- les rotateurs médiaux de hanche, cotés à 3.

Les muscles de la cuisse sont cotés à 4, ceux du segment jambier à 5 (sauf le triceps sural qui est coté à 4), (ANNEXE II).

3.1.2. Incapacités

- Activités de la vie quotidienne : elles sont restreintes par le port continu de la minerve 3 points et du plâtre antébrachio-palmar.

- Equilibre : l'appui bipodal est stable en condition statique (yeux ouverts/yeux fermés) même si la répartition du corps est asymétrique avec un appui majoré à D. L'appui monopodal D en condition statique est maintenu plus de 10 s, la durée d'appui sur le M.I. G est encore très limitée.

- Marche : l'appui complet sur le M.I. G est autorisé et s'effectue avec une canne anglaise à D. Pour compenser le raccourcissement de 20 mm, une talonnette de 15 mm d'épaisseur est placée sous le talon G du patient, dans la chaussure. Cette hauteur a été choisie avec l'aide d'un niveau à bulles pour que le bassin soit équilibré dans le plan frontal. Le périmètre de marche est limité et ne se réalise qu'avec boîtiers, sur terrain plat. En rééducation, une marche à 3 temps est utilisée (1 : avancée de la canne à D, 2 : avancée du M.I. G jusqu'au niveau de la canne, 3 : avancée du M.I. D au-delà de la canne). L'attaque par le talon est correctement réalisée mais le déroulement du pied G est faible. De plus, la présence du cal vicieux oriente la pointe du pied G vers l'extérieur. La longueur du pas postérieur G est diminuée. Un léger varus du genou compense cette attitude vicieuse lors de l'appui.

Au cours de cet apprentissage, le Locomètre® a été utilisé pour obtenir des renseignements quantitatifs sur la marche, aidant les thérapeutes dans le choix des aides techniques (cane anglaise, cane simple ou cane axillaire). Le relevé des paramètres n'a pas montré de différences significatives entre ces différentes aides. La cane anglaise a alors été choisie.

3.1.3. Désavantages

- Scolaire : le patient souhaite suivre une formation en alternance dans les métiers de l'eau mais doit se résoudre à ne commencer que l'année suivante.

- Socio-familial : M. E. est hospitalisé toute la semaine, n'est pas indépendant et ne peut pas effectuer ses loisirs habituels (vélo, course à pied, basket-ball et guitare notamment).

3.2. Bilan au 19 juillet 2012, J+1an (à la 2^{ème} utilisation du Locomètre®)

3.1.1. Déficiences

- Douleurs : le patient présente toujours des douleurs d'origine mécanique (le matériel n'a pas encore été retiré). Elles sont présentes après une marche prolongée, toujours au niveau du grand trochanter (E.V.A. : 1/10).
- Déficiences orthopédiques : l'I.L.M.I. a depuis été objectivée par une télémétrie : elle est de 24 mm au dépend du côté G. Le bilan articulaire montre que la hanche s'est légèrement assouplie pour compenser la présence du cal vicieux en rotation externe au niveau du foyer de fracture fémoral (ANNEXE I).
- Déficiences musculaires : la faiblesse du moyen fessier et des rotateurs médiaux de hanche persiste toujours à cause du conflit avec le matériel. Ils sont cotés à 4. Les autres muscles du M.I. G ont une force comparable au côté D (ANNEXE II).

3.1.2. Incapacités

- Equilibre : l'équilibre unipodal G en condition statique est encore instable comparé au côté D, yeux ouverts comme fermés.
- Marche : le périmètre de marche est illimité et se réalise sans canne. Il persiste toutefois une légère boiterie à la marche spontanée : le pied G ne déroule pas correctement l'appui et ce déficit est majoré lors de la marche soutenue, plus rapide.
- Course : elle reste impossible à cause de la boiterie et génère des douleurs.

3.1.3. Désavantages

Sportif : les sports nécessitant la course ne peuvent être pratiqués.

4. METHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE

Afin d'analyser les différents éléments d'une boiterie, il est important de rappeler les différents points de la marche physiologique. Pour organiser cette recherche, nous avons consulté différentes bases de données : Réédoc, Scopus and ScienceDirect, EM Premium et EM Consulte. Le site de l'H.A.S. a également été consulté.

Dans un deuxième temps, la recherche bibliographique s'est intéressée à l'outil spécifique de notre étude : le Locomètre®. Nous avons réuni les publications concernant les caractéristiques de l'appareil et son utilisation. Nous avons aussi consulté les différentes études ayant utilisé le Locomètre® à des fins rééducatives. Au centre Louis Pierquin, la mise à disposition de l'appareil nous a permis la réalisation de ce travail à travers l'étude d'un cas clinique. Cette recherche a été complétée par des articles obtenus sur Google Scholar à partir des publications les plus souvent retrouvées.

Le dernier point concerne le traitement chirurgical des fractures de la diaphyse fémorale, leur prise en charge rééducative et les complications possibles.

Les articles retenus sont ceux publiés entre 1994 et 2012.

Mots clés utilisés : *Analyse de la marche/Gait analysis ; Locomètre de Bessou ; fracture de diaphyse fémorale/femoral shaft fracture*

5. RAPPELS SUR LA MARCHÉ PHYSIOLOGIQUE

5.1. Généralités sur la marche

La marche, activité alternée des M.I., est réalisée chez le sujet sain de façon automatique. Son exécution ne nécessite aucune concentration et le coût énergétique reste très modéré. Cette activité décrite couramment est réalisée sur terrain plat et à vitesse spontanée. Différents outils permettent de mesurer et quantifier certains paramètres et d'objectiver ainsi les écarts par rapport à la norme (8).

« La facilité de son exécution chez le sujet sain contraste avec la complexité des mécanismes mis en jeu. Elle fait intervenir des mécanismes complexes de maintien de l'équilibre et de déplacement. Elle implique l'utilisation d'un grand nombre de muscles, s'insérant sur un système ostéo-articulaire complexe et obéissant par l'intermédiaire des nerfs périphériques, à une commande centrale elle-même soumise à de multiples afférences (9). »

Nous allons rappeler comment se définit le cycle de marche, comment il se décompose et quels événements le caractérisent.

5.2. Le cycle de marche

Le cycle de la marche (de 0 à 100 %) est défini comme la période entre deux appuis successifs du même talon. Deux phases sont décrites : une phase d'appui et une phase oscillante (10).

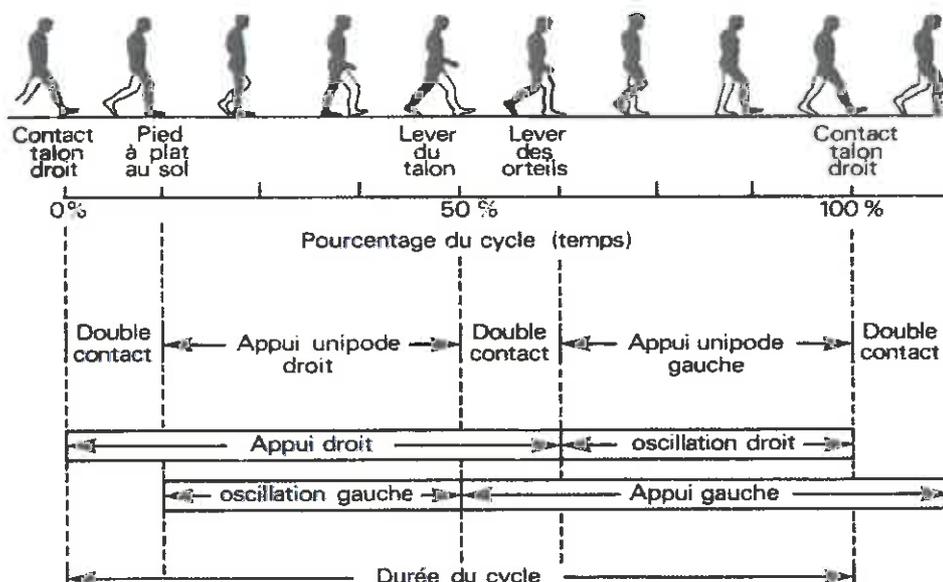


Figure 3 : Les divisions du cycle de marche (selon "La marche humaine, la course et le saut" d'Eric Viel)

5.2.1. La phase d'appui

La phase d'appui (0 à 60 %) est décomposée en 3 parties : 2 phases d'appui bipodal (0 à 10 % et 50 à 60 %) et une phase d'appui monopodal (10 à 50 %). De plus, elle se divise en plusieurs séquences (11) :

- 0 - 2 % : contact initial : le talon homolatéral touche le sol et est le contact principal. Les orteils du pied controlatéral sont encore au sol.
- 2 - 10 % : réponse à l'appui, le pied homolatéral absorbe les contraintes dues au contact initial et au transfert du poids du corps du pied controlatéral qui quitte le sol à 10 %.
- 10 - 30 % : milieu d'appui : le membre homolatéral soutient l'ensemble du corps par la plus grande surface du pied pour tenir le corps en équilibre. A 30 % le talon décolle. Le MI controlatéral progresse vers l'avant tandis que le poids du corps est progressivement transféré côté homolatéral, vers l'avant-pied.

- 30 - 50 % : fin d'appui : le poids du corps est en avant du pied au sol, le MI controlatéral s'apprête à attaquer le sol.
- 50 - 60 % : phase pré-oscillante : le MI homolatéral s'allège progressivement par le transfert du poids du corps vers le côté controlatéral. Le talon se soulève puis à 60 % les orteils quittent le sol. Cette période de double contact est une « période de re-stabilisation entre deux équilibres uniques (10). »

5.2.2. La phase d'oscillation

La phase d'oscillation (60 à 100 %) correspond à l'avancée du membre étudié et se décompose en 3 parties :

- 60-73 % : début de la phase oscillante : la flexion du genou et la flexion dorsale de la cheville permettent le passage du pas. Le pied controlatéral est en appui sur sa plus grande surface.
- 73-87 % : milieu de la phase oscillante : le MI croise et dépasse le membre controlatéral.
- 87-100 % : fin de la phase oscillante : le MI se prépare à reprendre contact avec le sol, avec contrôle de l'avancée du segment jambier.

6. PRESENTATION DE L'APPAREIL

6.1. Matériel

L'appareil se présente sous la forme d'un boîtier d'environ 50 cm de longueur, 20 cm de largeur et 25 cm de hauteur. Une interface USB permet de le connecter à un ordinateur. Chaque pied du patient est solidaire de la machine par l'intermédiaire d'anneaux velcro reliés à des fils non élastiques. A l'intérieur du boîtier, un système de poulies mouflées permet

d'adapter de façon précise la tension des fils lors du déplacement (12). Les fils s'enroulent autour du dispositif et sont reliés chacun à un potentiomètre. Cela va permettre de déterminer la distance parcourue par chaque pied. Ce système n'impose donc pas de contraintes pouvant perturber la marche de l'individu (13).

Le matériel est peu encombrant. Les velcros s'attachent très facilement et rapidement aux pieds du patient et les fils sont très fins (0,5 mm de diamètre environ).



Figure 4 : Vue avant de l'appareil



Figure 5 : Patient prêt à démarrer une épreuve de marche

6.2. Intérêts rééducatifs de l'appareil

- diagnostiquer un trouble du mouvement et ainsi optimiser l'orientation de la rééducation (14),
- comparer des situations différentes retrouvées en rééducation : réglages d'une prothèse, comparaison entre des aides techniques de marche (15)...
- évaluer les résultats obtenus lors des prises en charge thérapeutiques en rééducation, et donner ainsi un retour d'information au patient lui permettant de voir s'il a progressé (1).

6.3. Cycle de marche et Locomètre®

Le Locomètre® de Bessou enregistre simultanément le déplacement longitudinal des deux pieds lors de la locomotion (13). Il permet d'évaluer objectivement les paramètres spatio-temporels de la marche. Les concepteurs du Locomètre® ont montré la validité du dispositif et quantifient les erreurs pouvant être liées à l'inertie du système, aux caractéristiques du fil, aux déplacements du pied (16), etc... Il mesure de façon précise les valeurs temporelles et spatiales (1cm d'erreur pour 7m effectués), simultanément pour les deux pieds.

L'appareil mesure des valeurs pour chaque paramètre et les présente à des valeurs normatives. Ces dernières ont été établies au laboratoire de physiologie de Ranguel (Toulouse, Drs Ph. Dupui et R. Montoya) (13). Il existe deux séries de normes différentes, une pour chaque sexe.

6.3.1. Paramètres spatiaux

- La longueur d'enjambée correspond à la distance séparant deux contacts talonniers successifs du même pied (16). C'est la somme de deux pas successifs (un pas G + un pas D). C'est un des facteurs de l'efficacité locomotrice.
- La longueur du pas correspond à la distance séparant les deux talons lors du double appui. L'appareil enregistre la longueur du pas G, la longueur du pas D et calcule automatiquement le pourcentage d'asymétrie.

