



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -  
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

**Université Claude Bernard Lyon 1**  
***Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation***  
***Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie***

NOM : GARNIER

Prénom : Théo

Formation : Masso-Kinésithérapie

Année : 2013 - 2014

UN PROTOCOLE D'ENTRAÎNEMENT LOCOMOTEUR  
CHEZ LE PATIENT BLESSÉ MÉDULLAIRE:  
DE LA THÉORIE À LA PRATIQUE.

**Travail écrit de fin d'étude : Étude de recherche clinique.**

Année universitaire 2013 – 2014



## **Résumé :**

Ces dernières décennies, l'entraînement locomoteur sur tapis roulant avec décharge corporelle après une lésion incomplète de la moelle épinière (*LMEi*) a montré des progrès concernant la marche mais les effets sur la spasticité ne sont pas traités. Le but de cette étude est de mesurer les effets de cette technique tant sur la marche et la spasticité après tétraplégie incomplète.

*Méthodologie* : Une femme de 30 ans, avec une tétraplégie incomplète chronique (AIS D) a été incluse. Le protocole est une session de 20 séances d'une heure, cinq fois par semaine sur quatre semaines, d'entraînement locomoteur sur tapis roulant avec décharge corporelle suivi d'étirements. Les critères utilisés avant et après la session sont la vitesse et les données cinématiques de la marche, le test de marche de six minutes (*TM6*), et l'évaluation de la spasticité avec l'échelle d'Ashworth modifiée.

*Résultats* : Après la session, la vitesse augmente de 0,60 m/sec à 0,81 m/sec en lien avec une augmentation de la cadence de 75 à 93 pas/minute ; la valeur du *TM6* passe de 193 mètres à 336,6 mètres. Les progrès cinématiques de la marche sont significatifs. Pendant la phase d'appui, nous notons une absence de récurvatum de genou en lien avec une meilleure flexion dorsale de cheville (de 5° à 20°) ; et lors de la phase oscillante, une augmentation de la flexion de genou (de 15° à 30°) et une diminution de l'extension de cheville au contact initial (de 15° à 5°). De plus, nous ne relevons pas d'augmentation de la spasticité.

*Discussion* : L'entraînement locomoteur sur tapis roulant avec allègement corporel couplé à des étirements, permet d'augmenter tant les performances que la qualité de la marche, sans augmenter la spasticité chez une patiente avec une *LMEi* chronique. La prise en compte des douleurs et de la fatigue durant la session est primordiale pour adapter les séances.

*Conclusion* : Cette technique rééducative appliquée avec ce type de protocole peut être recommandée chez les patients tétraplégiques incomplets en phase chronique sans peur ou effet négatifs.

## **Mots clefs :**

Entraînement locomoteur, tapis roulant, allègement corporel, tétraplégie incomplète, marche, spasticité.

**Abstract :**

In last decade, body weight support treadmill training (*BWSTT*) has shown walking improvement after SCI but effect on spasticity remains unaddressed. The aim was to assess the *BWSTT* effects on both walking and spasticity level after incomplete tetraplegia.

*Material:* A 30 years old female with chronic incomplete tetraplegic (AIS D) was included. Intervention consisted in 20 *BWSTT* one hour sessions, repeated 5 days a week, lasting 4 weeks. Kinematic walking recording, six minutes walking test (6MWT) and spasticity assessment using Ashworth modified scale was performed before and after the intervention.

*Results:* After intervention, velocity increase from 0.61ms<sup>-1</sup> to 0.8 ms<sup>-1</sup> related to cadence increase from 75 to 93 steps a minute. 6MWT reveals a distance increase from 198 to 336.6 meters. Kinematic evidence improvements both during support phase without knee recurvatum and ankle flexion increase (5° to 20°) and during swing phase with knee flexion increase (15° to 30°) and ankle extension decrease (15° to 5°). No spasticity increase was reported.

*Discussion:* *BWSTT* lead to an improvement of both performance and quality of walk without spasticity increase in a participant with chronic incomplete tetraplegia. To adapt our rehabilitation, it's important to take tiredness and pain into consideration during session.

*Conclusion:* *BWSTT* should be recommended after incomplete tetraplegia without fear of negative effect.

**Keywords:**

Body Weight Support Treadmill Training, incomplete tetraplegia, walk, spasticity

## SOMMAIRE

|   |    |
|---|----|
| 1. Introduction.....  | 7  |
| 1.1 <u>Les lésions de la moelle épinière (LME)</u> .....              | 7  |
| 1.2 <u>Rétablissement locomoteur</u> .....                            | 9  |
| 1.3 <u>La marche humaine</u> .....                                    | 10 |
| 2. Méthodologie.....  | 16 |
| 2.1 <u>Population cible</u> .....                                     | 16 |
| 2.2 <u>Patient</u> .....  | 16 |
| 2.2.1 <i>Critères d'inclusion</i> .....                               | 16 |
| 2.2.2 <i>Critères d'exclusion</i> .....                               | 16 |
| 2.2.3 <i>Présentation de la patiente</i> .....                        | 17 |
| 2.3 <u>Matériel</u> .....   | 17 |
| 2.4 <u>Protocole</u> .....  | 18 |
| 2.5 <u>Bilans</u> .....   | 19 |
| 2.6 <u>Critères de jugement</u> .....                                 | 19 |
| 3. Résultats.....   | 20 |
| 3.1 <u>Bilan articulaire</u> .....                                    | 20 |
| 3.2 <u>Bilan de la motricité</u> .....                                | 21 |
| 3.2.1 <i>Motricité volontaire</i> .....                               | 21 |
| 3.2.2 <i>Motricité involontaire ou hyper-réflexie spastique</i> ..... | 22 |
| 3.3 <u>Bilan de la sensibilité</u> .....                              | 23 |
| 3.4 <u>Bilan d'extensibilité</u> .....                                | 23 |
| 3.5 <u>Bilan de la marche</u> .....                                   | 24 |
| 3.5.1 <i>Test de marche de six minutes (TM6)</i> .....                | 24 |
| 3.5.2 <i>Timed up and go (TUG)</i> .....                              | 24 |
| 3.5.3 <i>Analyse Quantifiée de la Marche</i> .....                    | 25 |
| 3.5.3.1 Paramètres spatio-temporels.....                              | 25 |
| 3.5.3.2 Courbes cinématiques.....                                     | 26 |
| 3.6 <u>Bilan de l'équilibre</u> .....                                 | 27 |
| 3.7 <u>Bilan de la fatigue et de la douleur</u> .....                 | 28 |



|   |    |
|---|----|
| 4. Discussion.....                                | 28 |
| 4.1 <u>Qualité de marche et performance</u> ..... | 29 |
| 4.2 <u>Hypertonie spastique</u> .....             | 31 |
| 4.3 <u>Application et limites</u> .....           | 33 |
| 5. Conclusion.....                                | 36 |
| 6. Tableaux & figures                             |    |
| 7. Références bibliographiques                    |    |
| 8. Annexes  |    |



## 1. Introduction

Durant mon stage de mai et juin 2013 dans le service de rééducation et de réadaptation fonctionnelle à l'hôpital Henry Gabrielle (Hospices Civiles de Lyon), j'ai pu appréhender diverses pathologies neurologiques centrales et périphériques, et la rééducation kinésithérapique mise en œuvre au sein d'une équipe pluridisciplinaire. Cet établissement étant un Centre Hospitalier Universitaire, il propose un soutien tant humain que matériel aux étudiants et une réelle dynamique de recherche sur les pathologies du système nerveux central.

Ce mémoire de recherche clinique s'inscrit dans la suite logique de la Licence des Sciences et de la Réadaptation proposée à Lyon, celle-ci m'ayant apporté les connaissances théoriques et la démarche scientifique nécessaire pour entreprendre un tel travail.

Avec la participation d'une patiente, Mlle P, présentant un trouble de la marche après lésion de la moelle épinière, la thématique de ce mémoire est la « rééducation et réadaptation de la marche chez le patient blessé médullaire incomplet assisté par tapis roulant ».

### 1.1 Les lésions de la moelle épinière (LME)

Elles sont le plus souvent d'origine traumatique mais elles peuvent aussi être d'origine tumorale, infectieuse et inflammatoire (notamment la sclérose en plaque qui touche le système nerveux centrale).

L'incidence des lésions traumatiques de la moelle épinière en France est approximativement de 20 nouveaux cas par million de personnes (Wyndaele M, 2006), contre le double aux Etats-Unis (Haute Autorité de Santé, 2007). La France, avec ses 1200 nouveaux cas chaque année, pour une population estimée à 50000 personnes, se situe dans la moyenne Européenne.

Les blessures médullaires sont souvent le résultat d'accident : accidents de la route, lors d'activités sportives ou de loisirs, mais aussi causées par des actes violents (suicides,



agressions). De plus, la survie des patients blessés médullaires a augmenté ces dernières années grâce notamment à l'efficacité du système de soin mis en place.

Ce sont majoritairement les hommes qui sont touchés (75% des blessés médullaires), ayant une moyenne d'âge inférieur à 30 ans. (A. Friggeri, 2006).

Une lésion de la moelle épinière touche le système nerveux central, a pour conséquence une interruption ou perturbation des échanges des influx nerveux entre cerveau et la partie du corps sous-lésionnelle. De nombreux troubles peuvent être induits par ce type de lésion, dépendant directement du niveau lésionnel : troubles moteurs, sensitifs, proprioceptifs, cutanés, végétatifs, respiratoires, digestifs, vésicaux, sphinctériens et génito-sexuels. En dépit des avancements en soin et santé, les blessés médullaires sont d'avantages sujets aux complications médicales pouvant entraîner des hospitalisations de longue durée et des décès.

Malgré ce constat, nos patients sont des être bio-psycho-sociaux, ainsi la rééducation de la marche est essentielle pour rétablir la participation, propre à chaque personne, au sein de la société. Divers facteurs sont considérés lors d'une évaluation du pronostic locomoteur fonctionnel. C'est le questionnement principal du patient, notamment l'évolution sur le plan sensitivomoteur, l'absence de complications, le délai post-traumatique.

