

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

PARTICIPATION A LA MISE AU POINT  
D'UN PROTOCOLE D'UTILISATION  
D'UNE CHAÎNE INSTRUMENTALE SPECIFIQUE  
DANS LE CADRE D'UN PROGRAMME  
DE REEDUCATION DES MEMBRES INFERIEURS  
PAR BIOFEEDBACK.

## **SENSORFEET**

Rapport de travail écrit personnel  
Présenté par **Rémi MASSON**  
Etudiant en 3<sup>ème</sup> année de kinésithérapie  
En vue de l'obtention du Diplôme d'Etat  
De Masseur-Kinésithérapeute  
**2008 – 2009.**

# SOMMAIRE

## RESUME

<b>1. INTRODUCTION.....</b>	<b>1</b>
<b>1.1. Critères d'inclusion.....</b>	<b>1</b>
<b>1.2. Différentes théories sur l'apprentissage.....</b>	<b>4</b>
<i>1.2.1. L'apprentissage.....</i>	<i>4</i>
<i>1.2.2. La rétro-action biologique (biofeedback).....</i>	<i>5</i>
<i>1.2.3. Extinction/renforcement.....</i>	<i>6</i>
<i>1.2.4. Stockage de l'information.....</i>	<i>7</i>
<b>1.3. Apprentissage par conditionnement.....</b>	<b>7</b>
<b>2. MATERIELS ET METHODE.....</b>	<b>9</b>
<b>2.1. Matériels.....</b>	<b>9</b>
<i>2.1.1. Du BIOBACK au SENSORFEET.....</i>	<i>9</i>
<i>2.1.2. Le TEKSCAN.....</i>	<i>12</i>
<b>2.2. Protocole.....</b>	<b>13</b>
<b>2.3. Bilans kinésithérapiques.....</b>	<b>16</b>
<b>2.4. Indications Sensorfeet.....</b>	<b>16</b>
<b>2.5. Bilans Tekscan.....</b>	<b>19</b>
<b>3. DISCUSSION.....</b>	<b>21</b>
<b>3.1. Problèmes rencontrés en cours d'étude (de septembre à octobre 2008).....</b>	<b>21</b>
<b>3.2. Résultats.....</b>	<b>22</b>
<b>4. LE SENSORFEET EN JUIN 2009.....</b>	<b>23</b>
<b>5. CONCLUSION.....</b>	<b>28</b>

## RESUME

L'intérêt de ce travail a été de participer à la mise au point d'un protocole d'utilisation d'une chaîne instrumentale spécifique dans le cadre d'un programme de rééducation des membres inférieurs par biofeedback. Le matériel à disposition est un prototype dénommé Sensorfeet, outil thérapeutique en cours de validation. A terme, son utilisation doit offrir au thérapeute la possibilité de programmer et de vérifier la qualité des appuis plantaires chez des sujets pathologiques. Différents paramètres indispensables dans la programmation d'un meilleur schéma de marche sont choisis par le thérapeute. La particularité de la semelle et celle du logiciel de traitement de l'information permettent, dans les applications proposées dans le cadre de ce travail, d'objectiver l'amélioration éventuelle de la répartition des appuis antérieurs et postérieurs lors du réentraînement à la marche chez des patients neurologiques. Le résultat recherché se limite à une amélioration de l'équilibre entre les appuis talonnier et métatarsien du membre inférieur hémiplégié, sans chercher à intervenir sur le déroulement du pas.

Dans un premier temps, nous avons couplé l'utilisation du Sensorfeet avec un autre type de matériel plus sophistiqué, le Tekscan. L'objectif était d'établir certaines corrélations entre le logiciel proposé dans le cadre du matériel prototype et un outil de mesure permettant d'afficher, grâce à une multitude de capteurs, une carte d'identité des appuis par empreinte de pression.

La fiabilité du Tekscan est prouvée par son utilisation de longue date dans la fabrication de chaussures. La corrélation entre les deux appareils reste relative du fait qu'ils ne fonctionnent pas selon le même principe : le Tekscan affiche des mesures issues d'une multitude de capteurs tandis que les courbes du Sensorfeet proviennent de deux capteurs seulement.

**Mots clés** : chaîne instrumentale, biofeedback, conditionnement opérant, apprentissage.

## 1. INTRODUCTION

### 1.1. Critères d'inclusion :

- Patients hémiplésiques avec un délai minimum de deux mois après AVC.
- Equilibre postural debout au minimum à 3.
- Marchant sur un périmètre minimum de 40m.
- Autonome à la marche.
- Le port d'orthèse de type releveur ou le port de chaussures orthopédiques n'est pas un facteur d'exclusion.

Pronostic de récupération de la marche :

Le pronostic est alourdi par la sévérité du déficit moteur initial et par l'importance des troubles associés tels que les troubles de la sensibilité, les troubles du schéma corporel, les troubles praxiques, l'héminégligence et la détérioration des fonctions supérieures. Dans 73% des cas, le patient reprend la marche entre le 3<sup>ème</sup> et le 6<sup>ème</sup> mois après l'AVC. Dans 10% des cas, il reprend la marche entre le 6<sup>ème</sup> et le 12<sup>ème</sup> mois (10).

Cinq patients du centre de réadaptation répondent aux critères d'inclusion de l'étude et présentent des pathologies ainsi que des aides à la marche différentes permettant une étude plus large.

Anatomopathologie et troubles associés (exemples pour deux patients) :

Patient n° 1 Mme R.

Patiente droitnière, victime d'une hémiparésie gauche à prédominance brachio-faciale avec aphasie croisée suite à un AVC ischémique sylvien droit sur occlusion de l'artère cérébrale moyenne droite. Elle présente une hémianopsie latérale homonyme gauche ainsi que des troubles attentionnels avec négligence spatiale unilatérale gauche nette. On trouve une agraphie et une aphasie prédominant sur le versant moteur. On note également de légers troubles praxiques. Il existe des doutes sur une indistinction gauche/droite. Les troubles associés constituent une gêne pour la trajectoire de la marche, la localisation dans l'espace qui l'entoure et l'application des consignes. Ces troubles nécessiteraient un environnement sans stimuli parasites.

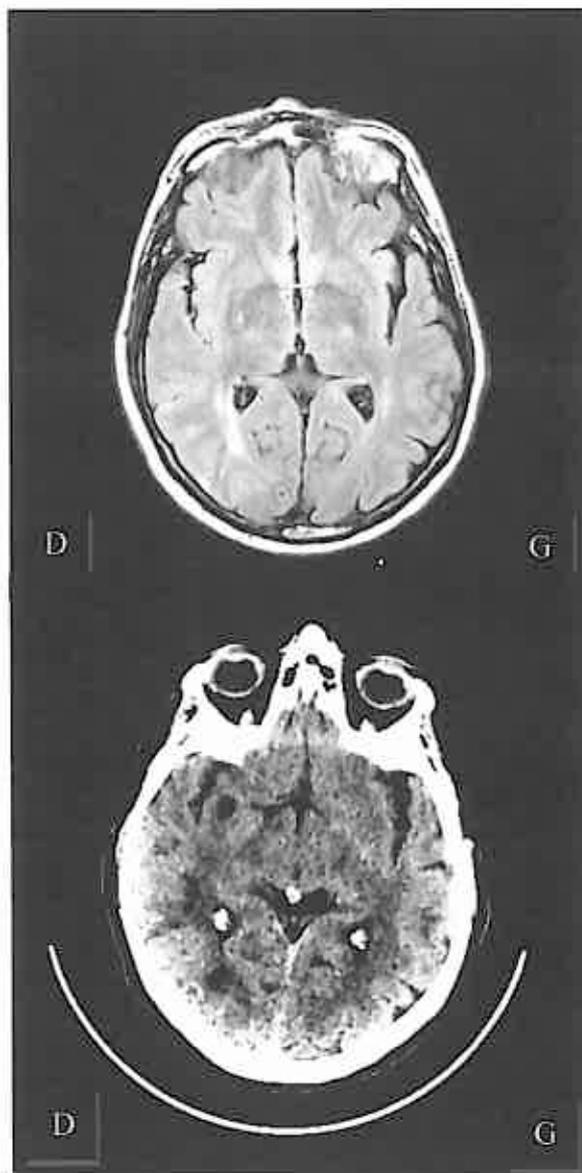


Figure 1 : IRM de la patiente 1

Patient n° 4 M. M.

Patient droitier présentant une hémiparésie droite à prédominance brachio-faciale avec aphasie motrice suite à un AVC ischémique du bras postérieur de la capsule interne gauche. On peut noter des lésions ischémiques multiples bilatérales anciennes. L'aphasie est à prédominance motrice avec réduction de la fluence verbale. La compréhension reste conservée pour les consignes simples et semi-complexes, perturbée pour les complexes.

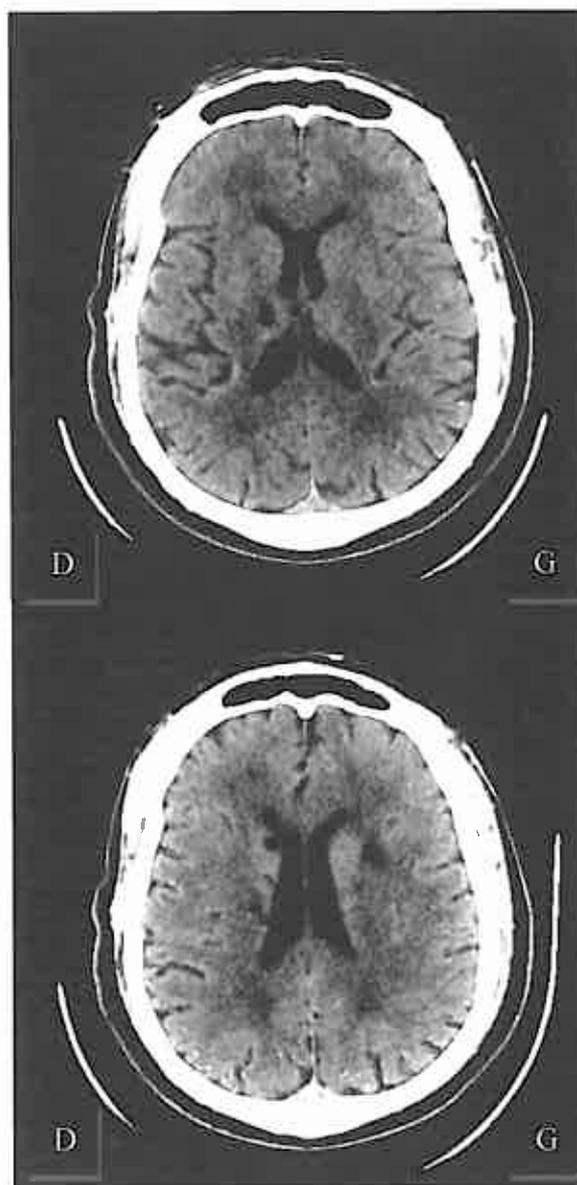


Figure 2 : IRM du patient 4

## **1.2. Différentes théories sur l'apprentissage :**

### *1.2.1. L'apprentissage :*

Chez le sujet sain, il peut être défini comme le fait d'améliorer la réalisation d'une tâche que le patient arrive déjà à exécuter (par exemple un geste sportif), grâce à une interaction avec l'environnement (information sonore, visuelle...) (6).