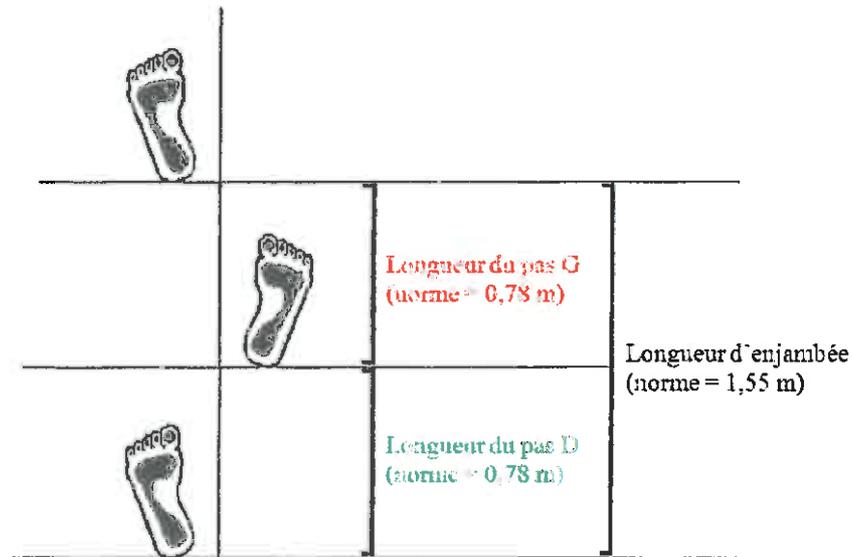


Figure 6 : Schématisation des paramètres spatiaux fournis par le Locomètre® (normes chez l'homme)

6.3.2. Paramètres temporels

- la durée du cycle : l'appareil donne la durée de tout le cycle (0 - 100 %) (16).
- le temps d'appui total correspond à la phase 0 - 60 % du cycle.
- le temps d'appui bipodal correspond uniquement à la phase 50 - 60 % du cycle, communément appelée phase de propulsion. Est exclue de ce temps d'appui bipodal la phase 0 - 10 %.
- le temps de balancement correspond à l'ensemble de la phase d'oscillation (60 - 100 %). Il est décomposé en deux séquences :
 - le temps de ramener correspondant au temps où le M. I. étudié est encore en arrière du pied en appui (phase 60 - 73 %).
 - le temps de passage correspondant à la séquence 73 - 100 % du cycle. « A 73 %, les deux pieds sont plus ou moins dans le même alignement dans le plan sagittal (11). »

Remarque 1 : Le temps d'appui monopodal correspond à la phase 10-50 % mais il n'est pas fourni directement par le Locomètre®. C'est la même valeur que celle du temps de balancement controlatéral.

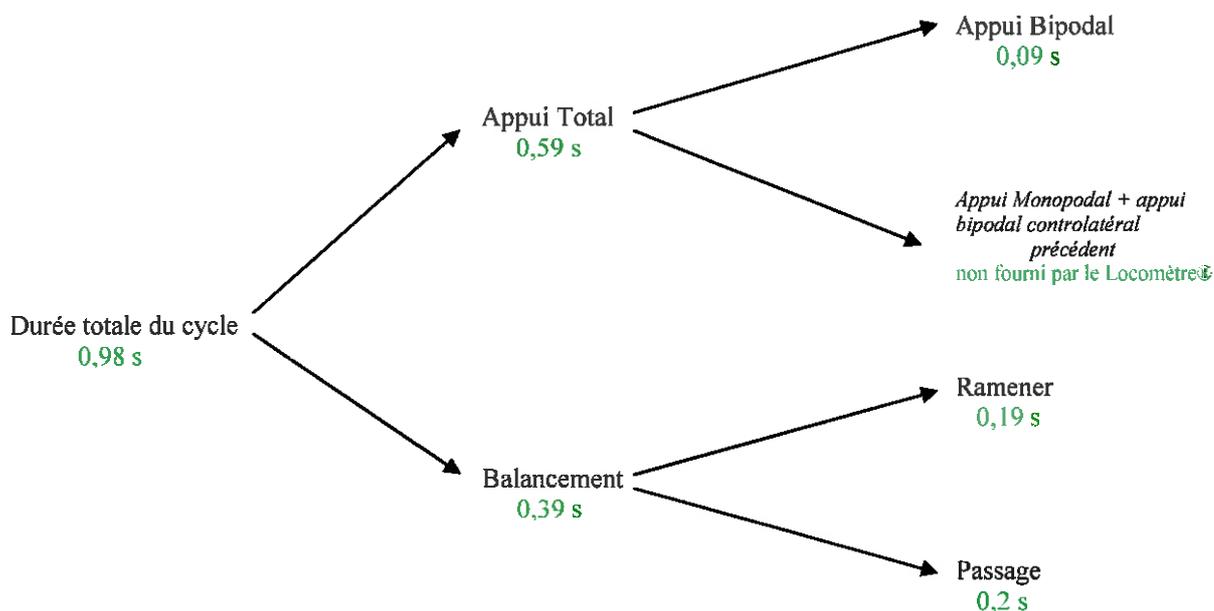


Figure 7 : Schéma – résumé de l'organisation temporelle d'un cycle de marche (avec les normes utilisées par l'appareil pour le sujet masculin en vert)

Remarque 2 : L'appareil fournit également les pourcentages d'appui total par cycle, d'appui bipodal par cycle, de balancement par cycle, de ramener par balancement et de passage par balancement. Cela permet de voir si une phase de marche est prépondérante par rapport à une autre.

6.3.3. Pourcentages d'asymétrie

Pour chaque paramètre temporel et la longueur des pas, l'appareil donne une valeur pour chaque côté. Il fournit aussi des pourcentages d'asymétrie automatiquement, mais

uniquement pour 4 paramètres : la longueur des pas, la durée du cycle, la durée d'appui total et la durée du balancement. Selon les concepteurs de l'appareil, une marche est considérée comme normale, lorsque les asymétries de ces paramètres sont inférieures à 10 %.

6.3.4. Paramètres spatio-temporels

- la vitesse de marche est déterminée par le rapport entre la longueur moyenne d'enjambée et la durée du cycle (16). La norme chez l'homme est de 5,69 km/h.
- la cadence de la marche correspond au nombre d'enjambées par minute. La norme chez l'homme est de 122,2 enjambées/min.

Ces deux paramètres apprécient quantitativement l'efficacité de la marche. L'appareil fournit encore d'autres valeurs comme les vitesses des différentes phases du cycle. Elles ne seront pas développées dans ce travail.

6.4. Autres données fournies

- le locogramme : c'est une représentation graphique de tout le cycle de marche enregistrée pour chaque pied (déplacement en ordonnée, temps en abscisse, avec pour chaque pied une couleur différente),
- le graphe des vitesses de chaque pied,
- le graphe des accélérations de chaque pied.

Ces représentations sont visuellement intéressantes pour remarquer rapidement les anomalies des paramètres concernés.

6.5. Vérification des résultats, transmission des rapports

Avant impression, une vérification est nécessaire. Elle s'effectue en visualisant les taquets présents sur le locogramme. Les taquets sont les points de la courbe séparant les phases d'appui des phases de balancement (ANNEXE III, feuille 3). Il faut vérifier qu'ils sont bien placés par le traitement informatique. Une rectification manuelle est parfois nécessaire, ce qui augmente le temps du bilan et modifie les résultats. Une fois cette opération faite, les paramètres fournis sont interprétables. Le thérapeute peut alors imprimer le bilan de marche et le joindre au dossier médical.

Le bilan de marche présente 4 feuilles (ANNEXE III) :

- ⇒ la 1^{ère} est un résumé du bilan de marche et donne une interprétation automatisée de l'exploration de la fonction locomotrice du patient (elle fournit parfois une orientation thérapeutique, où sont contenus des conseils concrets pour la rééducation),
- la 2^{ème} présente les résultats chiffrés de l'enregistrement en détail,
- la 3^{ème} montre le locogramme,
- ⇒ la 4^{ème} rassemble la courbe des vitesses et la courbe des accélérations propre à chaque M.I. (avec différenciation de couleur entre les 2 pieds).

6.6. Fréquence d'utilisation, conditions d'utilisation

Il n'existe pas de règles précises concernant la fréquence d'utilisation de l'appareil. Il peut être utilisé dans le cadre de l'évaluation d'une thérapeutique, les épreuves pouvant être réalisées au début et à la fin du traitement. Le Locomètre® peut être utilisé ponctuellement pour objectiver un jour précis un trouble de marche en comparant des situations différentes (avec canne anglaise, canne simple, canne axillaire, ou avec et sans talonnette...).

L'épreuve proposée par cet appareil facilement mis à disposition ne dure que quelques minutes (en moyenne 5 minutes, temps comprenant les explications, la mise en place, l'épreuve elle-même, le rangement du matériel et l'acquisition des données) (16). Le kinésithérapeute peut donc l'utiliser relativement souvent de façon simple.

L'utilisation du Locomètre® peut être proposée dans de nombreux domaines : en traumatologie, en neurologie, en O. R. L. ou encore en rééducation fonctionnelle (2, 13, 15, 17). Le patient doit être marchant et l'examen non invasif peut se dérouler en toute sécurité. L'intérêt est d'objectiver les mesures quand la boiterie et les paramètres de marche sont difficilement observables cliniquement à l'œil nu.

7. PROTOCOLE D'UTILISATION

7.1. Généralités

Le patient doit effectuer un parcours de marche de 6 mètres minimum à partir de l'appareil, en tirant sur les fils, sans repère au sol (16). Cette distance est en fait calculée pour avoir plusieurs cycles de marche à étudier, et ainsi fournir une moyenne de chaque paramètre. Elle exclut les phases de démarrage de la marche et de décélération. Cette courte distance permet également de ne pas induire de fatigue pendant l'épreuve.

Idéalement la marche s'effectue pieds nus réduisant ainsi le risque de perturbation entre les fils et les chaussures. Cette situation de bilan est cependant moins fonctionnelle que pieds chaussés. Pour notre patient, l'analyse sera faite avec ses chaussures habituelles pour placer la talonnette prévue sous le talon G.

Trois consignes essentielles lui sont transmises :

- la cadence à laquelle il doit effectuer l'épreuve (important car la longueur des pas effectuée est fonction de la cadence de la marche),
- la direction où il doit aller (la marche est orientée vers un but, par exemple serrer la main à quelqu'un, et les fils doivent être perpendiculaires à l'appareil),
- le top de départ donné par l'ordinateur à respecter.

Pendant l'épreuve, nous l'encourageons à suivre la bonne cadence, à regarder devant lui sans fixer ses pieds, sans s'arrêter. La consigne d'arrêt n'est pas déterminée à l'avance afin que le patient ne l'anticipe pas et ne ralentisse pendant l'enregistrement de l'épreuve.

Au terme du parcours, le rembobinage des fils doit être effectué avec précaution. Un bouton de rappel à l'arrière du boîtier permet de ramener les fils. Le rembobinage peut se faire par le patient lui-même en effectuant une marche arrière ou en ramenant manuellement les fils après avoir détaché les velcros. Parfois les fils peuvent poser problème en s'emmêlant pendant le rembobinage, il faut ainsi bien expliquer la consigne au patient avant l'épreuve pour limiter les risques.

7.2. Le 29 septembre 2011

Deux épreuves sont réalisées : la première sans talonnette, puis la deuxième avec une talonnette de 15 mm de hauteur placée dans la chaussure G, sous le talon. Pour pouvoir comparer les deux situations, il est nécessaire de bien respecter les mêmes conditions d'enregistrements. Ici, l'épreuve se déroule sur une distance de 14 m, avec canne anglaise tenue à D. Les résultats choisis correspondent aux 6 cycles de marche successifs les plus

constants. Les épreuves se déroulent sur sol dur et la consigne donnée au patient est de marcher de manière soutenue.

7.3. Le 19 juillet 2012

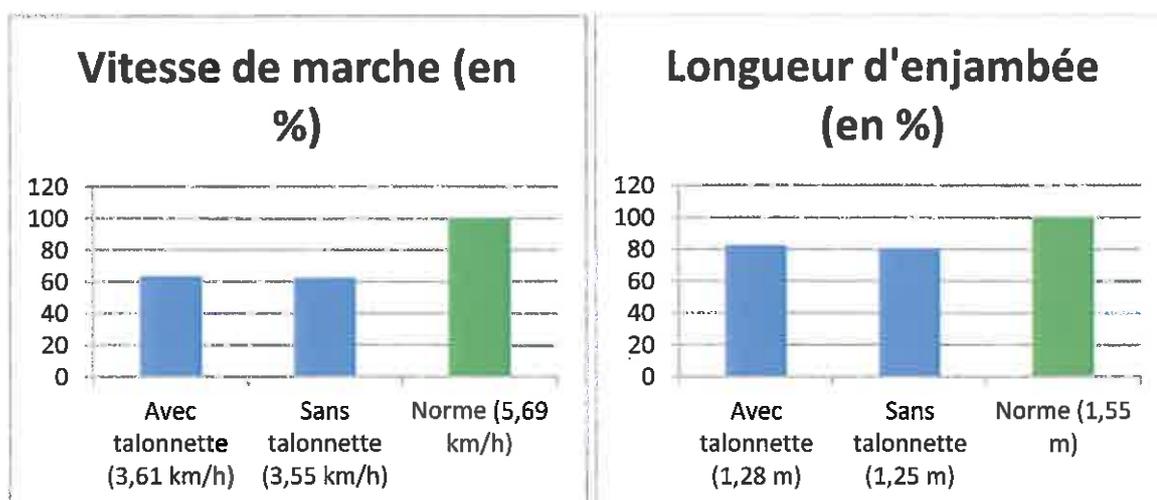
Une seule épreuve a été réalisée dans les conditions habituelles de marche du patient. Il porte ses chaussures habituelles avec la talonnette de 15 mm placée dans sa chaussure. Il effectue 14 m sur sol dur, et nous avons choisi les 6 cycles successifs les plus constants. Les consignes sont identiques à la situation d'examen du 29 septembre 2011.