Initialement, dès lors que la moelle épinière est touchée de manière complète ou partielle), il y a une diminution ou une absence de contrôle des centres supra-spinaux et d'intégration des *inputs* provenant de la périphérie. Il y a donc une évolution, tant quantitative que qualitative, des modulations supra-spinales (tronc cérébrale, vestibules...) au niveau des arcs réflexes spinaux entraînant alors cliniquement, la modifications des réflexes spinaux sous lésionnels. Ainsi, dans notre examen clinique, les signes d'exagérations des réflexes associés à une hypertonie musculaire sont les conséquences d'une *LME*. Les changements des réponses réflexes, sont donc les premiers signes observables de l'évolution des fonctions sensitivomotrices.

Le *choc spinal*, était défini originalement comme la phase initiale post traumatique, basée sur une inhibition ou dépression temporaire des réflexes spinaux sous lésionnels. Un modèle du choc spinal en 4 phases a été décrit afin de mieux comprendre et le définir en fonction du temps (Ditunno & al., 2004) :

- Aréflexie ou hypo-réflexie (0-1 jours)
- Retour initial des réflexes (1-3 jours)
- Hyper-réflexie initiale (1-4 semaines)
- Hyper-réflexie finale et/ou spasticité (1-12 mois)

Malgré une compréhension encore incomplète des mécanismes neuronaux qui expliquent les différentes phases de ce nouveau modèle, les études et les observations effectuées nous font constater tout le potentiel plastique et la réorganisation neuronale qui s'effectue dès les premiers instants d'une BME.

## 1.2 Rétablissement locomoteur

Le rétablissement locomoteur chez un patient atteint d'une LME est directement lié au niveau lésionnel initial et à la récupération sensitivomotrice potentialisée par la rééducation mise en place. En effet, il a été montré que sans entraînement ou stimulation pharmacologique, le chat néonatal spinal récupère ses fonctions locomotrices avec support de poids (Fossberg & al., 1980 a, b).

Chez la souris adulte spinale, le rétablissement locomoteur spontané sans aide pharmacologique a été proposé à travers l'étude de Leblond H & al (2003). Aujourd'hui, les mécanismes mis en jeu lors de la récupération motrice spontanée après LME chez les animaux et chez l'homme, ne sont pas totalement élucidés.

Dès lors que la moelle épinière est touchée (de manière complète ou partielle), il y a une diminution ou une absence de contrôle des centres supra-spinaux et d'intégration des *inputs* provenant de la périphérie. Cette récupération motrice est à mettre en lien avec l'évolution basée sur des modifications anatomiques, observée cliniquement chez les patients.

Nous avons vu précédemment, que selon la durée post-traumatique, le degré de récupération spontanée varie, ainsi nous devons différencier les patients en phase aigüe ou sub-aigüe (<12 mois post traumatique) de ceux dits « chroniques » (> 12 mois).

Le déficit ou la dysfonction peut être temporaire ou permanent, complet ou incomplet selon la lésion anatomique. Plus de la moitié des LME sont incomplètes (une motricité et/ou une sensibilité persistent selon la localisation).

La classification internationale AIS (*ASIA Impairment Scale*) des lésions médullaires de l'association « *American Spinal Injury Association's* » (*ASIA*) est fréquemment utilisée pour décrire le niveau neurologique de l'atteinte, son caractère complet ou non, et pour mesurer la récupération sensitivo-motrice (*annexe 1*).

De nombreux patients s'améliorent d'un grade AIS (*annexe 1*) au cours des premiers mois, notamment ceux ayant un grade B ou C initialement (lésion incomplète), (Kirshblum, 2004). La récupération motrice est la plus importante lors des deux premiers mois après LME (Waters, 1993), puis diminue de 3 à 6 mois (Burns, 2001), la majorité des troubles restent présents pendant cette période.

Les progrès varient en fonction du type de syndrome et de lésion. Ainsi, 80% à 90% des patients ayant une lésion complète (AIS A) le restent (Kim A, 2004). Pour les patients n'ayant pas de fonction motrice initialement mais seulement sensitive (AIS B), plus de 50% récupère la marche. Et pour les patients ayant une lésions motrice incomplète (AIS C), 75% vont récupérés une marche autonome.

Dans approximativement 25% des LME incomplètes, les patients ne marcherons plus. Il existe souvent de grande différence entre l'attente des patients et celle des kinésithérapeutes à propos de la reprise possible de la marche dans l'année qui suit le traumatisme (Harvey & al, 2012).

### 1.3 La marche humaine

Elle est définie comme moyen de locomotion bipède, caractérisée par une activité alternée des membres inférieurs, par une succession de doubles appuis et d'appuis unilatéraux, une giration opposée des ceintures pelviennes et scapulaires et le contrôle de l'équilibre dynamique. Pour D'Angeli-Chevassut et Gaviria (1994), la marche bipède est la combinaison dans le temps et l'espace de mouvements complexes des segments du corps, entraînant le déplacement de l'homme sur un plan horizontal. Les muscles et le système ostéoarticulaire sont les acteurs de la marche, dirigée, par l'intermédiaire des nerfs périphériques, par une commande centrale. Cette dernière est également conditionnée par

de multiples afférences. Ainsi, pour pouvoir décrire la marche, il est nécessaire de la scinder en différentes phases et événements majeurs.

Selon Litte (1994), le pas est l'intervalle séparant deux appuis au sol du même pied. En pratique, on le définit plutôt par deux contacts talonniers successifs du même pied. Nous pouvons donc définir un cycle de marche par l'ensemble de phénomènes entre deux événements identiques successifs pour un même membre, généralement le contact du pied au sol.

Le cycle de marche est normalisé en pourcentage, de ce fait 0% correspond au contact initial du pied (début du cycle) et 100% au contact suivant du même pied.

De nombreuses classifications ont été proposées par les auteurs (Ducroquet, 1965 ; Sutherland, 1988 ; Gage, 1990 ; Winter, 1991 ; Perry, 1992).

De façon générale, le cycle est constitué de deux phases (*annexe 2* : Sutherland, 1994):

- une *phase d'appui* (environ 60%), qui comporte une période de double appui antérieur de réception, suivie d'un temps d'appui unilatéral, pied à plat.
- une *phase d'oscillation* (environ 40%), elle-même débutant par un double appui postérieur d'élan suivi de la phase oscillante proprement dite.

On décrit un événement entre ces deux phases, le « lever d'orteil » ou *toe-off* en anglais, moment précis du décolllement du pied (<http://ucamm-boislarris.megrot.com/>, 2013).

- ***Phase d'appui :***

*Phase de mise en charge ou double appuis antérieur de réception* (de 0% à 10% du cycle) : son rôle est de transférer le poids du corps vers le membre inférieur entrant en contact avec le sol (en maintenant équilibre et vitesse) alors que l'autre membre est encore en contact.

La hanche et le genou se fléchissent de quelques degrés lors du contact talonnier. Le soléaire freine le déplacement de la jambe en avant, et la contraction du quadriceps, essentiellement celle du droit antérieur et du crural, verrouille le genou en extension, laquelle demeure **incomplète**.

La cheville se met en flexion plantaire de 5 degrés environ après l'attaque du talon.

Phase d'appui unipodal (de 10% à 50%): le corps est en équilibre dans les trois plans de l'espace, et avancé de celui-ci par rapport au pied.

**Le genou** fléchit, puis se redresse, stabilisé en extension activement par le triceps sural, qui, avec l'aide des fléchisseurs des orteils, solidarise la jambe au pied et prépare ainsi le décollement du talon.

**La cheville**, à zéro degré de flexion dorsale et plantaire quand la jambe passe à la verticale du pied, se met en flexion dorsale d'environ 10 degrés pendant le premier appui unilatéral.

Phase pré-oscillante ou double appuis postérieur d'élan (de 50% à 60%) : correspond au deuxième appui bipodal. Cette phase a un rôle de propulsion du corps vers le membre en appui.

La flexion de genou et de hanche du membre situé en arrière permet une inclinaison vers l'avant dans le plan sagittal de ce membre. L'appui se réduit, transféré à l'avant-pied (talon antérieur) et à la tête du premier métatarsien.

**La cheville** passe en flexion plantaire d'environ 15 degrés, juste avant que le gros orteil ne décolle du sol (toe-off), (<http://ucamm-boislarris.megrot.com/>, 2013).

- **Phase oscillante :**

Dans le plan sagittal, le pied se relève sous l'action du jambier antérieur. Pour faciliter le passage du pas, l'extenseur commun des orteils et l'extenseur propre du gros orteil se contractent.

**Le genou** fléchit sous l'action des fléchisseurs du genou (court biceps et droit interne) et les muscles bi-articulaires (surtout le couturier) fléchissent hanche et genou.

Au niveau de la cuisse, la hanche passe d'une position d'extension à la flexion (avant l'attaque du talon, la flexion moyenne est de 40 degrés) par l'action du psoas-iliaque, le droit antérieur et enfin le sartorius.

Le temps oscillant est subdivisé en deux parties : l'une étant constituée par le *pas postérieur* où le membre inférieur réalise une triple flexion ; l'autre par le *pas antérieur* où le psoas et l'iliaque continue la flexion de hanche, où les ischio-jambiers freinent l'extension du genou et où les releveurs du pied poursuivent la flexion dorsale de la cheville, nécessaire à l'attaque du pas.

Le **cheville** revient à zéro degré de flexion plantaire et dorsale juste avant l'attaque du talon suivant.

Les paramètres spatio-temporels sont couramment étudiés car ils illustrent les caractéristiques de la marche (Titianova & al, 2004).

Les paramètres spatio-temporels principaux de la marche sont :

- Le **demi-pas** est l'intervalle séparant le contact talonnier d'un pied et celui de l'autre pied.
- La **longueur** du pas est la distance séparant les deux talons lors du double appui. Il serait plus juste de parler de la longueur du demi-pas.
- La **largeur** du pas est la distance séparant le talon de la ligne de marche : sa valeur moyenne est de cinq à six centimètres.
- L'**angle** du pas, formé par la ligne de marche et l'axe longitudinal du pied, est de l'ordre de 15 degrés en rotation externe.
- La **cadence** de marche est le nombre de pas effectués en une minute.
- La **vitesse de marche** est la distance parcourue par unité de temps. C'est aussi le produit de la longueur moyenne du pas par la cadence (Sutherland, 1994).