En rééducation, l'apprentissage en condition pathologique doit permettre au patient de modifier sa façon d'exécuter une tâche motrice ou d'apprendre un nouveau programme moteur. Pour cela, il devra organiser une stratégie consistant en la mise en place de mécanismes d'apprentissage par conditionnement opérant (7). La motivation influe indéniablement sur les perspectives de réussite (1).

Lorsque le patient éprouve des difficultés à mettre en place ces stratégies, l'intervention du thérapeute devient nécessaire. Il devra guider le patient pour lui permettre de s'approprier ces nouveaux comportements moteurs. La réussite du conditionnement dépend des déficiences, des troubles associés, sans négliger le contexte social du patient. Il lui appartient aussi de le motiver par tous les moyens à sa disposition (encouragements verbaux, ...) et notamment par la connaissance des résultats (12).

Cette dernière donne un but à atteindre et permet d'objectiver les progrès.

Les patients sont très attachés à cet exercice fonctionnel qu'est la marche, utile dans leur vie quotidienne. Le renforcement positif par intégration progressive des résultats, les motive et améliore les performances motrices.

L'apprentissage se fonde sur l'intervention d'une propriété biologique majeure du système nerveux central : la plasticité (6). Elle peut être définie « comme les changements de structures, biologiques et comportementales, en réponse à des stimulations liées à

l'environnement extérieur. On peut distinguer une plasticité évolutive liée à l'évolution phylogénétique, une plasticité génétique liée à l'évolution ontogénétique et une plasticité adaptative liée à l'expérience, impliquant les processus de mémoire et d'apprentissage » (6). Si l'intervention des deux premières est indéniable dans notre projet, nous nous fonderons sur la plasticité adaptative.

### *1.2.2. La rétro-action biologique (biofeedback) :*

La rétro-action biologique cherche à rendre conscient un certain nombre d'activités physiologiques perturbées dans le but d'aider le patient à modifier ou régulariser ses fonctions déficientes (5). Ceci s'adresse principalement au système autonome et au système neuromusculaire (8). Cette technique utilise souvent un système électronique permettant de renvoyer une information généralement de type binaire « juste/faux » sous forme de signaux visuels ou auditifs. Cette information permet au patient de contrôler ses actions motrices.

Le professeur ANDRE parle d'une « méthode de rééducation utilisant, dans le but d'apprentissage par conditionnement, une rétro-information externe apportée transitoirement par une chaîne instrumentale capable d'objectiver les performances » (3). Dans notre étude, le Sensorfeet constituera la chaîne instrumentale. Il est composé de deux capteurs de pression permettant d'analyser la répartition des appuis. Pour objectiver la performance, le dispositif possède des compteurs permettant de connaître le nombre de pas, ainsi que la qualité du déroulement de l'appui lors de la marche. Après une phase où le patient est informé par rétro-information externe, une seconde étape est indispensable afin de « sevrer » le patient de cette dernière tout en contrôlant les bénéfices nouvellement acquis.

### 1.2.3. Extinction/renforcement :

Il est important qu'un apprentissage soit renforcé par la connaissance du résultat, qu'il soit positif ou négatif (récompense ou signal d'erreur). Lorsqu'un apprentissage n'est pas renforcé, l'apprenant peut abandonner celui-ci ou le comportement issu de celui-ci : c'est le phénomène d'extinction. L'apprentissage proposé avec ce type de chaîne instrumentale externe comme le Sensorfeet, permet d'acquérir les éléments indispensables pour un nouveau contrôle moteur.

L'extinction résulte d'un double processus :

- L'inhibition externe lorsqu'un fort stimulus parasite intervient après la présentation du stimulus d'apprentissage conditionné.
- L'inhibition interne due à la disparition d'un conditionnement à cause de l'absence de renforcement (3).

Plus une action est renforcée, moins il y a de risques d'extinction. De même, plus un comportement issu d'un apprentissage par conditionnement remonte dans le temps, plus il résiste au phénomène d'extinction. Les apprentissages les plus récents sont les plus sensibles. La motivation et la prise de stimulants du système nerveux ralentissent le phénomène d'extinction, tandis que l'action sédatrice de certains médicaments le facilite.

« Les essais non renforcés [...] conduisent à la formation et à l'accumulation progressive, essai après essai, d'une quantité de plus en plus grande d'inhibition » (9). Autrement dit, en multipliant les tentatives d'apprentissage sans renforcement, on augmente les risques d'extinction.

Selon Wendt et Guthrie, l'extinction consisterait en un comportement différent de celui appris par le sujet. Il conviendrait alors d'éteindre ces réactions anarchiques pour retrouver le comportement juste (9).

#### *1.2.4. Stockage de l'information :*

La mémoire procédurale ou non déclarative concerne les habiletés motrices, les savoir-faire, les gestes habituels. La mémoire procédurale est inconsciente, automatique, plutôt que consciemment contrôlée. Dans le cas de notre étude, nous exerçons le patient à marcher différemment, de manière consciente et contrôlée au départ, puis de plus en plus automatique. La mémoire procédurale est constituée tant d'habitudes sensorimotrices que d'automatismes. C'est grâce à elle que l'on peut se rappeler une séquence gestuelle. Elle implique la mise en jeu de connexions fonctionnant sur le mode stimulus-réponse, après de nombreuses répétitions.

### **1.3. Apprentissage par conditionnement :**

L'apprentissage par conditionnement est réussi lorsque les différentes séquences apprises sont mémorisées à long terme dans l'aire motrice supplémentaire.

Différents modèles théoriques cognitifs de l'apprentissage moteur ont été élaborés. Pour mémoire nous pouvons citer entre autres :

- la théorie de la « boucle fermée » d'Adams (2) : l'apprentissage moteur résulte de la mise en place d'un système de références auquel est confrontée en permanence l'exécution d'un mouvement en cours. Ce système de références peut concerner la vitesse d'exécution, la force, l'amplitude ou le rythme. Une comparaison permanente entre modèle et résultat s'avère nécessaire.

- la théorie de Schmidt (2) : le patient connaît ses capacités grâce à son expérience et sait quel nouveau mouvement il veut exécuter. Pour s'aider, il utilise toutes les informations proprioceptives liées à ce mouvement.
- la théorie de Turvey (2) : l'acquisition d'un nouveau programme moteur dépendrait de la mise en place et de la coordination d'unités motrices réalisant ainsi de véritables structures fonctionnelles ou « structures coordinatrices ».

Par souci de synthèse, nous représentons la méthode d'apprentissage par conditionnement retenue pour ce travail par le schéma suivant :

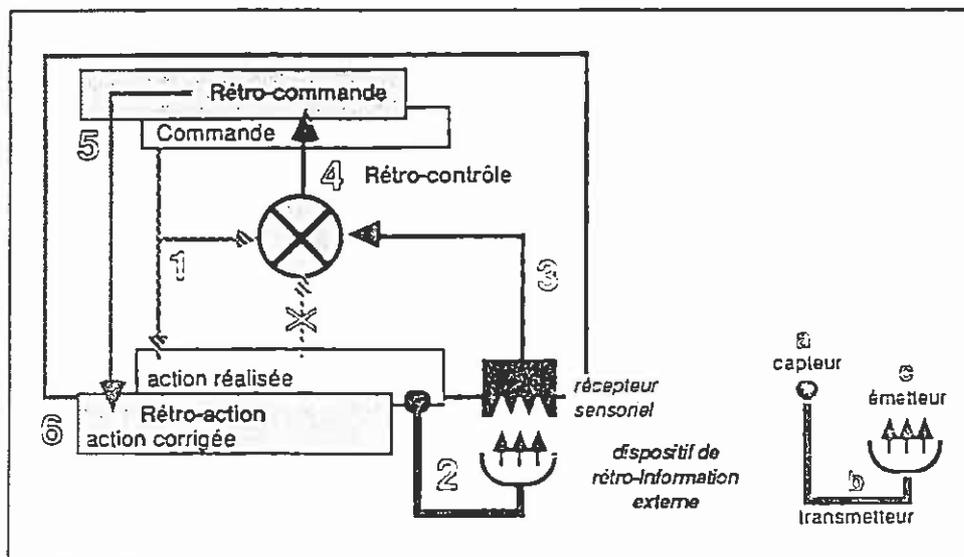


Figure 3 : schéma explicatif du biofeedback (3)

Avant toute action, le patient la planifie puis l'initie. « L'action réalisée (ou en cours de réalisation) donne lieu à une rétro-information qui permet la comparaison entre l'action projetée et l'action réalisée (rétro-contrôle) » (3).

Cette action est comparée (rétro-contrôle) à l'action planifiée. La commande est corrigée (rétro-action) pour obtenir la conformité.

Dans le cas pathologique, la rétro-information fait défaut. Il faut donc l'instrumentaliser (biofeedback). L'action est détectée par un capteur. L'information est transmise au patient par un signal sensoriel. Cette rétro-information externe instrumentale est alors comparée par le patient avec l'action planifiée. La commande est corrigée (rétro-action) pour obtenir la conformité (11).

Dans les premiers jours, lors de la phase d'entraînement, la mise en place des mécanismes d'apprentissage par conditionnement opérant nécessite que l'attention soit portée par le patient à la rétro-information externe. La mémoire procédurale est également sollicitée afin de rappeler certains programmes sensorimoteurs engrammés dans certaines zones du cerveau (cortex pré-frontal, cortex pré-moteur). A ces informations, se joignent les informations proprioceptives et toutes les informations utiles provenant des organes sensoriels (ouïe, vision, ...).