8. RESULTATS

8.1. Au 29 septembre 2011

L'examen est proposé pour mettre en évidence l'intérêt de placer une talonnette sous le talon G sur les paramètres de marche.

8.1.1. Efficacité locomotrice



Figures 8 et 9 : Représentations graphiques de la vitesse de marche et de la longueur d'enjambée, avec et sans talonnette

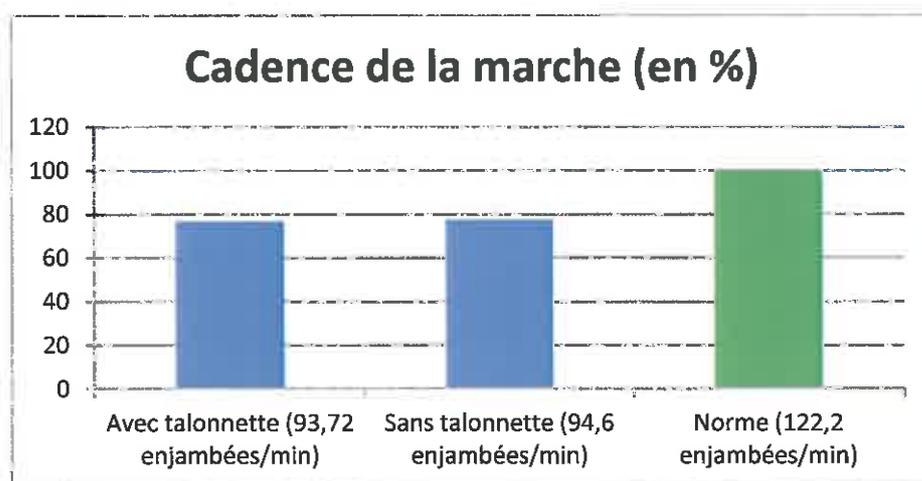


Figure 10 : Représentation graphique de la cadence de marche, avec et sans talonnette

Avec la talonnette, la vitesse de marche est augmentée de 1,2 % et la longueur d'enjambée d'environ 2 %. Ces valeurs se rapprochent de la norme. Par contre, toujours avec la talonnette, la cadence de la marche est diminuée d'environ 1 % et s'éloigne de la norme. Le patient marche donc plus vite, en faisant des plus grands pas mais moins nombreux.

Les représentations graphiques des résultats concernant les organisations spatiale et temporelle sont représentées en annexe (ANNEXE IV).

8.1.2. Organisation spatiale

On observe à G une augmentation de la longueur des pas avec talonnette. La longueur des pas est augmentée mais l'asymétrie persiste et est même majorée (de 1,5 % environ).

8.1.3. Organisation temporelle

- Durée du cycle total : cette valeur est peu modifiée avec ou sans talonnette et l'asymétrie entre les côtés G et D est faible (inférieure à 10 %).

Pour mieux comprendre les différences entre les épreuves avec et sans talonnette, la durée du cycle a été décomposée : il est important de retenir les valeurs de pourcentages rapportées sur la durée du cycle. C'est à partir de ces valeurs de pourcentages que la comparaison peut être effectuée avec la marche physiologique.

Prenons un exemple pour mieux comprendre. Chez le sujet sain, si la durée d'un cycle est de 0,98 s, la durée d'appui total est normalement de 0,59 s. Chez le sujet pathologique, si la durée d'un cycle est de 2 s et que la durée de l'appui total est de 0,59 s, le temps accordé à l'appui total est anormalement court bien qu'il ait la même valeur que la norme chez le sujet sain. Pour cette raison, le transfert des valeurs en pourcentage de temps est important. La même démarche est suivie pour la séquence de balancement. Ainsi nous allons présenter les résultats suivants :

- le pourcentage de temps d'appui total par cycle,
- le pourcentage de temps d'appui bipodal par cycle,
- le pourcentage de temps de balancement par cycle,
- le pourcentage de temps de ramener par temps de balancement,
- le pourcentage de temps de passage par temps de balancement.

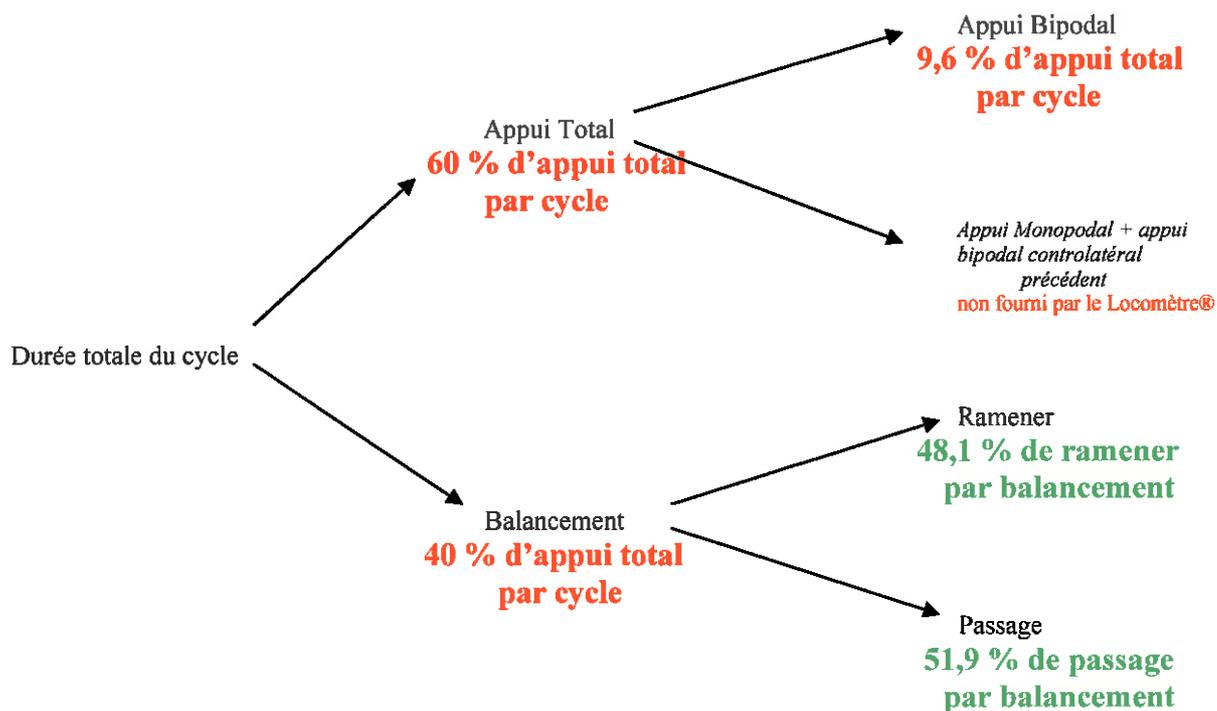


Figure 11 : Schéma – résumé des divers pourcentages présentés (en rouge les valeurs par cycle, en vert les valeurs par balancement)

Les pourcentages d'asymétrie donnés par l'appareil seront également présentés. Ils concernent la durée du cycle, la durée de l'appui total et la durée du balancement.

- Pourcentage d'appui total par cycle : il est plus proche de la norme avec la talonnette à G mais il est plus éloigné à D. L'asymétrie G-D entre les temps d'appui totaux est légèrement augmentée avec la talonnette et toujours supérieure à 10 %.

- Pourcentage d'appui bipodal par cycle : il est nettement plus proche de la norme avec la talonnette, à G et à D.

- Pourcentage de balancement par cycle : il est légèrement plus proche de la norme avec la talonnette, quel que soit le côté. L'asymétrie entre les temps de balancement est diminuée de 4 % environ avec l'aide technique, mais reste cependant supérieure à 10 %.

- Pourcentage de ramener par balancement : il est très proche de la norme, que ce soit avec ou sans talonnette (moins de 2 % d'écart à G comme à D).

- Pourcentage de passage par balancement : il est très proche de la norme également, que ce soit avec ou sans talonnette (moins de 2 % d'écart à G comme à D).

8.2. Au 19 juillet 2012, intérêt diagnostic

L'examen est proposé pour analyser de manière objective la marche de M. E., et ainsi orienter sa rééducation.

8.2.1. Efficacité locomotrice

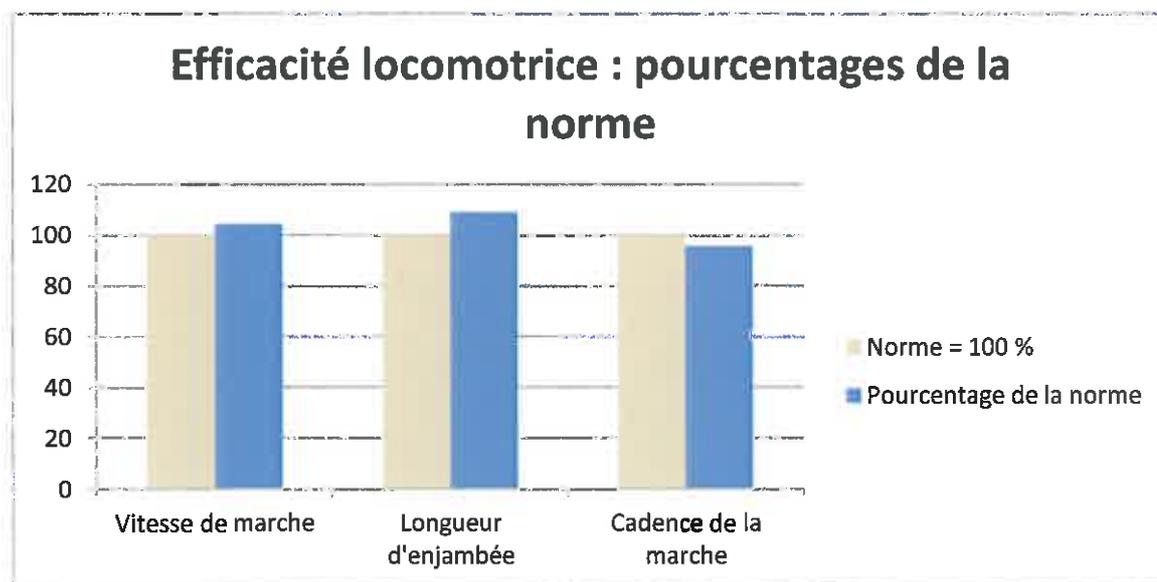


Figure 12 : Représentation graphique de la vitesse, de la longueur d'enjambée et de la cadence de la marche

La vitesse de marche est augmentée d'environ 4 % chez notre patient, sa longueur d'enjambée de 9 %. Par contre sa cadence de marche est plus faible et est environ à 96 % de la norme.

8.2.2. Organisation spatiale

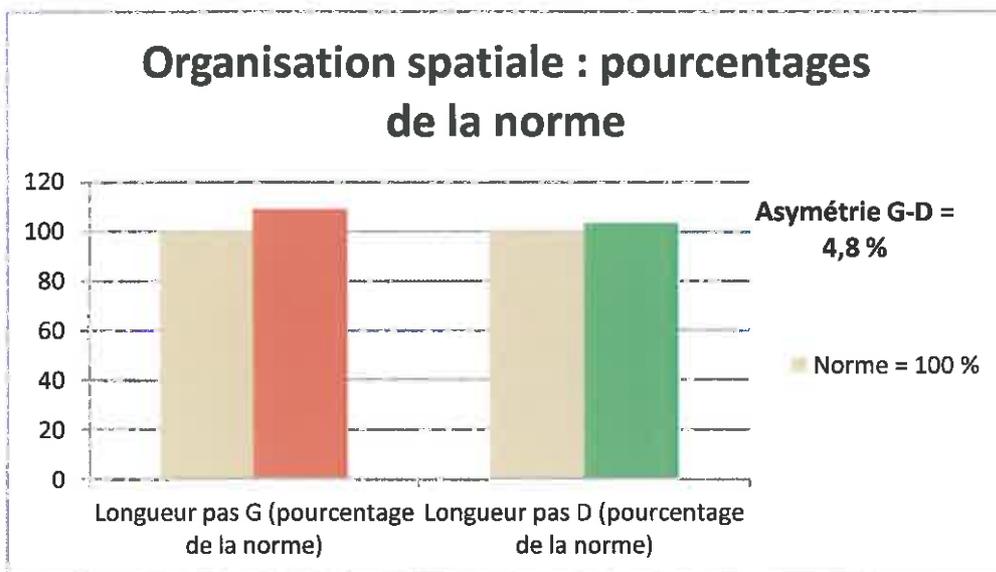


Figure 13 : Représentation graphique de l'organisation spatiale de la marche

La longueur du pas G est augmentée de 9 % par rapport à la norme. Celle du pas D est moins élevée (+ 3,5 %). L'asymétrie entre les longueurs des pas est de 4,8 %.

