HAL
open science

Intérêt de l'utilisation de biofeedback dans la reprise de la marche

Héloïse Paul

To cite this version:

Héloïse Paul. Intérêt de l'utilisation de biofeedback dans la reprise de la marche. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-01738455

HAL Id: dumas-01738455

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01738455v1

Submitted on 20 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE

22, avenue Camille Desmoulins

29200 BREST CEDEX 3

Intérêt de l'utilisation de biofeedback dans la reprise de la marche

Présenté par
Héloïse PAUL

En vue de l'obtention du diplôme d'état de masseur-kinésithérapeute

Année 2014-2017

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier,

Mr Ronan LESTIDEAU, directeur de ce mémoire, pour ses conseils et sa disponibilité.

Mr Arnaud Brasseur, cadre de santé à la fondation ILDYS, chargé de recherche clinique et d'enseignement, pour m'avoir guidé dans mon protocole de recherche.

Mr Daniel BOSCHAT, dirigeant de l'entreprise TECHNO CONCEPT, pour avoir accepté de me prêter le matériel, pour sa confiance, sans qui ce projet n'aurait jamais pu aboutir.

L'équipe pédagogique de l'IFMK, et la promotion 2014-2017 pour ces très belles années passées ensemble.

Ma famille, qui m'a toujours soutenue.

Sommaire

INTRODUCTION 1
I.La physiologie du tissu osseux 2
I.1 Les rôles du tissu osseux 2
I.2 L'organisation structurale 2
I.3 L'organisation architecturale 3
I.4 Comportement biomécanique de l'os 4
I.4.1 Les propriétés de l'os 4
I.4.2 Processus de réparation de l'os cortical chez l'adulte 5
I.4.3 Les facteurs influençant la consolidation 6
II.Les différents traitements 8
II.1 Traitement orthopédique 8
II.2 Traitement chirurgical 8
II.2.1 Ostéosynthèse par plaque 8
II.2.2 Ostéosynthèse pas enclouage centro-médullaire à foyer fermé 9
II.2.3 Ostéosynthèse par fixateur externe 9
III.Reprise d'appui en rééducation 10
III.1 Les différents types d'appuis 10
III.2 Les différentes techniques de rééducation 10
IV.Mise en place du protocole 12
IV.1. Patients inclus 12
IV.1.1 Patients étudiés 12
IV.1.2 Patient témoin 13
IV.2. Matériel et méthodes 13
IV.2.1 Matériel 13
IV.2.2 Protocole 13
IV.3 Séances d'entraînement 14
IV.3.1 Séance des patients étudiés 14
IV.3.2 Séances du patient témoin 15
IV.4 Mesures 16
IV.4.1 1er test : la marche 16

IV.4.2 2ème test: Time Up and Go Test (TUGT) 16
IV.4.3 3ème test : Echelle Visuelle Analogique (EVA) 17
V. Traitements des données 18
V.1 Résultats 18
V.1.1 Résultats du test de marche 18
V.1.2 Evolution de la douleur 20
V.1.3 Résultats du Time up and go test 20
V.2 Analyses des résultats 21
V.2.1 Groupe d'étude 21
V.2.2 Groupe témoin 21
V.2.3 Comparaison groupe étudié et groupe témoin 22
V.2.4 Résultats après trois jours sans entraînement 22
VI. Discussion 23
VI.1 Limites de l'expérimentation 23
VI.1.1 Faible puissance statistique de l'expérimentation 23
VI.1.2 Variabilités intra et inter individuels 23
VI.2 Avantages et Inconvénients du dispositif 24
VI.2.1 Avantages des semelles DYNAFOOT barométriques à capteurs de pressions 24
VI.2.2 Inconvénients des semelles DYNAFOOT barométriques à capteurs de pressions 25
VI.3 Questionnement sur le protocole mis en place 27
Conclusion 29

INTRODUCTION

Bien souvent, suite à une chirurgie orthopédique ou traumatologique des membres inférieurs, les chirurgiens indiquent au patient d'exercer un appui partiel du membre concerné.

Dans cette étude nous allons particulièrement nous intéresser aux conséquences de la remise en contrainte d'un membre inférieur suite à un traumatisme osseux. Lorsque l'os subit une fracture, l'ostéogenèse est une étape fondamentale afin de garantir la consolidation osseuse. Dans ce cas, une intervention chirurgicale est souvent indispensable permettant de corriger l'alignement osseux afin de maintenir la zone fracturée et ainsi favoriser le remodelage osseux. L'objectif est d'obtenir un os stable et solide en fin de rééducation. Le phénomène de consolidation est un processus long, composé de plusieurs étapes au niveau micromoléculaire et macromoléculaire [5]. De nombreux facteurs interviennent sur la qualité de la réparation osseuse [6].
Afin de soulager la zone fracturée, le chirurgien a pour rôle de déterminer une période durant laquelle le patient aura interdiction d'appuyer sur son membre inférieur. Suivant le besoin, la limitation de l'appui va de l'interdiction totale à un certain pourcentage du poids du corps du patient. Ces prescriptions évoluent avec les phases de la consolidation osseuse, les résultats radiologiques et l'état du patient.

Il est important d'exercer un appui correct dans le réapprentissage de la marche. En effet, la répartition du poids du corps et de la pression joue un rôle essentiel dans la consolidation osseuse. Cela peut représenter un danger si la pression exercée est trop forte ou bien cela peut entraîner un retard de la consolidation si la pression est insuffisante [1 ; 7].

La rééducation est une étape essentielle pour retrouver un schéma de marche fonctionnel et doit être commencée le plus tôt possible. Différents moyens kinésithérapiques sont utilisés afin de mener à bien la rééducation [2 ; 3].
Actuellement, le principal moyen utilisé pour apprendre à appuyer correctement sur son membre opéré est l'utilisation d'une balance "pèse personne".
Seulement, cette méthode est loin d'être précise et reste très peu fonctionnelle [3 ; 4].
La difficulté consiste à obtenir une visualisation en dynamique de la marche, qui ne peut se faire qu'avec des capteurs de pressions répartis au sol ou par des moyens technologiques adaptés. Plusieurs dispositifs technologiques sont en plein essor afin de répondre à cette demande. Parmi ces nouveaux instruments on s'intéresse dans cette étude aux semelles à capteurs de pression DYNAFOOT©. Elles permettent notamment d'indiquer le pourcentage du poids du corps qu'exerce le patient sur ces semelles, en statique et à la marche.
Nous allons étudier l'intérêt du biofeedback grâce à des semelles de baropodométrie lors de la reprise de la marche sous appui partiel. Ce travail comporte une expérimentation sur un petit échantillon de patients en phase de reprise d'appui suite à une fracture du membre inférieur. Il a été réalisé à partir des données de la littérature.
L'objectif est de trouver une méthode d'apprentissage efficace permettant aux patients de respecter la prescription du chirurgien.

La problématique de ce travail est la suivante: " L'utilisation d'un baro-biofeedback lors du réapprentissage de la marche avec appui partiel présente-t-elle un intérêt? ".

I. La physiologie du tissu osseux

Le tissu osseux est un tissu conjonctif spécialisé comprenant une matrice. Cette matrice présente une partie organique composée de collagène de type I. Elle présente également une partie minérale constituée en grande partie de cristaux d'hydroxyapatite de calcium et de phosphore.

I.1 Les rôles du tissu osseux

Le système osseux présente 4 fonctions principales [8].

L'os a tout d'abord un rôle dynamique. Le squelette constitue la charpente du corps. Il sert de support aux différents tissus mous de l'organisme et permet l'insertion des tendons. Le mouvement est permis grâce à la contraction des muscles reliés aux os servant de bras de levier.

Ce matériau a également un rôle statique. Il sert de protection et de soutien aux parties molles. En effet, cette fonction s'intéresse particulièrement aux organes vitaux tels que le cerveau grâce à la boîte crânienne ou bien le cœur, protégé par la cage thoracique.

Le rôle métabolique de l'os est très important. En effet, l'os participe au métabolisme du calcium (99% du calcium du corps humain est présent dans le squelette) et du phosphore (90% du phosphore du corps humain se situe dans les os). Ces composants inorganiques ont un rôle majeur dans la résistance de l'os (Annexe I). Ils se déposent sur la trame protéique sous forme de cristaux d'hydroxiapatite Ca5(Po4)3OH. En fonction des besoins, les minéraux passent dans la circulation sanguine leur permettant d'atteindre les différents organismes afin de maintenir l'homéostasie. Les différents sites de régulation sont le tube digestif permettant l'absorption, le rein pour l'élimination et l'os ayant un rôle mécanique et métabolique (Annexe II). Le maintien de l'homéostasie phosphocalcique est permis par des hormones calciotropes dont la parathormone et la vitamine D active.

Enfin, cette structure a un rôle hématopoïétique. Elle contient deux types de moelles osseuses. La moelle osseuse rouge, composant l'os spongieux, intervient dans le processus de l'hématopoïèse c'est-à-dire dans la formation des cellules sanguines. La moelle osseuse jaune est constituée en grande partie d'adipocytes, formant la cavité centrale (cavité médullaire) des os longs [9] (Annexe III).

I.2 L'organisation structurale

Deux types de structures composent le tissu osseux : une primaire et une secondaire.
La structure primaire comprend l'os fibreux dont la synthèse se réalise rapidement mais dont la résistance est faible. On le retrouve dans l'os fœtal et dans les situations pathologiques (cals de fracture, ossifications ectopiques,…). Il évolue ensuite en os lamellaire, dont la résistance est plus importante.
La structure secondaire, est quant à elle constituée d'une succession d'unités de base nommé « ostéons » ou « système de Havers ». Ces unités s'alignent dans le même axe que celui des contraintes. Elles ont une forme qui dépend du type d'os auxquelles elles appartiennent : os cortical ou os spongieux.

Les ostéons présentent un canal central nommé canal de Havers entouré de lamelles concentriques calcifiées. Ces canaux sont disposés de manière longitudinale dans l'os. La pénétration des vaisseaux sanguins, lymphatiques et des nerfs dans l'os se fait grâce aux canaux de Volkman (figure n°1).

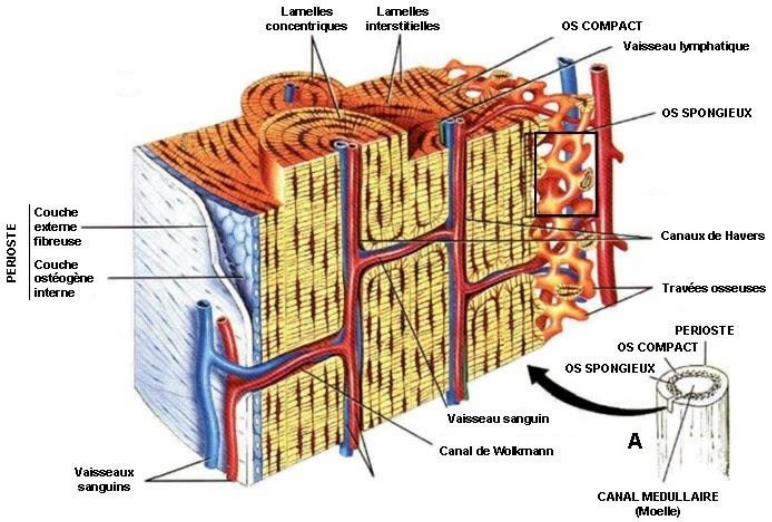


Figure n°1: Agrandissement de plusieurs ostéons de l'os compact [10]

I.3 L'organisation architecturale

L'organisation architecturale de l'os est constituée d'os cortical et d'os trabéculaire (figure n°2).
L'os cortical ou compact représente 80% du squelette et forme la partie périphérique des os (ANNEXE II). La résistance de ce type d'os varie d'une structure à l'autre. En effet, elle dépend de facteurs extrinsèques comme la direction et la vitesse d'application des contraintes. Elle dépend également des facteurs intrinsèques tels que la structure et les propriétés de l'os comme la minéralisation de la matrice.
L'os trabéculaire ou spongieux représente 20% du squelette (ANNEXE II). Cet os participe à l'équilibre phosphocalcique grâce à son importante surface d'échange avec les liquides interstitiels. Sa présence dans les épiphyses et les métaphyses des os longs et des corps vertébraux participe à la résistance lorsque des contraintes mécaniques particulièrement en compression lui sont appliquées [9].

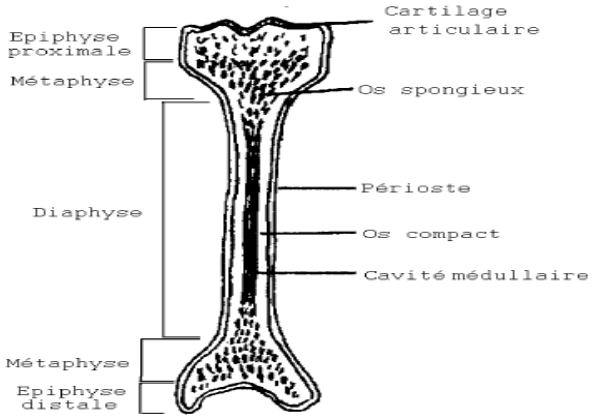


Figure n° 2: Structure d'un fémur partiellement sectionné [11]

I.4 Comportement biomécanique de l'os

I.4.1 Les propriétés de l'os

La principale caractéristique de l'os est sa capacité à résister aux pressions mécaniques qui lui sont appliquées. La résistance de l'os est en grande partie due à l'organisation bien spécifique des fibrilles en forme de spirales concentriques autour d'un axe verticale. Les composants inorganiques de l'os, en particulier le sel de calcium et le phosphore participent également à sa résistance.
Les composants organiques tels que la substance ostéoide, lui donnent la capacité d'être flexible et élastique. Ces propriétés élastiques varient suivant la direction des ostéons. Des études menées par Lakes et all ont montrées que le retour de l'os à sa forme initiale dépend de l'intensité de déformation [13 ; 14].

L'os n'a pas une constitution homogène mais hétérogène organisée [12]. C'est un matériau anisotrope. En effet, ses propriétés varient en fonction des différents plans de sa structure. Les lames osseuses se disposent suivant les lois mécaniques des tractions et des pressions (figure n°3). Il existe une résistance spécifique pour les différentes forces de pression, de traction et de torsion. L'os résiste mieux aux contraintes en compression qu'en traction. Lors d'une ostéosynthèse c'est donc la partie de l'os subissant les contraintes en traction qu'il faudra renforcer [6].

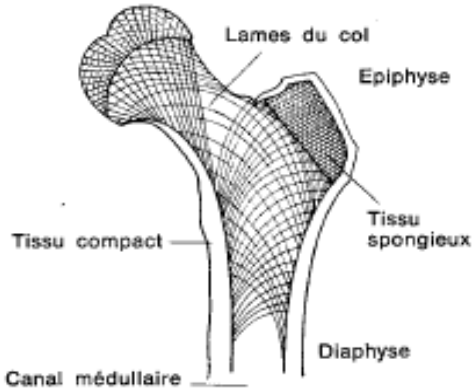


Figure n°3 : Schéma représentant les lignes lamellaires partant de l'épaississement de la jonction diaphyse-épiphyse se croisent et s'ouvre en éventail, afin de procurer à cette zone la plus grande résistance.

Des études concernant la déformation de l'os cortical (Mc Ehlaney [15]) et de l'os trabéculaire (Carter et Hayes [16]) ont été réalisées. Elles ont montré une dépendance de l'os par rapport à la vitesse de déformation. D'autres études ont été menées sur les propriétés viscoélastiques de l'os cortical (Lakes et Katz [13-14]) et de l'os trabéculaire (Deligianni et call [17]). Elles sont toutes concluantes sur le fait que l'os possède des propriétés viscoélastiques [18]. Cela signifie qu'une force d'une même intensité exercée sur ce matériau avec une vitesse différente, induira une déformation différente.

Les propriétés viscoélastique et anisotropique font de l'os un matériau qui s'adapte en fonction des contraintes mécaniques qui lui sont appliquées. Toutes ces caractéristiques

mécaniques permettent de comprendre l'adaptation de la structure osseuse à son environnement grâce au système de remodelage.

I.4.2 Processus de réparation de l'os cortical chez l'adulte

La réparation du tissu osseux est garantie par une bonne consolidation osseuse. Le tissu osseux à la capacité de se régénérer entièrement après une lésion et de maintenir une masse osseuse relativement constante. De plus, l'activité des cellules osseuses est capable de modifier la structure de l'os.

L'ostéogenèse se déroule en 4 étapes: l'hématome (de J0 à J2), le cal mou ou primaire (de J2 à J30), le cal dur (de J30 à J60) et le remodelage (jusqu'à 18 mois) [19] (ANNEXE IV).