## 2. MATERIELS ET METHODE

### 2.1. Matériels :

#### 2.1.1. Du BIOBACK au SENSORFEET :

Le BIOBACK était un appareil thérapeutique permettant de proposer une rééducation avec biofeedback visant à améliorer la qualité d'appui. Il a été conçu et validé par le Centre de Réadaptation Fonctionnelle de Lay Saint-Christophe en 1993. Deux types de capteurs pouvaient être connectés au boîtier : un capteur angulaire de type effet Hall, utilisé principalement pour contrôler l'hyperextension du genou lors de la phase d'appui chez le patient hémiparétique, et un barocapteur talonnier de type FSR. Le BIOBACK, sans mémoire interne, ne proposait que la visualisation, sur la face avant du boîtier, du nombre d'évènements comptabilisés chaque fois que la valeur seuil était atteinte (valeur angulaire ou de pression), fixant l'évolution des progrès.

Ce matériel n'étant plus commercialisé, un outil basé sur les mêmes principes de rééducation mais utilisant les techniques actuelles a été élaboré. Le Sensorfeet est un outil thérapeutique pouvant aussi être utilisé en tant qu'instrument d'analyse. La semelle

intégrant deux capteurs de pression, placés au niveau talonnier et métatarsien, permet de localiser les zones préférentielles d'appui lors d'un équilibre statique bipodal et à la marche. Le boîtier donne des valeurs quantitatives à ces appuis. Les valeurs seuils sont réglées par le thérapeute via un ordinateur.

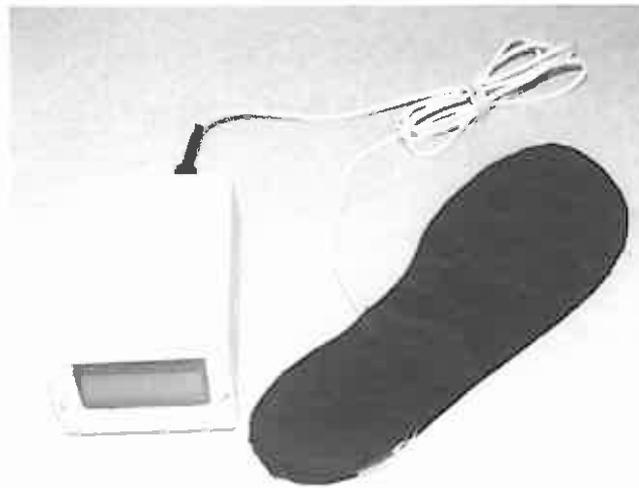


Figure 4 : boîtier Sensorfeet relié à une semelle

Le paramétrage peut se faire suivant deux modes :

- Un mode dit « autonome », permettant la situation fonctionnelle, pendant laquelle les différents événements sont seulement comptabilisés et visualisés sur un écran LCD placé à la face avant du boîtier. Le nombre d'évènements peut être transféré sur l'ordinateur,
- Un mode par une liaison filaire, permettant l'enregistrement en temps réel sur un ordinateur. Ces données permettent la visualisation des courbes à l'écran,

simultanément à la marche du patient. Les abscisses donnent le temps. Les ordonnées donnent le pourcentage de surface de capteurs sur laquelle le patient exerce une pression. Lors de la marche, le graphique permet de quantifier la surface exercée sur la semelle, qui sera comparée à la surface obtenue lors de l'étalonnage et qui représente 100%.

Plusieurs types de rétro-informations peuvent être proposés : sonores, vibratoires ou visuels. Des LED au niveau du boîtier permettent au thérapeute de visualiser le franchissement des seuils.

Le thérapeute peut choisir parmi quatre modalités d'utilisation différentes :

- Mode « capteur avant » : l'enregistrement ne tient compte que du capteur métatarsien,
- Mode « capteur arrière » : l'enregistrement ne tient compte que du capteur talonnier,
- Mode « déroulement du pas » : les deux capteurs interviennent. La pression, dans l'ordre talon-métatarse, doit être suffisante sur les deux capteurs pour qu'un pas soit comptabilisé. Si le patient n'appuie pas suffisamment sur l'un des capteurs, le pas n'est pas enregistré,
- Mode « semelle complète » : la pression sur les deux capteurs est enregistrée sans notion d'ordre d'intervention.

A partir du choix des valeurs seuils, une logique positive ou négative de l'exercice est proposée au patient. La logique positive transmet une rétro-information lorsque le seuil mini ou maxi est atteint. Dans la logique négative, la rétro-information est supprimée lorsque ces seuils sont atteints. Pour notre étude, nous convenons d'une logique positive.

### 2.1.2. Le TEKSCAN :

Le Tekscan (F-scan), utilisé lors d'analyses de marche, est un ensemble de deux semelles composées de 700 capteurs haute résolution répartis sur leurs surfaces. Ces semelles ultra minces et flexibles sont reliées par nappe à des interfaces placées sur le segment jambier par l'intermédiaire d'un anneau Velcro. Ces interfaces sont connectées par liaison filaire à un module enregistreur fixé à la taille. Il s'agit d'un système autonome de prise de mesures des appuis podaux. Un logiciel permet d'acquérir et de traiter les informations. On peut ainsi analyser la répartition topographique des appuis et quantifier instantanément les pressions en valeurs absolues. L'enregistrement se fait image par image (20 images/seconde).



Figure 5 : patiente équipée avec le Tekscan

## 2.2. Protocole :

Tableau 1 : protocole

Phase Initiale		Phase Intermédiaire		Phase Finale
Bilans Initiaux	Traitement	Bilans Intermédiaires	Traitement	Bilans Finaux
<p><b>Bilan MK :</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- anamnèse</li> <li>- sensitif</li> <li>- spasticité</li> <li>- contrôle moteur</li> <li>- troubles associés</li> <li>- fonctionnel</li> </ul> <p>Les patients marchent sur une distance de 10m sans tenir compte de la durée (seul l'aspect qualitatif de la marche est analysé) avec leurs aides techniques habituelles. Toutefois, afin de pouvoir étudier l'influence d'un releveur sur l'apprentissage, nous avons laissé le releveur au patient n°5 et enlevé celui du patient n°2.</p> <p><b>Bilan Tekscan :</b></p> <p>Test des 10m, en mode autonome. 2 types de semelles : 36 pour les patients 1 et 3, 43 pour les autres. Enregistrement des données sur l'ordinateur.</p> <p><b>Indications Sensorfeet :</b></p> <p>Utilisation des mêmes tailles de semelle que pour le Tekscan. Etalonnage de l'appareil. Marche sur 10m, appareil relié à l'ordinateur pour enregistrement et réglé en mode « déroulement du pas ».</p>	<p>10 séances de rééducation avec la semelle Sensorfeet en utilisant une rétro-information sonore en logique positive afin d'apprendre au patient à mieux équilibrer les appuis talonnier et métatarsien :</p> <p>Étalonnage de l'appareil. (voir p.14)</p> <p>Réglage des seuils sur une distance de 10m. (voir p.14)</p> <p>Mise en mode autonome.</p> <p>Marche de 40m avec l'appareil en présence du thérapeute. Celui-ci peut stimuler le patient et le conseiller.</p> <p>Correction de la marche par le patient afin d'obtenir un son continu de l'appareil pendant l'appui (voir p.15).</p> <p>Enregistrement des données sur l'ordinateur.</p> <p>Connaissance des résultats transmise au patient.</p> <p>Fin de séance.</p>	<p>Les patients marchent sur une distance de 10m sans tenir compte de la durée (seul l'aspect qualitatif de la marche est analysé) avec leurs aides techniques habituelles.</p> <p>Idem bilan en phase initiale.</p> <p><b>Bilan Tekscan :</b></p> <p>Idem bilan en phase initiale</p> <p><b>Indications Sensorfeet :</b></p> <p>Idem indications en phase initiale</p>	<p>5 séances de rééducation avec la semelle Sensorfeet sans utiliser de rétro-information sonore pour vérifier si le résultat de l'apprentissage est automatisé :</p> <p>Idem traitement en phase initiale</p> <p>Le patient tente de marcher selon le nouveau schéma de marche appris, sans avoir de rétro-information au cours de la marche.</p> <p>Surveillance par le thérapeute grâce aux compteurs figurant sur l'écran ou les LED de la face avant du boîtier.</p> <p>Le patient a connaissance des résultats à la fin de l'exercice lors de l'enregistrement sur l'ordinateur.</p>	<p><b>Bilan MK :</b></p> <p>Idem bilan en phase initiale</p> <p><b>Bilan Tekscan :</b></p> <p>Idem bilan en phase initiale</p> <p><b>Indications Sensorfeet :</b></p> <p>Idem indications en phase initiale</p>

Le protocole se déroule sur une population de cinq personnes vasculaires, que ce soit gauche ou droite. Les patients utilisant des aides techniques disposent toujours de leur matériel réglé de la même manière pour éviter tout biais. Le patient n°2 exécute les exercices sans son releveur tandis que le patient n°5 le conserve : le but étant d'étudier l'influence d'un releveur dans l'apprentissage par conditionnement opérant.

#### **Étalonnage de la semelle Sensorfeet :**

La semelle est toujours mise en place dans les mêmes chaussures. La remise à zéro du système est réalisée sans appui. Ensuite, le thérapeute utilise des balances SECA 884 et sollicite le patient, en position bipodale, à venir transférer le maximum de son poids sur le membre inférieur lésé. Un cadre fixe de type déambulateur est placé devant lui pour aider à la stabilisation de l'équilibre. Ce poids, transformé en valeur absolue, correspond au transfert d'appui réalisé à J0 : jour de la situation de monitoring. Cette valeur absolue constitue la référence (100%) de toutes les autres valeurs obtenues lors de la marche. L'étalonnage est réalisé au début de chaque séance.

#### **Définition des seuils :**

Le boîtier Sensorfeet, attaché à la ceinture, est relié à l'ordinateur. Le patient marche sur une distance de 10m.

- a. Réglage du Sensorfeet en **mode « déroulement du pas »** (voir exemple p.15) pour pouvoir visualiser les courbes des deux appuis simultanément. Le graphique permet de visualiser le déséquilibre entre les appuis talonnier et métatarsien. L'objectif étant d'harmoniser, d'équilibrer ces appuis, seul le capteur le moins sollicité est pris en compte pour la suite de l'étude.