8.2.3. Organisation temporelle

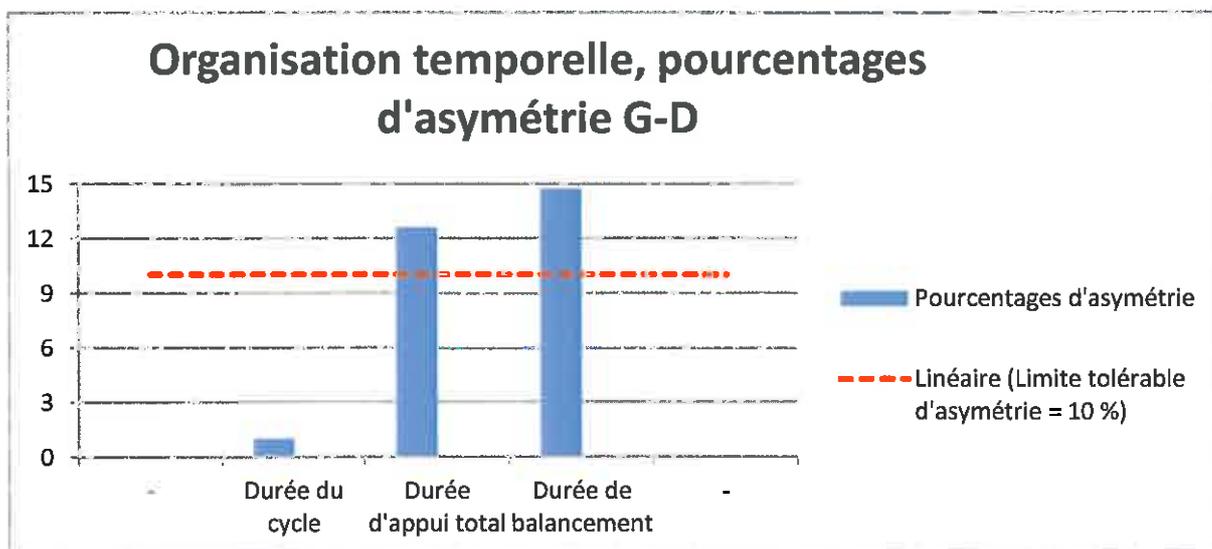


Figure 14 : Représentation graphique de l'asymétrie G-D pour chaque paramètre temporel donné

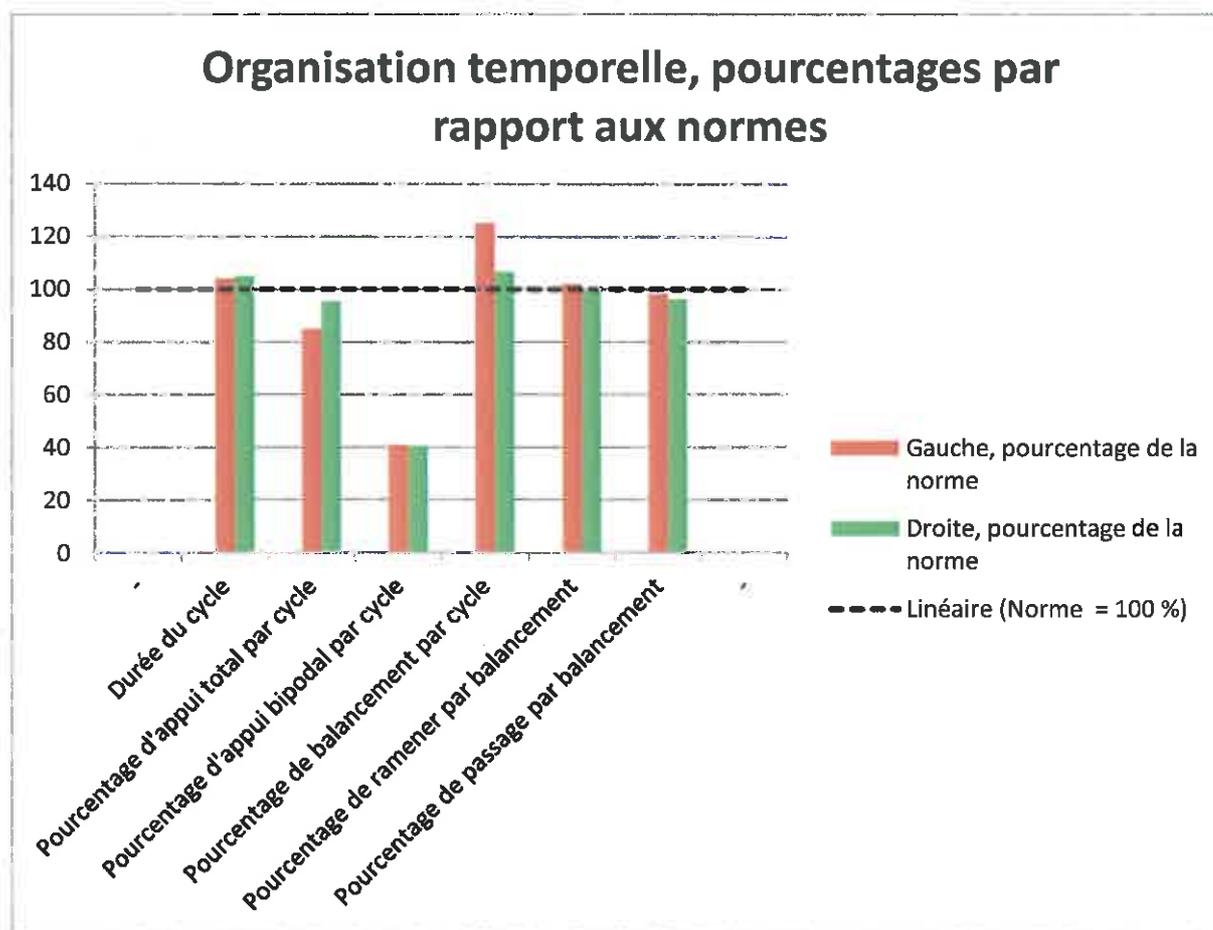


Figure 15 : Représentation graphique de l'organisation temporelle de la marche

- Durée du cycle total : elle est légèrement augmentée des deux côtés (d'environ 5 %). L'asymétrie est seulement de 1 %.
- Pourcentage d'appui total par cycle : il est de 85 % par rapport à la norme à G, et de 95 % à droite. L'asymétrie entre les temps d'appui total est environ de 13 %.
- Pourcentage d'appui bipodal par cycle : il est seulement de 40 % de la valeur de la norme, à G comme à D.
- Pourcentage de balancement par cycle : il est augmenté dans les deux cas, mais surtout à G (125 % de la norme à G, contre 107 % à D). L'asymétrie entre les temps de balancement est de 15 %.

- Pourcentage de ramener par balancement : il est quasiment égal à la norme des deux côtés. Il est de 102 % à G et de 99 % à D.

- Pourcentage de passage par balancement : il suit le dernier pourcentage donné : presque égal à G (98 % de la norme), et à D (96 %).

9. DISCUSSION

9.1. Interprétation des résultats de septembre 2011

La talonnette permet d'améliorer globalement l'efficacité locomotrice même si la cadence de marche est légèrement moins bonne. Elle permet aussi d'augmenter la longueur des pas, et notamment celle du pas D qui est plus limitée à cause du cal vicieux en rotation externe du fémur G.

Bien que la durée du cycle soit plus grande avec la talonnette, l'analyse de l'organisation temporelle montre que l'aide technique permet au patient d'appuyer plus longtemps sur son membre inférieur G, ceci malgré la douleur, les faiblesses musculaires et les déformations orthopédiques. Le pourcentage d'appui bipodal par cycle est également amélioré : il est notamment augmenté pour le M.I G. Or il est « un bon indicateur de la stabilité d'un individu lors de ses déplacements (13) », donc la talonnette permet de pallier au déficit d'équilibre que présente notre patient. La phase de propulsion est ainsi améliorée.

Le balancement D est également un chiffre important car il nous renseigne sur le temps d'appui monopodal G : il est légèrement augmenté avec la talonnette donc le patient tient plus longtemps en équilibre le M.I. G.

La talonnette améliore donc globalement les paramètres de marche, or ces derniers sont des indicateurs précieux des risques de chutes (18). Son utilisation a donc un intérêt de plus à cette phase de la pathologie, puisque M. E. n'a pas encore retrouvé son équilibre normal.

Les données « avec talonnette » sont globalement plus proches des normes fournies par l'appareil que celles « sans talonnette ». Mais ces différences sont-elles vraiment significatives ? Il est difficile de conclure de l'intérêt de la talonnette avec une étude sur un patient uniquement.

Nous avons choisi une talonnette de 15 mm par une méthode subjective : nous avons vérifié l'horizontalité du bassin dans le plan frontal grâce au niveau à bulles. Mais la télémétrie a objectivé l'I.L.M.I. à 24 mm après coup. Or quand la cause est traumatique, les choix se portent plutôt vers une compensation complète du raccourcissement (19). Le Locomètre® pourrait être une aide à la décision de la hauteur de la compensation. La talonnette pourrait aussi être comparée à une semelle entière rehaussée.

9.2. Interprétation des résultats de juillet 2012

Au niveau de l'efficacité locomotrice, le patient parvient à marcher rapidement et donc à suivre la consigne de marche soutenue. Or on sait que l'augmentation de la vitesse de marche est due essentiellement à une augmentation conjointe de la longueur et de la cadence, il est donc intéressant de comprendre sa stratégie pour augmenter la vitesse. Au détriment de la cadence de marche, il augmente la longueur de ses enjambées, et surtout la longueur de son pas G. Il ne peut que faiblement augmenter celle du pas D : le cal vicieux fémoral en rotation externe semble donc encore réduire les performances de marche.

Au niveau de l'organisation temporelle, 3 points sont à préciser :

- le pourcentage d'appui total/cycle est faible à G (85 %) : ce défaut d'appui persiste donc toujours 1 an après. L'asymétrie entre les temps d'appui total est supérieure à 10 %, et reste donc toujours à corriger.

- Les appuis bipodaux sont très faibles des deux côtés (40 % de la norme). La phase de propulsion est donc très limitée. Ceci correspond bien à l'observation faite en clinique : il ne déroule pas correctement le pas, limitant la séquence d'appui postérieur métatarsien même si le bilan confirme une mobilité de la cheville et une force des muscles de la jambe et du pied normales. Les hypothèses envisagées peuvent être un manque d'équilibre qui oblige M.E. à abréger cette phase, ou une compensation mise en place pour pallier aux déformations orthopédiques tout en gardant l'efficacité d'une marche rapide.

- Le pourcentage de balancement G est long (+ 25 %), ce qui signifie que le temps d'appui monopodal D est long aussi. L'asymétrie est d'ailleurs supérieure à 10 % (près de 16 %), cette déficience méritant d'être prise en considération. En rééducation, une solution pourrait être de stimuler le patient à un moment précis : pendant la phase d'oscillation G. Mais la vitesse de marche serait-elle maintenue dans ces conditions ?

Les données fournies ici par le Locomètre® participent donc à aider le kinésithérapeute dans sa démarche d'analyse de la marche. De plus les analyses sont objectives et peuvent donc être archivées pour une consultation ultérieure.

9.3. Points forts / avantages de l'appareil

Le Locomètre® objective des observations parfois indécélables à l'œil nu, et ce dans beaucoup de domaines en rééducation. Il est accessible car beaucoup moins onéreux que les autres systèmes d'analyse de la marche, et transmet les paramètres sur les séquences temporelles et spatiales de la marche de façon très précise (16, 17). Son utilisation est également simple : la mise en place est rapide et facile (les velcros s'adaptent à n'importe quelle chaussure/pointure et peuvent même s'accrocher à des pieds nus) ; l'épreuve est rapide (15 s maximum), ne nécessite pas de local particulier et n'impose pas de temps de repos ; les consignes sont simples ; l'impression est facile et les résultats peuvent se glisser rapidement dans le dossier médical. De plus, la mesure s'effectue en situation physiologique (les fils ne parasitent pas la marche) (13) et une seule épreuve de marche suffit car elle est reproductible, comme le montre une étude de Valentini (20).

9.4. Limites de l'appareil

Il existe toute de même des inconvénients liés à l'appareil : les fils sont très fins et s'emmêlent facilement, rendant parfois le rembobinage compliqué. L'appareil mesure les paramètres dans un seul plan, ce qui ne rend pas compte des déplacements dans les autres plans et peut même les fausser les résultats (un fauchage passera par exemple inaperçu et faussera l'épreuve). Par ailleurs l'épreuve ne se déroule pas toujours comme si le patient marchait de façon naturelle et spontanée: parfois il veut trop bien faire ou et subit le stress propre à l'examen.

L'appareil donne beaucoup de paramètres, ce qui est une richesse, mais qui peut être aussi un inconvénient car l'utilisateur peut « ne plus y voir clair » dans tous ces chiffres. Cela

nécessite une initiation pour savoir quelles données interpréter et quelles sont celles qui, à un instant t , ont leur intérêt en rééducation. De plus, l'appareil donne normalement une orientation thérapeutique (en feuille 1 de l'impression) mais quelquefois, aucune observation n'est faite, imposant alors au kinésithérapeute l'interprétation des résultats.

L'appareil fournit des normes qui correspondent au sujet sain mais le sujet pathologique utilise des stratégies de compensation qui peuvent être efficaces et fonctionnellement intéressantes même si elles s'écartent des normes. Certes les durées relatives par cycle permettent d'analyser la marche pathologique plus justement, mais ces valeurs sont-ils suffisantes pour comprendre la boiterie ?

10. CONCLUSION

Le Locomètre® est un appareil qui a toute sa place en rééducation : il nous fournit de façon simple des informations utiles en pathologie. Il permet de pouvoir comparer objectivement plusieurs situations rencontrées en rééducation et d'établir un diagnostic sur les troubles de la marche. Il permet également de fournir d'autres informations non développées dans ce travail, comme l'évaluation des résultats obtenus par une prise en charge thérapeutique particulière.