Ce phénomène commence par la formation d'un hématome fractuaire qui naît des limites osseuses et des tissus avoisinants. A ce moment des cellules précurseur vont être recrutées. Sous l'effet de stimulus au niveau de la moelle osseuse et de la couche profonde du périoste, ces cellules vont développer un potentiel ostéogénique. Des facteurs ostéo-inducteurs vont permettre à ces cellules de se différencier. Ces facteurs peuvent être chimiques par exemple les facteurs de croissance. Ils peuvent également être physiques comme les mouvements du foyer de fracture ou comme la variation des potentiels électrocinétiques de l'os. Ces potentiels augmentent avec l'intensité des contraintes mécaniques.
L'évolution de l'hématome entraîne un tissu de granulation. Ce tissu, riche en collagène de type III a un caractère fibreux et vasculaire.
La seconde étape est celle du cal mou ou primaire. Lors de cette période, il est indispensable que le foyer de fracture soit immobilisé par le périoste afin d'obtenir une bonne minéralisation. Le cal mou forme un manchon souple et fusiforme sur les segments des os en dessous du périoste. Les cellules ostéoblastiques forment la substance ostéoïde contenant des fibres de collagènes de type I. Cette substance se minéralise afin de former de l'os immature cessant de grandir à la sixième semaine. Autour du foyer, sous le périoste, la lignée de chondrocytes forme un anneau de cartilage. Ce dernier se minéralise progressivement.
Le cal dur assure un alliage osseux non mature permettant une association mécanique entre les différents segments osseux. Le cal dur va dans un premier temps comprendre un os immature désordonné dit trabéculaire. Cet os évolue de manière progressive en os lamellaire. A la 16ème semaine l'os immature disparaît.

Le remodelage d'une fracture a lieu au niveau d'une structure nommée BMU (Basal Multicellular Unit) et correspond à une adaptation de la réponse cellulaire aux contraintes mécaniques [20]. Cela représente une homéostasie entre l'activité des ostéoblastes et l'activité des ostéoclastes soit entre la synthèse et la résorption de l'os (Figure 4). Tout d'abord, les ostéoclastes résorbent les parties osseuses détériorées. Ce phénomène est suivi par l'activité ostéoblastique engendrant des lamelles osseuses autour des canaux de Havers et sur les surfaces trabéculaires [21-22]. Cette réparation renforce la structure osseuse sans altérer sa masse ni sa forme. Le remodelage permet ainsi le rétablissement de l'architecture osseuse.

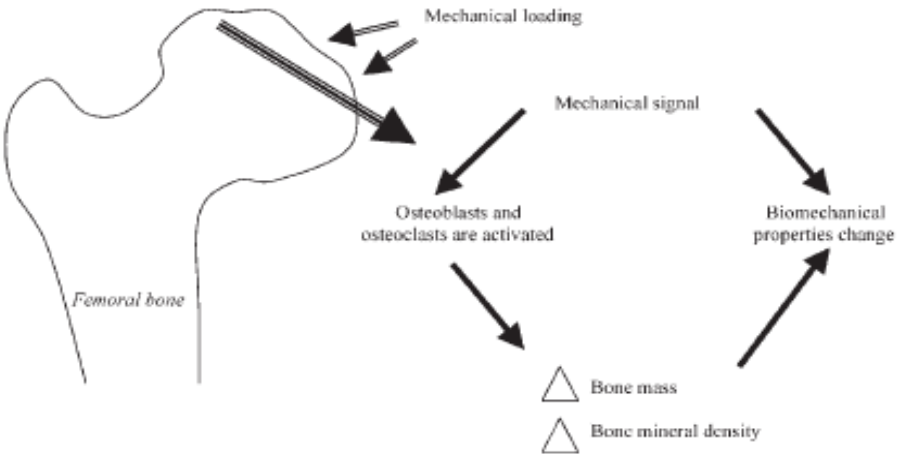


Figure 4: Le remodelage osseux est une synthèse entre la synthèse et la résorption de la masse osseuse [22].

I.4.3 Les facteurs influençant la consolidation

De nombreux facteurs hormonaux, nutritionnels, circulatoires, pharmacologiques, biologiques sont à prendre en compte lors de la consolidation osseuse [6]. La localisation et l'importance du déplacement du foyer de fracture peuvent accroître les complications infectieuses et ralentir la consolidation.

Les facteurs mécaniques et électriques jouent également un rôle important. En effet, la consolidation osseuse est un processus complexe dans lequel les forces mécaniques sont essentielles pour que le tissu osseux se régénère correctement. Les contraintes mécaniques en compression, favorisent un bon remodelage osseux contrairement aux contraintes en torsion ou en cisaillement [6 ; 23]. Enfin il existe également des facteurs bioélectriques. En effet, l'application de contraintes sur l'os entraîne une augmentation du potentiel électrocinétique autour du foyer de fracture. Des études ont montré que la stimulation de cette zone par des ultrasons à basse intensité permettrait de réduire le temps de consolidation de l'os [24]. Ainsi le temps nécessaire à la consolidation varie d'un os à l'autre suivant sa localisation dans le corps, la rééducation et le traitement.
De plus, le maintien et le renouvellement du tissu osseux est permis grâce à l'équilibre entre la résorption et la formation osseuse. Or l'immobilisation due par exemple à un alitement prolongé, accentue la résorption corticale et trabéculaire de l'os. Les ostéoblastes ne permettent plus de compenser ce déficit et un déséquilibre de la balance calcique s'installe. Ce phénomène entraîne un retard de la consolidation osseuse bien que les modifications métaboliques soient réversibles dans les semaines suivant la déambulation. Plus l'alitement est long, plus la perte osseuse sera importante avec une hyper résorption ostéocalcique et une balance calcique négative.

Il est difficile de savoir quelle pression exacte doit être exercée sur ces tissus afin d'optimiser du mieux possible le remodelage. Cependant des études cliniques réalisées par Brilhault J et Favard L. montrent que l'instabilité fractuaire peut conduire à une réparation plus lente voire à une non réparation de la lésion [25]. Cette instabilité intervient si des contraintes mécaniques sont trop importantes. De fortes variations de charges peuvent entraîner de fortes pressions pouvant inhiber l'ostéogenèse et ainsi provoquer des pseudarthroses ou bien des fissures d'implants. L'importance de la

rapidité et de la fréquence de l'application d'une charge dans l'ostéogenèse n'est pas tout à fait éclaircie mais de nombreuses études indiquent que plusieurs séances de contraintes appliquées quotidiennement sont plus efficaces qu'une seule charge singulière [26 ; 27 ; 28].

Les paramètres biomécaniques jouant un rôle dans la réparation de l'os sont une combinaison de la fréquence des contraintes, de la force exercée, de la durée et du temps de mise en charge ainsi que du type de fracture. C'est en fonctions de ces différents paramètres que les séances d'entraînement concernant la reprise d'appui ont été mises en place.

II. Les différents traitements

Dans le cas d'une fracture du membre inférieur, l'objectif des chirurgiens est de rétablir l'alignement des fragments osseux. Ils agissent dans le but d'obtenir un os stable et consolidé en fin de rééducation. Chaque technique opératoire présente des indications précises suivant le traumatisme, le déplacement osseux et les caractéristiques du patient.

II.1 Traitement orthopédique

Le traitement orthopédique est une contention de la zone fractuaire en immobilisant les articulations sus et sous-jacentes. Ce traitement est utilisé pour des fractures faiblement ou non déplacées. Il permet de limiter les risques infectieux ainsi que les risques de pseudarthroses. Cependant la réduction anatomique du foyer de fracture peut être incomplète et les déplacements secondaires peuvent entraîner des cals vicieux. L'immobilisation entraîne une amyotrophie, une raideur articulaire ainsi que des troubles vasculaires. De ce fait, la durée de la rééducation est longue [29].

II.2 Traitement chirurgical

Nous allons maintenant nous intéresser aux différentes méthodes d'ostéosynthèses afin de permettre la réparation de l'os chez l'adulte [19]. Le choix d'une immobilisation stable ou instable (donc élastique) est une décision importante appartenant aux chirurgiens [30]. Le choix du type d'immobilisation est fondamental car comme nous l'avons vu précédemment, les facteurs mécaniques influencent la consolidation osseuse.

II.2.1 Ostéosynthèse par plaque

Ce processus permet en général une bonne réduction anatomique des fractures. La stabilité procurée par cette ostéosynthèse autorise une rééducation précoce. Cependant les complications infectieuses et vasculaires sont importantes. De ce fait, le temps de la consolidation est augmenté et ne permet pas l'application de contrainte sur la fracture. Dans ce cas, le montage est statique, sur toute la durée de la consolidation, le montage reste fixé.

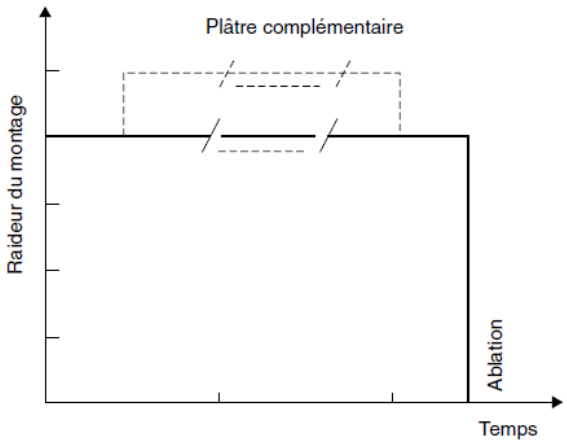


Figure n°5 : L'ostéosynthèse par plaque est statique, sa raideur ne varie pas pendant toute la durée de la consolidation [6].

II.2.2 Ostéosynthèse pas enclouage centro-médullaire à foyer fermé

Cette méthode limite les complications infectieuses et de vascularisations. Les montages sont solides permettant une mise en charge précoce. Dans ce cas, la fixation est dynamique. La raideur du montage évolue au cours de la consolidation. Ainsi le cal périosté est stimulé pendant les six premières semaines grâce à une légère instabilité, avant de verrouiller le clou. Plus tard, un déverrouillage est possible afin de renforcer le cal.

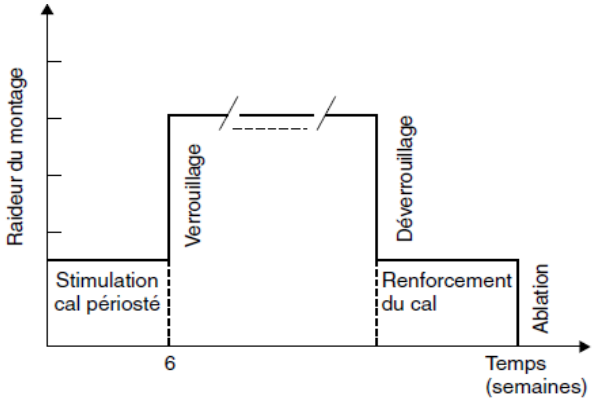


Figure n° 6: Enclouage initial non verrouillé suivi d'un verrouillage vers la sixième semaine Cette technique ne s'applique que si le rétablissement de la longueur n'impose pas un verrouillage immédiat [6].

II.2.3 Ostéosynthèse par fixateur externe

Cette ostéosynthèse est en grande partie utilisée lors de fracture ouverte. Les contraintes appliquées sur les foyers fractuaires sont donc fortement limitées. Les risques infectieux sont faibles. Cependant il est difficile d'acquérir une réduction anatomique exacte. Le montage est moins précis et peut entraîner un retard de la consolidation. Dans cette technique, la fixation peut être dynamique

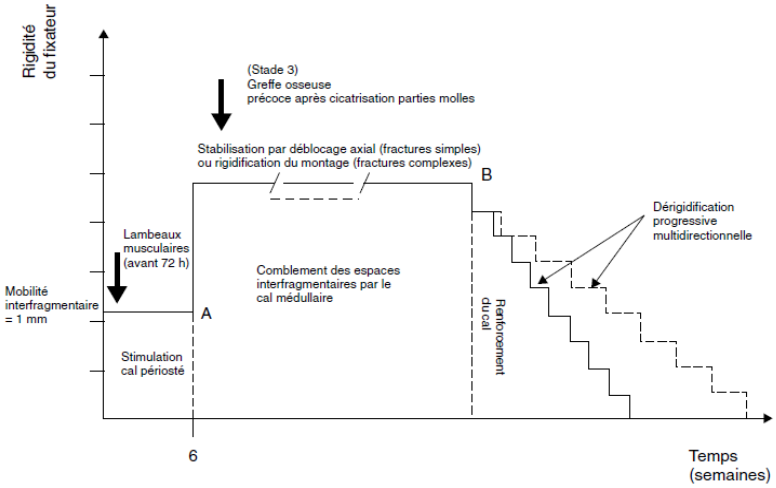


Figure n° 6: Fixateur externe dynamique [6].

Les méthodes de rééducation varient suivant le type de traitement de la fracture, qu'il soit orthopédique ou chirurgicale. Les médecins spécialistes en médecine physique et réadaptation ainsi que les rééducateurs doivent surveiller l'enraidissement des articulations sus et sous-jacentes à la fracture, la trophicité musculaire ainsi que la mise en contrainte du membre inférieur.

III. Reprise d'appui en rééducation

III.1 Les différents types d'appuis

Suite à des fractures ou à des opérations chirurgicales des membres inférieurs, il est parfois demandé aux patients d'exercer un appui partiel sur le membre opéré. En effet, des contraintes mécaniques doivent être induites permettant la prolifération cellulaire. Cependant elles ne doivent pas être excessives car cela pourrait engendrer des déformations sur les structures osseuses [6]. La reprise d'appui dépend du type de prise en charge et des résultats radiologiques de la fracture. L'objectif est de trouver l'équilibre entre la stabilité et la mobilité du foyer de fracture.

Il est ainsi possible de passer de l'absence d'appui à l'appui complet en passant par différentes étapes. Les différentes phases d'appuis ont été classées de cette manière [19 ; 3] :

- Appui contact ou appui simulé : représente 1/8 du pourcentage du poids du corps appliqué sur le pied du membre atteint. Le patient présente comme soutien 2 cannes anglaises, son pied doit toucher le sol sans y exercer de pression.

- Appui partiel progressif : représente un appui partiel entre 13 et 70% du poids du corps appliqué sur le pied du membre atteint. Le patient s'aide de deux cannes anglaises et doit exercer un appui limité.

- Appui protégé : représente 70% du poids du corps appliqué sur le pied du membre atteint. Le patient possède comme soutien deux cannes anglaises et doit rester en appui sur les deux pieds.

- Sevrage progressif des soutiens : représente un appui supérieur à 70% du poids du corps. Le patient peut s'aider d'une canne simple.

- Appui complet : représente 100% du poids du corps en appui unipodal. Le patient ne dispose pas de soutien mais peut néanmoins s'aider d'aides techniques si besoin.

Afin de respecter ces différents appuis, le thérapeute doit accompagner le patient dans cet exercice difficile. Des études menées par Tveit M, Karrholm J. [31] et par Vasarrhelyi A et all [32] ont montré qu'il est compliqué pour le patient de se soumettre à de telles consignes. La reproduction des différentes phases situées entre l'appui contact et l'appui complet est rarement correctement effectuée. Cela nécessite d'avoir une conscience de l'appui et du poids du corps exercé sur le sol très développée.

III.2 Les différentes techniques de rééducation

Plusieurs modes d'entraînements sont utilisés afin d'obtenir un appui partiel. En premier lieu on trouve les méthodes utilisant le feedback tactile. L'appui partiel du patient peut ainsi être estimé par le thérapeute en plaçant son pied ou sa main sous le pied du patient. Pour Hurkmans et all cet entraînement n'est pas satisfaisant et trop subjectif [3].
Les balances « pèse-personne » sont très utilisées lors de la reprise d'appui partiel. Le patient se tient sur deux balances « pèse-personne » de même hauteur. Des études ont montré que cette méthode est efficace pour s'entraîner en statique [33] mais pas pour

l’entraînement en dynamique [4]. En effet, cette méthode ne permet pas le contrôle de l’appui lors de la marche. De plus l’appui du pied en statique n’est pas le même que l’appui au cours de la marche car l’accélération du corps permettant la propulsion, est à prendre en compte [3].
Il est toutefois possible de s’exercer à la marche en disposant plusieurs balances les unes à la suite des autres entre deux barres parallèles mais cela reste tout de même limité.

Il existe également des dispositifs biofeedback. Ils permettent de donner un feedback constant lors de la marche. Pour Bergman et al c’est un succès [34; 35]. Cependant il reste peu commercialisé. Cette méthode comporte un problème dans l'utilisation à long terme. En effet, de nos jours les dispositifs biofeedback sont chers et désignés à être principalement utilisés en en centre de rééducation. Or les patients ne peuvent retenir correctement le pourcentage exact d'appui à réaliser en dehors des séances [36]. Dans cette étude nous allons nous intéresser au biofeedback à capteur de pression plantaire DYNAFOOT©.
Enfin on trouve les plateformes de forces. Elles permettent d’analyser de façon quantitative la stabilité posturale du patient. Ces plateformes étudient la force de réaction appliquée au sol. Elles présentent comme intérêt la dissociation du centre de gravité et du centre de pression [37]. Ces dispositifs sont chers, pas mobilisables en pratique et majoritairement utilisés dans les laboratoires biomécaniques.

D'après les études menées, les dispositifs biofeedback ont montré une efficacité supérieure à l'utilisation de balances et des instructions verbales [3 ; 2].