Il faut noter que la variabilité intra-individuelle des paramètres spatio-temporels demeure relativement faible (1 à 4%) alors que la variabilité interindividuelle qui atteint des valeurs de 10% à 12% (Terrier, 2003).

Ainsi, les paramètres spatio-temporels de la marche présentent un caractère plutôt stable en comparaison intra sujet. Une augmentation de la variabilité de ces paramètres pourrait indiquer une pathologie (Owings 2004 ; Hausdorff 2001, 2007).

*Inversement, les effets de notre rééducation sur l'évolution de la fonction locomotrice chez nos patients blessés médullaires pourront ainsi être objectivable notamment grâce aux paramètres spatio-temporels et cinématiques.*

De nouvelles **stratégies de rééducations de la fonction locomotrice** ont émergées, notamment grâce à l'avancée des **connaissances théoriques** en matière de plasticité cérébrale (Barbeau, 2001; Berhman, 2006; Dietz, 2006). Cette plasticité implique la totalité

du réseau sensori-moteur contrôlant le mouvement, c'est-à-dire au niveau : corticale, sous-corticale et des voies médullaires.

Il a été mis en évidence l'existence d'un réseau locomoteur spinal (ou *central pattern generator, CPG*) qui peut fonctionner indépendamment d'informations supra-spinales et afférentes depuis de nombreuses années (Grillner & al, 1975) chez l'animal.

Ces découvertes ont été faites chez les invertébrés puis chez certains mammifères (Barbeau & al, 1987). Cette théorie est essentiellement basée sur les résultats expérimentaux obtenus chez l'animal. Ces dernières années, les discussions et controverses autour de l'existence du *CPG* chez l'Homme ont fait avancer les connaissances théoriques à ce sujet. En effet, les multiples résultats expérimentaux observés, suggèrent l'existence d'une structure similaire aux *CPG* chez l'Homme (P.A. Guertin, 2013). Ainsi, des auteurs ont suggéré que la rythmicité de la marche humaine serait liée à ces « oscillateurs neuronaux » pouvant induire des mouvements involontaire après lésion de la moelle épinière (Dobkin 1995, Bussel 1996, Minassian 2004). Après LME traumatique, une part considérable de la récupération locomotrice chez les mammifères, incluant l'Homme, peut être attribué à la réorganisation des voies neuronales épargnées (Curt, 1998).

De plus, il a été estimé que si plus de dix pour cent du tractus de la moelle descendante est épargnée, une récupération locomotrice est possible (Basso, 2000).

Le but de ces stratégies de rééducation est donc **d'optimiser le potentiel de récupération** du patient et de l'orienter vers la fonction ciblée. On peut ainsi définir l'entraînement locomoteur comme tout « *programme thérapeutique ayant pour but la récupération de la marche à travers la pratique intense de la « tâche » locomotrice* » (Hannold, 2006).

Les principes des programmes de rééducations actuels sont basés sur la notion d'activité avec **tâche spécifique et intensité élevée**.

Ainsi, plusieurs nouvelles techniques sont utilisées pour améliorer la fonction locomotrice, la marche assistée par un robot, les stimulations électriques fonctionnelle (FES), et le tapis roulant avec ou sans allègement corporel (*annexe 3*). Cette dernière technique a émergé grâce aux travaux de Barbeau et Rossignol (1987) qui ont étudié la récupération locomotrice après entraînement sur tapis roulant avec allègement corporel (*BWSTT : body-weight supported treadmill training*) chez des chats adultes « spinalisés ».

Puis des études ont appliqué cette technique chez l'homme, indiquant que la marche avec décharge partielle du poids du corps (*BWSTT*) peut améliorer la fonction locomotrice chez les patients blessés médullaires incomplets (Wernig, 1992, 1995 ;Dietz, 1994 ;Lucarelli, 2011). Toutefois, différentes méta-analyses concluent que la rééducation de la marche des patients blessés médullaires incomplets par *BWSTT* n'a pas d'efficacité supérieure à une rééducation conventionnelle ou à la marche assistée par un robot (Dobkins, 2006; Wessels, 2010; Field-Fote, 2011; Alexeeva, 2011; Morawietz, 2013).

Il faut également considérer le délai post traumatique et ainsi différencier les patients en phase aiguë de ceux en phase chronique. Une méta-analyse effectuée par une équipe Canadienne du S.C.I.R.E (*Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence*) a évalué différentes techniques en séparant la phase aiguë de la phase chronique (Domindo, 2012).

Ils ont conclu que :

- À la phase aiguë (<12mois) :

La rééducation par *BWSTT* a des effets équivalents sur les critères de marche qu'une rééducation conventionnelle (Dobkins, 2006; Hornby, 2005a).

- À la phase chronique (>12 mois) :

Chez les blessés médullaires incomplets, la rééducation par *BWSTT* peut améliorer les critères de marche, mais les différentes stratégies en décharge partielle (sur tapis, au sol ou couplé à des stimulation électrique fonctionnelle) sont équivalentes par rapport à l'amélioration de la vitesse de marche (Winchester et al 2009; Hicks et al. 2005; Wirz et al. 2005; Thomas and Gorassini 2005; Protas et al. 2001; Wernig et al. 1998; Harkema et al. in press). La marche assistée par robot serait la moins efficace sur la vitesse de marche. *Les données de la littérature nous incitent à poursuivre les recherches pour affiner nos connaissances concernant les effets et les modalités d'application du BWSTT.*

## **Problématique**

Est-ce qu'un protocole d'entraînement locomoteur intensif *BWSTT*, chez une patiente blessée médullaire incomplète marchante à un stade chronique, augmente la vitesse de



marche sans majorer les manifestations négatives de la lésion de la voie pyramidale (augmentation de la spasticité)?

## **Hypothese**

Un protocole d'entraînement locomoteur sur tapis de marche avec un système de décharge partielle du poids du corps par suspension (vingt séances d'une heure, 5 séance par semaine sur 4 semaine) permet d'améliorer la vitesse de marche sans augmentation de la spasticité.

## 2. Méthodologie

### 2.1 Population cible

Cette étude est un rapport de cas, donc une étude observationnelle, non randomisée, sans groupe contrôle.

### 2.2 Patient

#### *2.2.1 Critères d'inclusion*

Nous incluons les patients adultes, hommes et femmes, présentant une LME traumatique. Nous incluons les patient blessé médullaire incomplet (ASIA Impairment Scale C ou D aux bilans initiaux), en phase chronique (>12 mois post-traumatique). Le patient doit pouvoir marcher au minimum 500 mètres sans fauteuil roulant manuel.

#### *2.2.2 Critères d'exclusion*

Les patients blessés médullaires d'origine tumorale, infectieuse et inflammatoire (notamment la sclérose en plaques).

Les patients présentant des complications majeures (cognitive, cardio-pulmonaire...) pouvant compromettre l'acquisition des données, les patients qui sont AIS A (blessé médullaire complet), AIS B, et les patients en phase aigue (<12 mois post-traumatique).

### 2.2.3 Présentation de la patiente

Mlle P. est une patiente de 29 ans prise en charge à l'Hôpital Henri Gabrielle pour une tétraparésie secondaire à une fracture/luxation C4C5 survenue le 31-01-2012 après un plongeon en eaux peu profondes.

Notre patiente présente un *syndrome de Brown-Séquard* qui, au niveau anatomique exprime l'atteinte de l'hémi-moelle, ici du côté gauche. De plus, du côté ipsilatéral à la lésion, on décrit :

- Un *syndrome cordonal postérieur* entraînant une atteinte de la sensibilité proprioceptive
- Un *syndrome pyramidal*, et les signes cliniques associés (*signe de Babinski*, hypertonie spastique, anomalies des réflexes ostéotendineux)
- et du côté controlatéral, un *syndrome spino-thalamique* (atteinte des faisceaux spinothalamiques dans les cordons antéro-latéraux de la moelle) qui entraîne un déficit de la sensibilité thermique et douloureuse

La traduction clinique de ce syndrome est une paralysie motrice et proprioceptive homolatérale et une atteinte sensitive thermo-algique controlatérale conservant les autres modalités de la sensibilité. Il s'agit donc d'une lésion médullaire incomplète. Cette patiente présente un score AIS D lors du début de notre prise en charge en mai 2013. Les traitements médicaux de Mlle P lors de cette période sont des médicaments myolaxant (tétrazepam, baclofène) anti-hypertenseur (Heptamile ®) anti-épileptique (Lyrica ®). De plus, une injection intramusculaire de toxine botulique du triceps sural gauche a été faite à Mlle P, le 18 avril 2013. L'effet de la toxine sur ce muscle est donc présent lors de notre étude.

## 2.3 Matériel

Nous avons utilisé un tapis de marche avec allègement du poids corporel lors de notre étude (*annexe 3*). Le système est composé d'un harnais de suspension, d'une potence et d'un tapis de marche. Aucune aide exo squelettique mécanique n'est incluse dans le protocole. Le tapis de marche est horizontal, les barres de sécurité latérales sont adaptées au patient. On peut également placer un miroir quadrillé en face du patient pour qu'il puisse avoir une information visuelle sans devoir regarder ses membres inférieurs (biofeedback et travail de la marche avec tonus postural).

Nous avons également utilisé un dynamomètre type *Microfet 2 (Hoggan®)* lors du bilan musculaire ; une plateforme de stabilométrie lors du bilan posturo-graphique ; et le système d'analyse du mouvement (VICON system) du laboratoire d'analyse du mouvement pour *l'analyse quantifiée de la marche*.

#### 2.4 Protocole

La session dure cinq semaines à raison d'une séance par jour (horaire fixé à 13h30), cinq jours sur sept, soit au total 20 séances.

*Ici, nous avons effectués trois séances lors des semaines 1 et 5 puis les semaines 2,3 et 4 cinq séances par semaine.*

Chaque séance d'entraînement à la marche dure une heure réparties en 15 min d'installation et de désinstallation et 45 minutes de marche. Un seul kinésithérapeute suffit pour prendre en charge le patient durant la séance (en l'occurrence moi-même).