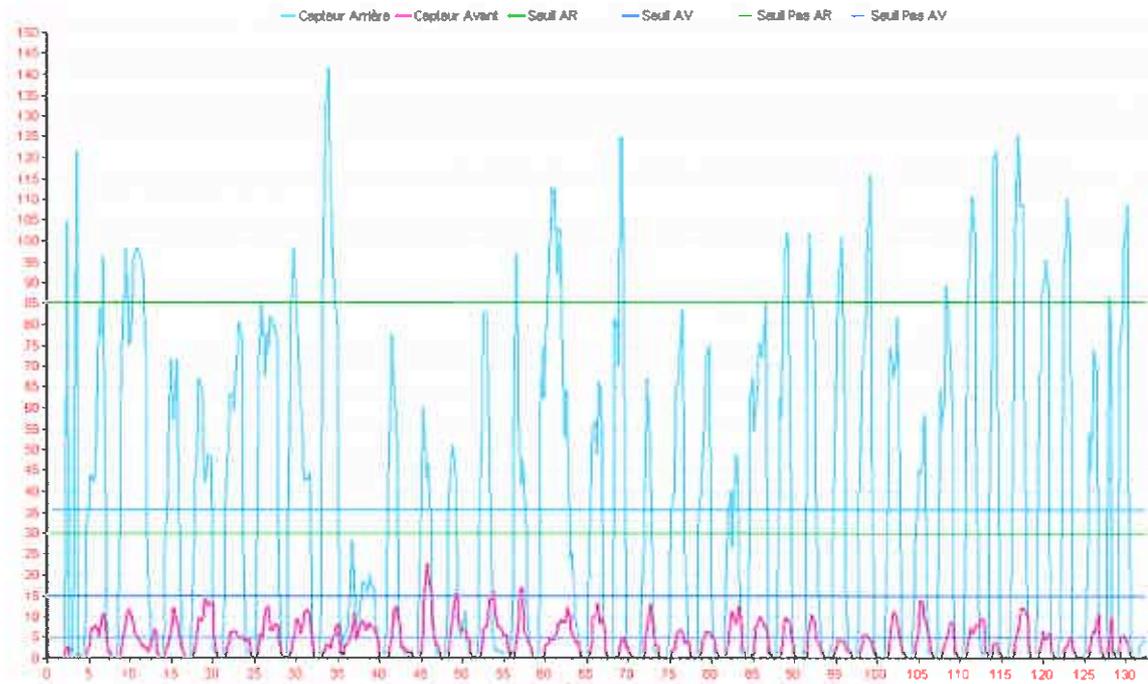


Figure 6 : enregistrement graphique Sensorfeet en mode « déroulement du pas »  
 NB : Par soucis de lisibilité, nous avons mis les graphiques en négatif.

- b. Réglage du Sensorfeet en **mode « capteur avant »** ou **« capteur arrière »** en fonction du capteur le moins sollicité (ici capteur avant). Dans ce mode, la courbe et les seuils de l'appui le plus sollicité disparaissent de l'écran.
- c. Définition du **« seuil mini »** : sous ce seuil, l'appui est insuffisant et ne peut être comptabilisé comme appui « réussi ». Il est fixé à une valeur légèrement supérieure à la valeur de la plupart des sommets de la courbe (ici à 15) pour inciter le patient à appuyer davantage sur son appui faible. Un son continu indique que le pas est « bon ».
- d. Définition du **seuil de pas** : il permet de compter les pas. Il est défini par une valeur nettement inférieure au seuil mini (ici 5).
- e. Définition du **« seuil maxi »** : nous fixons ce seuil légèrement au-dessus des sommets de la courbe et supérieur au seuil mini, ici à 35, afin de limiter les appuis non contrôlés. Au-dessus du seuil maxi, l'appareil émet un son discontinu.
- f. Marche de 10m pour vérifier les réglages.
- g. Réglage du Sensorfeet en **mode « autonome »** pour commencer le protocole.

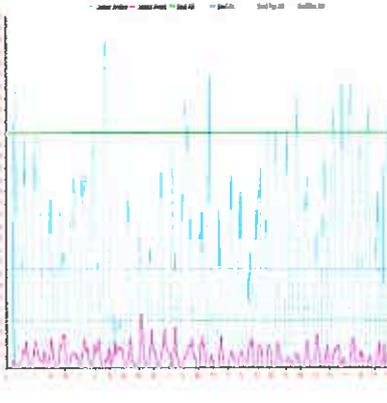
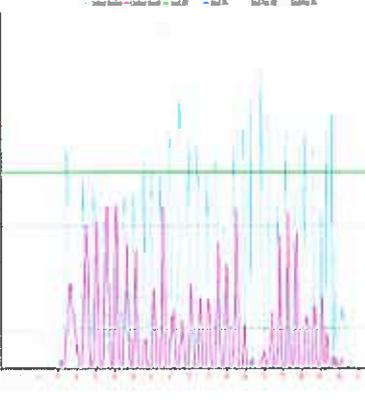
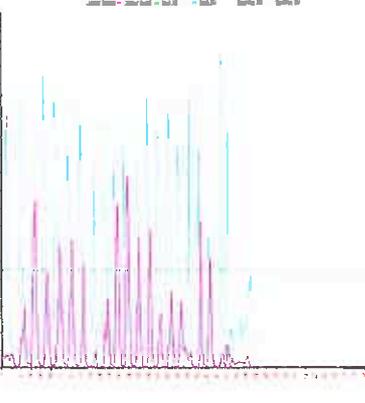
### 2.3. Bilans kinésithérapiques (voir Annexe I) :

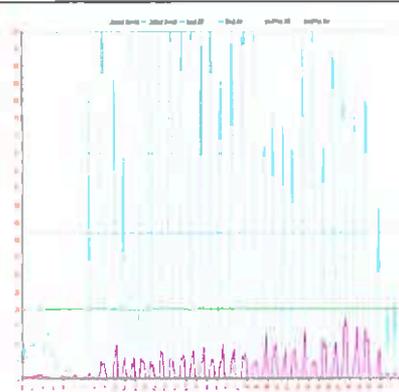
### 2.4. Indications Sensorfeet :

Avant propos :

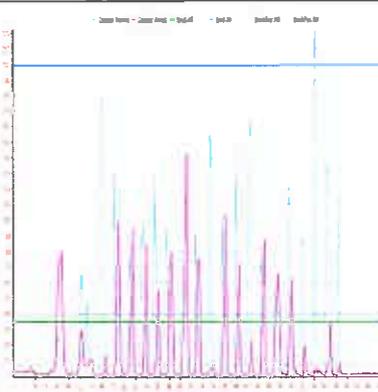
Les valeurs lisibles sur les graphiques ne peuvent pas être prises en compte parce qu'elles varient à l'étalonnage, d'un jour à l'autre, selon la stabilité du patient sur les balances, malgré l'aide d'un déambulateur et du kinésithérapeute. La proportion entre les appuis avant et arrière suffit pour voir le déséquilibre et pour connaître l'évolution en cours de traitement. Par souci de lisibilité, nous avons mis les graphiques en négatif. La courbe bleue représente l'appui talonnier tandis que la courbe rouge représente l'appui métatarsien. Les droites horizontales représentent des seuils avant réglage pour la phase de traitement en mode autonome (voir p.15).

Tableau 2 : indications Sensorfeet

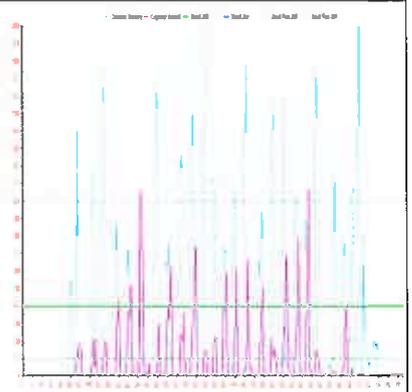
INITIAL	INTERMEDIAIRE (fin de phase avec rétro- information)	FINAL (sans rétro-information)
<b>Patient n°1 Mme R.</b>		
		
Mme R. appuie beaucoup plus avec le talon qu'avec les métatarses.	Nette amélioration de la répartition des appuis.	Léger phénomène d'extinction.

**Patient n°2 M. J.**

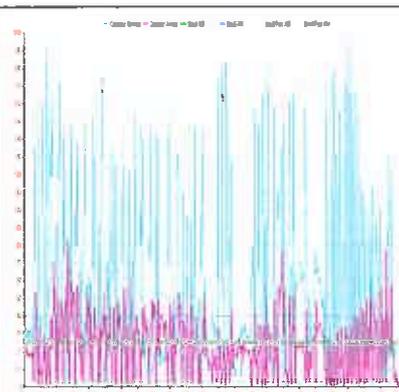
M. J. appuie beaucoup plus avec le talon qu'avec les métatarses.



Nous notons une nette amélioration de la répartition des appuis.



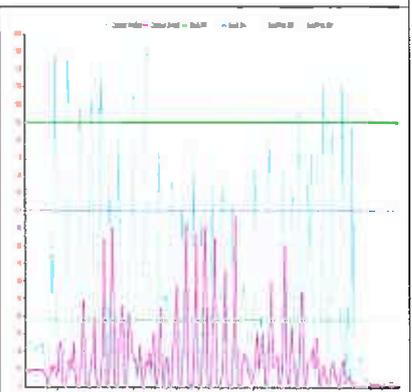
Léger phénomène d'extinction.

**Patient n°3 Mme M.**

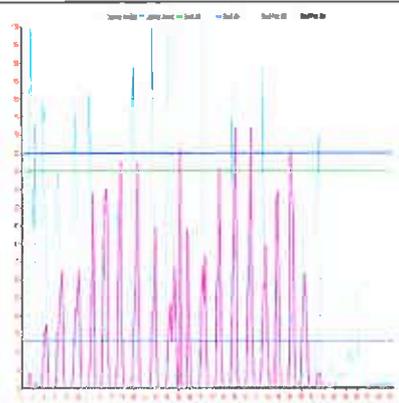
Mme M. appuie beaucoup plus avec le talon qu'avec les métatarses.



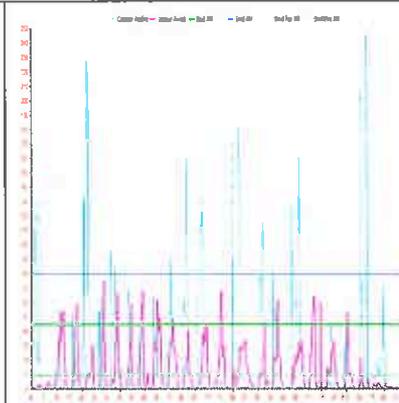
Amélioration de la répartition des appuis.