Dans cette étude, j’ai choisi de comparer deux méthodes d’apprentissage d’appui partiel. Lors d’une application de scénarios cliniques, un groupe de patients utilise un dispositif biofeedback et un autre groupe des balances « pèse personne ». J’ai ainsi développé un protocole afin de faciliter aux patients l’apprentissage de l’appui partiel à exercer.

IV. Mise en place du protocole

IV.1. Patients inclus

La sélection des patients pouvant participer à l'étude, s'est faite grâce à des critères d'inclusion et d'exclusion.

- Critères d'inclusion : Le patient présente une fracture du membre inférieur réduite de manière orthopédique ou chirurgicale, avec une prescription d'appui partiel. L'accord du patient de participer à l'étude tout en respectant les consignes a été recueilli par consentement oral.

- Critères d'exclusion : Le patient a interdiction d'appui sur un ou les deux membres inférieurs ou autorisation d'appui total sur les deux membres inférieurs, présente une fracture ou une chirurgie du membre inférieur opposé, présente une maladie neurologique (Accident Vasculaire Cérébral, Maladie de Parkinson, démences,…) ou un trouble cognitif ayant un impact négatif sur la déambulation du patient. Afin de pouvoir utiliser les semelles (3 paires de semelles étaient mises à disposition : 37, 41 et 43), les patients ne devaient pas avoir une pointure inférieure à 37 ou supérieur à 43.

Cette étude contient 3 patients dont deux patients étudiés et un patient témoin. Les patients étudiés ont bénéficié des semelles baropodométriques à capteur de pression DYNAFOOT lors de leurs séances d'entraînement. Le patient témoin n'a pas bénéficié de ce dispositif.

Un recueil de données collectant les informations significatives nécessaires à la bonne prise en charge du patient se trouve en annexe (ANNEXE V). Il a été conçu lors d'un entretien entre le thérapeute et le patient [38].

IV.1.1 Patients étudiés

Les patients étudiés sont au nombre de 2, ils seront nommés PE1 et PE2.

➔ Le patient PE1 est une femme de 41 ans. Elle a été hospitalisée à l'hôpital de la Cavale Blanche à Brest le 23/09/2016 après s'être faite écrasée par sa voiture contre la porte de son garage. Les fractures localisées au niveau du cadre obturateur gauche et de l'aileron sacré gauche ont été traitées à l'aide d'un fixateur de bassin permettant une immobilisation des foyers de fractures. La patiente a donc été alitée pendant un mois avec une interdiction d'appui total du membre inférieur gauche. Elle pèse 57 kg pour 170 cm, est droitière et chausse du 37. A partir du 14/11/2016, le retour à la verticalisation et à la déambulation sont autorisés avec une charge partielle ne devant pas dépasser 70% soit de 40 kg.

➔ Le patient PE2 est un homme de 39 ans. Suite à un accident domestique, il a été hospitalisé le 02/10/2016 à l'hôpital de la Cavale Blanche. L'accident a provoqué une fracture ouverte diaphysaire comminutive tibia-fibulaire du membre inférieur droit. La réduction de la fracture a nécessité la mise en place d'une plaque. Le 04/11/2016 le chirurgien a procédé à la mise en place d'un fixateur externe circulaire statique pour retard de consolidation. Cela en complément d'un alésage tibia- fibulaire. Le patient

pèse 73 kg pour 172 cm, est droitier et chausse du 43. La charge autorisée sur son membre inférieur droit correspond à 50% du poids du corps soit 36 kg dès le premier lever.

IV.1.2 Patient témoin

Ce groupe comporte un seul patient nommé PT3.

Le patient PT3 est un homme âgé de 61 ans. Il a été opéré le 27/10/2016 à l'hôpital de Morlaix suite à une fracture pathologique du col fémoral droit post radique. Il a bénéficié d'une prothèse totale de hanche. Le patient pèse 100 kg pour 188 cm, il est droitier et chausse du 43. L'appui partiel est autorisé à 75% du poids du corps sur son membre inférieur droit, cela correspond à 75 Kg dès le premier lever.

IV.2. Matériel et méthodes

IV.2.1 Matériel

Pour réaliser cette étude nous avons utilisé des paires de semelles DYNAFOOT© de baropodométrie embarquée. L'entreprise Technoconcept a mis 3 paires de semelles à disposition dont 3 pointures différentes : 37, 41 et 43. Les semelles sont très fines avec une épaisseur de 2 mm que l'on glisse dans les chaussures des patients. Le boîtier a une petite dimension de 50x39x14mm et pèse seulement 25 grammes. La transmission des données vers l'ordinateur se fait par Bluetooth dans une portée inférieure à 10 mètres. Chaque semelle présente 58 capteurs intégrés. Ce système, sans fils, est confortable pour le patient et ne perturbe pas la déambulation (ANNEXE VI et ANNEXE VII). Il permet une analyse dynamique des pressions de contact sous les pieds, des zones d'appui, et du timing des différentes phases de marche (ANNEXE VIII). Grâce au logiciel d'exploitation, il est possible de visualiser les appuis exercés par le patient sur les semelles en temps réel. Cela nous permet également de réaliser des enregistrements et d'analyser des données sans limites de distance [38 ; 39].

Deux balances « pèse-personne » ont été nécessaire afin que le patient témoin puisse réaliser ses séances d'entraînement suivant le protocole mis en place.

IV.2.2 Protocole

Le protocole utilisé dans cette étude est inspiré d'une méthode présentée dans l'article de Hershko E. et son équipe [40]. Quelques modifications ont été apportées afin de pouvoir l'appliquer au centre de rééducation de Perharidy. En effet, le protocole doit s'adapter au fonctionnement du centre. La durée des séances de rééducation a été écourtée. Les séances d'entraînement et les tests n'ont pas pu être réalisés aux mêmes horaires de la journée mais étaient fixées en fonction des disponibilités des patients.

Ce protocole s'applique en plus des séances quotidiennes de kinésithérapies (d'une durée de 40 minutes) que suivent les patients en fonction de leur bilan masso-kinésithérapique. Ces séances sont donc spécifiques à chaque patient. Suivant le besoin elles se consacrent à du massage, du drainage lymphatique manuel, des étirements, de la mobilisation articulaire, du renforcement musculaire.

Le protocole doit débuter un lundi et dure 8 jours. Lors des 5 premiers jours, les patients suivent les séances d'entrainement, soit de J1 à J5. Au cours de ces 8 jours, ils ont trois évaluations. La première à J3 et la deuxième à J5 ont pour but de vérifier la capacité du patient à respecter la prescription d'appui partiel après 3 jours puis 5 jours d'entrainement. La dernière évaluation à lieu le dernier jour du protocole, à J8. Elle a pour objectif de contrôler l'apprentissage et la mémorisation des patients après 2 jours sans entraînement correspondant au week-end (J6 et J7).

Schématisation du protocole :

IV.3 Séances d'entraînement

Les patients étudiés et les patients témoins suivent les séances d'entraînements avec quelques variations pour chaque groupe.

IV.3.1 Séance des patients étudiés

Lors des séances d'entraînement, les patients étudiés ont accès aux données obtenues en temps réel par les semelles à capteurs de pression. En statique, le pourcentage d'appui exercé sur les deux semelles est indiqué sur le logiciel et leur servira de feedback visuel. Ce biofeedback n'est pas fonctionnel en temps réel lors de la déambulation. Cependant les appuis peuvent être enregistrés lors de la marche. Les résultats obtenus par le logiciel peuvent être visualisés une fois l'enregistrement terminé.

Les séances d'entraînement de ces patients comportent 4 étapes :

➔ La première étape consiste en un échauffement articulaire et musculaire globale de 10 minutes. On s'intéressera aux membres inférieurs ainsi qu'aux membres supérieurs nécessaires au béquillage. L'échauffement permet de préparer les muscles et les articulations au stress qu'ils s'apprêtent à subir. Cela permet d'augmenter le flux sanguin dans les muscles et l'apport de synovie au niveau des articulations.

➔ Une fois les semelles disposées dans les chaussures, les patients ont 10 minutes pour s'entraîner en statique. Chaque patient dispose d'une paire de semelles correspondant à sa pointure. Ils doivent alors se tenir debout face à l'ordinateur affichant sous forme de courbes et de pourcentages le poids exercé sur chaque semelle en temps réel. Au début

de l'exercice, les patients regardent le pourcentage affiché en essayant d'atteindre la bonne valeur. L'objectif est d'atteindre le bon pourcentage sur le membre inférieur atteint en regardant de moins en moins le logiciel. Plusieurs méthodes d'entraînement sont réalisables et il est possible d'augmenter les difficultés suivant les capacités du patient. Dans un premier temps, les patients essaient de mémoriser l'appui à exercer sur leur membre inférieur atteint en observant le biofeedback en temps réel. Les complications consistent à réaliser cet exercice en fermant les yeux, en oscillant d'un membre inférieur à l'autre, en réalisant une double tâche. Ils bénéficieront également des explications du thérapeute qui surveillera que le pourcentage d'appui autorisé ne soit pas dépassé.

- ➔ Lors du troisième exercice, les patients s'exercent à la marche pendant 10 minutes. L'objectif est de marcher en appliquant le bon poids sur le membre inférieur atteint. Pendant ce temps le thérapeute lance l'enregistrement effectué par le logiciel. Plusieurs tests sont réalisés de cette manière sur des temps et donc sur des distances variables. Les difficultés consistent à rallonger le temps de marche et à réaliser une double tâche cognitive. Ils sont ensuite analysés et interprétés avec l'aide du thérapeute.

- ➔ La séance se termine par 5 minutes de récupération pour les patients. En effet, ce travail demande beaucoup de concentration et sollicite de manière importante le membre inférieur lésé et la zone fractuaire. Le thérapeute prend également 5 minutes afin d'enregistrer les données et d'analyser les résultats obtenus. On s'intéressera plus particulièrement au pourcentage du poids du corps exercé par les patients sur la semelle du membre inférieur atteint.

IV.3.2 Séances du patient témoin

Le patient témoin fait partie du groupe ne disposant pas de l'aide du feedback obtenu par les semelles lors des séances d'entraînement. Le temps de prise en charge est le même que celui des patients étudiés. Ces séances se décomposent également en 4 étapes :

- ➔ Le patient s'échauffe pendant 10 minutes (même principe que pour les patients étudiés).

- ➔ Le patient a ensuite 10 minutes d'entraînement en statique. Il se tient debout, les deux pieds disposés chacun sur une balance « pèse-personne ». Les deux balances sont l'une à côté de l'autre. Les exercices et les niveaux de difficultés applicables sont identiques à ceux réalisés chez les patients étudiés. En effet, à part l'indication du poids du patient indiqué par une aiguille sur la balance, il n'y a pas de différence d'entraînement entre les deux groupes. La précision du biofeedback est néanmoins inférieure à celle affichée par le logiciel. Le patient bénéficie également des explications du thérapeute.

- ➔ Le troisième exercice dure également 10 minutes. Le patient se tient debout, un pied sur chaque balance (même position que pour l'exercice précédent). Une fois que la bonne sensation d'appui à exercer sur le membre inférieur atteint est mémorisée, le patient marche sur une distance d'une dizaine de mètres en essayant de respecter cet appui. Il termine le parcours en montant sur les balances puis sans regarder le poids affiché, essaie de retrouver en statique l'appui prescrit. Le parcours consiste en un simple un aller-retour d'une dizaine de mètre. La longueur du parcours est rallongée au fur et à mesure que le patient réussi l'exercice. Si l'exercice est correctement effectué, il est intéressant d'augmenter la difficulté par la réalisation de doubles tâches.

➔ La séance se termine par 5 minutes de récupération pour le patient et de conseils donnés par le thérapeute.

IV.4 Mesures

Tous les patients ont trois évaluations à réaliser : J3, J5 et J8. Une évaluation est composée de 3 tests :

IV.4.1 1er test : la marche

Le premier test consiste à vérifier si le patient respecte la prescription, c'est-à-dire s'il applique le bon pourcentage du poids de son corps sur son membre inférieur atteint. La mesure de l'appui se fait grâce aux semelles DYNAFOOT© pour chaque groupe. On leur demande de marcher une centaine de pas dans un couloir en ligne droite sans perturbations extérieures. Les 50 premiers pas ne seront pas pris en compte dans l'évaluation. En effet, une étude menée par Hustedt JW et ses équipiers [41] consistait à faire marcher les patients pendant 10 minutes. Ils ont montré qu'après une période de variabilité, les patients exercent et maintiennent une pression moyenne lors de l'appui. Cette moyenne s'installe après les 50 premiers pas. Une fois les 50 premiers pas effectués, les patients devront effectuer cinquante autres pas consécutifs afin de réaliser une moyenne de la pression effectuée sur les semelles. Bien qu'ils ne soient pas pris en compte dans l'étude, le thérapeute s'intéressera tout de même aux 50 premiers pas afin de vérifier que les patients n'ont pas appuyés trop fort.
Les patients se tiennent debout et sont munis de leurs aides techniques habituels (cannes anglaises ou déambulateur). La consigne donnée aux patients est la suivante : « Une fois que vous êtes prêt vous allez effectuer une centaine de pas consécutifs sans vous arrêter. Vous essaierez de respecter le plus possible l'appui partiel prescrit. La vitesse de marche doit être confortable et sécuritaire. Je vous indiquerai lorsque vous pourrez vous arrêter». Le thérapeute réalise une démonstration du parcours. Il doit s'assurer que le patient a bien compris le test et se doit de l'encourager.

IV.4.2 2ème test: Time Up and Go Test (TUGT)

Le deuxième test est le Time Up and Go Test (TUGT). Il permet d'analyser l'équilibre au cours de la marche. Le patient est tout d'abord assis au fond d'une chaise avec accoudoirs. Il devra se lever de sa chaise avec l'aide des accoudoirs, marcher 3 mètres (jusqu'au trait situé au sol), faire demi-tour et venir se rasseoir. Le thérapeute lance le chronomètre au moment où le patient décolle son dos du dossier et l'arrête une fois assis, dos collé au dossier. Les patients devront utiliser leur moyen auxiliaire d'aide à la marche. La consigne donnée aux patients est la suivante : « Après la décompte « 1, 2, 3, go » levez-vous puis marchez à une vitesse confortable et sécuritaire jusqu'à la ligne tracée au sol (touchez la ligne), tournez puis revenez-vous asseoir, le dos appuyé sur le dossier de la chaise ». Le thérapeute doit s'assurer que le patient a bien compris la consigne. Une démonstration permettra de bien illustrer l'activité.

Ce test a été choisi car il permet d'évaluer et de quantifier (en secondes) la performance de la marche et est facilement reproductible [42]. Les résultats obtenus se traduisent par :

- Temps nécessaire inférieur à 14 secondes : normal
- Temps nécessaire entre 20 et 30 secondes : limitation légère de la mobilité
- Temps nécessaire supérieur à 30 secondes : limitation importante de la mobilité avec risque de chute pour le patient.

IV.4.3 3ème test : Echelle Visuelle Analogique (EVA)

Cette échelle d'auto-évaluation permet de coter la douleur du patient. L'EVA est sensible, reproductible, fiable et validée aussi bien dans les situations de douleur chronique ou aiguë. Elle s'évalue grâce à une réglette à deux faces. La face montrée au patient présente un curseur qu'il peut mobiliser. L'extrémité gauche correspond à une absence de douleur et l'extrémité droite représente la douleur maximale imaginable par le patient. Le patient positionne le curseur sur la ligne où il situe au mieux sa douleur. L'autre face de la réglette possède des graduations millimétrées donnant la possibilité au thérapeute de lire l'intensité de la douleur, mesurée en millimètre. Cette échelle doit être utilisée en priorité lorsque c'est possible car elle est plus sensible et plus précise que l'Echelle Verbale Simple (EVS) [43 ; 44]. Grâce à cette échelle, on demandera au patient de coter sa douleur avant l'évaluation, pendant l'évaluation et après l'évaluation.

La douleur peut être la cause d'un pourcentage d'appui inférieur à l'appui prescrit. Elle peut avoir un impact sur le poids que va exercer le patient sur son membre inférieur. Il est donc important de la quantifier.

V. Traitements des données

Les données ont été obtenues à J3, J5 et J8 du protocole chez les trois patients. J1 correspondant au premier jour d'entraînement.

V.1 Résultats

V.1.1 Résultats du test de marche

Le pourcentage de poids du corps autorisé était de 70% pour le patient Pe1, 50% pour le patient Pe2 et 75% pour le patient Pt3.

À J3 de l'expérimentation, tous les patients appuyaient beaucoup moins que l'appui partiel autorisé : 35% pour le patient Pe1, 13,7% pour le patient Pe2 et 53,8% pour le patient Pt3.

À J5 de l'expérimentation, les trois patients appuyaient également moins que la limite autorisée : 61,4% pour le patient Pe1, 28,2% pour le patient Pe2 et 48,1% pour le patient Pt3.

À J8 de l'expérimentation soit une semaine après le début du protocole, les patients appuyaient encore moins que l'appui partiel autorisé : 52,6% pour le patient Pe1, 47,9% pour le patient Pe2, 42,1% pour le patient Pt3.