L'allègement corporel maximal est fixé à 40% du poids du corps la première semaine permettre l'habituation du patient à la marche sur tapis roulant ainsi qu'au système d'allègement corporel. Puis nous diminuons chaque semaine de 10 points l'allègement du poids. Il est recommandé de travailler la marche avec un allègement en dessous de 30% pour ne pas perturber le patient de façon trop importante (Hesse, 1997 ; Chen, 2006).

*Ainsi, dans ce cas précis nous avons commencé avec 40% d'allègement corporel lors des trois premiers jours (première semaine) puis 30%, 20% et 10% lors des trois semaines qui succèdent, et enfin avec aucun allègement corporel lors des trois derniers jours (Figure 1).*

La vitesse de base pour la première séance est fixée grâce à celle recueillie lors du test de marche de six minutes (TM6) du bilan initial. À chaque séance nous augmentons la vitesse de 0,1 km/h, sauf le lundi où nous l'abaissons de 0,1 km/h par rapport à la vitesse maximale de la semaine précédente (normalement le vendredi).

Ainsi, la vitesse de marche sur tapis en fin de protocole est supérieure de 1,1 km/h à la vitesse initiale.

*Avec notre patiente, la vitesse initiale sur tapis est de 2km/h alors que la vitesse finale est de 3,1km/h lors de la dernière séance.*

De plus, parallèlement aux séances de *BWSTT*, le patient bénéficie d'un traitement conventionnel de rééducation **kinésithérapique** (étirement des principaux groupes musculaires des membres inférieurs, inhibition de la spasticité, entretien articulaire, balnéothérapie).

Après chaque séance, nous notons la *vitesse de marche*, si la *durée* à été respectée, la *distance parcourue*. Nous évaluons grâce à une échelle visuelle analogique (*E.V.A. en annexe 11*) la *fatigue*, ainsi que la *douleur* et ses caractéristiques (lieu, type, facteur déclenchant).

## 2.5 Bilans

Notre **bilan clinique** initial et final est composé de bilans validés internationalement permettant une évaluation :

- des amplitudes *articulaires* (membres supérieurs et inférieurs),
- de la *motricité volontaire* des membres supérieurs et inférieurs, quantifiée objectivement grâce à un **dynamomètre** type *Microfet 2*,
- de la *sensibilité superficielle et thermo-algique*,
- de l'*extensibilité musculaire* des principaux groupes des membres inférieurs,
- de la *spasticité* des membres inférieurs (selon l'échelle d'Ashworth modifiée de 0 à 4, *annexe 6*), en plus des bilans initiaux et finaux, à chaque fin de semaine pour avoir un suivi de l'évolution.

- posturo-graphique sur *plateforme stabilométrique* pour avoir une évaluation de l'équilibre statique et une meilleure connaissance des stratégies d'équilibrations.

Nos bilans ont été réalisés de manière bilatérale et par le même masseur-kinésithérapeute pour être reproductible et minimiser le risque de biais.

Les tests retenus nous permettant d'évaluer la marche sont :

- *l'Analyse Quantifiée de la Marche* en laboratoire (A.Q.M.),
- le *test de marche de six minutes* (TM6), (Harada & al, 1999 , *annexe 7*) pour évaluer le niveau de performance. Le TM6 à été validé pour évalué la marche chez les patients atteints d'une *LME* (Scivoletto & al, 2011 ; van Hedel & al, 2006).
- et le *timed Up and Go test* (TUG), (Podsiadlo D. & al., 1991, *annexe 8*).

Le TM6 et le TUG sont suggérés par la *Haute Autorité de Santé* (H.A.S, 2007) pour une évaluation quantitative des performances de la marche.

## 2.6 Critères de jugement

Notre principal critère de jugement est la **vitesse de marche** à allure confortable, évaluée lors de l'A.Q.M sur terrain plat non accidenté et la spasticité. La vitesse de marche est le critère d'évaluation le plus couramment utilisé pour évaluer l'autonomie liée à l'activité locomotrice.

Les critères secondaires choisis sont les paramètres d'évaluation de la marche:

- de manière quantitative : paramètres spatio-temporaux, l'endurance (via T.M.6), l'équilibre dynamique (via T.U.G.) et,
- qualitative via des paramètres cinématiques articulaires.

De plus, les autres critères secondaires sont notamment la douleur, la fatigue de la patiente ainsi que nos bilans cliniques (surtout articulaire, sensitif et musculaire).

## 3. Résultats

### 3.1 Bilan articulaire

La patiente est installée en position assise pour le bilan articulaire des membres supérieurs et en décubitus dorsal pour le bilan des membres inférieurs. Les valeurs sont présentées dans le tableau 1.

Chez Mlle P, nous admettons que du côté droit, les valeurs obtenues sont normales ou qualifiées de « référence ». En effet, les symptômes cliniques d'un syndrome de Brown-Séquard (atteinte médullaire incomplète) sont asymétriques, en dessous du niveau métamérique touché.

Au moment du bilan initial, on note une asymétrie d'amplitude articulaire notamment au niveau des membres inférieurs. En effet, initialement Mlle P présente une limitation articulaire du membre inférieur gauche, en flexion et abduction de **hanche**, en flexion de **genou** et en flexion dorsale de **cheville**.

Lors des derniers degrés en amplitude articulaire extrême, nous avons qualifié les arrêts de types « *mous* » pouvant traduire un manque d'extensibilité musculaire.

Inversement, nous notons comparativement au côté droit une majoration d'amplitude du côté gauche des rotations de hanche et de l'extension de genou.

Lors du bilan articulaire post-protocole, nous constatons que les valeurs obtenues du côté gauche sont comparables (bien qu'encore légèrement asymétrique) à celles obtenus du côté droit.

### 3.2 Bilan de la motricité

#### 3.2.1 *Motricité volontaire*

Le testing musculaire a été effectué dans un premier temps selon la cotation du *Medical Research Council* (Compston, 2010, voir annexe 9; voir tableau 2), suivi de trois mesures dynamométriques du membre inférieur droit (Figure 2) et gauche (3) permettant ainsi une meilleure quantification de la force musculaire de Mlle P.

Les valeurs dynamométriques obtenus sont détaillées en *annexe 10*.

D'après les valeurs obtenues présentées dans le *tableau 2*, nous notons une asymétrie de la motricité entre les deux membres inférieurs. En effet cette asymétrie gauche/droite est valable pour tous les muscles ou groupes musculaires testés.

Bien que les valeurs recueillies après notre protocole reste inégales entre les deux membres inférieurs, elles tendent à se « normaliser » par une augmentation globale de la motricité du membre inférieur gauche mais aussi du membre inférieur droit.

Ainsi, les valeurs dynamométriques obtenues et reportées dans les *figures 2 & 3* montrent une amélioration de la motricité de certains muscles ou groupes musculaires au niveau des deux membres inférieurs. Après la session, nous notons une augmentation significative de la force musculaire du quadriceps de chaque côté.

En effet, les augmentations les plus grandes de la force musculaire concernent le *quadriceps* et les *ischio-jambiers* pour les deux membres inférieurs.

Nous notons aussi une nette progression de la force musculaire pour le *moyen fessier* du côté droit.

### 3.2.2 *Motricité involontaire ou hyper-réflexie spastique*

La spasticité est évaluée selon l'échelle d'Ashworth modifiée (Bohannon et Smith 1987, *annexe 6*) au bilan initial, final et chaque fin de semaine.

Aucune spasticité n'est retrouvée au niveau des groupes musculaires de la hanche des membres inférieurs.

La spasticité est majoritairement présente du côté gauche (*tableau 3*) mais aussi au niveau du triceps sural à droite (*tableau 4*).

Nous remarquons que pendant l'application de notre protocole d'entraînement à la marche avec Mlle P, la spasticité n'augmente pas. Selon les séances, la spasticité a même tendance à régresser.

En effet, la diminution de la spasticité au niveau de ces trois groupes musculaires clefs (*quadriceps, ischio-jambiers et triceps sural*) favorise notamment la phase oscillante du

membre inférieur gauche. Nous devons mettre les résultats concernant le triceps sural gauche en lien avec l'effet de l'injection de toxine botulique du 18 avril 2013.

### 3.3 Bilan de la sensibilité

Lors de nos bilans sensitifs initiaux et finaux, nous évaluons les diverses modalités de la sensibilité, c'est à dire la sensibilité superficielle (effleurage les yeux fermés), profonde (proprioceptive ou encore arthrokinétique testé avec un diapason sur les reliefs osseux péri-articulaire) et thermo-algique (évaluée grâce au test du pique-touche et avec de l'eau chaude et froide).

*Initialement*, pour la sensibilité superficielle, nous retrouvons une **paresthésie** (sensation anormale non douloureuse) à la face postérieure de l'ensemble du membre supérieur gauche. De plus la *sensibilité thermo-algique* est aussi déficitaire, Mlle P présentant une **anesthésie de l'hémicorps droit** (en dessous du niveau métamérique touché), le membre supérieur droit n'étant pas touché.

Nous ne notons aucune différence lors du *bilan final*, sauf une atteinte de la sensibilité vibratoire (*pallesthésie*) de type **hypoesthésie** au niveau du membre supérieur gauche.

### 3.4 Bilan d'extensibilité

Nous évaluons l'extensibilité des six principaux muscles des membres inférieurs. Les positions utilisées sont propres à chacun de ces six muscles :

- Adducteur : décubitus dorsal, abduction dans le plan frontal du côté testé, en contrôlant que le bassin ne compense pas en fin d'amplitude.
- Quadriceps : procubitus et flexion de genou du coté testé avec index et pouce sur les épines iliaques antéro-supérieur pour évaluer les mouvements du bassin.
- Ischio-jambiers : décubitus dorsal, flexion de hanche à 90° du côté testé puis on emmène le genou en extension et nous notons finalement l'angle poplité résiduel.



- Pelvi-trochantériens : décubitus dorsale, on place le pied du côté testé à la face latérale du genou opposé puis nous amenons la hanche en adduction et nous notons la valeur d'adduction.
- Triceps : décubitus dorsal, genou testé en extension, nous notons l'angle de flexion dorsale.
- Psoas-iliaque : décubitus dorsale en bout de table, le membre non testé est amené en triple flexion et le membre inférieur testé est amené en extension de hanche par un appui vertical sur la partie inférieure du fémur. Nous mesurons l'angle d'extension de hanche.