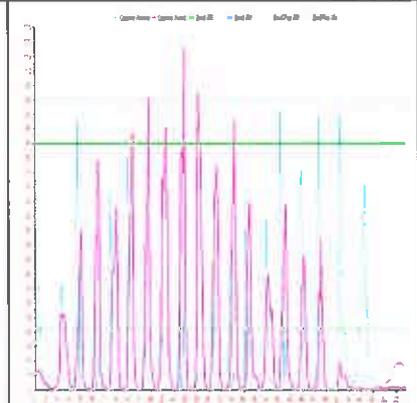
Légère extinction. Les courbes sont également beaucoup plus régulières traduisant une régularisation de la marche.

**Patient n°4 M. M.**

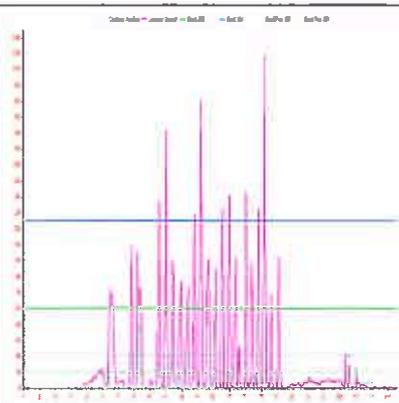
M. M. appuie plus avec le talon qu'avec les métatarses.



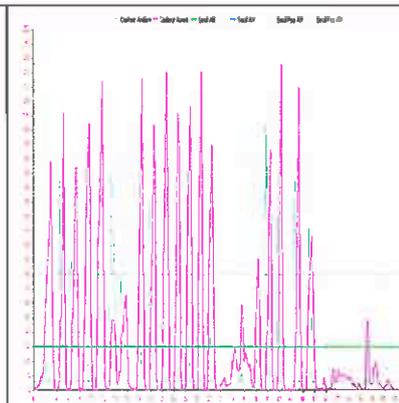
Pas d'amélioration significative.



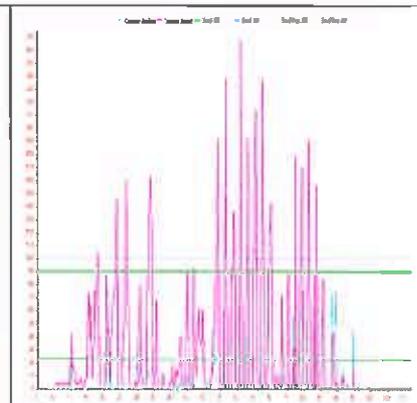
Le patient appuie plus avec les métatarses qu'avec le talon.

**Patient n°5 M. P.**

M. P. appuie beaucoup plus avec les métatarses qu'avec le talon.



Nette amélioration de la répartition des appuis.



Important phénomène d'extinction.

## 2.5. Bilans Tekscan :

### Avant propos :

Les valeurs n'ont pas été calibrées. Elles ne comportent pas d'unité, ce sont des valeurs absolues. Elles n'ont pas d'autre objectif que la comparaison entre elles-mêmes. Elles ont été obtenues en sélectionnant des zones topographiques de pression (boîtes) sur les vidéos

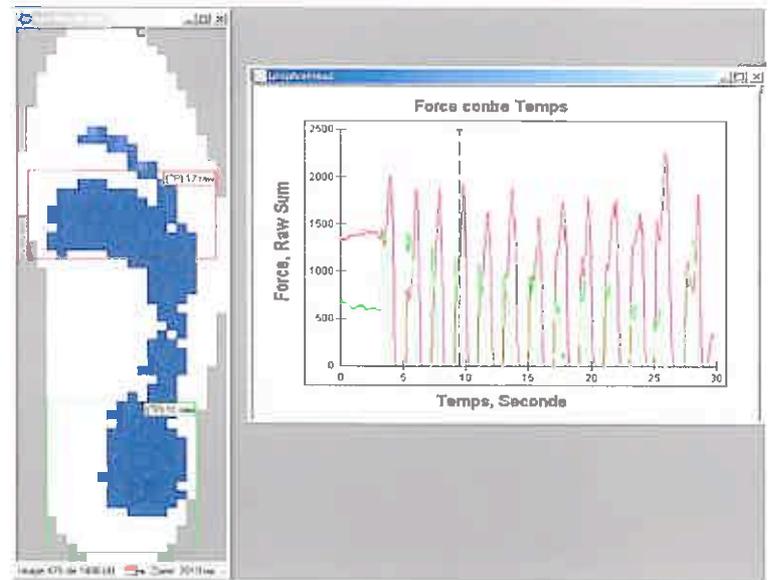


Figure 7 : données Tekscan après acquisition sur ordinateur  
(Documentation Tekscan)

TEKSCAN. Puis, nous avons établi la valeur moyennée sur le nombre de pas réalisés par le patient sur les dix mètres définis dans le protocole. La sélection de ces zones est propre à chaque patient car chacun a une empreinte plantaire personnelle, telle une carte d'identité. Nous conservons les mêmes zones pour les bilans initial, intermédiaire et final. L'appareil fournit une valeur moyennée par zone et par image. Pour obtenir la moyenne sur 10m, nous avons exporté ces valeurs dans un tableau Excel.

Les semelles ont été testées avant et après la prise de mesures pour en vérifier le fonctionnement à priori et à posteriori et ainsi garantir leur bon fonctionnement pendant l'enregistrement. De ces zones, ont été supprimés les artefacts dus à des capteurs défectueux qui auraient pu fausser les chiffres.

Tableau 3 : bilans Tekscan

Patient	Rapport métatarsien/talonnier			Commentaires
	Initial	Interm.	Final	
N°1	0,08	0,22	0,15	Dans le bilan initial, la patiente appuie plus sur le talon que sur les métatarses. Nous constatons une amélioration de la répartition des appuis au bilan intermédiaire puis un phénomène d'extinction dans le bilan final.
N°2	0,18	0,53	0,45	Lors du bilan initial, le patient appuie plus sur le talon que sur les métatarses. Dans le bilan intermédiaire, nous voyons une amélioration de la répartition des appuis. Dans le bilan final apparaît un léger phénomène d'extinction.
N°3	0,24	0,29	0,27	Lors du bilan initial, la patiente appuie plus sur le talon que sur les métatarses. Dans le bilan intermédiaire, nous observons une légère amélioration de la répartition des appuis. Le bilan final montre un léger phénomène d'extinction.
N°4	0,62	0,59	1,83	Dans le bilan initial, le patient appuie plus sur le talon que sur les métatarses. Lors du bilan intermédiaire, nous notons peu de changements. Au bilan final, le patient appuie plus sur les métatarses que sur le talon.
N°5	9,1	2,78	8,59	Dans le bilan initial, le patient appuie beaucoup plus sur les métatarses que sur le talon. Lors du bilan intermédiaire, nous observons une nette amélioration de la répartition des appuis. Au bilan final, nous constatons un important phénomène d'extinction.

Explication : plus le patient appuie sur les métatarses plus le ratio tend vers  $+\infty$ , plus il appuie sur le talon, plus le ratio tend vers 0.

### **3. DISCUSSION**

#### **3.1. Problèmes rencontrés en cours d'étude (de septembre à octobre 2008) :**

##### **- Matériels :**

Seules deux semelles Sensorfeet, une de taille 36 et une de taille 43, étaient disponibles pour l'ensemble des patients. Il en était de même pour les semelles Tekscan. Les capteurs ont bougé dans une semelle Sensorfeet et ont faussé les mesures chez deux patients dont il a fallu reprendre une partie des enregistrements. En cours d'étude, le câble reliant l'une des semelles au boîtier a cassé (le clip de la prise était trop rigide), ce qui a perturbé la planification du protocole. Dès le départ, le logiciel Sensorfeet n'enregistrait ni les graphiques, ni les tests autonomes : une mise à jour du logiciel a été nécessaire. Il faut recalibrer le Sensorfeet au début de chaque séance. Le calibrage est réalisé en bipodal sur des balances. Il entraîne une modification des valeurs d'un jour à l'autre et par conséquent une modification des seuils. Le calibrage provoque, de temps en temps, un blocage du logiciel : il faut alors reprendre la procédure à son début. Il a fallu équiper la chaussure gauche de la patiente n°3 d'une compensation talonnière. Le patient n°5, lors du bilan initial, était équipé d'une orthèse talo-crurale pour verrouiller le genou ainsi que d'un releveur. Dans le bilan final, il était équipé d'un releveur américain.

##### **- Patients :**

Un patient n'était pas motivé par l'étude et a quitté le centre après quatre jours, réduisant le nombre de patients disponibles à cinq. Certains patients étaient externes et ne venaient que deux fois par semaine (patients n°2 et 5). Nous avons rencontré des difficultés prononcées de compréhension et de praxie chez un patient. Selon les jours, les patients étaient plus ou moins réceptifs et concentrés.

Le bilan kinésithérapique montre déjà une légère amélioration du déroulement du pas chez quatre patients. L'étape suivante consistera à travailler l'amélioration du déroulement du pas.

#### 4. LE SENSORFEET EN JUIN 2009

##### Les améliorations apportées :

- Dans la version antérieure, le Sensorfeet considérait que le poids transféré correspondait à la moitié du poids du corps, induisant ainsi des erreurs qui permettaient d'obtenir, lors des exercices, des résultats supérieurs à 100% des valeurs d'étalonnage. Désormais, le praticien doit rentrer le poids lu sur chacune des balances. Les données de chacun des deux capteurs (avant et arrière) sont converties en pourcentages du poids total exercé sur la semelle lors du transfert du poids. Ces pourcentages correspondent maintenant à une valeur réelle et sont transmis à l'ordinateur.