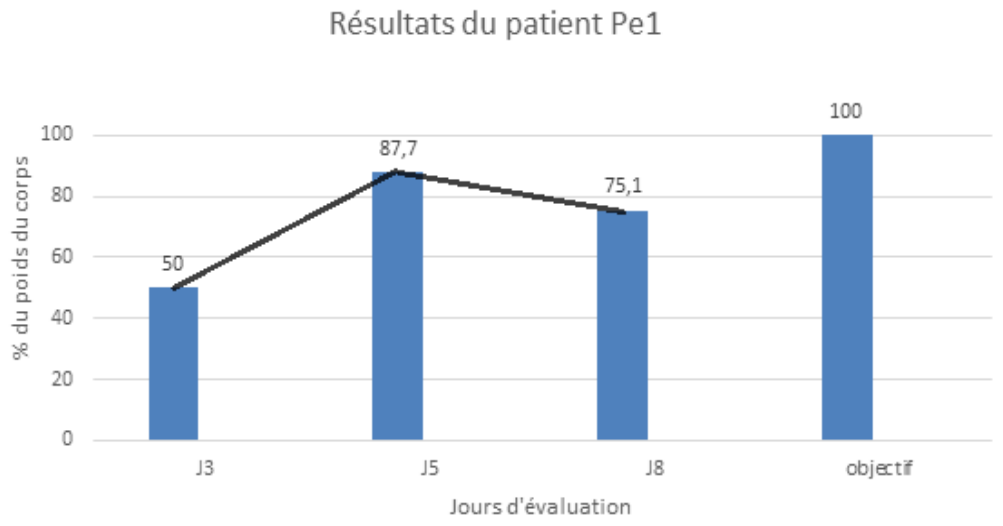
Tableau récapitulatif :

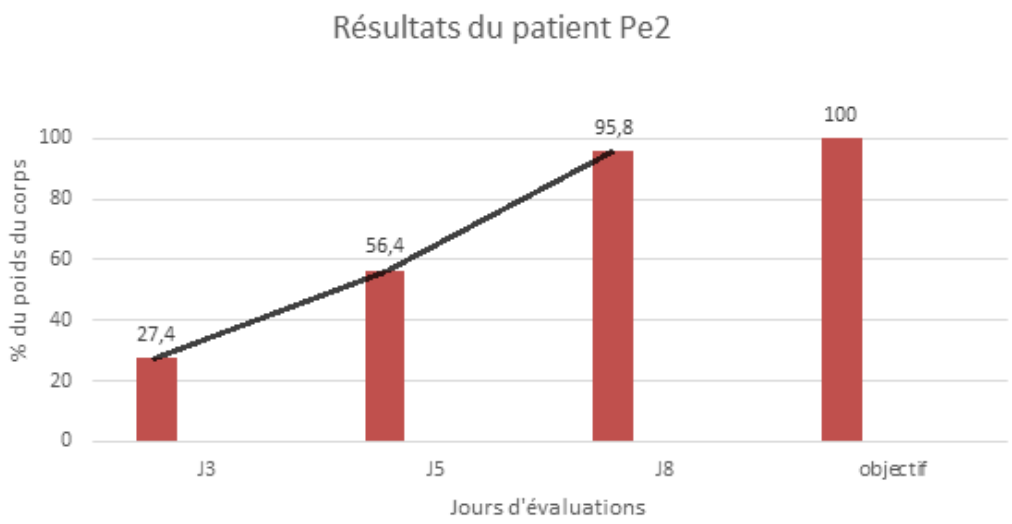
	Poids du corps autorisé (%)	Expérimentation à J3	Expérimentation à J5	Expérimentation à J8
Patient Pe1	70%	35%	61,4%	52,6%
Patient Pe2	50%	13,7%	28,2%	47,9%
Patient Pt3	75%	53,8%	48,1%	42,1%

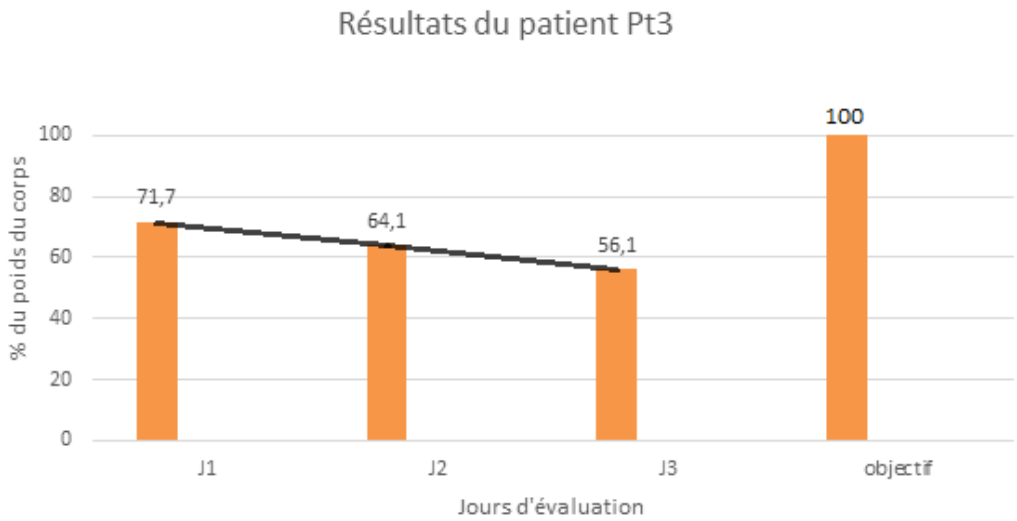
En ramenant les différents poids du corps autorisés au même indice (100%) on obtient :

	Poids du corps autorisé (%)	Expérimentation à J3	Expérimentation à J5	Expérimentation à J8
Patient Pe1	100%	50%	87,7%	75,1%
Patient Pe2	100%	27,4%	56,4%	95,8%
Patient Pt3	100%	71,7%	64,1%	56,1%

L'évolution des trois patients est plus facilement visualisable sous forme de graphique. Voici trois histogrammes représentant à chaque évaluation (lors du test de marche de J3, J5 et J8), les moyennes du pourcentage du poids du corps exercé sur le membre inférieur atteint.


Résultats du patient Pe1
% du poids du corps
100
80
60
40
20
0
50
87,7
75,1
100
J3
J5
J8
objectif
Jours d'évaluation


Résultats du patient Pe2
% du poids du corps
100
80
60
40
20
0
27,4
56,4
95,8
100
J3
J5
J8
objectif
Jours d'évaluations


Résultats du patient Pt3
% du poids du corps
100
80
60
40
20
0
71,7
64,1
56,1
100
J1
J2
J3
objectif
Jours d'évaluation

V.1.2 Evolution de la douleur

Pour les patients Pe1 et Pt3, la douleur est cotée à 0 sur l'EVA. Ceci avant, pendant et après les trois tests. Le patient Pe2 a été très douloureux lors des 3 tests avec peu d'amélioration.

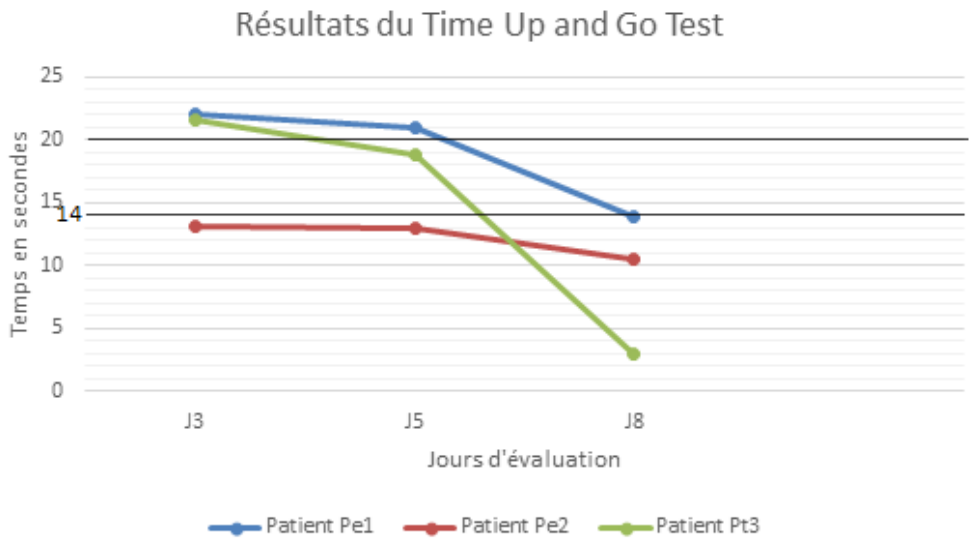
Tableau récapitulatif de l'évolution de la douleur du patient Pe2 :

	Avant le test	Pendant le test	Après le test
EVA à J3	4	5	4
EVA à J5	3	5	4
EVA àJ8	2	3	2

La douleur est due en grande partie aux broches du fixateur externe qui bougent et héritent les structures voisines lors de la marche. De ce fait, tout au long de la journée, le patient Pe2 est assis dans son fauteuil roulant. De plus, à la station debout, un afflux de sang descend dans sa jambe venant comprimer les tissus. La douleur est principalement ressentie à la flexion dorsale de la cheville limitant et perturbant le schéma de marche. Le patient marche donc uniquement lors des séances de rééducation et pour réaliser ses transferts.

V.1.3 Résultats du Time up and go test

Les trois patients ont amélioré leur temps sur les trois épreuves du Time up and go test. Voici un graphique en groupe avec marqueurs récapitulatifs :



Lors des trois tests, le patients Pe2 a été inférieur à 14 secondes, témoignant du faible risque de chute. Cette rapidité peut être expliquée du fait que ce patient soit jeune et déterminé. Cependant il appuyait très peu sur sa jambe opérée. Les patients Pe1 et Pt3 sont passés d'un temps témoignant d'une légère limitation de la mobilité (à J3) à un temps dit « normal » (à J8). Les résultats de ces derniers peuvent être expliqués par le fait qu'ils soient très prudents lors de leur déplacement et prenaient donc leur temps en

essayant de reproduire l'appui sur le membre inférieur atteint du mieux possible. Chez les trois patients, on peut déduire que les séances d'entraînements ont permis une amélioration de l'équilibre au cours de la marche.

V.2 Analyses des résultats

Afin de faciliter la comparaison, les résultats obtenus sont ramenés au même indice fixant à 100% l'objectif des patients à atteindre.

V.2.1 Groupe d'étude

Les patients ont tous amélioré leur appui sur le membre inférieur lésé par rapport à l'évaluation de J3. Le patient Pe1 a réalisé sa meilleure performance à J5 avec une moyenne de 87,7%. Le patient Pe2 a réalisé sa meilleure performance à J8 avec une moyenne de 95,8%.

Les patients appuient à chaque fois en dessous de la limite autorisée. Pour le patient Pe1, sa douleur étant nulle, cela peut être dû à sa motivation de réussir le test et la peur de dépasser la limite autorisée.

Pour le patient Pe2, c'est la douleur qui limite fortement l'appui. Le patient est donc obligé de se soulager fortement avec les cannes anglaises lors de la marche. Les deux jours sans entraînement (J6 et J7) ont visiblement été bénéfiques pour ce patient, permettant grâce au repos, une diminution de la douleur donc une possibilité d'appuis plus élevée.

Lors du premier test à J3, les deux patients exercent un appui bien inférieur à la limite autorisée. En effet, le patient Pe1 atteint en moyenne 50% et le patient Pe2 atteint en moyenne 27,4% du poids autorisé sur leur membre inférieur atteint. Les trois premiers jours d'entraînements n'ont pas montré un grand bénéfice.

Lors du deuxième test à J5, les deux patients ont amélioré leur résultat. Le patient Pe1 atteint en moyenne 87,7% et le patient Pe2 56,4% du poids autorisé sur leur membre inférieur atteint. Après cinq jours d'entraînements, on observe des progrès.

Lors du dernier test à J8, le patient Pe1 a légèrement diminué ses appuis tandis que le patient Pe2 à presque parfaitement réalisé ses appuis. Le patient Pe1 est en moyenne à -17,4% et le patient Pe2 est en moyenne à -2,1% du poids autorisé sur leur membre inférieur atteint. Les deux jours sans entraînement ont donc été bénéfiques pour le patient Pe2 mais un peu moins pour le patient Pe1.

Dans ces deux cas on ne peut pas parler d'apprentissage ou de mémorisation correct des appuis à exercer. En effet, le patient Pe2 n'avait jamais atteint cette limite d'appui même lors des entraînements quotidiens. Le fait que sa douleur ait diminué, lui a permis d'appuyer plus sur sa jambe. Pour le patient Pe1, c'est la mémorisation de l'appui qui n'a pas été assez importante. En effet, lors de ce test, sa douleur ainsi que son appréhension étaient nulles, il a essayé de reproduire du mieux possible l'appui réalisé à J5. Cependant une durée de 5 jours d'entraînement est relativement courte afin de mémoriser ces appuis, il serait intéressant d'évaluer la mémoire sur une durée plus importante avec plus d'entraînements.

V.2.2 Groupe témoin

Le patient Pt3 a réalisé sa meilleure performance à J3, lors de la première évaluation. À J3 il appuie en moyenne à 71,7% du poids du corps autorisé. À J5 il appuie en moyenne

à 64,1% et à 56,1% à J8. Le pourcentage d'appui sur son membre inférieur est donc en diminution. La douleur du patient étant nulle lors des trois évaluations, cela témoigne de la difficulté à reproduire l'appui à exercer. Le patient n'a donc pas amélioré sa performance au fur et à mesure des entraînements. On peut donc en déduire que l'utilisation de balances « pèse-personne » sur le patient P3 n'a pas été efficace sur une période d'une semaine.

V.2.3 Comparaison groupe étudié et groupe témoin

Les sujets étudiés se sont tous deux améliorés avec un appui moyen à J8 de 95,8% pour le patient Pe2 et un appui moyen de 75,1% pour le patient Pe1. Ces résultats nous montrent que l'utilisation des semelles DYNAFOOT est efficace dans l'apprentissage du contrôle de l'appui partiel autorisé chez ces deux patients. Cependant cela ne permet pas d'atteindre l'objectif fixé, correspondant à 100%, au bout de 8 jours en suivant ce protocole.

Tous les patients améliorent leur temps lors des épreuves du Time up and Go Test. Ils ont tous les trois amélioré leur vitesse, leur équilibre ainsi que leur performance de marche entre J3 et J8.

V.2.4 Résultats après trois jours sans entraînement

Entre J5 et J8, les patients ont eu une période sans entraînement. Ces trois jours correspondaient au week-end ainsi qu'au lundi (J8). Les patients Pe1 et Pt3 sont rentrés à leur domicile, et ont marché à l'extérieur sur des terrains variés sans avoir rencontré trop de difficultés. Le patient Pe2 est resté au centre de rééducation et ne s'est déplacé en béquille uniquement pour des transferts réalisés dans sa chambre. Les conditions de marche étaient donc différentes et variaient suivant l'environnement et les activités des patients. En comparant les résultats des évaluations à J5 et J8, on obtient :

Le patient Pe1 est passé d'une moyenne de 87,7% à 75,1%.

Le patient Pe2 est passé d'une moyenne de 56,4% à 95,8%.

Enfin, le patient Pt3 est passé d'une moyenne de 64,1% à 56,1%.

Les patients Pe1 et Pt3 ont diminué leurs appuis d'une moyenne respective de 12,6% et de 8%. Le patient Pe2 a augmenté ses appuis d'une moyenne de 39,4%. On constate que c'est le patient Pe2 qui se rapproche le plus de la valeur idéale à atteindre. Or c'était le patient qui en été le plus éloigné à J5. Cela peut s'expliquer par la faible douleur ressenti par le patient. En effet entre J6 et J8 le patient s'est reposé et le score de l'EVA a baissé pouvant expliquer l'augmentation des contraintes appliquée au membre inférieur atteint.

On observe cependant qu'aucun des patients témoins ou étudiés n'a réussi à maintenir le résultat de l'évaluation de J5. À court terme, les capacités d'apprentissage de l'appui partiel à exercer sont donc limitées et similaires suivant la méthode utilisée.

VI. Discussion

VI.1 Limites de l'expérimentation

VI.1.1 Faible puissance statistique de l'expérimentation

➔ La durée du stage était de sept semaines soit relativement courte pour mettre en place une telle étude. Lors de cette période, seulement trois patients ont pu intégrer l'étude. Le centre de rééducation présentait peu de patients ayant une prescription d'appui partiel. De plus, dans de nombreux cas, la prescription du médecin était de reprendre l'appui en fonction de la douleur du patient. Il n'y avait alors pas de restriction à l'appui total si celui-ci était supporté par le patient. L'échantillon étant très faible, cette étude ne permet pas de représenter la population. En effet, les valeurs statistiques sont très faibles, un minimum de 30 sujets est nécessaire pour pouvoir représenter la population [45].

➔ Cette étude peut servir de préliminaire pour une étude à plus grande échelle avec un échantillon plus important. Il serait alors intéressant d'intégrer des patients adultes de tous âges, en comparant la qualité des appuis tout au long de la rééducation. Il serait alors possible de suivre l'évolution des patients sur plusieurs semaines en prenant en compte l'augmentation du pourcentage du poids du corps applicable sur leur membre inférieur atteint.