Ce bilan d'extensibilité (voir *tableau 5*) nous permet d'objectiver la différence d'extensibilité musculaire entre les deux membres inférieurs présente lors du bilan pré-protocole. Ces asymétries d'extensibilité sont surtout présentes au sein des adducteurs, des ischio-jambiers et du triceps sural du membre inférieur gauche par rapport au côté droit.

Notre bilan final nous montre une tendance générale à la normalisation de l'extensibilité musculaire du membre inférieur gauche par rapport au côté droit.

Il persiste quand même un faible déficit d'extensibilité (de l'ordre de 5°) des adducteurs, des ischio-jambiers et du triceps sural.

### 3.5 Bilan de la marche

#### 3.5.1 Test de marche de six minutes (TM6)

Lors des bilans initiaux et finaux, nous effectuons ce test après les bilans cliniques mais avant les autres tests de marche.

Nous avons effectué ce test selon le protocole indiqué par la *Haute Autorité de Santé* (voir annexe 7).

Ce test nous permet d'évaluer l'*endurance* à la marche à une allure rapide mais confortable.

Lors du bilan initial, Mlle P fait un score de 198 mètres en six minutes (allure moyenne d'approximativement *2km/h*)

Alors qu'au bilan final, Mlle P réalise un score de 336 mètres (vitesse moyenne de *3,36 km/h*).

**L'endurance à la marche** augmente donc significativement ainsi que la vitesse moyenne de marche.

### 3.5.2 *Timed up and go test (TUG)*

Ce test conforme aux recommandations de la H.A.S, consiste à partir de la position assise, de se lever, parcourir trois mètres à vitesse confortable, faire demi-tour et de revenir s'asseoir.

Les résultats de ce test s'expriment à travers le temps que Mlle P met à faire l'exercice et aussi grâce à une cotation qui évalue qualitativement la marche, notamment l'équilibre dynamique lors des transferts et du demi-tour.

Nous faisons ce test trois fois pour avoir une meilleure précision, ainsi les valeurs exposées sont des moyennes.

Lors du bilan initial, Mlle P met **13 secondes** pour effectuer le test avec une **cotation 2** (exécution sub-normale).

Lors du bilan final, Mlle P met **6.5 secondes** en moyennes pour boucler le test, à la **cotation 1** (exécution normale sans déséquilibres).

Nous notons une augmentation de la vitesse d'exécution du test accompagnée d'un meilleur équilibre dynamique notamment lors du demi-tour.

### 3.5.3 *Analyse Quantifiée de la Marche*

Cette analyse a été faite en laboratoire d'analyse du mouvement dans l'enceinte de l'hôpital avant et après le protocole d'entraînement locomoteur.

Ainsi, elle nous informe sur les paramètres spatio-temporels, la cinématique (mouvement d'une articulation en fonction du temps et de l'espace) et la cinétique (force d'appuis au sol) de la marche.

Plusieurs passages sont nécessaires pour avoir une meilleure précision des données, notamment la moyenne et les écarts à la moyenne.

#### 3.5.3.1 Paramètres spatio-temporels

*Les paramètres spatio-temporels* sont exposés dans le *tableau 6*.

Les résultats concernant :

- la vitesse de marche (critère principal) nous montre une **augmentation de 30%** passant de 0,61 m/s à 0,81 m/s entre le bilan initial et final.
- la cadence augmente parallèlement pour les deux membres inférieurs.
- le temps de double appui diminue symétriquement.
- le temps de simple appui diminue pour les deux membres inférieurs et a tendance à devenir plus symétrique.

### 3.5.3.2 Courbes cinématiques

Les différences *cinématiques* majeures, entre nos *A.Q.M* pré-post protocole d'entraînement à la marche concernent notamment le membre inférieur gauche. Nous allons donc faire une comparaison des données initiales et finales.

Concernant la cinématique du genou de Mlle P dans le *plan sagittal* (mouvement de flexion extension, voir *Figure 4*), les principales différences pré-post selon les phases du cycle de marche sont :

#### - Lors de la phase d'appui :

- le contact initial du pied au sol s'effectue désormais genou **déverrouillé à 10°** de flexion et non plus en extension 0°.
- la phase de mise en appui du membre inférieur gauche s'accompagne d'une augmentation de la flexion jusqu'à 15° (physiologique) permettant d'amortir partiellement le poids du corps.
- Nous avons surtout noté une **absence de ressaut du genou en recurvatum**. Élément important, car cela évite l'usure chronique pathologique des coques condyliennes.
- contrairement à la norme, nous n'observons pas d'extension partielle à la fin de l'appui permettant une réelle propulsion.

#### - Lors de la phase oscillante :

- nous constatons une **augmentation de la flexion maximale** de genou lors de la phase oscillante passant de 15° initialement à 30° après notre protocole

d'entraînement à la marche. Cette augmentation de flexion facilite le passage du pas et ainsi la qualité de la marche.

Concernant la cinématique de la cheville de Mlle P dans le *plan sagittal* (voir *Figure 5*), les progrès notables sont :

-Lors de la phase d'appui :

- le contact initial du pied au sol s'effectue désormais à **5° de flexion plantaire** contre 15° initialement. L'attaque du pied au sol ne se fait plus par l'avant pied mais avec le pied quasiment à plat (normalement, premier appuis par le talon grâce à une légère flexion dorsale).
- nous avons noté un sus-décalage de la courbe en faveur d'une **meilleure amplitude en flexion dorsale** atteignant 20° au maximum contre 7° initialement.

-Lors de la phase oscillante :

- nous retrouvons une légère augmentation de la flexion dorsale lors de cette phase.

### 3.6 Bilan de l'équilibre

Ce bilan a été effectué sur plateforme posturo-graphique, réalisé en station bipodale, les yeux ouverts puis yeux fermés. Ce bilan nous permet d'évaluer l'équilibre statique ainsi que les stratégies d'équilibration mises en jeu. Nous le rappelons, Mlle P présente des troubles de sensibilité profonde.

Au bilan posturo-graphique initial, nous constatons :

- Une **utilisation importante de la vision** car le quotient de Romberg est supérieur à la norme (460 contre 288 de moyenne normalement). Objectivation d'un déficit proprioceptif global compensé par les informations visuelles.
- Un **déficit du système postural fin** avec des surfaces de projection du centre de gravité hors norme (score de 338 yeux ouverts contre un maximum de 210 normalement, et un score de 1555 yeux fermés contre une norme maximale de 638)
- Un déport du centre des pressions vers l'avant stabilisé par une **hypertension de la chaîne postérieure** (variance en fonction des *Y* très supérieur à la norme).

En comparant le bilan initial au bilan final,

- La vision est désormais utilisée **de façon normale** dans la stratégie d'équilibration (diminution du *quotient de Romberg* de 460 à 279). Cependant les surfaces de projections yeux ouverts et yeux fermés ont augmentées.
- Il y a une **diminution de l'antépulsion** du centre des pressions, restant cependant trop en avant. En effet, le Y moyen *yeux ouverts* initial et final, sont respectivement de 3,8 et 1,5 pour une norme allant jusqu'à -1,5. Nous remarquons les mêmes progrès les *yeux fermés*, initialement de 13,6 contre 5,8 au bilan final pour une norme inférieure à -3,6

3.7 Bilan de la fatigue et de la douleur

Nous avons évalué la fatigue et la douleur de Mlle P après chaque séance d'entraînement locomoteur grâce à une évaluation visuelle analogique (*E.V.A. en annexe 11*).

Les valeurs recueillies ainsi que les courbes associées sont reportées dans la *figure 6*.

De plus, les moyennes des valeurs de la douleur et de la fatigue sont respectivement de **4,0** et de **5,8**.

Les sièges principaux des douleurs après l'entraînement locomoteur sont le genou gauche (face postéro-interne, insertion du semi-tendineux) ainsi qu'au niveau lombaire et sacro-iliaque. Ces douleurs sont de types mécaniques, favorisées par l'activité physique et sans augmentation nocturne. Les douleurs à l'épaule gauche sont apparues à partir de la 16<sup>ème</sup> séance. A noter que suite à un accident ménager, datant du 05 juin 2013 (séance 16), Mlle P a eu des douleurs à l'épaule gauche, notamment au niveau du plan de glissement scapulo-thoracique.

Concernant la fatigue, elle augmente généralement en fin de semaine et aussi avec les activités effectuées en dehors de notre protocole. Ainsi trois à quatre matinées par semaine Mlle P se rendait aux activités physiques adaptées (*A.P.A*) ainsi qu'à la balnéothérapie et en ergothérapie.

**4. Discussion**

L'objectif de ce mémoire de recherche clinique est de mettre en relation les effets, sur la marche et la spasticité, de la mise en place d'un protocole intensif intégrant le *BWSTT* à une rééducation conventionnelle chez une patiente blessée médullaire.

Ce protocole de rééducation intensive de la marche avec *Body Weight Support Treadmill Training* (*BWSTT*) permet à Mlle P. d'avoir une activité locomotrice de meilleure qualité. L'augmentation de la vitesse de marche chez Mlle P. est la résultante de plusieurs facteurs dont, la normalisation des courbes cinématiques et de l'extensibilité musculaire, diminution globale de la spasticité et une plus grande endurance à la marche. Les résultats obtenus chez Mlle P. sont en accord avec ceux présentés dans la littérature. En effet, l'application d'un protocole avec *BWSTT* chez un patient blessé médullaire en phase chronique améliore la marche, et permet donc une plus grande autonomie du patient (Winchester et al 2009; Hicks et al. 2005; Wirz et al. 2005; Thomas and Gorassini 2005; Protas et al. 2001; Wernig et al. 1998; Harkema et al. in press).

De plus, le *BWSTT* a montré de nombreux effets bénéfiques sur la santé générale des patients. Le réentraînement avec *BWSTT* permet notamment de diminuer la demande cardiovasculaire (Barbeau, 2003 ; Danielsson, 2000 ; Hicks, 2008) et de modifier le rythme cardiaque, la pression artérielle et la circulation sanguine (Jacobs, 2001 ; Ditor, 2005a,b ; Stewart, 2004). Le *BWSTT* permet aussi d'améliorer la fonction respiratoire (Terson de Paleville & al, 2013).