Son champ d'application est même plus large puisqu'il permet également d'analyser la marche arrière, la montée/descente des escaliers et même la course à pied, situations qu'il aurait été intéressant de faire chez M. E. L'appareil fournit également d'autres données non développées dans ce travail comme la vitesse des différentes phases du cycle avec d'autres façons de les présenter (Locogramme, courbe des vitesses et accélérations instantanées).

BIBLIOGRAPHIE

1. AZULAY J.-P., ASSAIANTE C., VAUGOYEAU M., SERRATRICE G., AMBLARD B. Exploration instrumentale des troubles de la marche. EMC (Elsevier SAS, Paris), neurologie, 17-035-A-75, 2005.
2. YAHIA A., GUERMAZI M., ALLOUCH H., GHROUBI S., FKI H., ELLEUCH M., ELLEUCH M. H. – Analyse des paramètres temporaux-spatiaux de la marche chez le gonarthrosique. Journal de réadaptation médicale, 2007, 27, n° 2 - 3, p. 59 – 63
3. MEYRUEIS P., CAZENAVE A., ZIMMERMANN R. Biomécanique de l'os : Application au traitement des fractures. EMC (Elsevier SAS, Paris), Appareil locomoteur, 14-031-A-30, 2004.
4. BARSOTTI J., CANCEL J., ROBERT C. - Guide pratique de traumatologie. 6^{ème} éd. Paris : Elsevier Masson, 2010. 309 p. ISBN 978-2-294-70300-3
5. MCRAE R., ESSER M. - Prise en charge des fractures, manuel pratique. Edition française. Issy-les-Moulineaux cedex : Elsevier Masson SAS, 2010. 443 p. ISBN 978-2-8101-0153-5
6. QUESNOT A., CHANUSSOT J.-C., DANOWSKI R.-G. - Rééducation de l'appareil locomoteur : Tome I : Membre Inférieur. 2^{ème} éd. Issy-les-Moulineaux cedex, Elsevier Masson SAS, 2010. 466 p. ISBN 978-2-294-71004-9

7. HISLOP H., MONTGOMERY J. - Le bilan musculaire de Daniels et Worthingham – 8^{ème} éd. Issy-les-Moulineaux cedex : Elsevier Masson SAS, 2009. 470 p. ISBN 978-2-294-70739-1.
8. GRAS P., CASILLAS J.-M., DULIEU V., DIDIER J.-P. – La marche. Kinésithérapie - Médecine Physique – Réadaptation, 26-013-A-10, 1996.
9. D'ANGELI-CHEVASSUT, GAVIRIA. La marche humaine, description et repères sémantiques. In PELISSIER J., BRUN V. La marche humaine et sa pathologie, explorations et rééducation. Paris : Masson, 1994. p. 9 - 12. Collection de pathologie locomotrice ; 27.
10. VIEL E. La marche humaine, la course et le saut, biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Paris : Masson, 2000, 280 P. ISBN 13 : 978-2-225-83640-4
11. DEDIEU P., BARTHES C. Marche. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Podologie, 27-020-A-15, 2011.
12. RICHARD R., WEBER J., MEJJAD O., POLIN D. et al. Mesure des variables spatiotemporelles de la marche par le Locomètre de Bessou en fonction de l'âge, de la taille et du sexe chez 79 sujets sains. Revue du rhumatisme, 1995, vol. 62, 2, p. 111 - 120.
13. DUPUI P., MONTOYA R., BESSOU P., PAGES B. Posturographie dynamique et analyse kymographique de la marche chez l'homme. In VILLENEUVE P. Pied, équilibre et

posture. Paris : Editions Frison-Roche, 1996. p. 77 - 89. Association Posturopodie internationale.

14. SAINT PIERRE F. Analyse métrologique de la posture, de la locomotion et/ou des gestuelles chez un patient polydéficient ou monodéficient. Novembre 2006. http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/dossier_analyse_metro_de_la_posture.pdf (page consultée le 19 août 2012)

15. MEJJAD O., VITTECOQ O., POUPLIN S., GRASSIN-DELYLE L., WEBER J., LE LOET J. Foot orthotics decrease pain but do not improve gait in rheumatoid arthritis patients. *Joint Bone Spin*, 2003, volume 71, issue 6, p. 542 - 545

16. MARQUE P., CHATAIN M., CAMPECH M., ROQUES C.-F., BESSOU P. L'étude de la marche par le « Locomètre ». In PELISSIER J., BRUN V. *La marche humaine et sa pathologie, explorations et rééducation*. Paris : Masson, 1994. p. 82 - 88. Collection de pathologie locomotrice ; 27.

17. MARQUE P., CHATAIN M., CAMPECH M., ROQUES C.-F., BESSOU P. L'étude de la marche de l'hémiplégique par le « Locomètre ». In PELISSIER J., BRUN V. *La marche humaine et sa pathologie, explorations et rééducation*. Paris : Masson, 1994. p. 141 - 146. Collection de pathologie locomotrice ; 27.

18. ROUMAGNE N. Effets d'un programme d'activités physiques sur les fonctions cognitives et la marche des personnes âgées atteintes d'une démence en institution. 2008. 52 p. Master 2^{ème} année Sciences de la Santé et du Sport ; Poitiers.
19. LOPEZ A.-A. Petites inégalités de longueur des membres inférieurs chez l'adulte. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Podologie, 27-060-A-55, 1999, 9 p.
20. VALENTINI F. A., GRANGER B., HENNEBELLE D.-S., EYTHRIB N., ROBAIN G. Repeatability and variability of barometric and spatio-temporal gait parameters, results in healthy subjects and in stroke patients. *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology*, 2011, 41, p. 181 - 189.

ANNEXES

ANNEXE I : Bilan artriculaire des M.I.

		Le 29 septembre 2011	
		Gauche	Droite
Complexe lombo-pelvi-fémoral (F/E)	Actif	105/0/5	115/0/15
	Actif aidé	110/0/10	120/0/20
Coxo-fémorale (F/E)	Actif	90/0/0	100/0/5
	Actif aidé	90/0/0	100/0/5
Coxo-fémorale (Abd/Add)	Actif	20/0/20	30/0/20
	Actif aidé	30/0/20	30/0/20
Coxo-fémorale (RL/RM), hanche tendue	Actif	60/0/0	45/0/30
	Actif aidé	60/0/0	45/0/30
Coxo-fémorale (RL/RM), hanche fléchie à 90°	Actif	55/0/5	35/0/35
	Actif aidé	55/0/5	35/0/35
Genou		RAS	RAS
Cheville		RAS	RAS

		Le 19 juillet 2012	
		Gauche	Droite
Complexe lombo-pelvi-fémoral (F/E)	Actif	105/0/5	115/0/15
	Actif aidé	110/0/10	120/0/20
Coxo-fémorale (F/E)	Actif	90/0/0	100/0/5
	Actif aidé	90/0/0	100/0/5
Coxo-fémorale (Abd/Add)	Actif	20/0/20	30/0/20
	Actif aidé	30/0/20	30/0/20
Coxo-fémorale (RL/RM), hanche tendue	Actif	60/0/5	45/0/30
	Actif aidé	60/0/5	45/0/30
Coxo-fémorale (RL/RM), hanche fléchie à 90°	Actif	55/0/10	35/0/35
	Actif aidé	55/0/10	35/0/35
Genou		RAS	RAS
Cheville		RAS	RAS

ANNEXE II : Bilan musculaire des M.I.

Muscles ou groupes musculaires	Le 29 septembre 2011	
	Gauche	Droite
Moyen fessier	3	5
Adducteurs de hanche	4	5
Fléchisseurs de hanche	4	5
Grand fessier	4	5
Rotateurs latéraux de hanche	4	5
Rotateurs médiaux de hanche	3	5
Quadriceps	4	5
Ischio-jambiers	4	5
Triceps sural	4	5
Tibial antérieur	5	5
Tibial postérieur	5	5
Fibulaires	5	5

Muscles ou groupes musculaires	Le 19 juillet 2012	
	Gauche	Droite
Moyen fessier	4	5
Adducteurs de hanche	5	5
Fléchisseurs de hanche	5	5
Grand fessier	5	5
Rotateurs latéraux de hanche	5	5
Rotateurs médiaux de hanche	4	5
Quadriceps	5	5
Ischio-jambiers	5	5
Triceps sural	5	5
Tibial antérieur	5	5
Tibial postérieur	5	5
Fibulaires	5	5

**ANNEXE III : LES 4 FEUILLES IMPRIMEES
PAR LE LOCOMETRE®**

Feuille 1

Analyse des paramètres spatio-temporels de la marche

Satel

Patient : E

Prescripteur : BOISSEAU Patrick

Date de naissance : 06/04/1989

IPP-DMP :

Pathologie : Fracture diaphysaire fémur G

Bilan de Marche - Examen N° 206 du 19/07/2012 à 10H 21mn

Conditions d'examen : Soutenu / Sur sol dur / avec talonnette

Calculs relatifs aux cycles D3 à G14

I. Motif de l'examen :

Evaluation du bilan de marche du patient à cadence soutenue.

II. Efficacité locomotrice :

	Normes	Ecart
* Cadence de marche : 116,98 enjambées/min.	122.20	- 4 %
* Longueur d'enjambée : 1,69 m	1,55	+ 9 %
* Vitesse de marche : 5,94 Km/h.	5,69	+ 4 %

L'efficacité locomotrice est correcte.

III. Organisation spatiale du cycle locomoteur :

* Les pas ont une longueur de :		
0,85 mètres à gauche	0,78	+ 9 %
0,81 mètres à droite.	0,78	+ 4 %

Ces valeurs sont symétriques, elles peuvent être considérées comme physiologiques.

IV. Organisation temporelle du cycle locomoteur :

* Le cycle locomoteur est organisé :		
- à gauche de :		
51 % de temps d'appui	60 %	- 9 %
49 % de temps de balancement	40 %	+ 9 %
- à droite de :		
57 % de temps d'appui	60 %	- 3 %
43 % de temps de balancement	40 %	+ 3 %

L'organisation temporelle du cycle locomoteur est asymétrique.

* Les phases d'appuis sont asymétriques de 13%

* Les double-appuis sont corrects et symétriques.

V. Orientation thérapeutique :

Feuille 2

Analyse des paramètres spatio-temporels de la marche

Satel

Patient : E

Prescripteur : BOISSEAU Patrick

Date de naissance : 06/04/1989

IPP-DMP :

Pathologie : Fracture diaphysaire fémur G

Résultats de l'enregistrement N° 206 du 19/07/2012 à 10H 21mn

Conditions d'examen : Soutenu / Sur sol dur / avec talonnettes

Calculs relatifs aux cycles D3 à G14

Paramètres cinétiques	Mesures	Ecart/Normes	Normes
Cadence (enjambées/mn)	116,98 ± 0,00	- 4 %	122,20 ± 6,70
Longueur d'enjambée (m)	1,69 ± 0,10	+ 9 %	1,55 ± 0,12
Vitesse de marche (m/s)	1,65 ± 0,12	+ 4 %	1,58 ± 0,14
Vitesse de marche (km/h)	5,94 ± 0,43	+ 4 %	5,69 ± 0,50
Vitesse de marche (m/mn)	99,06 ± 7,13	+ 4 %	94,80 ± 8,40

	Pied Gauche	Pied Droit	% Asymétrie	Normes
Longueur				
Pas (m)	0,86 ± 0,02 + 10 %	0,81 ± 0,02 + 11 %	5 %	0,78 ± 0,09
Durée				
Cycle (s)	1,02 ± 0,02 + 4 %	1,03 ± 0,03 + 5 %	0 %	0,98 ± 0,05
Appui total (s)	0,52 ± 0,01 - 12 %	0,59 ± 0,01 - 2 %	13 %	0,59 ± 0,04
% Appui total / cycle	50,61 ± 0,87 - 15 %	57,47 ± 2,82 - 6 %		60,00 ± 1,40
Appui bipodal (s)	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,01		0,09 ± 0,02
% Appui bipodal / cycle	3,79 ± 0,06	3,89 ± 0,18		9,60 ± 1,40
Balancement				
Durée (s)	0,51 ± 0,01 + 28 %	0,44 ± 0,02 + 16 %	15 %	0,39 ± 0,02
% Balancement / cycle	49,39 ± 0,87 + 22 %	42,53 ± 2,92 + 10 %		40,00 ± 1,40
Ramener				
Durée (s)	0,25 ± 0,01 + 28 %	0,21 ± 0,02 + 9 %		0,19 ± 0,01
% Ramener / balancement	48,97 ± 1,26 + 1 %	48,73 ± 3,24 - 5 %		48,10 ± 1,60
Passage				
Durée (s)	0,29 ± 0,01 + 28 %	0,22 ± 0,03 + 22 %		0,20 ± 0,01
% Passage / balancement	51,15 ± 1,29 - 1 %	51,23 ± 5,74 + 5 %		51,90 ± 2,10
Vitesse des différentes phases du cycle				
Moy balancement (m/s)	3,40 ± 0,03 - 11 %	3,82 ± 0,36 - 2 %		3,91 ± 2,29
Max balancement (m/s)	4,86 ± 0,12 - 2 %	5,27 ± 0,37 + 6 %		5,08 ± 0,42
Ramener (m/s)	3,51 ± 0,02 - 11 %	4,07 ± 0,35 + 3 %		4,04 ± 2,35
Passage (m/s)	3,30 ± 0,13 - 13 %	3,55 ± 0,48 - 8 %		3,84 ± 2,32