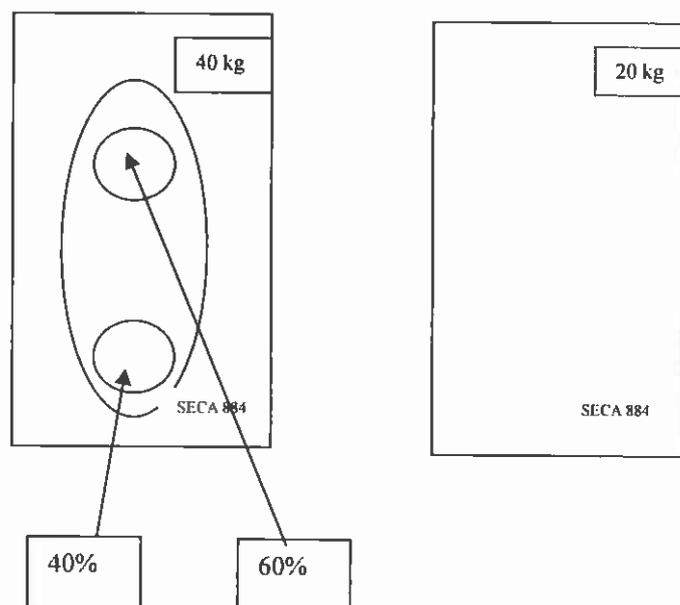


Figure 8 : exemple pour une hémiplégié gauche

- Le logiciel a gagné en stabilité, rendant ainsi l'étalonnage plus facile.
- Dans l'ancienne version, le seuil du pas devait être réglé à chaque utilisation. Désormais, le kinésithérapeute choisit un pourcentage du seuil mini pour le déterminer et l'ordinateur applique automatiquement ce pourcentage à chaque utilisation.
- Des barres de chargement ont été ajoutées pour indiquer la progression des changements de configuration. Elles permettent de savoir qu'il n'y a pas de blocage au niveau du logiciel et améliorent ainsi sa convivialité.

#### Test des améliorations sur un patient :

- bilan MK (voir Annexe II)
- enregistrement à J0 en mode « capteur arrière »

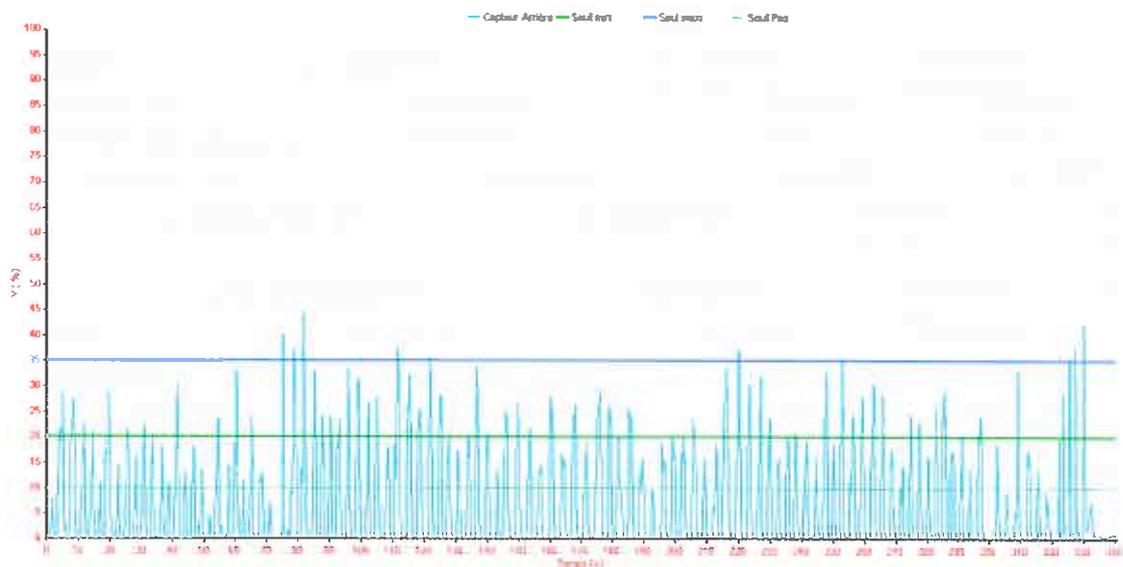


Figure 9 : enregistrement graphique Sensorfeet en mode « capteur arrière » à J0

Le capteur arrière est le moins sollicité chez cette patiente, nous avons travaillé avec celui-ci. Le seuil mini est fixé de façon à ce qu'au minimum 50% des sommets de la courbe se situent au-dessus.

Le seuil de pas est réglé à 50% du seuil mini. Le seuil maxi est réglé selon le protocole page 15. Au franchissement du seuil mini, une rétro-information sonore confirme la réussite du pas.

- utilisation des compteurs

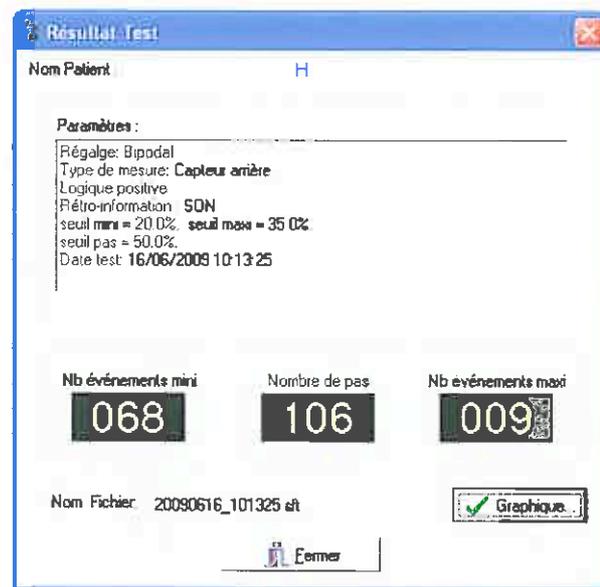


Figure 10 : compteurs à J0

Cet enregistrement montre que 106 pas ont été réalisés. 68 d'entre eux ont dépassé le seuil mini. Cet enregistrement présente donc 64,2% de « bons » pas.

- enregistrements à J1 et J5

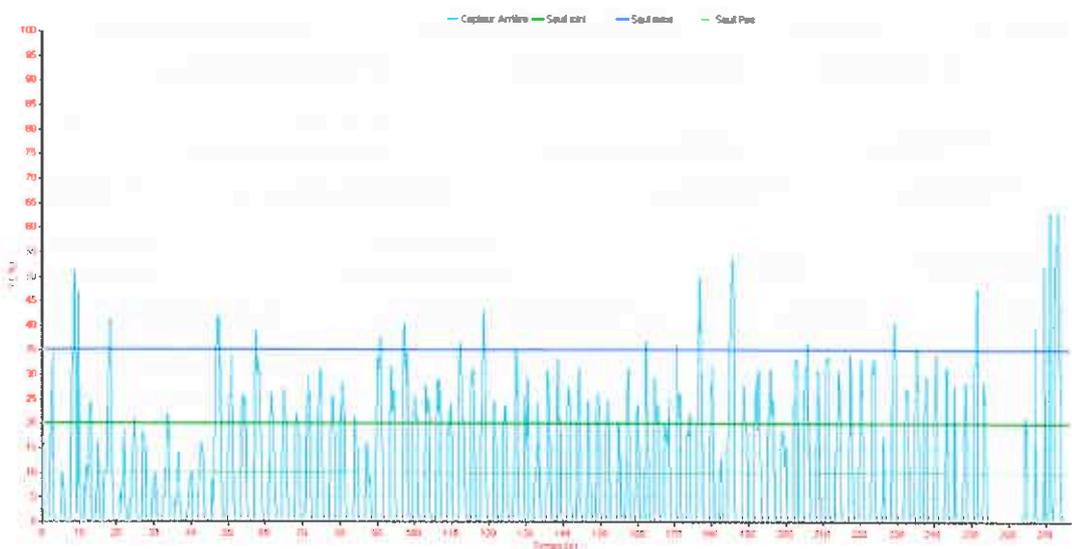


Figure 11 : enregistrement graphique Sensorfeet en mode « capteur arrière » à J1

La comparaison de la courbe à J0 avec celle à J1 montre que les courbes restent sensiblement les mêmes. Il n'est donc plus nécessaire de changer la valeur des seuils en fonction de l'étalonnage mais, après lecture graphique, le thérapeute peut décider de ce changement en fonction de la facilité avec laquelle le patient réalise les exercices.

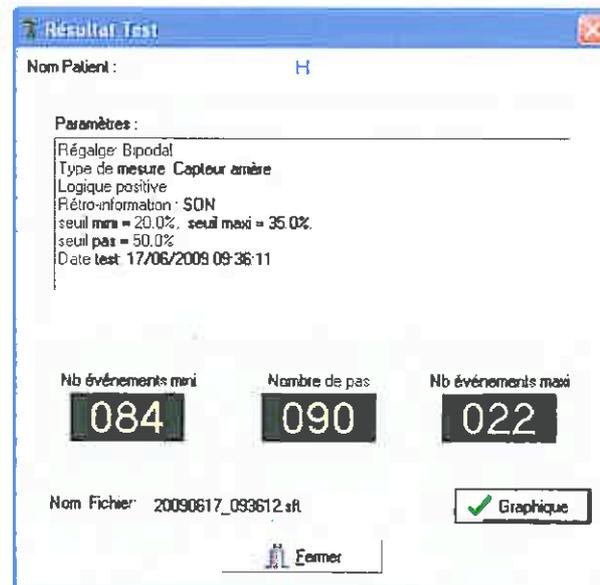


Figure 12 : compteurs à J1

L'analyse des compteurs montre les progrès réalisés par la patiente. Sur 90 pas, elle a réalisé 84 « bons » pas, c'est-à-dire que la valeur du seuil mini que nous avons déterminée a été atteinte dans 93,3% des pas réalisés, contre 64,2% à J0. Les compteurs améliorent nettement la lisibilité des événements et facilitent les décisions de modification dans le traitement. Ici, l'amélioration des performances montre que la patiente a réalisé cet exercice avec facilité. Le protocole est modifié de telle façon que si le résultat reste supérieur à 90% lors des trois séances suivantes, les seuils sont réévalués et augmentés lors de la séance d'après.

Les progrès confirment l'amélioration du transfert d'appui et un début d'automatisation de ce nouveau schéma de marche.