VI.1.2 Variabilités intra et inter individuels

Les variabilités entre les individus peuvent expliquer en partie les importantes différences de résultats entre les sujets étudiés. Il semble important d'identifier les facteurs individuels pouvant perturber la réalisation des tâches à accomplir.

➔ L'ensemble de l'organisme est constamment soumis à des variations. Les valeurs peuvent être différentes d'une période à l'autre pour le même individu. Une trop forte variabilité intra individuelle peut avoir des répercussions sur les résultats d'une étude. Sur une longue période, ces critères comprennent par exemple l'âge, le poids, la taille des sujets, etc. Sur une courte période, correspondant à la durée de l'étude, ces critères comprennent principalement la motivation, la douleur, les projets du patient, etc. Dans cette étude, la moyenne d'âge des sujets était de 49,3 ans avec un écart type de 22 ans ce qui reste toutefois assez faible. Le fait que ce soit le membre inférieur dominant ou non dominant qui soit atteint peut également avoir un impact sur la rééducation. Dans cette étude, le patient Pe1 doit exercer son appui partiel sur son membre inférieur non dominant, alors que les patients Pe2 et Pt3 ont une restriction d'appui sur leur membre dominant.

Dans cette étude, c'est le facteur de la douleur qui a énormément influé sur les résultats du patient Pe2 lors des tests de marche. Alors que les patients Pe1 et Pt3 n'ont pas rencontré de douleurs lors des tests, l'EVA de Pe2 était particulièrement élevée. Malgré sa motivation à vouloir réussir les appuis du mieux possible, la pression qu'il exerçait à chaque pas, était nettement soulagée grâce aux cannes anglaises. Le caractère de la douleur impacte donc de manière importante sur la fiabilité de l'évaluation.

La variabilité intra individuelle qui s'accroît avec l'âge contribue à la variabilité inter individuelle. L'évolution biologique va continuellement dans le sens d'une augmentation de la variabilité entre les individus.

- ➔ De nombreux critères interindividuels sont également à prendre en compte. Ces critères comprennent par exemple, les causes de l'opération (accident, pathologie, infections, etc.) le type d'opération, la durée d'hospitalisation, le délai entre l'interdiction d'appui et la reprise d'appui partiel. Ils peuvent entraîner des complications et ainsi avoir une influence sur la capacité des patients à effectuer leurs appuis partiels.

- ➔ Tous ces critères de variabilités intra et inter individuels vont impacter de manières plus ou moins importantes sur les résultats obtenus. Il est donc essentiel de les prendre en compte afin de pouvoir expliquer certains écarts entre les patients.

VI.2 Avantages et Inconvénients du dispositif

VI.2.1 Avantages des semelles DYNAFOOT barométriques à capteurs de pressions

Ces semelles présentent de nombreux avantages.

- ➔ Tout d'abord elles permettent aux patients ainsi qu'aux thérapeutes d'avoir des données quantitatives en complément des données qualitatives. En effet le thérapeute peut analyser de manière visuelle la marche du patient. Il peut prendre en compte la boiterie, le temps de contact et d'oscillation, la hauteur, la longueur, la largeur du pas, l'équilibre, mais sans valeurs dénombrables. Les données obtenues sont dans ce cas subjectives et soumises à de nombreuses variations inter observateurs.

  Les données quantitatives permettent de prendre en compte la marche de manière plus précise. L'identification des caractéristiques de la marche se fait de manière plus exacte. Le logiciel nous renseigne en particulier sur le pourcentage du poids du corps que le patient exerce sur ses deux membres inférieurs. De nombreux autres paramètres sont évalués dont : le nombre d'appuis exercé lors de l'enregistrement, la cadence des pas par minute, la pression maximale, la pression moyenne, la répartition des pressions sur les différentes zones du pied ainsi que des paramètres temporels (durée du cycle moyen, durée d'appui, durée du balancement, durée du double d'appui) (ANNEXE VIII). Cela permet aussi d'évaluer de manière concrète l'évolution des patients. Il est possible de comparer les résultats entre eux, d'une séance à l'autre (ANNEXE IX).

- ➔ Ce dispositif est bénéfique et rassurant pour les patients. Le fait de montrer les valeurs obtenues par les capteurs de pression lors de la marche rassure les patients. En effet, au début de l'expérimentation, j'ai remarqué que tous les patients étudiés appuyaient beaucoup moins que la limite autorisée par peur de la dépasser. Ils se sont alors rendu compte qu'ils pouvaient accentuer leurs appuis et qu'un appui excessif sera indiqué par le logiciel. Au fur et à mesure des exercices d'entraînements, les patients ont pris confiance et ont osé exercer une pression plus importante.

- ➔ Ce système est sécuritaire pour les patients. On peut vérifier si l'appui exercé est trop important ou trop faible. Les conséquences de ses différents appuis ont été abordées dans la partie 2.4. « Propriétés Biomécanique de l'os ». De plus le fait de porter une paire de semelles permet d'analyser également les appuis du membre controlatéral au

membre atteint. Les appuis du membre inférieur controlatéral à la lésion doivent correspondre à 100% du poids du corps. Le thérapeute peut ainsi vérifier si le béquillage est correctement réalisé avec un appui total sur le membre inférieur sain.

- ➔ Ce dispositif est constitué de semelles très fines (2mm d'épaisseur) que l'on glisse dans les chaussures des patients. Le boîtier a une petite dimension (50x39x14mm) et ne pèse pas lourd (25 grammes). Ce système sans fils, est confortable pour le patient. Le matériel n'est donc pas ressenti pas les patients et ne gêne pas lors de la marche (Annexe VI et VII). Ces semelles sont facilement nettoyables avec une lingette et il est donc possible de les utiliser pour plusieurs patients lors des séances thérapeutiques.

VI.2.2 Inconvénients des semelles DYNAFOOT barométriques à capteurs de pressions

Quelques inconvénients ont été relevés lors des essais des semelles sur les patients.

- ➔ Tout d'abord un problème s'est posé lorsqu'il a fallu analyser la marche du patient en direct. En effet le pourcentage affiché ne correspondait pas au poids du patient mais aux signaux détectés par les capteurs de pression. Ainsi lorsque le patient se tenait en appui unipodal tout en soulageant le poids exercé sur le membre en appui grâce aux cannes anglaises, le pourcentage affiché était de 100%. Donc à chaque appui unipodal, le logiciel affichait 100% d'appui sur le membre portant et cela ne correspondait pas à l'appui réel. Ce dispositif ne permet pas un biofeedback direct lors de la marche. En effet il est possible de visualiser les résultats dont le poids (en Kg) exercé sur les deux membres inférieurs uniquement une fois que l'enregistrement est terminé. L'analyse des résultats se fait donc une fois que les patients ont terminé l'exercice et arrêté de marcher. On peut à ce moment observer le poids que les patients ont simultanément exercé sur leurs deux membres inférieurs. Le rôle du thérapeute est de conseiller les patients en leur demandant d'essayer d'appuyer de façon plus importante sur leur membre inférieur ou au contraire de le soulager d'avantage suivant les résultats.

- ➔ Il aurait été intéressant que les patients puissent avoir accès à un biofeedback audio ou visuel direct indiquant une limite inférieure et supérieure de poids (en kilogramme) à ne pas dépasser. Grâce à cette aide, les patients auraient bénéficié d'une correction spontanée de leurs appuis. Cela aurait permis d'atteindre de manière plus régulière et plus rapide la prescription du médecin. Ce système permettrait d'éviter les appuis excessifs qui ne seraient visibles seulement une fois le parcours de marche effectué. Cela empêcherait les pas délétères ainsi que le risque de complications dont les fractures. De plus le fait d'avoir accès à un biofeedback direct permettrait de gagner du temps lors des séances de rééducation. Le temps de l'entraînement à la marche était de 10 minutes. Après que le patient ait marché une certaine distance et que le logiciel ait terminé l'enregistrement, on peut enfin analyser la qualité des appuis du patient. Cette mise en place demande un certain temps et donc peu d'essais sont réalisables limitant ainsi l'entraînement à la marche.

- ➔ Un dispositif créé par la société Techno Concept : la Techno-Can® présente un biofeedback direct. C'est un système de feedback pour le contrôle de la mise en charge partielle pendant la marche et l'aide à la reprise d'appui. Le patient peut ainsi optimiser sa récupération fonctionnelle du membre inférieur en apprenant à effectuer un appui partiel correcte et physiologique pendant la marche. Le logiciel relié aux Techno-Can® permet au thérapeute de visualiser en direct la courbe de force sur l'écran de l'ordinateur.

Il peut ainsi conseiller et corriger en direct l'appui du sujet lors de sa marche. L'appui partiel autorisé peut également être programmé (zone cible, en kg) ce qui n'est pas le cas dans le logiciel DYNAFOOT©. Afin que le sujet puisse être autonome, il existe un mode « apprentissage ». Le patient peut ainsi utiliser librement les béquilles afin de de se déplacer dans le centre de rééducation. Cela lui permet d'apprendre à respecter l'appui partiel recommandé. De plus, lors de la marche, le feedback par vibration indique la qualité de l'appui qu'il soit trop important ou trop faible [46 ; 47 ; 48]. Ce dispositif permet ainsi de limiter les appuis considérés comme délétères pour le remodelage osseux.

- ➔ La portée du Bluetooth était limitée à 10 mètres. Si cette distance n'est pas respectée l'enregistrement est perdu, il est alors nécessaire de recommencer un enregistrement. Lors des enregistrements je suivais donc le patient dans les couloirs du centre de rééducation, permettant de marcher en ligne droite sur d'assez longues distances. Le fait de rester proche du patient complique l'analyse qualitative de la marche et limite les possibilités de corriger la démarche du patient. La réalisation de cet exercice n'était pas envisageable à l'extérieur, en particulier sur un terrain instable. La rééducation fonctionnelle reste dans ce cas restreinte, limitée à être pratiquée dans l'établissement.

- ➔ Pour compléter cet apprentissage réalisé lors du protocole, il aurait été intéressant d'avoir accès aux appuis exercés par les patients en dehors des séances. En effet, le protocole s'est concentré sur l'apprentissage de la marche de manière très spécifique, ne permettant pas d'être reproduite dans la vie de tous les jours. En effet, lors des tests, le thérapeute demande au patient de marcher en ligne droite en se concentrant au maximum sur l'appui à exercer. Le thérapeute suit alors discrètement le patient en l'encourageant mais en évitant toute déconcentration pouvant perturber l'appui. Or dans la vie de tous les jours, les patient sont continuellement perturbés et déconcentrés par le monde extérieur actif et en mouvement. Les perturbations internes interviennent lorsque le sujet est distrait par une pensée ou lors d'un moment d'absence. Les perturbations externes peuvent avoir lieu lorsque le patient rencontre un obstacle, un virage ou bien est interpelé par une autre personne.

- ➔ Les patients ne peuvent donc pas être attentifs à 100% à leur membre inférieur atteint lors de la marche. Le fait d'avoir un biofeedback portatif tout au long de la journée les obligerait à corriger de manière continue leurs appuis. L'automatisation de la marche serait sans doute plus rapide et plus efficace. De plus si ce système bénéficie d'un enregistrement automatique tout au long de la journée le thérapeute pourrait alors au cours de la séance de kinésithérapie analyser la marche fonctionnelle du patient en dehors des séances. Les capteurs auraient enregistré au préalable les données entrées dans le logiciel, permettant ainsi au sujet de se déplacer sans avoir à transporter l'ordinateur. C'est ce système qui est utilisé pour les Techno-Can®. La surveillance peut donc être continue obligeant le sujet à être attentif tout au long de la journée. Dans ce cas, c'est l'utilisation d'un biofeedback auditif qui serait le plus approprié afin d'avertir le patient lors de la déambulation. En effet un biofeedback visuel lors de la marche entraînerait plus de perturbations car le patient se concentrerait en fixant le signal au lieu de regarder où il met les pieds.

- ➔ Le prix des semelles DYNAFOOT© est assez important pouvant ainsi limiter son accessibilité. Cependant il est abordable pour un centre de rééducation et il serait rentabilisé à long terme du fait de son utilité à la rééducation. Il permettrait un retour à domicile du patient plus rapide. Les coûts comprenant les frais d'hospitalisation seraient

ainsi diminués. Mais le fait de laisser les patients porter les semelles tout au long de la journée afin d'analyser les résultats poserait certainement problème. En effet on ne pourrait pas permettre une détérioration trop rapide des semelles ainsi que des capteurs. La possibilité de louer une paire de semelles aux patients pourrait être envisagée en fonction des établissements ayant investi.

VI.3 Questionnement sur le protocole mis en place

Plusieurs questionnements me sont parvenus tout au long de la réalisation de l'étude.

➔ Concernant le protocole, il aurait été intéressant d'effectuer un deuxième enregistrement en demandant au patient de réaliser une tâche cognitive tout en marchant. Cela permettrait d'analyser la marche automatique des patients, celle effectuée à tout moment.

Au début de l'apprentissage de l'appui partiel, le patient fait intervenir l'attention qui doit progressivement se transformer en un mécanisme automatique. La marche (ici l'appui exercé) peut être perturbée si le sujet accomplit une double tâche simultanée à la marche impliquant des processus attentionnels. L'exercice de double tâche le plus utilisé consiste à demander au patient de réaliser deux tâches du mieux possible. La tâche doit demander au patient une certaine concentration et peut consister à réciter l'alphabet à l'envers ou de réciter une table de multiplication, etc. En effet les conditions de la marche dans la vie de tous les jours sont généralement des exercices en double tâches.

Les stratégies que développera le patient dépendront en particulier de la difficulté des tâches à réaliser. Des études menées sur les personnes âgées ont montrés que le fait de réaliser une double tâche est prédictif de chute [49 ; 50]. Pour cela des tests tels que le « Stop walking talking test » sont utilisés [51]. Ce test consiste à marcher avec le patient et à observer s'il s'immobilise afin de parler. Il serait intéressant de pouvoir les appliquer aux personnes venant de subir une opération du membre inférieur en réapprentissage de la marche.

Beauchet et al. ont montré qu'effectuer un décompte en marchant provoquait plus de perturbations et de variabilité du pas que la réalisation d'une tâche à fluence verbale [52 ; 53]. De plus Vaillant J. et coll [54] ont montré que la réalisation d'exercices cliniques simples en situation de double tâche était perturbée. Lors de ces études, il n'a pas été signalé de différences notables entre les sujets chuteurs et non chuteurs. D'où l'importance dans un second temps de prendre en compte les exercices en double tâche.

➔ Afin que les résultats des différents patients soient comparables, il est essentiel qu'ils réalisent le même parcours lors du test de marche. Le parcours à réaliser était en ligne droite sans virage ni demi-tour. En effet, les appuis lors des changements de direction diffèrent de ceux exercés en ligne droite. Il aurait été compliqué d'effectuer des moyennes comparables en intégrant les différents paramètres spatiaux apparaissant lors du changement de direction (modification de la vitesse, de la pression, des appuis, etc.). Ce parcours est donc peu représentatif de la réalité et donc peu fonctionnel.

➔ Lors de la mise en place du protocole, j'ai été confrontée au problème de la planification des séances et des évaluations. Pour une question d'organisation, les séances de kinésithérapies étaient programmées à l'avance. En effet les patients avaient plusieurs activités tout au long de la journée (kinésithérapie, ergothérapie, physiothérapie,

activités sportives, et d'autres activités suivant les besoins. Les horaires concernant les séances de kinésithérapie ainsi que les tests variaient donc d'un jour à l'autre et d'un patient à l'autre. Ainsi certains patients ont réalisé leurs tests en fin de journée cumulant la fatigue des autres activités. Tandis que d'autres patients réalisaient les tests le matin. Ces différences d'emplois du temps rajoutent donc un biais à l'étude. L'idéal serait que tous les patients aient leur test au même moment de la journée en prenant en compte les différentes activités pratiquées en amont.

➔ Un questionnement m'est parvenu concernant l'entraînement du sujet témoin qui aurait pu être réalisé de manière plus fonctionnelle. En effet en statique, les balances « pèse-personne » étaient disposées côte à côte et le patient témoin devait essayer de reproduire l'appui partiel en réalisant de légères oscillations sur leur deux membres inférieurs. Or lors de la marche, les pieds sont l'un devant l'autre. Il aurait donc été plus intéressant de pratiquer cet exercice mais en disposant les balances l'une avancée d'une distance de un pas par rapport à l'autre. Dans ce cas, le passage du pas aurait été travaillé de manière plus fonctionnelle.

De plus, les patients étudiés ou le patient témoin, exerçaient les appuis en statique sous forme d'aller-retour. La consigne n'indiquait pas la vitesse de réalisation de ses aller-retour ni le nombre à réaliser. Suivant les capacités des patients, ils ne réalisaient pas tous le même nombre d'oscillations ou le même nombre de séance d'enregistrement à la marche. Une quantification de ces actions auraient permis de comparer les séances des différents patients entre eux. Ainsi on aurait pu vérifier s'il existe une corrélation entre la qualité des séances d'entraînement et les résultats obtenus lors des évaluations.