De plus, le *BWSTT* montre des effets positifs sur le bien-être psychologique (Hicks, 2005 ; Hicks, 2008) et permet de diminuer l'appréhension possible du risque de chute (Barbeau, 2003).

Dès le stade précoce de la rééducation jusqu'à un stade avancé de la rééducation, le *BWSTT* et les équivalents robotisés présentent les intérêts suivants :

- un travail de marche plus précoce et en sécurité ;
- une mise en charge progressive et des vitesses adaptées aux possibilités motrices de la personne, parfois proche de la normale ;
- la correction de la position des articulations, de la longueur du pas, de la cadence (sur le principe d'une technique actif-aidée ou dispositifs robotisés) ;
- la réalisation de parcours longs et de cycles de marche répétitifs ;

- le réentraînement des systèmes cardiovasculaire et respiratoire avec amélioration de l'endurance à l'effort.

#### 4.1 Qualité de marche et performance

L'amélioration des performances locomotrices chez Mlle P, après une session de vingt séances d'entraînement locomoteur avec *BSWTT* associée à des séances de kinésithérapie, est cohérente avec les données actuelles de la littérature (Winchester et al 2009; Hicks et al. 2005; Wirz et al. 2005; Thomas and Gorassini 2005; Protas et al. 2001; Wernig et al. 1998; Harkema et al. in press). En effet, la vitesse de marche et l'endurance de Mlle P ont progressés respectivement de 30% et 59%. De plus, l'évolution des paramètres spatio-temporaux et surtout cinématiques nous permet d'affirmer une amélioration tant qualitative que quantitative de la marche chez Mlle P.

Au niveau fonctionnel, la qualité globale de la marche s'est améliorée, avec notamment une absence de récurvatum de genou lors de la phase d'appui et un gain d'amplitude en flexion dorsale de cheville tout au long du cycle de marche. Ces résultats peuvent en partie s'expliquer par une **modification des *patterns*** d'activation musculaire. Ainsi l'entraînement permet une meilleure activation et coordination motrice, et demande un contrôle ou *feedback* proprioceptif pendant la marche plus efficient (Maegele & al, 2002). De plus, un entraînement locomoteur intense comme nous l'avons proposé dans notre protocole permet aux muscles de s'activer de manière fonctionnelle. Il en résulte une meilleure coordination des groupes musculaires synergiques (Maegele & al, 2002 ; Dietz & al, 1995). Par exemple, chez les patients hémiplegiques, une amélioration de la position de la cheville du membre parétique lors de la phase d'appui, permettrait d'inhiber l'activation précoce des extenseurs de genoux en partie responsable du récurvatum (Levin & al, 2000). La normalisation des courbes cinématiques chez Mlle P après la session traduit la possibilité, permise par l'utilisation du *BWSTT*, d'intégrer de nouveaux schémas neuromoteurs.

Nous notons une **augmentation significative bilatérale de la force musculaire** des quadriceps chez Mlle P après la session. Nous pouvons nous interroger sur la relation entre, d'une part, cette augmentation de la force du quadriceps et, d'autre part, les résultats

obtenus concernant la marche. Nous pourrions penser intuitivement qu'une augmentation de force musculaire améliorerait la qualité ainsi que la vitesse de marche. Des études (Wirz & al, 2006 ; Shin & al, 2011 ; Schweiser, 2013) viennent modérer ce propos. En effet, d'après leurs conclusions, il semblerait ne pas exister une relation aussi simple que celle énoncée ci-dessus. Des résultats similaires sont rapportés après une session d'entraînement locomoteur avec assistance robotique (Lokomat®), c'est à dire une amélioration fonctionnelle significative sans augmentation de la force musculaire (Wirz & al, 2005). Ainsi, chez les blessés médullaires incomplets, une amélioration de la force musculaire (dans cette étude, évaluation musculaire via *L.E.M.S : Lower Extremity Motor Score*) ne s'accompagne pas toujours d'une amélioration fonctionnelle. Inversement, une amélioration de la fonction locomotrice *ne reflète pas toujours* une augmentation de la force musculaire.

L'outil de mesure utilisé dans notre étude, le dynamomètre, nous permet d'avoir des données précises et spécifiques à chaque muscle et non un score global quant à la force musculaire des membres inférieurs. Ainsi nous notons une amélioration qualitative de la marche chez Mlle P avec une augmentation significative de la force musculaire spécifique au quadriceps.

Nos résultats sont donc concordants avec les connaissances théoriques actuelles de la littérature.

#### 4.2 Hypertonie spastique

Le ressenti de Mlle P, notre analyse visuelle de la marche en condition d'entraînement, ainsi que les courbes cinématiques lors de l'*A.Q.M.* nous suggèrent que la spasticité influence de manière importante la qualité de la marche chez Mlle P. Nous avons aussi remarqué que lorsque la spasticité est plus faible pendant une séance, cela se traduit par une diminution de la fatigue après l'entraînement accompagnée de meilleures performances locomotrices. Cela nous confirme que la spasticité joue un rôle majeur tant sur l'endurance que dans la qualité de la marche.

Ces résultats sont à mettre en rapport avec **l'évolution de la spasticité** au cours de notre protocole d'entraînement locomoteur. En effet, nous constatons une absence d'augmentation de la spasticité au cours des cinq semaines. De plus, la spasticité du



quadriceps gauche, notamment le *droit fémoral*, diminue au cours de la session jusqu'à être nulle.

Les bilans de la spasticité sont effectués en demandant à la patiente d'être passive alors que la spasticité s'exprime aussi dans des conditions de mouvements actifs fonctionnel, comme la marche. Comme l'explique *Mr V. Dietz* (2013), il a récemment été montré que le rôle des réflexes est différent selon que l'on soit en condition passive ou active, respectivement lors d'un bilan ou lors de la marche. Ainsi, la recherche de ces dernières années sur la place de la spasticité lors des mouvements fonctionnels, nous indique que les signes cliniques passifs de la spasticité sont peu corrélés à la spasticité modulant les mouvements fonctionnels (*Handbook of Clinical Neurology*, Dietz 2010).

L'expression passive de la spasticité n'est pas seulement due à une exagération des réflexes d'étirements ou poly synaptiques. En effet, les changements secondaires des propriétés intrinsèques et extrinsèques du muscle contribuent à l'hypertonie spastique du muscle (Chung & al, 2008). Ces changements affectent notamment les tendons et plus particulièrement le tissu de collagène (Sinkjaer & Magnussen, 1994), mais aussi la raideur intrinsèque des fibres musculaires (Gracies, 2005). Les étirements que nous avons effectués après chaque séance d'entraînement locomoteur nous à donc permis de préserver et d'améliorer l'extensibilité musculo-tendineuse, tant microscopique (fibre musculaire, fibre de collagène) que macroscopique (muscle), des principaux groupes musculaires des membres inférieurs.

Cette première propriété des **étirements**, permet ainsi de **diminuer l'hypertonie spastique**, en traitant les changements secondaires à l'hyper-réflexie affectant le muscle.

Concernant le **comportement des réflexes** pendant la phase d'appui, les afférences nerveuses Ia sont inhibées chez les personnes saines (Dietz, 2002). Alors qu'après une *LME*, une diminution de l'inhibition des fibres Ia cause un réflexe d'étirement de courte latence (*Figure 7*). C'est le mécanisme mis en jeu par exemple pour l'extenseur de genou à la fin de la phase oscillante. De plus, s'il y a une perturbation lors de la marche (accélération du tapis, terrain accidenté) les réflexes d'étirement de courte latence sont normalement compensé par des réflexes de longue latence des extenseurs de genoux (Dietz, 2003a). Cette **composante de longue latence est absente** ou non significative pour le membre spastique. Cette caractéristique de la spasticité pose problème à la marche, et n'est pas évaluée lors de notre examen de la spasticité avec un patient passif (Nardonne & al, 2001). L'investigation du comportement des réflexes chez les patients avec une LME

chronique est nécessaire pour améliorer notre compréhension des mécanismes neuronaux impliqués dans la plasticité spinale (Müller, 2006).

La conséquence est une diminution de la capacité à moduler l'activité réflexe et donc d'adapter l'activité musculaire au terrain (Burne & al, 2005).

La deuxième caractéristique des **étirements** que nous réalisons, est qu'ils permettent de mettre en jeu les circuits inhibiteurs préservés, diminuant ainsi l'excitabilité des motoneurones  $\alpha$  pour cliniquement diminuer le tonus musculaire. Ainsi, grâce à des étirements quotidiens, nous diminuons la suractivité des motoneurones  $\alpha$  (Ward 1999).

De plus, nous renforçons les arcs réflexes préservés en dirigeant la plasticité synaptique spinale. La place des étirements passifs ou des postures dans la prise en charge de la spasticité semble faire consensus. À l'heure actuelle, l'efficacité des étirements sur l'hypertonie spastique n'est pas scientifiquement démontrée (Tamis et al, 2006 ; Bovend'Eerd et al, 2008). Ces auteurs incitent à continuer les recherches concernant leurs modalités d'application ayant un effet optimal (par exemple, étude de Tardieu et al. 1988).

De plus, l'entraînement locomoteur avec allègement corporel semble montrer une diminution de l'hyper-réflexie tonique en diminuant l'intensité de l'étirement lors, par exemple, du travail excentrique du *triceps sural*. Il est important de noter que lors de la marche, pour un membre sain, la tension au niveau du *tendon calcanéen* varie en fonction de l'activité électromyographique du muscle alors que, pour un membre spastique, la tension est associée à l'étirement du *triceps sural* lors de la phase d'appuis (Berger & al, 1984). Cette altération de la relation entre le muscle et l'articulation nous permet de comprendre l'utilité de la décharge corporelle lors de la marche (Foran & al, 2005). De plus, l'entraînement locomoteur permettrait une réorganisation des circuits spinaux inhibiteurs dans un but fonctionnel (Dietz, 2004 ; Fouad, 2012).

*L'association dans notre protocole du BWSTT à des étirements passifs quotidien semble être, au vu des résultats présentés, un bon choix thérapeutique chez nos patients blessés médullaires incomplets en phase chronique.*

#### 4.3 Application et limites

Lors de l'entraînement locomoteur, l'aide du thérapeute est fonction de la présentation clinique du patient le jour même. Le principe étant d'autonomiser le patient, le thérapeute se doit d'être à l'écoute du patient, de lui donner des conseils simples (en gardant en tête l'atteinte sensitivomotrice et ses conséquences fonctionnelles pour la marche) comme : « Relevez la pointe des pieds avant de toucher le sol », « pliez légèrement les genoux », « redressez vous », « faite de plus grand/petit pas » ...