Feuille 3

Analyse des paramètres spatio-temporels de la marche

Satel

Patient : E

Prescripteur : BOISSEAU Patrick

Date de naissance : 06/04/1989

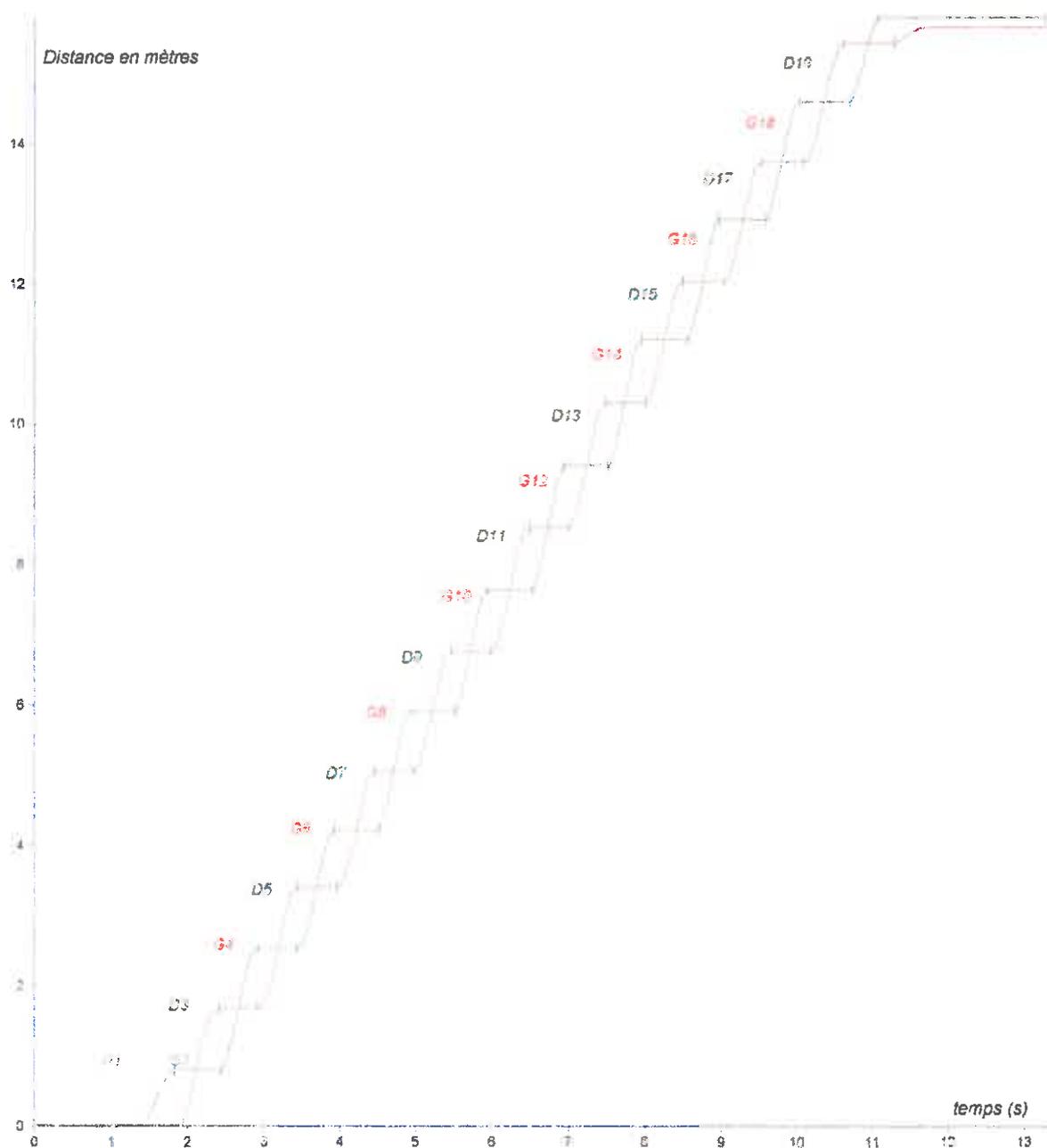
IPP-DMP :

Pathologie : Fracture diaphysaire fémur G

Locogramme N° 206 du 19/07/2012 à 10H 21mn

Conditions d'examen : Soutenu / Sur sol dur / avec talonnette

Calculs relatifs aux cycles D3 à G14



Feuille 4

Analyse des paramètres spatio-temporels de la marche

Satel

Patient : E

Prescripteur : BOISSEAU Patrick

Date de naissance : 06/04/1989

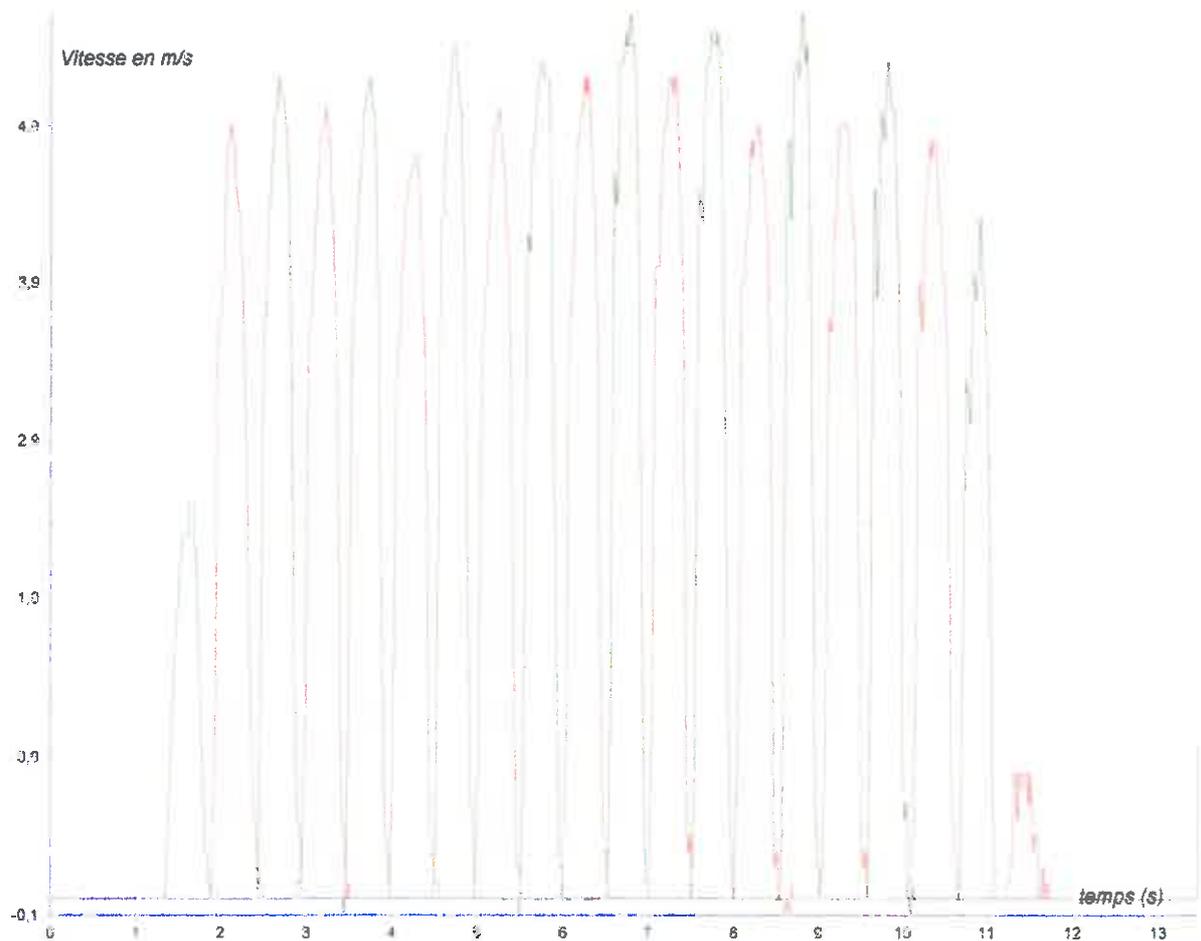
IPP-DMP :

Pathologie : Fracture diaphysaire fémur G

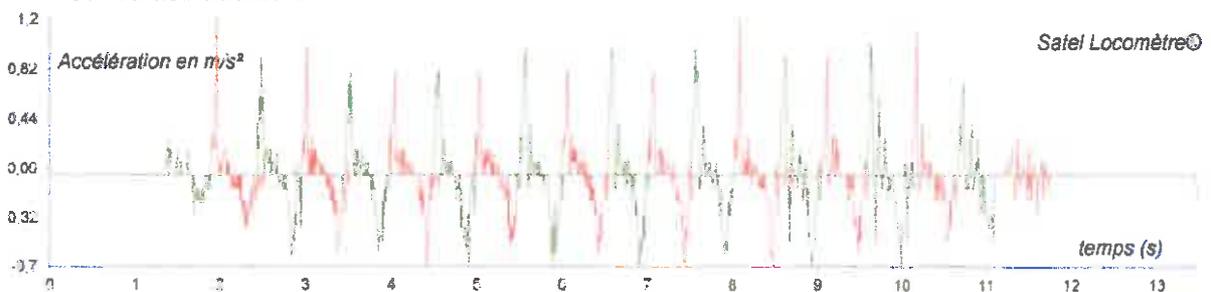
Courbe des vitesses N° 206 du 19/07/2012 à 10H 21mn

Conditions d'examen : Soutenue / Sur sol dur / avec talonnette

Calculs relatifs aux cycles D3 à G14

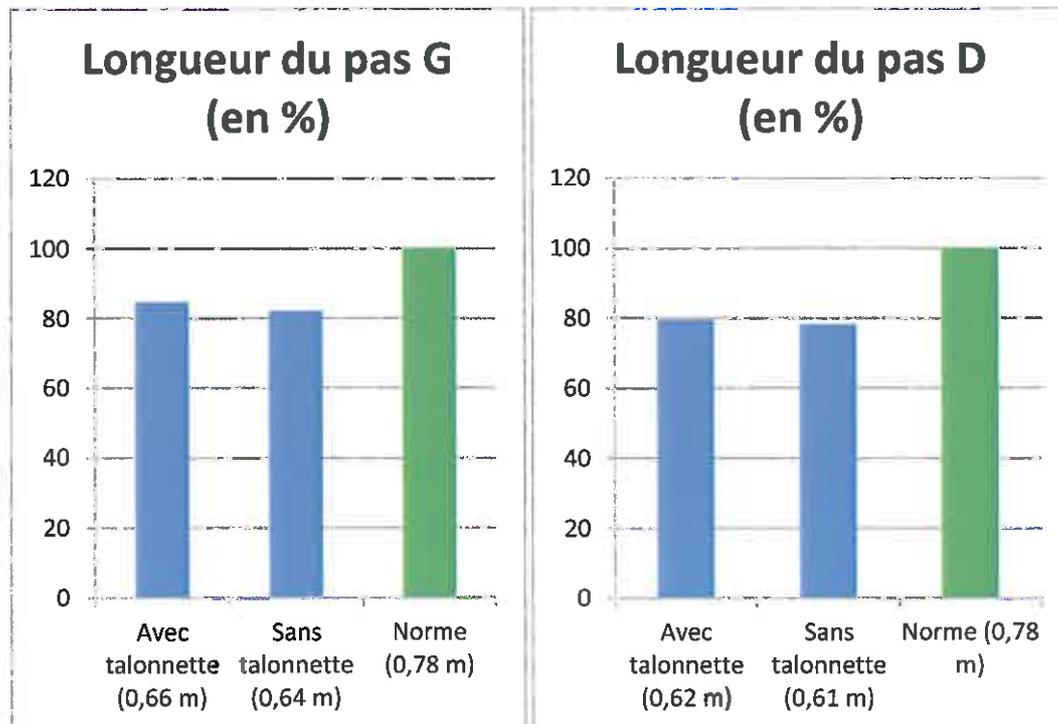


Courbe des accélérations



ANNEXE IV : Comparaison des résultats concernant la comparaison entre les épreuves de marche avec et sans talonnette

Organisation spatiale



Figures 4 et 2 : Représentations graphiques de la longueur du pas avec et sans talonnette, à G puis à D