De même lors de l'entraînement à la marche. Pour travailler le passage du pas du patient témoin, on aurait pu disposer entre deux barres parallèles alternativement : un plot, une balance du côté du membre inférieur atteint et un autre plot. Ces trois dispositifs faisant la même hauteur. Le patient aurait ainsi pu s'entraîner avec la valeur indiquée par la balance et les consignes du thérapeute au passage du pas en vérifiant si la prescription de l'appui partiel est bien respectée.

➔ Avant d'obtenir l'autorisation d'exercer un appui total sur le membre inférieur atteint, l'appui partiel est augmenté au fur et à mesure de l'évolution de la fracture. Dès lors un nouvel entraînement avec un nouveau pourcentage du poids du corps à exercer doit être mis en place. Il semble donc essentiel de se concentrer sur un apprentissage de ces différentes valeurs à court et moyen terme.

➔ Tous ces questionnements me sont venus au fur et à mesure des séances avec les patients. De nombreuses améliorations peuvent être appliquées afin de rendre ce protocole plus fonctionnel.

Conclusion

L'indication d'appui partiel est souvent prescrite aux patients ayant subi une fracture ou une chirurgie du membre inférieur. Cette demande d'appui partiel concerne un nombre conséquent d'interventions telles que la transplantation de chondrocytes, la reconstruction du ligament collatéral antérieur, les sutures méniscales sous arthroscopie, les amputations des membres inférieurs. Cependant la capacité des patients à reproduire de manière précise un pourcentage du poids de leur corps est faible.

La précision de ces indications témoigne de la nécessité d'un apprentissage rigoureux. Les conséquences du respect de cette prescription sont importantes. De ce fait la réalisation de cet appui partiel doit être contrôlée pendant les séances d'entraînement en statique et en dynamique ainsi que lors de la vie quotidienne. De nouveaux dispositifs permettant de faciliter le travail aux patients ainsi qu'aux thérapeutes sont en plein essor. Un système de biofeedback continue tout au long de la journée, accompagnant le patient en dehors des séances de kinésithérapies semble essentiel afin d'aider les patients à respecter la consigne chirurgicale.

L'utilisation des semelles baropodométriques à capteurs de pression DYNAFOOT© permet un contrôle lors des séances de rééducation. Suite aux résultats obtenus lors des séances, on suppose que ces même appuis sont réalisés quotidiennement jusqu'à la prochaine séance. Cela malgré le fait que les conditions des entraînements et des tests ne correspondent pas exactement aux conditions de déambulation de la vie quotidienne. Le fait que les patients étudiés aient disposé d'un entraînement quotidien, a permis une amélioration des résultats visible d'une évaluation à l'autre. Cependant une étude à plus grande échelle serait nécessaire afin d'obtenir des données plus représentatives de la population.

De plus, les semelles DYNAFOOT© peuvent aider à la reprise d'appui total. Une fois que l'autorisation d'appui total est donnée au patient, les semelles peuvent être utilisées afin de vérifier que 100% du poids du corps est appliqué sur le membre inférieur opéré lors de la marche. Enfin, elles nous renseignent non seulement sur le poids exercé par le patient sur les semelles mais également sur de très nombreux autres paramètres essentiels pour garantir une qualité de la marche.

Ainsi, ces nouveaux dispositifs technologiques s'avèrent être une aide précieuse en rééducation. Ceci dans de nombreux domaines, à la fois pour les thérapeutes et les patients.

Bibliographie

[1] Brilhault J, Favard L.Traitement chirurgical des pseudarthroses diaphysaires aseptiques. Techniques chirurgicales-Orthopédie-Traumatologie. Elsevier Masson, 2005, 44-050.

[2] Hustedt JW, Blizzard DJ, Baumgaetner MR, Leslie MP, Grauer JN. Current advances in training orthopaedic patients to comply with partial weight-bearing instructions. Yale Journal of Biology and Medicine 85 (2012), pp 119-125.

[3] Hurkmans HLP, Bussman JBJ, Benda E, Verhaar JAN, Stam HJ. Technique for measuring weight bearing during standing and walking. Clinical Biomechanics 18 Elsevier Masson 2003, 576-589.

[4] Dabke HV, Gutpa SK; Holt CA, O'Callaghan P, Dent CM. How accurate is partial weight-bearing. Clin Orthop Relat Res. 2004 Apr;(421):282-6. 2 Warren CG, Lehmann JF. Training Procedures and Biofeedback Methods to Achieve Controlled Partial Weight Bearing-Assessment. Arch Phys Med Rehabil. 1975;56(10):449-55.

[5] Meyrueis P, Cazenave A. Consolidation des fractures. Encyclopédie Médico-Chirurgicale 2004,14-031-A-20.

[6] Meyrueis P, Cazenave A, Zimmermann R. Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures. Encyclopédie Médico-Chirurgicale 2004,14-031-A-30.

[7] Brilhault J, Favard L. Traitement chirurgical des pseudarthroses diaphysaires aseptiques. Techniques chirurgicales-Orthopédie-Traumatologie. Elsevier Masson, 2005,44-050.

[8] Pr A Constantin. Physiologie du tissu osseux. [En ligne] http://www.medecine.ups-tlse.fr/pcem2/semiologie/doc/Physiologie_Tissu_Osseux_2013.pdf Consulté le 03 février 2017.

[9] Dr Andrès Cano Torres. Le système osseux. [En ligne] http://library.la84.org/OlympicInformationCenter/RevueOlympique/1975/orf95/orf95s.pdf.Consulté le 03 Février 2017.

[10] Tortora, G.J. and Grazbowski, S.R., Principes d'anatomie et de physiologie. De Boeck Université.3ème édition ed. 2001

[11] AFPHB Association Francophone Des Pharmaciens Hospitaliers De Belgique. [En ligne] http://www.afphb.be/doc/afphb/implants/lienshtm/imp/ortho.htm. Consulté le 19 Janvier 2017

[12] Evans GF. Stress and strain in bones. Springfield: CC Thomas; 1957.

[13] Lakes, R.S, Katz, J.L., and Sternstein, S.S., Viscoelastic properties of wet cortical bone – I. Torsional and biaxial studies. Journal of Biomechanics, 1979. 12: p. 657-678.

[14] Lakes, R.S., Katz, J.L., and Sternstein, S.S., Viscoelastic properties of wet cortical bon- II. Relaxation mechanisms. Journal of Biomechanics, 1979.12: p. 657-678.

[15] McEhlhaney, JH., Dynamic response of bone and muscle tissue. Journal of Applied Physiology, 1966. 21: p. 1231-1236.

[16] Carter. D.E. and Hayes, W.C., The compressive behavior of bone as two-phase porous structure. Journal of Bone and Joint Surgery, 1977.59(7): p.954-962.

[17] Deliglianni, D.D., Missirlis, Y.F., and Kafka, V., Determination of material constant and hydraulic strengthening of trabecular bone through an orthotopric structural model. Biorheology, 1994. 31(3): p. 245-257.

[18] Sedel l. propriétés mécaniques de l'os. rev chir orthop 1974;60:643-656.

[19] Macé Y. Processus de réparation osseuse : Conséquence sur le délai de mise en contrainte. Collège Français des Enseignants universitaires en Médecine physique et de réadaptation. Pathologies médicales et chirurgicales de l'appareil locomoteur, Juillet 2007.

[20] Dr Anne Gomez-Brouchet Service d'Anatomie et Cytologie Pathologiques, CHU RAngueil, Toulouse. Remodelage Osseux : Aspects Biologiques et Moléculaires. [En ligne] www.medecine.ups-tlse.fr/pcem2/physiologie/doc/**remodelage**.doc Consulté le 24 Novembre 2016

[21] Buckwalter J, Grodzinsky A. Loading of healing bone, fibrous tissue, and muscle: implications of orthopaedic practice. J am Acad Orthop Surg 1999; 7: 291-299.

[22] Phan T, Xu J, Zheng M. Interaction between osteoblast and osteoclast: Impact in bone disease. Histol Histopathol 2004; 19: 1

[23] Anton K. Ulstrup M.D. Staff Surgeon. Departement of Orthopaedic Surgery, West Zealand Country Hospsital Holback, Denmark. Acta Orthop. Belg., 2008, 74, 291-302.

[24] Goodship AE, Kenwright J. The influence of induce micro-movement upon the healing of experimental tibial fractures. J BoneJoint Surg [Br] 1985;67:651-655.

[25] Brilhault J, Favard L.Traitement chirurgical des pseudarthroses diaphysaires aseptiques. Techniques chirurgicales-Orthopédie-Traumatologie. Elsevier Masson, 2005, 44-050.

[26] Rubin CL, Lanyon LE. Regulation of bone formation by applied dynamic loads. J Bone Joint Surg Am 1984; 66:397-402.

[27] Wolf JW, White 3rd AA, Panjabi MM, Southwick WO. Comparison of cyclic loading versus constant compression the treatment of long bone fracture in rabbits. J Bone Joint Surg AM 1981; 63:805-810.

[28] Griffin XL, Parsons N, Costa ML, Metcalfe D. Ultrasound and shockwave therapy for acute fractures in adults. Cochrane Database of Systematic Reviews 2014, Issue 6. Art. No.: CD008579. DOI: 10.1002/14651858.CD008579.pub3.

[29] Philippe Chiron, Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, CHU Rangueil. Principes Généraux du Traitement des Fractures. [En ligne] https://www.google.fr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0ahUKEwiwm4rd19PQAhUBDMAKHW9bBqgQFggiMAE&url=http%3A%2F%2Fwww.medecine.ups-tlse.fr%2Fpcem2%2Fphysiologie%2Fdoc%2Fprinc_fractures.doc&usg=AFQjCNGKE93CWz7l22NGZwmUEvb47fz_zw&sig2=AebyVHpC72NMeAActuYWAw . Consulté le 22 février 2017.

[30] Meyrueis JP, Vialla JM, Le Saint B, Callec A. La fixation des foyers de fracture doit-elle être rigide ? Rev Chir Orthop 1981; 67(suppl2):78-81.

[31] Tveit M, Karrholm J. Low effectiveness of prescribed partial weight bearing. Continuous recording of vertical loads using a new pressure-sensitive insole. J Rehabil MED 2001.33(1):42-6.

[32] Vasarrhelyi A, Baumert T, Fritsch C, Hopfen-muller W, Gradl G, Mittlmeier T. Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity- is it achievable? Gait Posture. 2006; 23(1):99-105.).

[33] Malviya A, Richards J, Jones RK, Udwadia A, Doyle J. Reproductibilty of partial weight bearing. Injury. 2005; 36(4):556-9. 2 Chow DHK, Cheng CTK. Quantitative analysis of the effects of audio biofeedback on weight-bearing characteristics of persons with transtibial amputation during early prosthetic ambulation. J Rehabili Res Dev. 2000; 37(3):255-60.

[34] Bergmann G, Kolbel R, Rohlmann A, Rauschenbach N. Walking with walking aids 3. Control and training of partial weightbearing by means of instumented crutches. Z Ortop Ihre Grenzgeb. 1979;117 (3):293-300.

[35] 2 Engel J, Amir A, Messer E, Caspi I. Walking cane designed to assist partial weight bearing Arch Phys Med Rehabil. 1983; 64(8):386-8.

[36] Vasarrhelyi A, Baumert T, Fritsch C, Hopfen-muller W, Gradl G, Mittlmeier T. Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity- is it achievable? Gait Posture. 2006; 23(1):99-105.

[37] Philipe Thoume, Equilibre et Plateformes de Forces. [En ligne] http://www.cofemer.fr/UserFiles/File/004_PlaforR.pdf Consulté le 24 Novembre 2016

[38] Techno Concept, La physiologie en Mouvement. [En ligne] http://www.technoconcept.fr/shop/lang-fr/reeducation-de-la-marche/26-http-wwwtechnoconceptfr-shop-productphpidproduct26.html Consulté de 02 Novembre 2016

[39] Dynafoot, Elite Medicale. [En ligne] http://www.elitemedicale.fr/dynafoot.html Consulté le 02 Novembre 2016

[40] Hershko E, Tauer C, Carmeli E. Biofeedback versus physiotherapy in patients with partial weight bearing. The America Journal of Orthiopedics 2008; 37(5):e92-e96.

[41] Hustedt JW, Blizzard DJ, Baumgaertner MR, Leslie MP, Grauer JN. Is-it possible to train patient to limit weight-bearing on a lower extremity? Orthopedics. January 2012, Vol. 35,N°1, e31-e37.

[42] Alexandre, T. S., Débora M. Meira, Natália C. Rico et Mizuta, S. K. Accuracy of timed up and go test for screening risk of falls among community- dwelling elderly acurácia do timed up and go test para rastrear risco de quedas em idosos da comunidade. Revista Brasileira De Fisioterapia, 2012, 16(5), 381.

[43] Haute Autorité de Santé. Recommandation pour la pratique clinique : Masso-kinésithérapie dans la conservation des capacités motrices de la personne âgée fragile à domicile. Argumentaire Avril 2005, p.33.

[44] CNRD Centre National de Ressources de lutte contre la Douleur. [En ligne] https://www.cnrd.fr/IMG/pdf/Guide_evaluation_de_la_douleur_GH-_janvier_2013-verrou.pdf. Consulté le 15 février 2017

[45] Dehauvels, Paul. La Probabilité, le Hasard et la Certitude. Presses Universitaires de France. Que sais-je. 4e ed 2008, 1272130571255.

[46] Techno-Concept, La Technologie en mouvement. [En ligne] http://www.elitemedicale.fr/media/documentations/Techno_concept/technocan/Techno_concept_doc_generale_technocan.pdf. Consulté le 15 Février 2017

[47] Elite Médicale. Fiche technique technocan techno concept [En ligne] http://www.elitemedicale.fr/media/documentations/Techno_concept/technocan/Techno_concept_fiche_technique_technocan.pdf Consulté le 15 Février 2017

[48] Herve F. Intérêt du baro-biofeedback avec canne dynamométrique dans le contrôle de l'appui partiel, Mémoire en vue de l'obtention du diplôme d'Etat de Masseur-Kinésithérapeute, Rééducation et Réadaptation des Pays de la Loire.

[49] Brandler, T. C., Oh-Park, M., et al. "Walking while talking: investigation of alternate forms." Gait and Posture 35(1): 2012, 164-166.

[50] Hoon, E. W., Allum, J. H., et al. "Quantitative assessment of the stops walking while talking test in the elderly." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2003, 84(6): 838-842.

[51] Lundin-Olsson L et al. Stops walking when talking as a predictor of falls in elderly people. Lancet 1997; 349:617.

[52] Beauchet O, Dubost V, Gonthier R, Kressig RW. Dual-task-related gait changes in transitionally frail older adults: the type of the walking-associated cognitive task matters. Gerontology 2005; 51: 48-52.

[53] Beauchet O, Dubost V, Aminian K, Gonthier R, Kressig RW. Dual-task-related gait changes in the elderly: does the type of cognitive task matter? J Mot Behav 2005 ; 37 : 259-64.

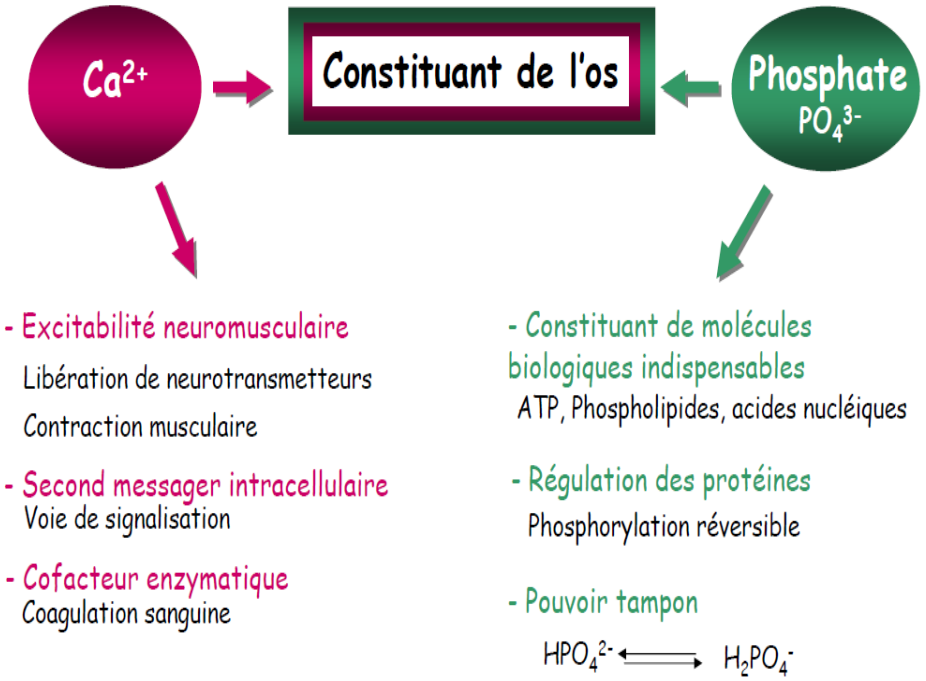
[54] Vaillant J et coll. Modification des performances au Timed « Up & Go » test et à l'appui monopodal par l'addition d'une charge cognitive : valeur discriminative des résultats. Ann Réadapt Méd Phys 2006 Fév;49(1):1-7.