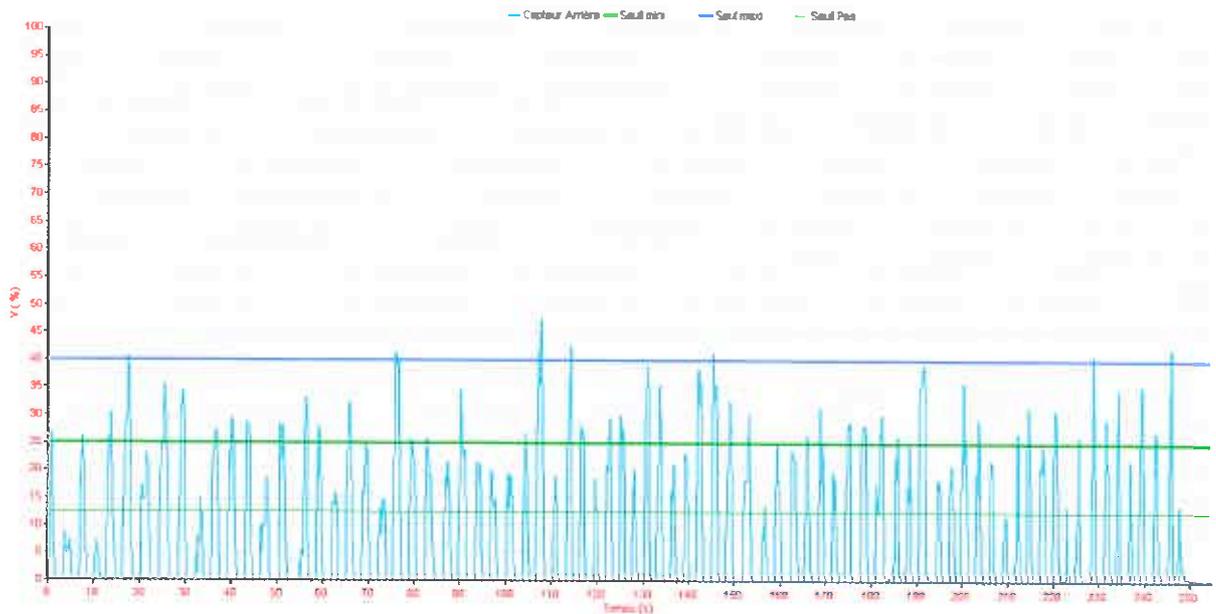


Figure 13 : enregistrement graphique Sensorfeet en mode « capteur arrière » à J5

Lors des séances à J1, J2, J3 et J4, la patiente a réalisé plus de 90% de « bons » pas.

A J5, nous avons augmenté les seuils mini et maxi de 5 et le seuil de pas de 2,5.



Figure 14 : compteurs à J5

La patiente a atteint 55 fois le seuil mini sur 77 pas. Elle ne réalise plus que 71,4% de « bons » pas, créant ainsi une nouvelle marge de progression.

## 5. CONCLUSION

### - Matériels :

Comme tout prototype, le Sensorfeet a nécessité des améliorations et des corrections dont il faut tenir compte dans le protocole (voir p.26). Les améliorations apportées de septembre 2008 à juin 2009, permettent une utilisation plus conviviale et plus précise.

Cette semelle avec capteurs renseigne le thérapeute de façon fiable sur les appuis métatarsiens et talonniers réalisés. Lorsque le choix de cette approche rééducative est retenu par le kinésithérapeute, il est important que la chaîne instrumentale soit disponible pour être utilisée quotidiennement. En effet, seul un apprentissage répété régulièrement permet au patient d'acquérir de nouvelles compétences motrices en les intégrant dans un programme fonctionnel. Pour cela, il faut supprimer la rétro-information sonore en fin de protocole, tout en conservant la chaîne instrumentale comme élément de contrôle pour le praticien (3).

L'utilisation du Tekscan dans notre protocole n'avait comme objectif que d'établir certaines corrélations avec le Sensorfeet. Cet outil ne fait donc pas partie du protocole de traitement Sensorfeet.

### - Patients :

Avant tout apprentissage, il est important de s'assurer de la motivation du patient en ayant pris soin de lui expliquer le déroulement de cet exercice et l'intérêt qu'il représente pour lui. Certains troubles associés tels que l'héminégligence motrice ou visuo-spatiale peuvent nuire au bon déroulement de l'apprentissage.

Le praticien adaptera ses exigences en fonction de l'aptitude du patient à être réceptif aux signaux d'erreur. En effet, la rétro-information sonore doit être perçue, intégrée et elle doit amener un comportement de correction.

Le nombre de séances avec rétro-information devra être plus important que celui utilisé dans le protocole de cette étude. En fonction des progrès du patient, le thérapeute adaptera le nombre de séances afin de fixer davantage l'apprentissage.

**- Environnement :**

Au début, le lieu d'exercice, ici un couloir de 40m, est choisi afin d'éviter au maximum les éléments distrayeurs. En progression, le thérapeute proposera d'intégrer de nouveaux contrôles lors d'une marche en extérieur, en terrains variés, avec obstacles, dans des espaces plus bruyants, plus fréquentés, etc.

Le protocole gagnera en efficacité si le patient est placé dans des conditions optimales de réceptivité et de concentration (notamment en évitant la fatigue préalable et en rendant le patient plus disponible).

**Le travail en partenariat avec une entreprise représente une expérience originale, rarement développée par les équipes de rééducation.**

**Le Sensorfeet offrira une efficacité thérapeutique très intéressante dans le traitement des troubles du schéma de marche chez les patients hémiplegiques. Le protocole de la présente étude, encore imparfaitement défini, permet de quantifier puis d'analyser l'appui préférentiellement talonnier ou métatarsien du membre inférieur hémiplegique par l'établissement de graphiques.**

**Cette phase peut précéder une phase où le masseur-kinésithérapeute recherchera un déroulement harmonieux du pas avec dissociation arrière pied / avant pied.**

**L'outil Sensorfeet permet ainsi, dans cette situation, d'objectiver les performances.**

## **BIBLIOGRAPHIE**

- (1) **BASMAJIAN J. V.** – Biofeedback in physical medicine and rehabilitation. – Physical medicine and rehabilitation : principles and practice, 2005, vol. 1, p. 271-283.
- (2) **BEAUBATON D.** – Aspects Psychophysiologiques de l'Apprentissage Moteur – Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, 1989, vol. 32, p. 505 – 510.
- (3) **BRUGEROLLE B., CHAUVIERE C., ANDRE J. M.** – Rétroaction biologique musculaire. Applications du biofeedback dans les troubles moteur. – Editions Techniques - Encycl. Méd. Chir. (Paris – France), Kinésithérapie – Rééducation fonctionnelle, 26-147-A-10, 1994, 5 p.
- (4) **BRUGEROLLE B., CHAUVIERE C., ANDRE-VERT J., MARCON D., GERARD B., ANDRE J. M.** – Baro-biofeedback embarqué : applications aux appuis en décharge. – Actualités en Rééduc. Fonct. et Réadapt. 17<sup>ème</sup> série - Paris : Masson, 1992, p. 33 – 36.
- (5) **BRUGEROLLE B., CHELLIG L., XENARD J., ANDRE J. M.** – Des définitions pour le biofeedback. – SIMON L. – Actualités en rééducation fonctionnelle et réadaptation. 10<sup>ème</sup> série – Paris : Masson, 1985, p. 16 – 21.
- (6) **DIDIER J. P.** – L'apprentissage, une technique de rééducation : mais apprendre quoi, comment, en évitant quoi ? – KS, novembre 2007, n°482, p. 39 – 44.
- (7) **EDMOND C., BARETTE G.** – Le biofeedback : ses applications kinésithérapiques. – KS, 1989, 280, p. 31 – 36.
- (8) **GERARD C.** – Biofeedback et rééducation. – J. READAPT. MED., 1982, 2, p. 217 – 222.
- (9) **LE NY J. F.**, Le conditionnement et l'apprentissage, Presses Universitaires de France, mars 1992, 194p.
- (10) **PRADA-DIEHL P., AZOUVI P., BRUN V.** – Fonctions exécutives et rééducation, Rencontres en rééducation, Paris : Masson, mars 2006, 122 p.
- (11) **REMOND A., REMOND A.** – Biofeedback : principes et applications. – Paris : Masson, 1994. – 242 p. Médecine et Psychothérapie.
- (12) **SIMONET P.** – Apprentissages moteurs. – KS, juin 1989, n° 280, p. 42 – 56.

## **POUR EN SAVOIR PLUS**

**BRUGEROLLE B., ANDRE J. M.** – Stimulation électrique fonctionnelle et biofeedback. – Traité de médecine physique et de réadaptation – Paris : Flammarion, 1998, p. 208 – 211.

**FROGER J., DISCHLER F., VAROQUI D., VILLY J., BARDY B., PELISSIER J.**- Rééducation par biofeedback de la posture et de l'équilibre après l'accident vasculaire cérébral – Elsevier et Masson, 2008. – p. 127-136.

**KERDONCUFF V., DURUFLE A., PETRILLI S.** -Intérêt de la rééducation par biofeedback visuel sur plateforme de stabilométrie dans la prise en charge des troubles posturaux des hémiplésiques vasculaires. – Ann. Réadapt. Méd. Phys., 2004, vol. 47, n°4, p. 169 – 176.

**LAUTIER J. M.** – Intérêt du baro-biofeedback dans la reprise d'appui après chirurgie du membre inférieur. – KS, 1997, 367, p. 37 – 40.

**PERUCHON E., JULLIAN J. M., RABISCHONG P.** – Analyse de la marche par capteurs plantaires : état de l'art. In : Pélissier J., Brun V., éd. La marche humaine et sa pathologie : Explorations et Rééducation. Paris : Masson, 1994, p. 61 – 69.

**ROBAIN G., VALENTINI F., RENARD DENIEL S., CHENNEVELLE J. M., PIERA J. B.** – Un paramètre baropodométrique pour l'analyse de la marche du patient hémiplésique : le trajet du centre de pression. – Ann. Réadapt. Méd. Phys., 2006, vol. 49, n°8, p. 609 – 613.