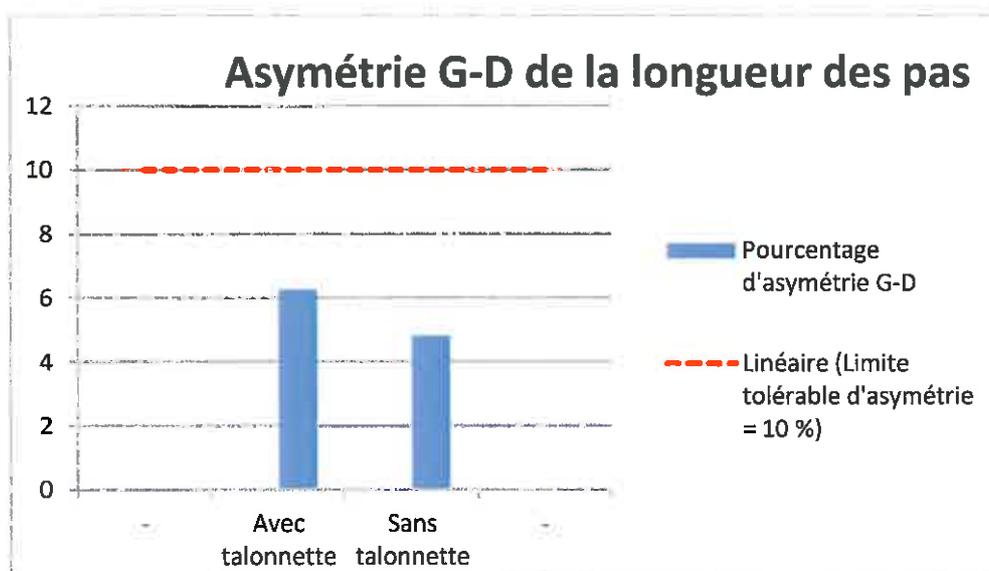
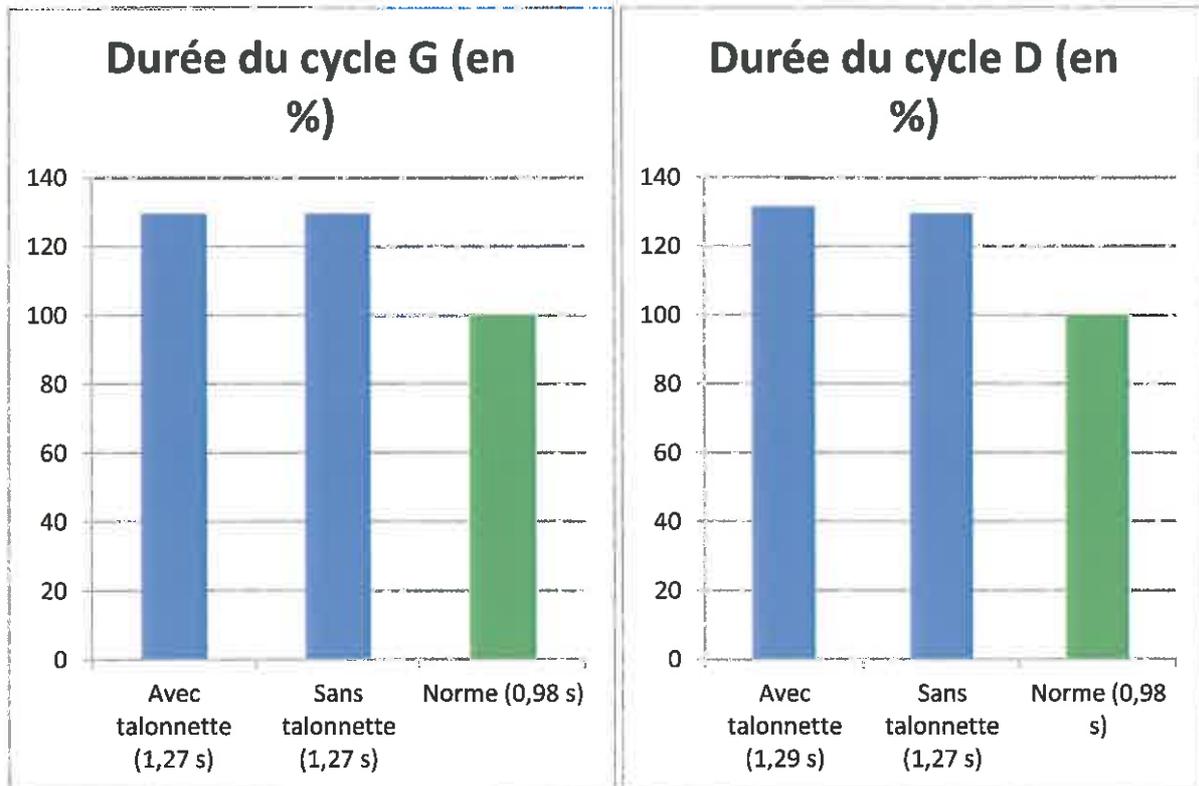


Figure 3 : Représentation graphique de l'asymétrie de la longueur des pas, avec et sans talonnette

Organisation temporelle



Figures 4 et 5 : Représentations graphiques de la durée du cycle avec et sans talonnette, à G puis à D

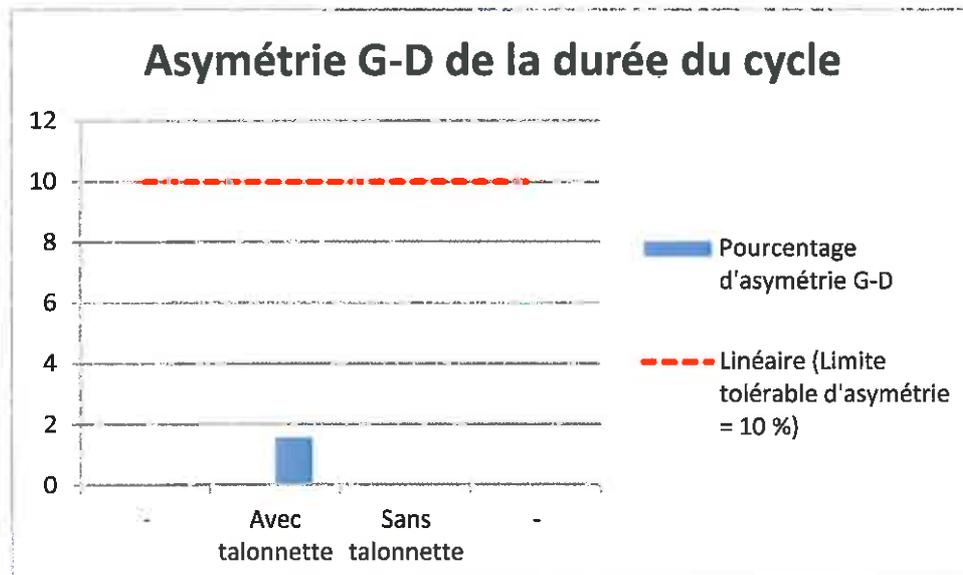
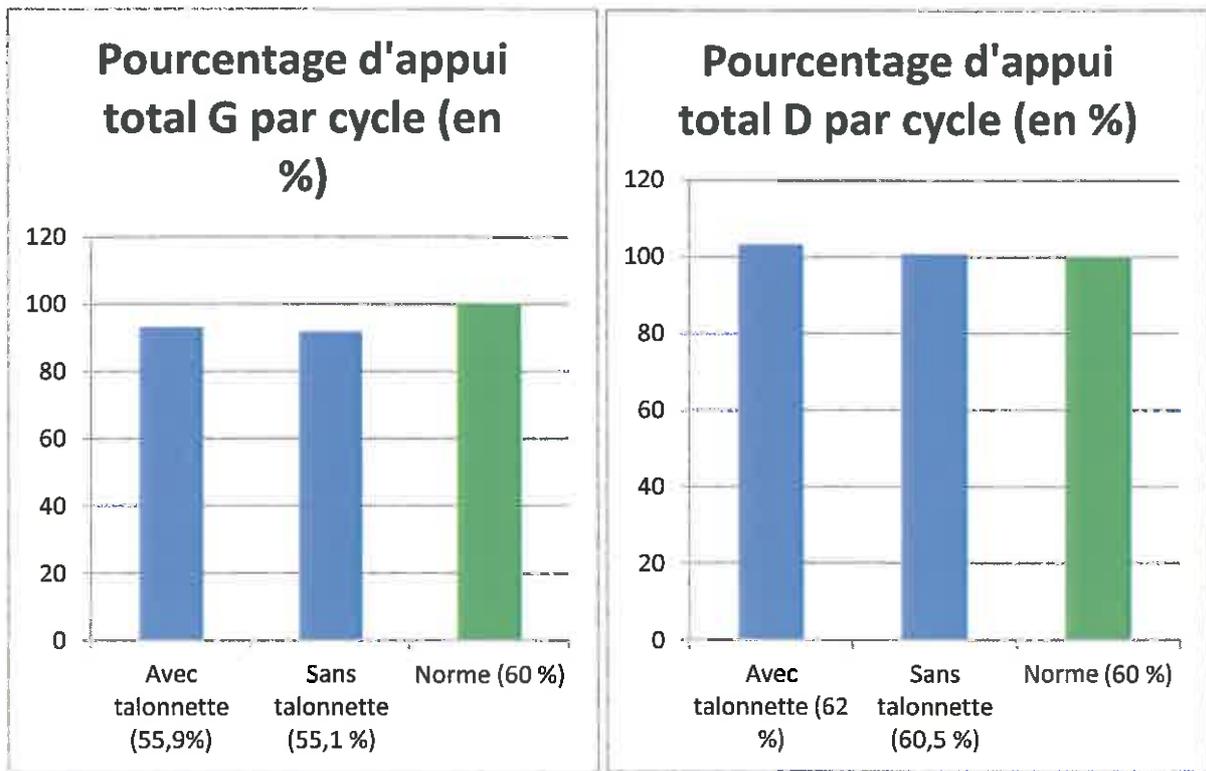


Figure 6 : Représentation graphique de l'asymétrie de la durée du cycle, avec et sans talonnette



Figures 7 et 8 : Représentations graphiques du pourcentage d'appui par cycle avec et sans talonnette, à G puis à D