Annexes

Sommaire

Annexe I 36
Annexe II 37
Annexe III 38
Annexe IV 39
Annexe V 40
Annexe VI 44
Annexe VII 45
Annexe VIII 46
ANNEXE IX 48

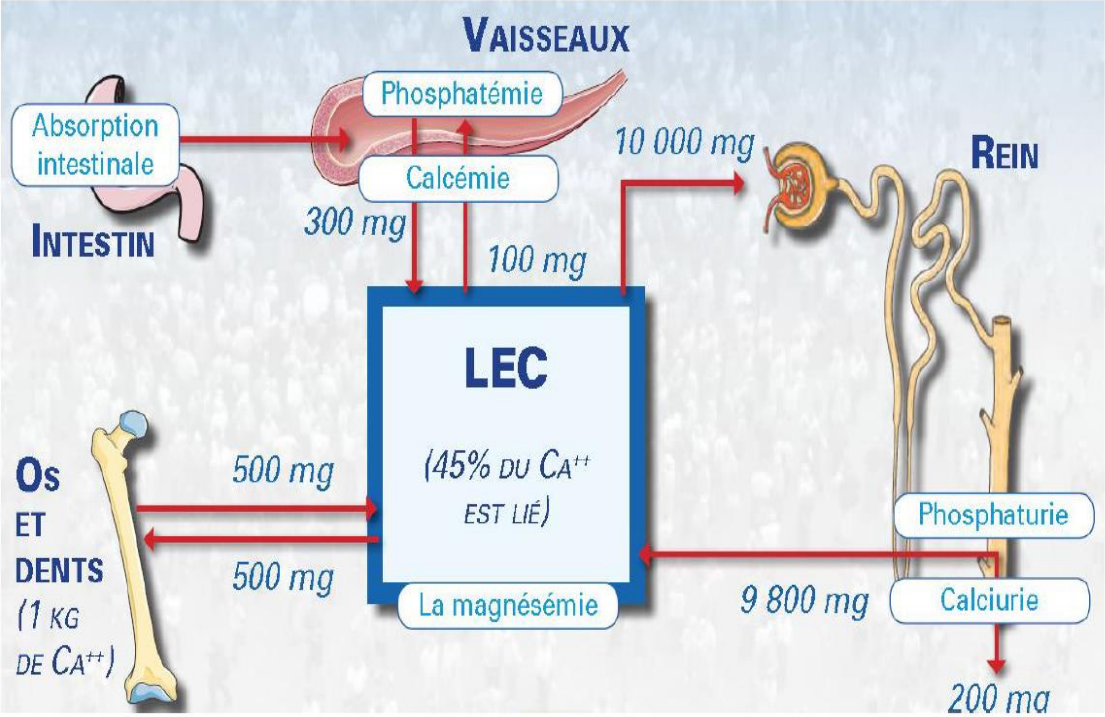
Annexe I



Rôles du calcium et du phosphore dans l'organisme

Source : L2 Bichat. Variations pathologiques. [En ligne] http://l2bichat2011-2012.weebly.com/uploads/9/1/3/7/9137624/ue8_cours2.pdf. Consulté le 15 Janvier 2017

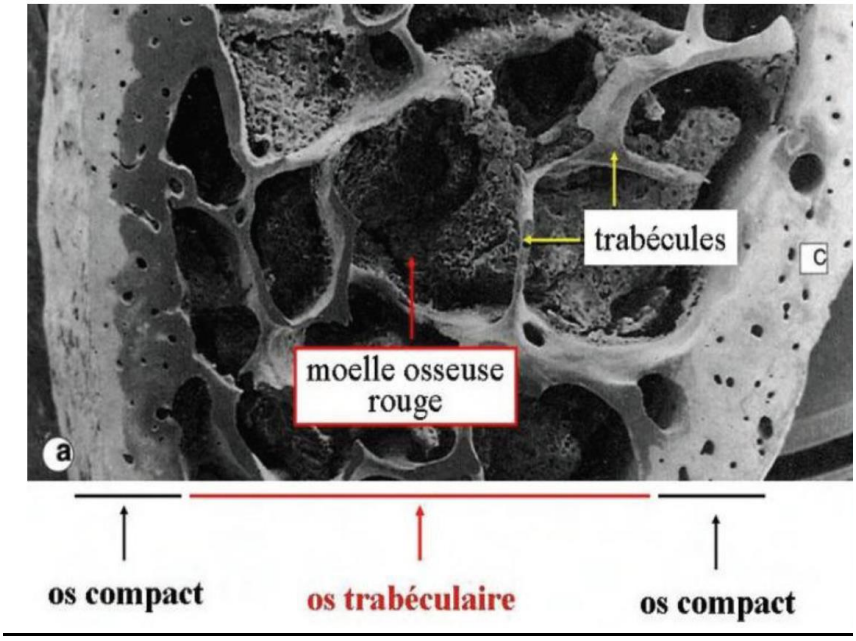
Annexe II



Les principaux organes de l'homéostasie phosphocalcique (LEC : Liquide Extra Cellulaire)

Source : Pr A Constantin. Physiologie du tissu osseux. [En ligne] http://www.medecine.ups-tlse.fr/pcem2/semiologie/doc/Physiologie_Tissu_Osseux_2013.pdf Consulté le 03 février 2017.

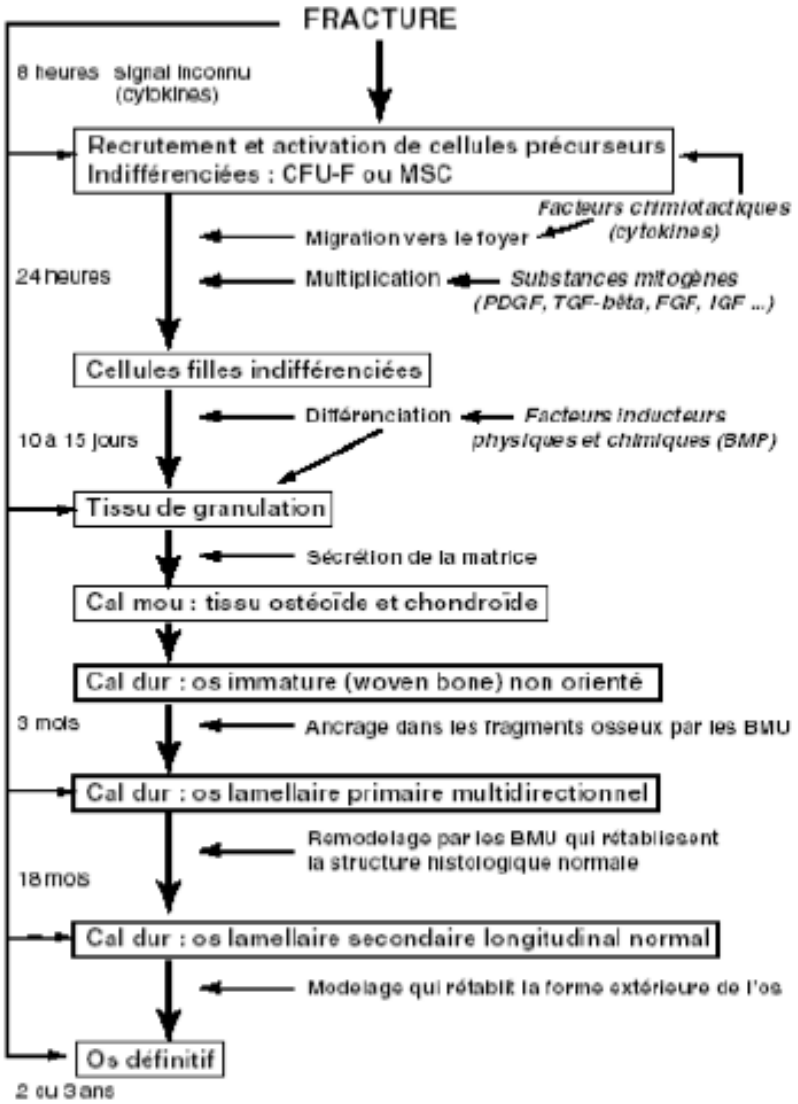
Annexe III



Organisation architecturale du tissu osseux en os cortical (ou compact) et en os trabéculaire (ou spongieux)

Source : Pr A Constantin. Physiologie du tissu osseux. [En ligne] http://www.medecine.ups-tlse.fr/pcem2/semiologie/doc/Physiologie_Tissu_Osseux_2013.pdf Consulté le 03 février 2017.

Annexe IV



Etapes de la consolidation. CFU-F : colony forming unit fibroblastic ; MSC : mesenchymal stem cell ; PDGF : platelet-derived growth factor ; TGF : transforming growth factor ; FGF : fibroblast growth factor : IGF : insulin-like growth factor ; BMP : bone morphogenetic protein ; BMU : unite de remodelage osseux.

Source : Pr A Constantin. Physiologie du tissu osseux. [En ligne] http://www.medecine.ups-tlse.fr/pcem2/semiologie/doc/Physiologie_Tissu_Osseux_2013.pdf Consulté le 03 février 2017.

Annexe V

RECUEIL DE DONNEES PATIENT Pe1 :

➔ Critères d'inclusions : Fracture du cadre obturateur gauche et de l'aileron sacré gauche, prescription d'appui partiel de 70% au membre inférieur gauche soit de 40kg

➔ Critères d'exclusions : pas d'interdiction d'appui, pas d'appui total aux deux membres inférieurs, pas de fracture ni de chirurgie sur le membre inférieur opposé, ne présente pas de maladie neurologique ou de troubles cognitifs.

➔ Date du recueil : du 14/11/2016 au 21/11/2016

➔ Raison et date d'entrée dans la structure :

- Histoire de la maladie : Polytraumatisme lors d'un accident de la voie publique, fracture de la tête humérale droite traitée par coude au corps 6 semaines, fracture du cadre obturateur et de l'aileron sacré gauche. Date de l'opération : 06/08/2016

- Antécédents : pas d'antécédent

- Prescription médicale : Appui bipodal pour les transferts, reprise d'appui progressif, jusqu'à 70% du poids du corps sur le membre inférieur gauche. Marche avec deux cannes anglaise (attention à l'épaule droite).

➔ Mode d'admission :

- Provenance du patient : transfert par un autre établissement

- Date d'entrée et combien de jours prévus dans la structure : Entrée le 25/08/2016

➔ Identité individuelle et familiale :

- Nom, Prénom : patient Pe1

- Date de naissance (âge) : 17/09/1976,

- Profession : gérante dans l'hôtellerie

- Situation familiale (soutien) : un conjoint pour aider

- Lieu et type d'habitation : maison 1 étage

➔ Présentation physique :

- Poids, Taille, IMC (poids/ taille²) : 57 kg, 170 cm, IMC = 19,7

- Droitière ou gauchère : droitière

- Pointure pied : 37
- Aides techniques : déambulateur
- Déficits éventuels : déficit à l'épaule droite avec douleur. Abduction=45° Flexion=90°

RECUEIL DE DONNEES Patient Pe2

➔ Critères d'inclusions : polytraumatisme avec fracture tibia-fibula du membre inférieur droit, prescription d'appui partiel à 50 % soit 36 kg.

➔ Critères d'exclusions : pas d'interdiction d'appui, pas d'appui total aux deux membres inférieurs, pas de fracture ni de chirurgie sur le membre inférieur opposé, ne présente pas de maladie neurologique ou de troubles cognitifs.

➔ Date du recueil : du 14/11/2016 au 21/11/2016

➔ Raison et date d'entrée dans la structure :

- Histoire de la maladie : Mise en place d'un fixateur externe circulaire pour retard de consolidation sur une fracture ouverte diaphysaire comminutive tibia-péroné. En complément d'un alésage tibia-péroné. Cela suite à un accident domestique.
- Antécédents : Tabagisme actif (15PA), appendicectomie
- Prescription médicale : appui partiel du membre inférieur droit à 50% pendant 1 mois.

➔ Mode d'admission :

- Provenance du patient : opération le 04/11/2016 à l'hôpital de la Cavale Blanche pour la pose du fixateur externe
- Date d'entrée et combien de jours prévus dans la structure : le 07/11/2016 pour une période encore indéterminée

➔ Identité individuelle et familiale :

- Nom, Prénom : Patient Pe2
- Date de naissance (âge) : 08/02/1977 (39 ans)
- Profession : intérimaire en soudure, chaudronnerie, actuellement en recherche d'emploi
- Situation familiale (soutien) : vit seul, pas d'enfant, une sœur aînée à proximité
- Lieu et type d'habitation : appartement au premier étage sans ascenseur

➔ Présentation physique :

- Poids, Taille, IMC (poids/ taille²) : 73 kg, 172 cm, IMC = 24,5
- Droitier ou gaucher : droitier
- Pointure : 43
- Aides techniques : cannes anglaises
- Déficits éventuels : non

RECUEIL DE DONNEES PATIENT Pt3 :

➔ Critères d'inclusions : Prothèse totale de hanche droite cimentée, appui partiel du membre inférieur droit à 75% soit 75 kg.

➔ Critères d'exclusions : pas d'interdiction d'appui, pas d'appui total aux deux membres inférieurs, pas de fracture ni de chirurgie sur le membre inférieur opposé, ne présente pas de maladie neurologique ou de troubles cognitifs.

➔ Date du recueil : du 14/11/2016 au 21/11/2016

➔ Raison et date d'entrée dans la structure :

- Histoire de la maladie : hanche post-radique entraînant une fracture pathologique du col fémoral, opéré le 27/10/2016
- Antécédents : liposarcome de la cuisse droite avec retentissement fonctionnel, embolie pulmonaire post-opération
- Prescription médicale : mobilisation de la hanche dans les secteurs autorisés, prévention des luxations (voie postérieur), mobilisation genou, DLM membre inférieur, renforcement quadriceps, psoas, stabilisateurs de hanche et de bassin, appui partiel inférieur à 75% sur le membre inférieur droit

➔ Mode d'admission :

- Provenance du patient : transfert depuis un autre établissement (hôpital de Morlaix)
- Date d'entrée et combien de jours prévus dans la structure : le 03/11/2016 pendant … mois.

➔ Identité individuelle et familiale :

- Nom, Prénom : Patient Pt3
- Date de naissance (âge) : 19/06/1955 (61 ans)
- Profession : chef d'entreprise

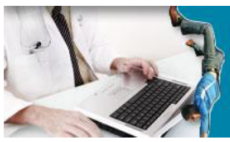
- Situation familiale (soutien) : aide familiale
- Lieu et type d'habitation : maison (étage ?)

➔ Présentation physique :

- Poids, Taille, IMC (poids/ taille²) : 100 kg, 188 cm, IMC = 28,8
- Droitier ou gaucher : droitier
- Pointure : 43
- Aides techniques : cannes anglaises
- Déficits éventuels : quadriceps du membre inférieur droit coté à 0 dû à une atteinte du nerf fémoral (port de l'attelle !)

Annexe VI

DATA SHEET



DYNAFOOT 2 ©

SEMELLES DE BAROPODOMÉTRIE WIRELESS
ANALYSE SPATIO-TEMPORELLE DE LA MARCHE

TECHNO CONCEPT

Une solution complète d'analyse dynamique des appuis et du cycle de marche
DYNAFOOT 2© est un système sans fil d'analyse des **pressions plantaires** et des **paramètres spatiaux-temporels de la marche**.
Utilisé en **podologie** (*conception semelles orthopédiques...*), en **rééducation fonctionnelle** (*analyse spatio-temporelle de la marche*), ou pour l'évaluation de la **performance du sportif**, cette solution sans fil vous permettra une analyse simple et précise dans une **liberté totale de mouvement**.