Ainsi, au sein de nos séances, nous orientons nos conseils et nos exercices vers une phase du cycle de marche ciblée. Dès lors, nous tentons de comprendre la ou les causes des limitations ainsi que les compensations possibles.

*Par exemple*, lorsque nous travaillons la flexion du genou gauche lors du début de la phase oscillante, la hanche étant en extension à 5°, la flexion de genou est limitée par l'hypertonie spastique du droit antérieur (*rectus femoris*) selon notre analyse et le ressenti de notre patiente ; alors que spontanément nous aurions pu penser à une faiblesse de la motricité volontaire des ischio-jambiers.

Nous adaptons nos conseils, entraînant une correction dynamique de la marche, et notre rééducation en fonction des dysfonctions présente à la marche chez Mlle P.

Nous travaillons dans un premier temps de manière analytique, articulation par articulation, pour que Mlle P intègre bien les notions importantes à travailler ; puis dans un second temps, globalement en autonomisant la patiente mais en corrigeant si nécessaire.

Les exercices consistent à travailler le contrôle du bassin, la flexion du genou en phase oscillante et le contrôle du genou en phase d'appui, la flexion dorsale de cheville et aussi la symétrie de la longueur des pas. Le travail du contrôle du bassin lors de la marche, notamment dans le plan sagittal, nous permet de limiter les compensations de l'extension de hanche par la charnière lombo-pelvienne. L'extension de hanche apparaît déterminante dans l'activation du générateur spinal de marche et donc oriente la réorganisation neuronale au niveau spinal.

Si nécessaire, nous pouvons aider manuellement le patient lors de la phase oscillante et/ou phase d'appui, et ceci tout au long du protocole mais surtout lors des premières séances.

Cette étude présente aussi **des limites** que nous allons détailler. Tout d'abord cette étude n'a pas de valeur de preuve, mais ce travail pilote a permis de mettre en avant l'importance des modalités d'application du *BWSTT*, du mode de recueil des données et de mettre en lien les effets sur la marche du *BWSTT* avec la spasticité. Ainsi, notre but est de pouvoir transposer notre protocole à plus grande échelle pour permettre d'avoir un niveau

de preuve suffisant. Ainsi, nous devons avoir un regard critique sur ce protocole pour pouvoir l'adapter à plus grande échelle. De ce point de vue, certains bilans ne sont pas indispensables. Selon moi, la marche tant physiologique que pathologique, est l'expression multifactorielle d'une volonté locomotrice. En effet, concernant le *bilan posturo-graphique*, il nous permet d'avoir une vision plus large des capacités d'adaptation de nos patients mais ne fait pas partie de nos critères de jugement. Ce bilan nous apporte des informations intéressantes sur l'évolution des stratégies d'équilibrations statique, mais il n'est pas indispensable dans notre protocole.

De plus, dans l'absolue, le Masseur-Kinésithérapeute qui travaille avec le patient lors de l'entraînement locomoteur doit être différent de celui qui réalise les bilans, pour éviter au maximum les risques de biais. Dans cette étude j'ai eu le rôle à la fois de rééducateur et d'évaluateur en ayant conscience du risque de biais.

Une des limites de cette étude concerne la fatigue en fin de séance et les douleurs. Nous avons vu que la fatigue tend à croître tout au long des séances mais varie en dents de scie. Il est nécessaire de préciser que Mlle P a une prise en charge pluridisciplinaire, ainsi chaque matinée est consacrée à des séances d'ergothérapie, à des activités physiques adaptées (sport, vélo, renforcement) et aux séances de balnéothérapie. L'intensité des journées de Mlle P nous permet de comprendre, en partie, la fatigue accumulée au fur et à mesure des séances. De plus, lorsque nous travaillons la qualité de la marche pendant une séance, cela demande un effort supplémentaire considérable en termes de concentration et d'intensité. Nous avons aussi remarqué le rôle de la spasticité dans l'intensité de la fatigue et de la douleur. Cela nous amène à l'hypothèse que, plus la spasticité lors de la marche est importante, plus la fatigue en fin de séance est élevée. Cependant, ce constat nous pousse à nous poser des questions éthiques concernant la mise en place d'un protocole intensif tel que nous le proposons. Nous avons vu que la fatigue est suffisamment élevée pour mettre en avant l'importance de l'évaluation de ce paramètre et de sa prise en compte dans le protocole. L'avis global de Mlle P concernant notre protocole, lors de la dernière semaine de la session d'entraînement, est que l'intensité des journées est sans doute trop élevée pour pouvoir l'appliquer à plus grande échelle. Il faut proscrire toute séance qui amènerait à des situations d'épuisement en fin de séance, ceci pouvant être délétère tant physiquement que mentalement aux patients. Ainsi, nous pensons qu'il faut limiter le nombre de séances d'*A.P.A* et de balnéothérapie selon la fatigue et la motivation du patient

et prioriser le *BWSTT*. Nos séances d'entraînement locomoteur devant être réalisées avec le plus de rigueur et d'attention possible.

D'un point de vue éthique nous devons prendre en compte les dispositions générales relatives à la protection des participants aux expérimentations. Au niveau législatif, la loi relative à la bioéthique de 2004 nous donne les principes fondateurs de l'expérimentation sur les humains. Nous nous sommes efforcés de suivre ces principes lors de l'élaboration du protocole ainsi que pendant son application clinique. Nous respectons l'information et le consentement de Mlle P, mais aussi la primauté de la personne, dont notamment le respect de la personne et l'inviolabilité du corps humain.

## 5- Conclusion

Nos résultats suggèrent une efficacité globale du *BWSTT* associé à une rééducation conventionnelle chez les blessés médullaires incomplets en phase chronique. Les progrès les plus nets concernent la vitesse, l'endurance et la cinématique de la marche. Nous avons intégré dans cette étude une évaluation hebdomadaire de la spasticité pour avoir des informations sur son évolution au cours de la session. Il apparaît important dans de prochaines études concernant le *BWSTT* de prendre en compte la spasticité, comme nous l'avons fait dans ce mémoire. Nous pourrions ainsi avoir une connaissance plus fine de l'évolution de l'hypertonie spastique au cours de la rééducation de la marche chez les patients blessés médullaires. Bien que les résultats présentés dans la littérature ne soient pas unanimes concernant l'efficacité du d'un protocole intégrant le *BWSTT*, cette nouvelle technique de rééducation de la marche présente plusieurs avantages pour les patients atteints d'une lésion médullaires incomplets. Pour démontrer l'efficacité du *BWSTT* associé à une rééducation conventionnelle, il semble nécessaire d'utiliser des critères de jugement et un protocole standardisés comme présenté dans ce mémoire. Cela implique d'inclure un nombre suffisant de participants avec une lésion incomplète de la moelle épinière. Au vu des résultats obtenus dans cette étude, la fatigue et la douleur apparaissent comme des éléments cruciaux de notre prise en charge. Une évaluation quotidienne de ces deux paramètres, comme nous l'avons fait dans cette étude, semble primordiale pour pouvoir adapter notre séance à l'état global du patient. De plus, la rééducation dite « conventionnelle » que nous avons mise en place après nos séances de *BWSTT* est basée sur la diminution de l'hypertonie spastique. Comme nous expliqué précédemment, les

étirements agissent sur les boucles réflexes neuronales, permettant ainsi de guider en partie la plasticité synaptique. Les étirements lents et infra-douloureux ou les postures sont donc de bons moyens pour lutter contre la spasticité, lutter contre les troubles orthopédiques et favoriser la récupération musculaire. La spasticité avec ses différentes expressions (mouvement passif, actif, fonctionnel) est un point essentiel pour la compréhension clinique de la marche, et pour l'application de notre stratégie rééducative.

Les traitements médicaux pharmacologiques associés comme l'injection de toxine botulique permettent aussi de lutter contre la spasticité et sont complémentaires de notre rééducation. Actuellement, la recherche pharmacologique pour activer le réseau locomoteur spinal (ou *central pattern generator*, *CPG*) est prometteuse. En effet, comme le développe Mr Ung R.V. (2011) dans sa thèse, « la récupération de la locomotion (...) est facilitée lorsque des stimulations adéquates, par entraînement sur tapis roulant combiné à une pharmacologie capable d'activer le réseau locomoteur, sont appliquées ». Les tests toxicologiques de ce « cocktail » pharmacologique (buspirone, L-DOPA, carbidopa) sont en cours, et le traitement pourrait même être administré de façon orale (Guertin, 2010). Les enjeux de la combinaison de ces nouvelles techniques sont multiples. Premièrement, l'entraînement locomoteur couplé à une assistance pharmacologique pourrait être un outil efficace pour augmenter la qualité de vie des patients blessés médullaires. Le second enjeu est économique car les dépenses liées aux hospitalisations et aux médicaments utilisés pourrait être diminuées. Il faut mettre en relation cet aspect économique avec l'évolution des données épidémiologiques concernant les blessés médullaires ces dernières décennies. En effet, l'espérance de vie chez les blessés médullaires et l'incidence d'hospitalisation due à des complications secondaires s'accroissent. L'orientation future de leurs prises en charge sera sans doute une combinaison d'une rééducation locomotrice avec allègement corporel et d'une intervention médicale favorisant la plasticité neuronale (Marsh, 2011). Il sera donc nécessaire d'évaluer l'efficacité d'un entraînement locomoteur avec allègement corporel combiné à une prise en charge pharmacologique.

Nous devons aussi nous interroger sur la pérennité des effets d'un protocole avec *BWSTT* et rééducation conventionnelle chez les patients blessés médullaires incomplets. Peu d'études se sont intéressées aux effets à long terme après l'application d'un tel protocole.

Selon Hicks & al. (2005), les résultats obtenus concernant la marche se maintiendraient 8 mois après la fin du protocole. Il est primordial que les résultats obtenus concernant la marche soit toujours présents à long terme.