## Annexe I : Bilans kinésithérapiques

Légende : F <sup>R</sup> : fléchisseurs, E <sup>R</sup> : extenseurs, FRM : fauteuil roulant manuel, BI : bilan initial, MI : membre inférieur					
BILAN INITIAL 29/09/08	Patient 1 (Mme R.)	Patient 2 (M. J.)	Patient 3 (Mme M.)	Patient 4 (M. M.)	Patient 5 (M. P.)
<b>Anamnèse :</b> Date de la lésion Localisation corporelle Délais	21 juillet 2008 Hémiplégie G à prédominance brachio-faciale J+2 mois	04 mars 2008 Hémiplégie D à prédominance brachio-faciale J+6 mois	23 juin 2008 Hémiplégie D à prédominance brachio-faciale J+3 mois	28 juillet 2008 Hémiplégie D à prédominance brachio-faciale J+2 mois	21 mars 2008 Hémiplégie D à prédominance crurale sans atteinte faciale J+6 mois
<b>Déficiences</b>					
<b>Sensitif :</b>	Diminution de la proprioception kineshésique et statéshésique du genou et de la cheville.	Problèmes de localisation tactile (stimulation face dorsale pied ressentie au 1/3 < de la face antérieure de la jambe).	Problèmes de localisation tactile (stimulation des orteils ressentie au niveau du coup du pied).	Diminution des sensibilités extéroceptives.	Pas de déficit.
<b>Orthopédique :</b> (en passif selon De Brunner) Hanche Genou					
Pied : genou tendu genou fléchi	Pas de déficit. Pas de déficit. F/E 0°/0°/40° F/E 10°/0°/40°	Pas de déficit. Pas de déficit. Pas de déficit.	Pas de déficit. F/E 90°/15°/0° Valgus de 20° F/E 0°/0°/40° F/E 0°/0°/40°	Pas de déficit. Pas de déficit. Pas de déficit.	Pas de déficit. Flexum de 10°. F/E 0°/10°/30° F/E 10°/0°/30°
<b>Spasticité :</b> (selon Ashworth) Adducteurs (ADD) Rotateurs Médiaux (RM) Ischio-jambiers (IJ) Quadriceps (Q) Triceps sural (TS)	0 0 1 1 1	1 0 1 0 2	1 0 1 1 1	2 0 1 1 2 (avec clonus épuisable de 2 – 3 répétitions)	1 0 0 0 1
<b>Contrôle moteur :</b> (selon Held) Hanche Genou	F <sup>R</sup> et E <sup>R</sup> à 4. ABD <sup>R</sup> et ADD <sup>R</sup> à 4. RL et RM à 3  F <sup>R</sup> et E <sup>R</sup> à 4 en analytique et en triple F°/E°	F <sup>R</sup> à 3 en triple F° E <sup>R</sup> à 4 en triple E° ABD <sup>R</sup> et ADD <sup>R</sup> à 4. RL à 4. RM à 2  F <sup>R</sup> à 2 lors de la triple F° à 1 lors du mouvement analytique, E <sup>R</sup> à 4.	F <sup>R</sup> et E <sup>R</sup> à 4. ABD <sup>R</sup> et ADD <sup>R</sup> à 4. RL à 4. RM à 2  F <sup>R</sup> et E <sup>R</sup> à 4 en analytique et en triple F°/E°	F <sup>R</sup> et E <sup>R</sup> à 4. ABD <sup>R</sup> à 4 et ADD <sup>R</sup> à 2. RL à 3. RM à 4  F <sup>R</sup> et E <sup>R</sup> à 4 en analytique et en triple F°/E°	F <sup>R</sup> et E <sup>R</sup> à 4 en triple F/E en analytique, F <sup>R</sup> à 3 et E <sup>R</sup> à 4. ABD <sup>R</sup> et ADD <sup>R</sup> à 3. RL et RM à 3. F <sup>R</sup> à 3 en triple F°, à 2 en analytique. E <sup>R</sup> à 4.

	pose le pied à plat, pas de déroulement du pas. Diminution du pas antérieur droit. Diminution du polygone de sustentation.	diminution du pas antérieur G, pose le pied à plat, pas de déroulement du pas, tape du pied.	déroulement du pas, genou fléchi, polygone de sustentation normal.	déroulement du pas. Diminution du polygone de sustentation (croise les MI).	légèrement diminué. Diminution du pas antérieur. Appui surtout sur l'avant-pied.
Appareillage	1 canne tripode.	1 canne simple et 1 releveur américain (non utilisé pour notre étude).	1 canne simple, 1 orthèse articulée G2, chaussures orthopédiques.	1 canne simple.	2 CA, orthèse talo-crurale pour verrouiller le genou. 1 releveur américain.
Autonomie	FRM surbaissé pour une propulsion podale.	FRM surbaissé pour une propulsion podale.	FRM	FRM surbaissé pour une propulsion podale.	FRM surbaissé pour propulsion podale.

	Patient 1 (Mme R.)	Patient 2 (M. J.)	Patient 3 (Mme M.)	Patient 4 (M. M.)	Patient 5 (M. P.)
<b>BILAN FINAL</b> 20 - 26/10/08					
<b>Déficiences</b>					
<b>Sensitif :</b>	Meilleure proprioception au niveau du genou et de la cheville.	Idem BI	Idem BI	Bonnes sensibilités extéroceptives et proprioceptives.	Idem BI
<b>Orthopédique :</b> (selon De Brunner) Hanche Genou Pied	Idem BI Idem BI Idem BI	Idem BI Idem BI Idem BI	Idem BI Idem BI Idem BI genou tendu F/E 10°/0°/40° genou fléchi (+10° en flexion)	Idem BI Idem BI Idem BI	Idem BI Idem BI Idem BI
<b>Spasticité :</b> (selon Ashworth) ADD RM LJ Q TS	Idem BI Idem BI Idem BI Idem BI Idem BI	0 (-1) Idem BI Idem BI Idem BI 1 (-1)	Idem BI Idem BI Idem BI Idem BI Idem BI	Idem BI Idem BI Idem BI Idem BI Idem BI	0 (-1) Idem BI Idem BI Idem BI Idem BI

<p><b>Contrôle moteur :</b> (selon Held) Hanche</p>	<p>F<sup>R</sup>, E<sup>R</sup>, ABD<sup>R</sup> et ADD<sup>R</sup> à 5 (+1), RL et RM idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>
<p>Genou</p>	<p>F<sup>R</sup> et E<sup>R</sup> à 5 (+1)</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>
<p>Cheville</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Releveurs idem BI en triple F° et à 3 en analytique (+1). TS idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>
<p><b>Fonctionnel :</b> EPA EPD Appuis spontanés sur basculines</p>	<p>Idem BI 5 (+2) 29kg à D, 34kg à G. (-11 à D, +11 à G)</p>	<p>Idem BI Idem BI 33kg à D, 37kg à G. (+8 à D, -8 à G)</p>	<p>Idem BI Idem BI 27kg à D, 30kg à G. (+7 à D, -7 à G)</p>	<p>Idem BI Idem BI 31kg à D, 53kg à G. (+1 à D, -1 à G)</p>	<p>Idem BI Idem BI 37kg à D, 43kg à G. (+7 à D, -7 à G)</p>
<p>Transfert d'appui du côté hémiplégique avec stimulation du thérapeute</p>	<p>0kg à D, 63kg à G. (-8 à D, +8 à G)</p>	<p>54kg à D, 16kg à G. (+9 à D, -9 à G)</p>	<p>45kg à D, 12kg à G. (+12 à D, -12 à G)</p>	<p>Idem BI</p>	<p>61kg à D, 19kg à G. (+6 à D, -6 à G)</p>
<p>Déplacements : Phase oscillante</p>	<p>Nette diminution de la rétroversion du bassin et de l'extension du tronc lors de l'avancée du MI G.</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Meilleure dissociation des ceintures, élévation hémibassin D légèrement moins importante. MI D toujours en RL, recrute encore ses ADD<sup>R</sup>.</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI mais le genou n'est plus verrouillé.</p>
<p>Phase d'appui</p>	<p>Bon contrôle du genou, meilleur déroulement du pas. Les pas sont plus symétriques. Meilleur polygone de sustentation.</p>	<p>Légère amélioration du contrôle du genou, pas d'esquive appui, symétrie des pas. Très légère amélioration du déroulement du pas.</p>	<p>Moins d'esquive de l'appui, meilleur pas postérieur, légère amélioration du déroulement du pas.</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Meilleur déroulement du pas, meilleur polygone de sustentation, symétrie des pas. Bon contrôle du genou.</p>
<p>Appareillage</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Releveur américain.</p>
<p>Autonomie</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>	<p>Idem BI</p>

## Annexe II : Bilan kinésithérapique du 16 juin 2009

<b>Anamnèse :</b> Date de la lésion Localisation Délais	06 avril 2009 Hémiplégie gauche à prédominance brachio-faciale J+2 mois
<b>Déficiences</b>	
<b>Sensitif :</b>	Bonne sensibilité extéroceptive. Diminution de la proprioception kinesthésique et statesthésique du genou et de la cheville.
<b>Orthopédique :</b> (en passif selon De Brunner) Hanche Genou Pied	Pas de déficit. Pas de déficit. F/E 0°/10°/50° genou tendu F/E 10°/0°/50° genou fléchi
<b>Spasticité :</b> (selon Ashworth) Adducteurs (ADD) Rotateurs Médiaux (RM) Ischio-jambiers (IJ) Quadriceps (Q) Triceps sural (TS)	1 0 1 1 2
<b>Contrôle moteur :</b> (selon Held) Hanche  Genou Cheville	F <sup>R</sup> à 2 et E <sup>R</sup> à 4. ABD <sup>R</sup> et ADD <sup>R</sup> à 3. RL et RM à 2. F <sup>R</sup> et E <sup>R</sup> à 4 en analytique et en triple F/E. Releveurs à 0 en analytique et en triple F. TS à 2.
<b>Troubles associés :</b>	HTA. HLH et négligence visuo-spatiale G. Troubles du schéma corporel. Anosognosie, anosodiaphorie. Impulsivité motrice. Troubles attentionnels.
<b>Fonctionnel :</b> EPA EPD Appuis spontanés sur basculines	4 4 32kg à D, 27kg à G.

<p>Transfert d'appui du côté hémiparalysé avec stimulation du thérapeute</p>	<p>11kg à D, 48kg à G.</p>
<p>Déplacements : Phase oscillante</p>	<p>La patiente compense la faiblesse des ABD<sup>R</sup> et F<sup>R</sup> de hanche ainsi que son manque de releveurs de cheville par une élévation de son hémibassin G. Contrôle du bassin difficile pour les rotations.</p>
<p>Phase d'appui</p>	<p>Bon contrôle du genou (la patiente marche avec le genou toujours fléchi pour éviter le récurvatum). Diminution du polygone de sustentation. La patiente pose d'abord la pointe du pied, puis le pied à plat. Pas de déroulement du pas. Le pas antérieur G est légèrement diminué.</p>
<p>Appareillage</p>	<p>1 canne tripode.</p>
<p>Autonomie</p>	<p>FRM surbaissé pour une propulsion podale.</p>