SPECIFICATIONS TECHNIQUES

- **Semelles**

Pointures	28 - 47 (2 pointures par semelle)
Nombre de capteurs	28 capteurs du 28 au 35 58 capteurs du 36 au 47
Capteurs de pression	Résistifs haute résolution
Epaisseur de semelle	2mm
Surface	semelle souple nettoyable
Plage de mesure	100g/cm² à 5000g/cm²

- **Transmission des données**

Mode Temps réel	*Bluetooth - Portée 10m*
Mode Capture	*Sans limite de distance*
Capacité mémoire	240 secondes

- **Boîtier**

Dimensions du boitier	50 x 39 x 14mm
Poids du boitier	25 gr
Fréquence d'acquisition	100 Hz
Accéléromètre	3 axes +/- 6G

- **Alimentation**

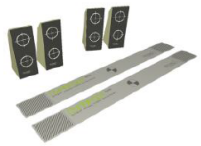
Batterie	Lithium-ion
Autonomie	3,5 heures en fonctionnement
Durée de charge	2 heures
Chargeur	Secteur (220V AC)

SPECIFICATIONS LOGICIELLES

- Affichage des pressions 2D et 3D avec orientation de la vue
- Analyse pas à pas ou de la marche complète
- Répartition par zones anatomiques du pied
- Affichage de la trajectoire du Centre de Pression Moy et Ma
- Courbes de force et d'accélération
- % de poids AV/AR – G/D
- Paramètres temporels du cycle de marche
- Paramètres spatiaux du cycle de marche (***Option S.A.S***)
- Comparaison de plusieurs enregistrements
- Base de données patients
- Import / Export des données d'un patient
- Impression d'un bilan
- Commentaires personnalisés
- Impression de l'empreinte des pressions à l'échelle 1 :1

CONFIGURATION PC MINIMALE REQUISE

Processeur	1,6 Ghz
Mémoire RAM	1 Go
Carte vidéo	128 Mo RAM
Espace Libre	200 Mo sur le disque dur
Système d'exploitation	Windows XP SP3, Vista, 7, 8



- Option S.A.S -
Step Analysis System

AVANTAGES

- 2 en 1 : Baropodométrie + Analyse du cycle de marche
- Liberté de déplacement sans fil
- Utilisation dans tous types de chaussures
- Faible poids et encombrement
- Haute plage de mesure
- Logiciel intuitif et simple d'utilisation
- Système compact et transportable

LISTE DES PIECES

- 4 paires de semelles instrumentées
- 2 boitiers de communication / stockage
- 2 clips de fixation chaussure
- 1 chargeur secteur
- 1 clé Bluetooth
- 1 logiciel d'exploitation
- 1 guide utilisateur

Option S.A.S :

- 4 bornes magnétiques
- 2 bandes de positionnement (Départ – Arrivée)

Fiche Technique DYNAFOOT

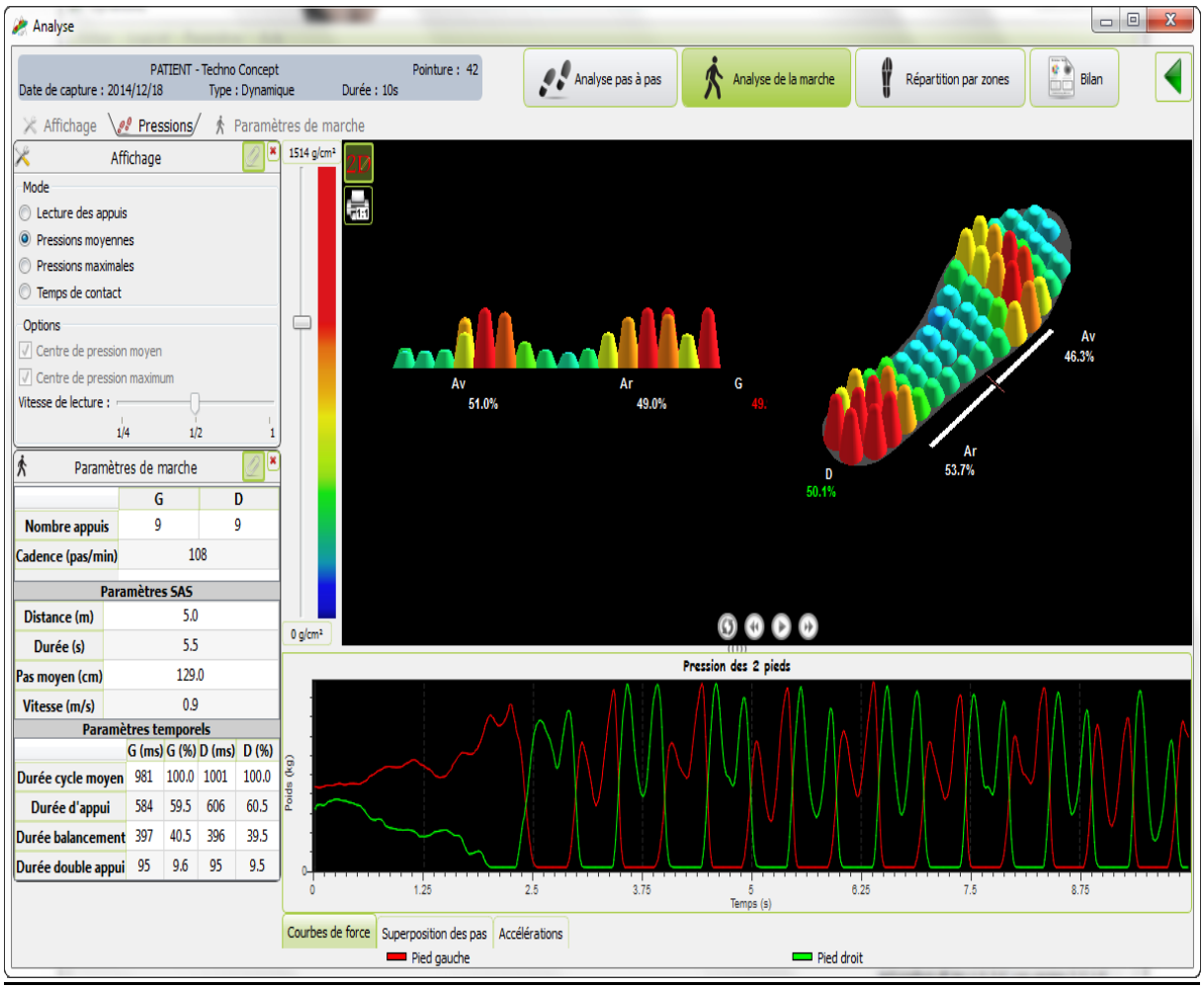
Source : Techno Concept. Dynafoot. [En ligne] http://www.technoconcept.fr/shop/lang-fr/reeducation-de-la-marche/26-http-wwwtechnoconceptfr-shop-productphpidproduct26.html. Consulté le 02 Novembre 2016

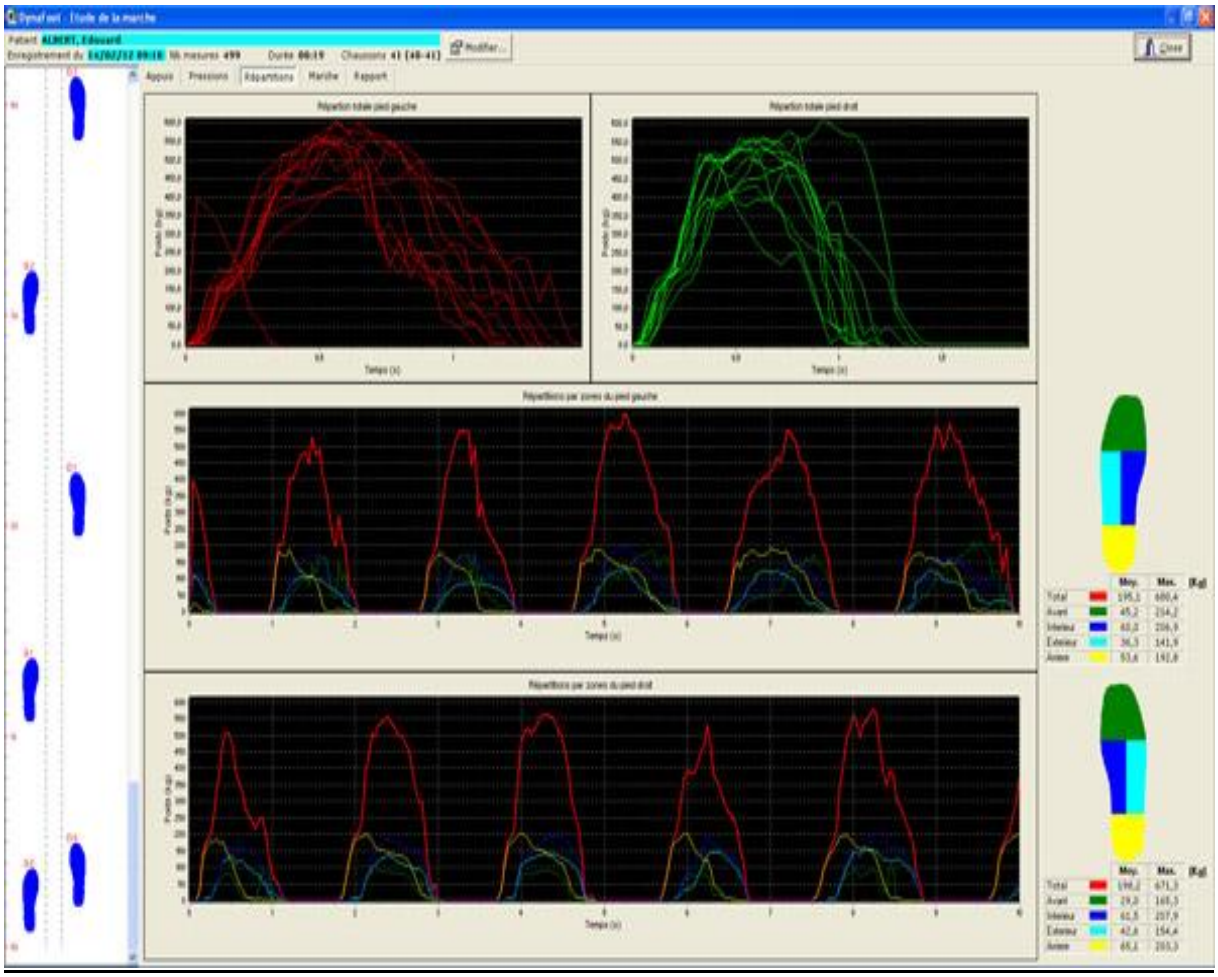
Annexe VII

Brochure DYNAFOOT©

Source : Techno Concept. Dynafoot. [En ligne] http://www.technoconcept.fr/shop/lang-fr/reeducation-de-la-marche/26-http-wwwtechnoconceptfr-shop-productphpidproduct26.html . Consulté le 02 Novembre 2016.

Annexe VIII

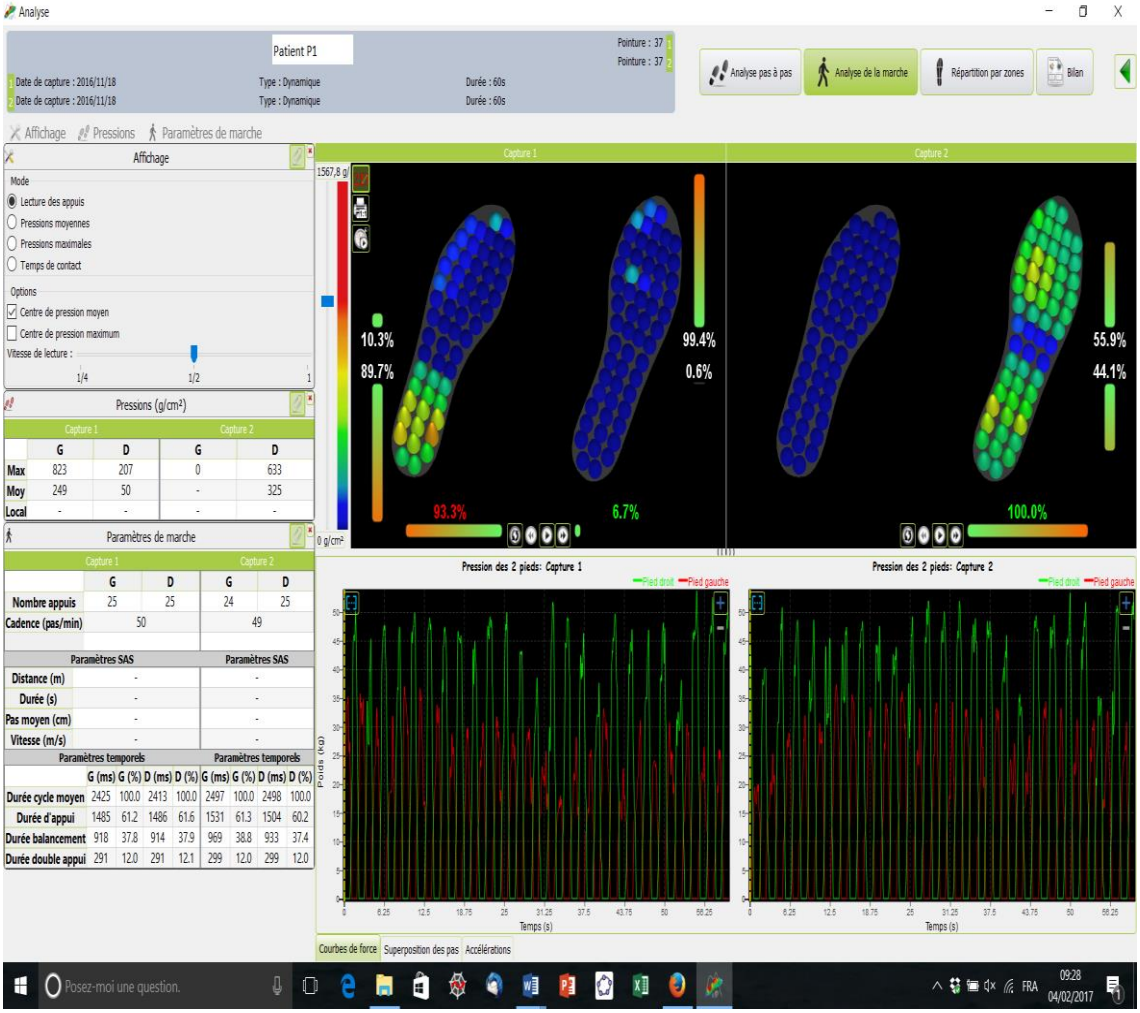

Analyse
PATIENT - Techno Concept
Pointure : 42
Date de capture : 2014/12/18
Type : Dynamique
Durée : 10s
Analyse pas à pas
Analyse de la marche
Répartition par zones
Bilan
Affichage
Pressions
Paramètres de marche
Mode
Lecture des appuis
Pressions moyennes
Pressions maximales
Temps de contact
Options
Centre de pression moyen
Centre de pression maximum
Vitesse de lecture :
1/4
1/2
1
1514 g/cm²
0 g/cm²
Av
51.0%
Ar
49.0%
G
Av
46.3%
Ar
53.7%
D
50.1%
Paramètres de marche
G
D
Nombre appuis
9
9
Cadence (pas/min)
108
Paramètres SAS
Distance (m)
5.0
Durée (s)
5.5
Pas moyen (cm)
129.0
Vitesse (m/s)
0.9
Paramètres temporels
G (ms)
G (%)
D (ms)
D (%)
Durée cycle moyen
981
100.0
1001
100.0
Durée d'appui
584
59.5
606
60.5
Durée balancement
397
40.5
396
39.5
Durée double appui
95
9.6
95
9.5
Pression des 2 pieds
Poids (kg)
Temps (s)
Courbes de force
Superposition des pas
Accélérations
Pied gauche
Pied droit



Exemples de données obtenues par le logiciel DYNAFOOT©

Source : Techno Concept. Dynafoot. [En ligne] http://www.technoconcept.fr/shop/lang-fr/reeducation-de-la-marche/26-http-wwwtechnoconceptfr-shop-productphpidproduct26.html . Consulté le 02 Novembre 2016.

ANNEXE IX



<u>Comparaison entre deux séances d'entraînement du patient Pe1</u>

PAUL
Héloïse

Intérêt de l'utilisation de biofeedback dans la reprise de la marche

Regularly, after an orthopedic or traumatology surgery of lower limbs, the surgeons prescribes a partial weight bearing. Rehabilitation is an essential step to restore a functional walking. It is important to practice a correct weight-bearing in the re-learning of walking. Indeed, the distribution of the weight of the body and pressure has an essential function in the bone consolidation. It can be dangerous if the pressure is too much important and can lead to a fracture. Moreover it can increase the delay of bone consolidation.
In this study, we will study the interest of biofeedback due to baropodometric insoles. This work involves an experiment on a small number of patients in partial weight bearing after a lower limb fracture. It compare a current physiotherapist method with scales and a new technological device.
Finally, the goal is to find an effective learning method that allows patients to follow the surgeon's prescription.

Bien souvent, suite à une chirurgie orthopédique ou traumatologique des membres inférieurs, les chirurgiens indiquent au patient d'exercer un appui partiel du membre concerné. La rééducation est une étape essentielle pour retrouver un schéma de marche fonctionnel.
Il est important d'exercer un appui correct dans le réapprentissage de la marche. En effet, la répartition du poids du corps et de la pression joue un rôle essentiel dans la consolidation osseuse. Cela peut représenter un danger si la pression exercée est trop forte ou bien cela peut entraîner un retard de la consolidation si la pression est insuffisante [1].
Dans ce mémoire, nous allons étudier l'intérêt du biofeedback grâce à des semelles de baropodométrie lors de la reprise de la marche sous appui partiel. Ce travail comporte une expérimentation sur un petit échantillon de patients en phase de reprise d'appui suite à une fracture. Il compare une méthode kinésithérapique actuelle utilisant des balances « pèse personne » par rapport à un nouveau dispositif technologique de biofeedback.
L'objectif est de trouver une méthode d'apprentissage efficace permettant aux patients de respecter la prescription du chirurgien.

Kev words: partial weight- Bearing, biofeedback, Bone consolidation, Physiotherapist, lower Limb rehabilitation

Mots clés: appui partiel, biofeedback, consolidation osseuse, kinésithérapie, rééducation

Institut de Formation Masseurs Kinésithérapeutes de Brest
22, avenue Camille Desmoulins CS 93837 29238 BREST CEDEX

Travail écrit de fin d'études

Années de formation 2014-2017