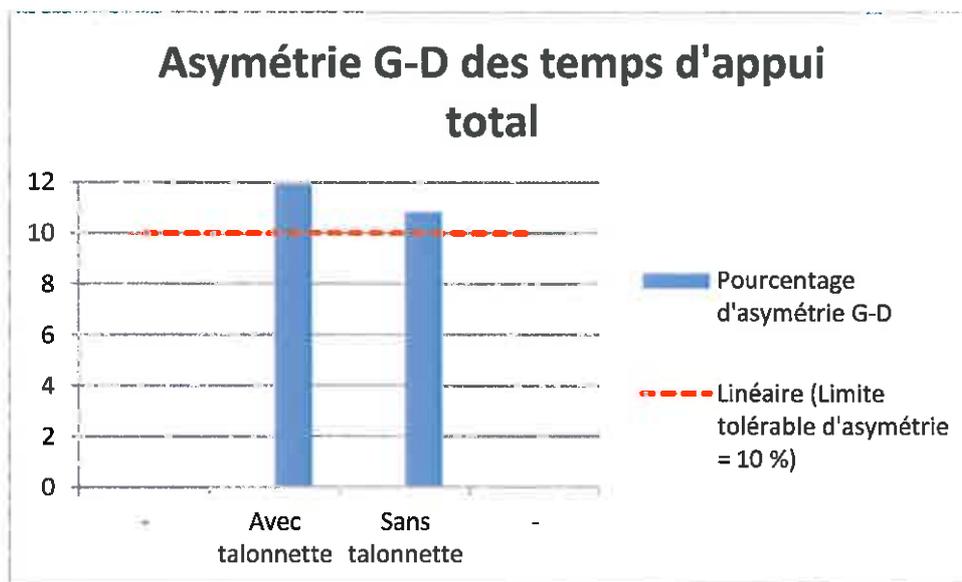
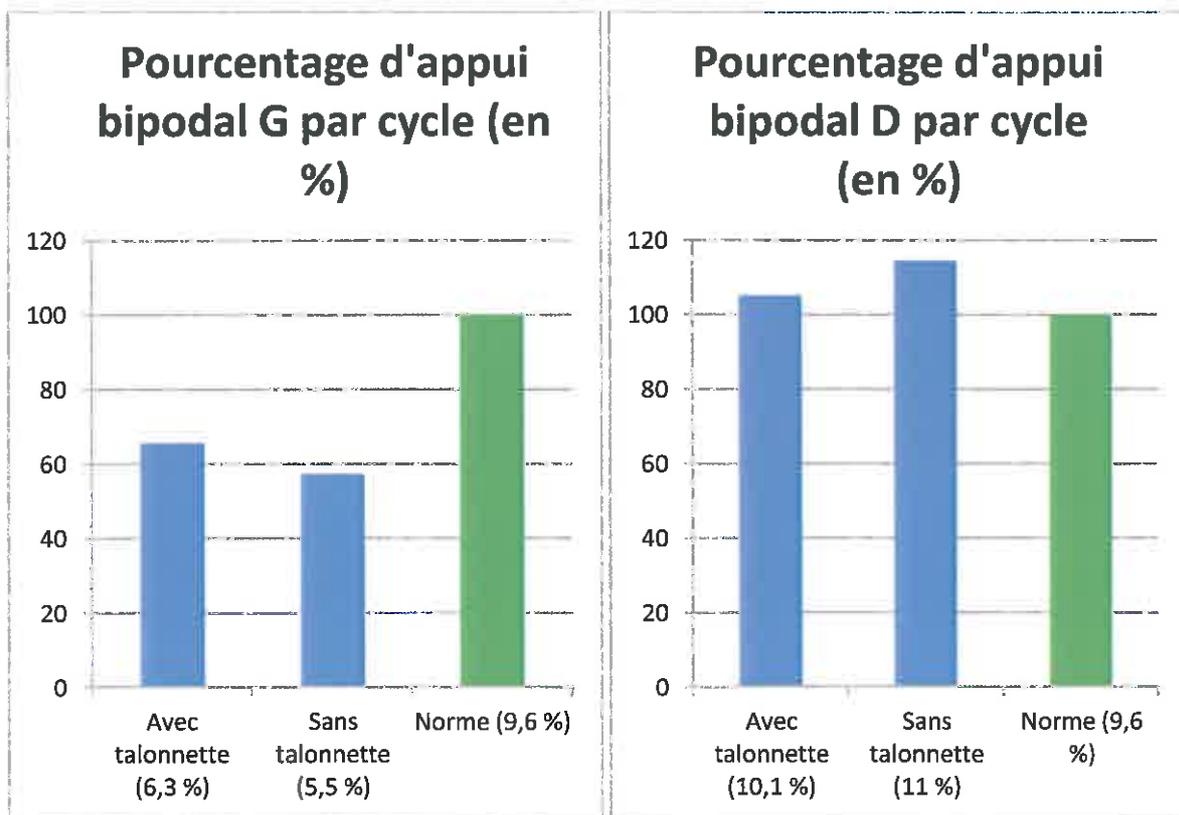
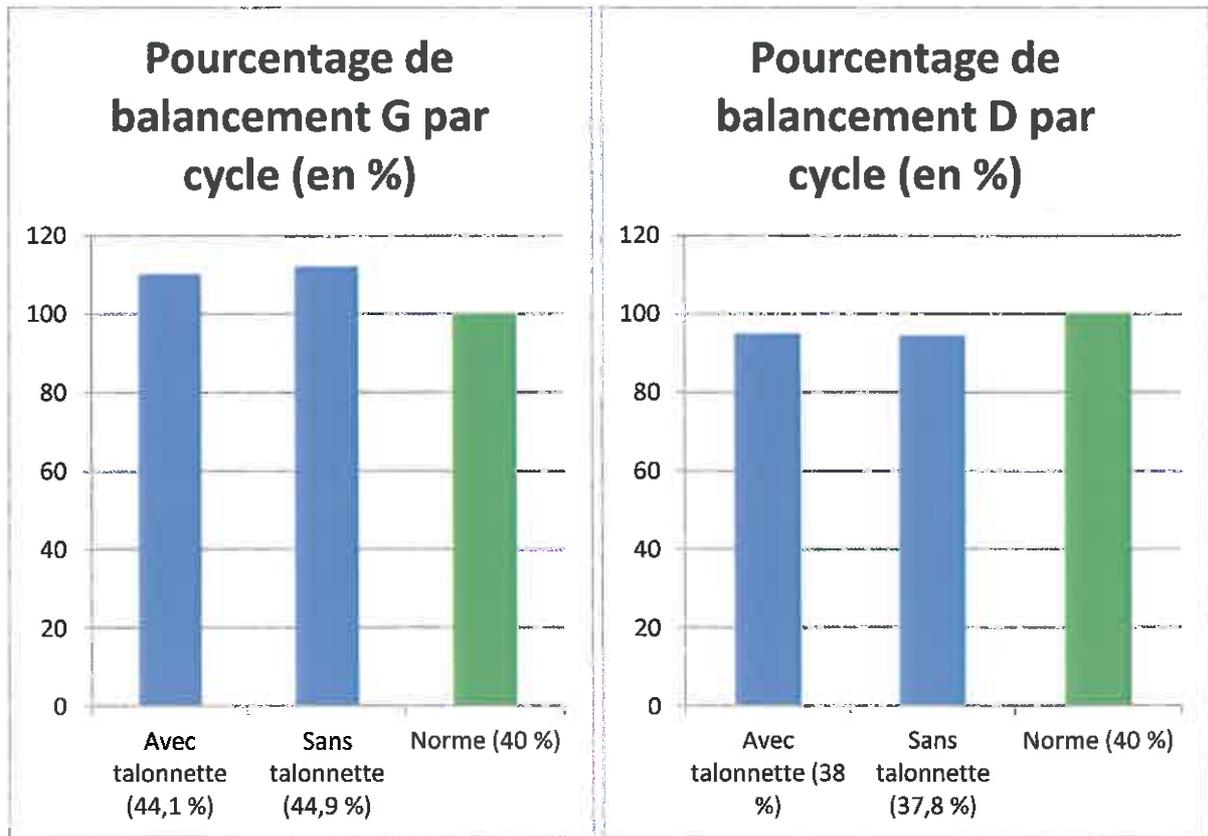


Figure 9 : Représentation graphique de l'asymétrie du temps d'appui total, avec et sans talonnette



Figures 10 et 11 : Représentations graphiques du pourcentage d'appui bipodal par cycle avec et sans talonnette, à G puis à D



Figures 13 et 14 : Représentations graphiques du pourcentage de balancement par cycle avec et sans talonnette, à G puis à D

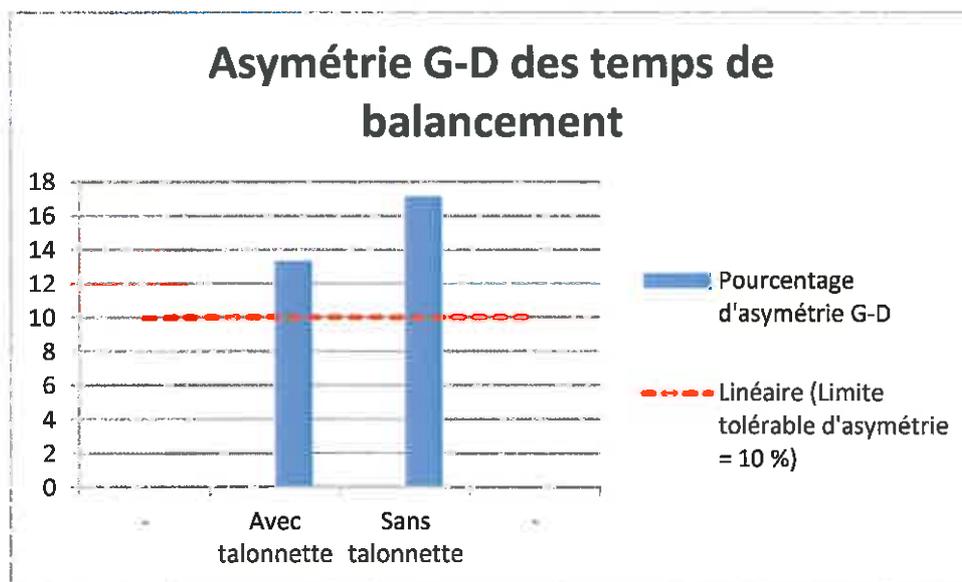
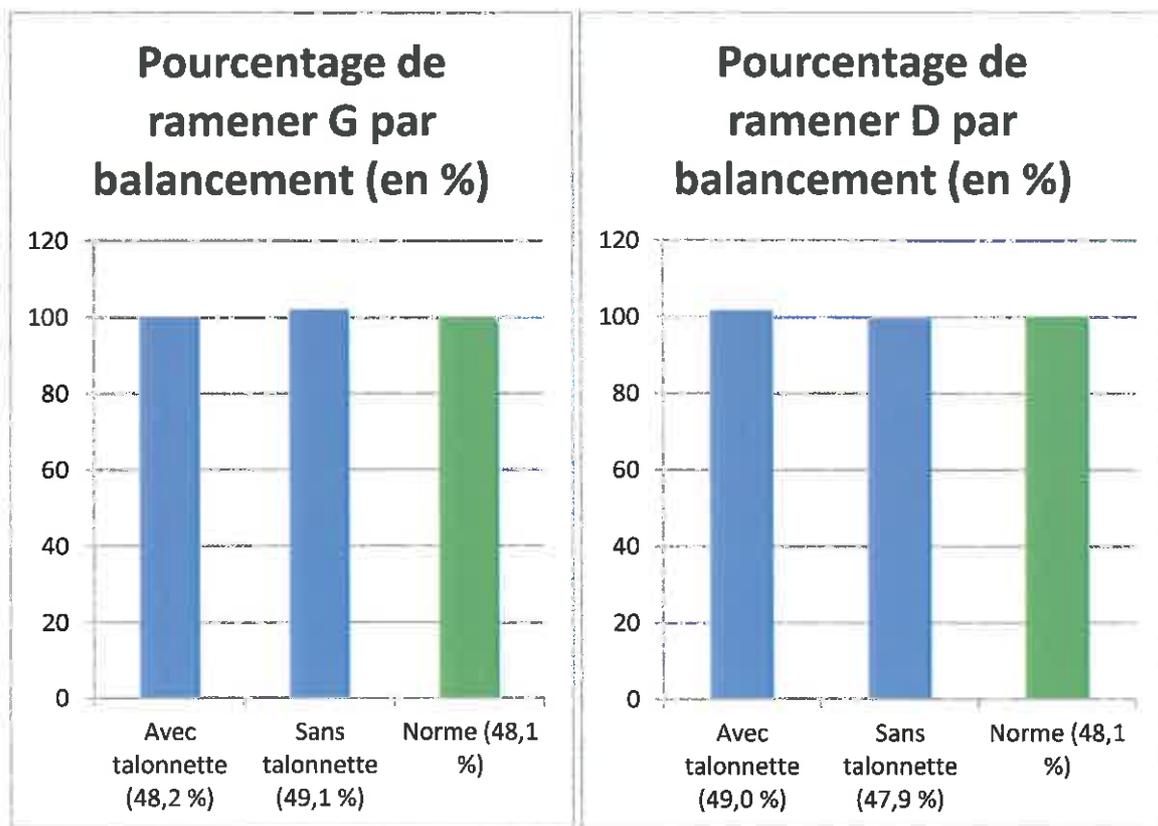
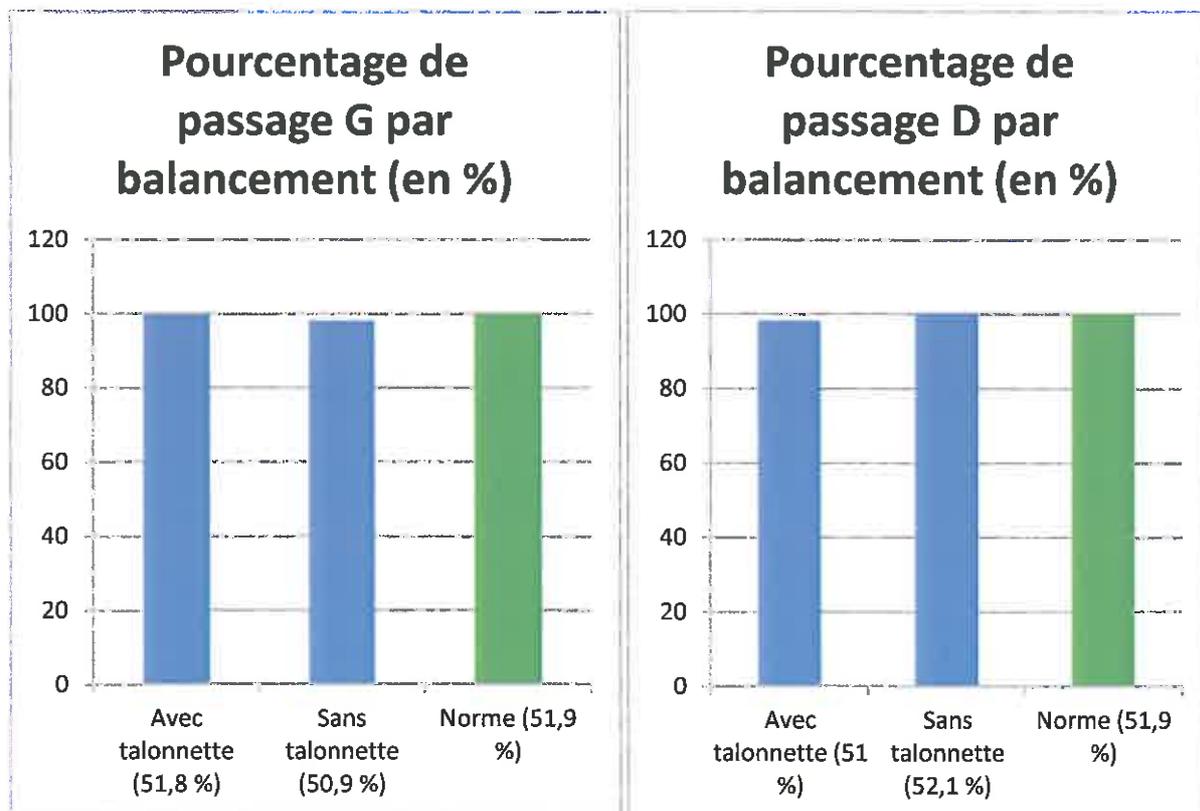


Figure 15 : Représentation graphique de l'asymétrie des temps de balancement, avec et sans talonnette



Figures 16 et 17 : Représentations graphiques du pourcentage de ramener par balancement avec et sans talonnelle, à G puis à D



Figures 19 et 20 : Représentations graphiques du pourcentage de passage par balancement avec et sans talonnette, à G puis à D

ANNEXE V

-

DROIT A L'IMAGE

-

**Demande d'autorisation de filmer donnée au patient
lors de l'étude**

Droit à l'image

Je soussigné, NOM : Prénom :

AUTORISE

LES PROFESSIONNELS DE SANTE

à utiliser les photographies et vidéos où je figure pour illustrer différentes publications (recherches, documents internes, conférences diverses, ...).

Le signataire est assuré que les documents audiovisuels autorisés seront utilisés sans but lucratif et dans un esprit de valorisation des acteurs mis en scène.

Fait à :
Le :

Signature