Nous avons donc revu Mlle P. 9 mois après la fin de notre protocole pour effectuer la totalité des bilans cliniques et fonctionnels, et tenter de répondre à cette question de la pérennité des acquis. Les résultats vous seront présentés lors de ma soutenance.

## 6- Tableaux et figures

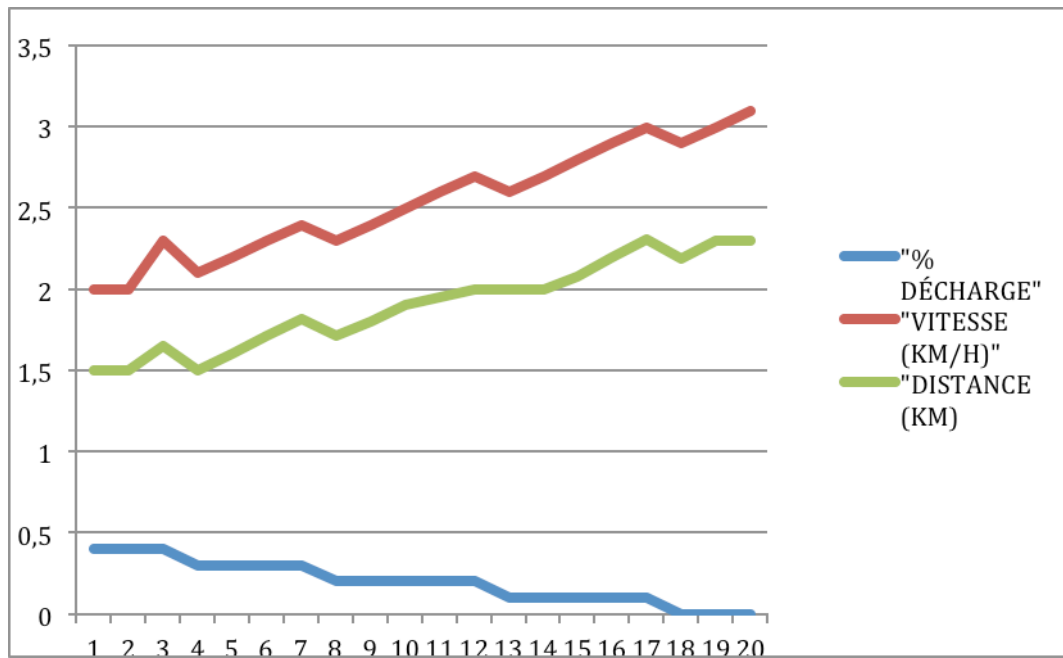


Figure 1 : Récapitulatif du protocole mis en place.

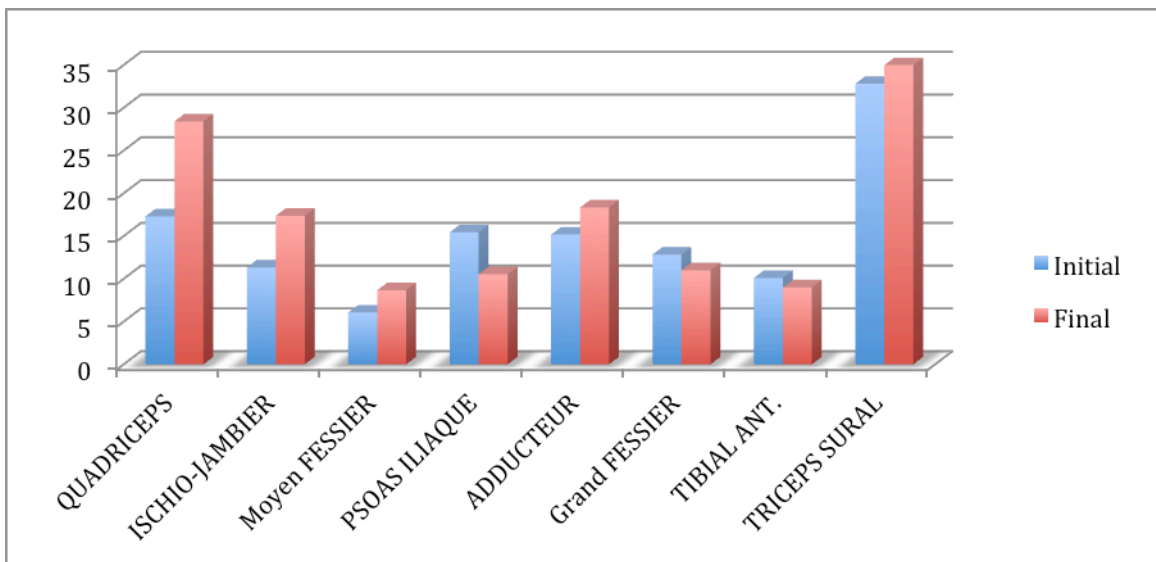
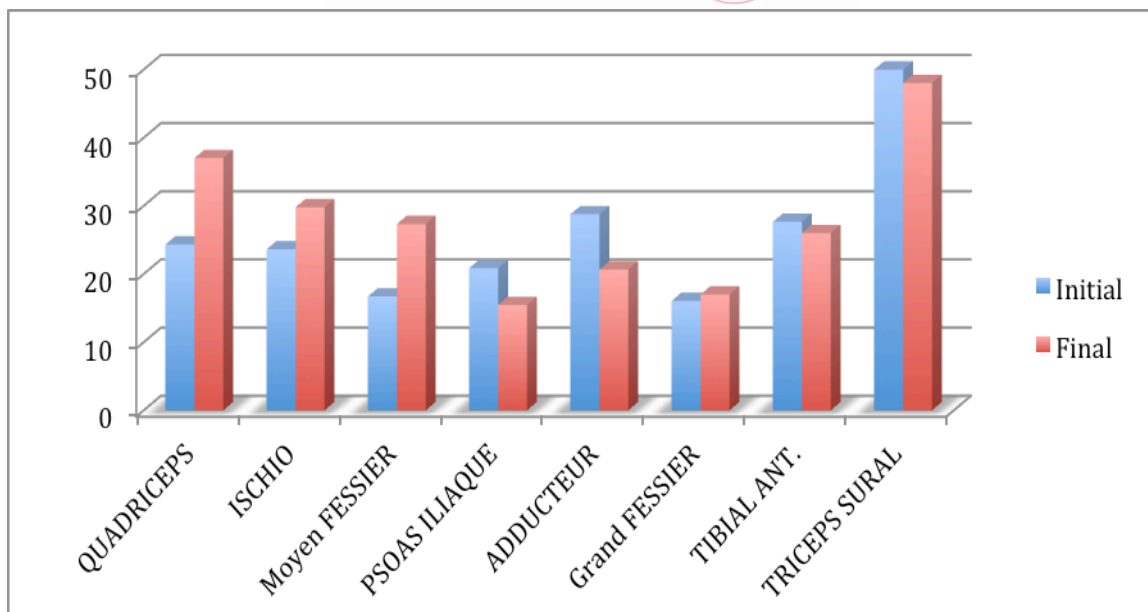


Figure 2 :  
Motricité volontaire pré/post du membre inférieur gauche  
(moyenne des trois mesures, en Newton N)





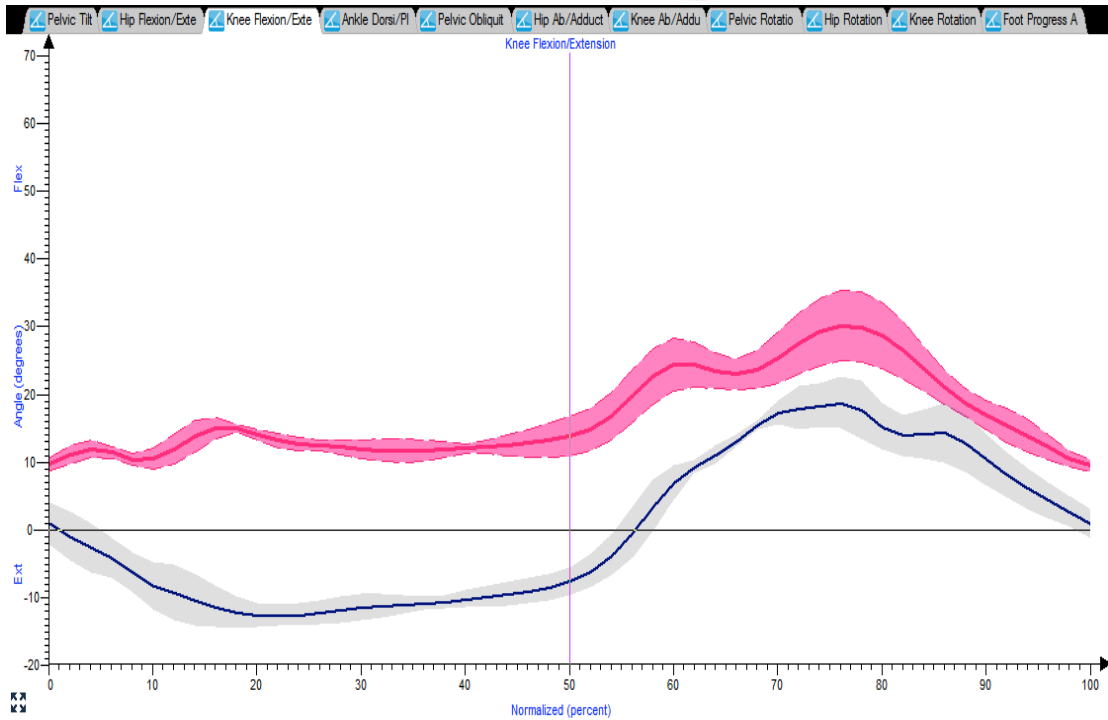
*Figure 3 :*  
 Motricité volontaire pré/post du membre inférieur **droit**  
 (moyenne des trois mesures, en Newton N)

|                 | 13/05<br>Initial | 17/05 | 24/05 | 31/05 | 07/06 | 12/06 | 13/06<br>Final |
|-----------------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|----------------|
| Quadriceps      | 1                | 2     | 1+    | 1     | 0     | 0     | 0              |
| Ischio-jambiers | 1+               | 1+    | 1+    | 0     | 1     | 1     | 1+             |
| Triceps         | 3                | 1+    | 2     | 1+    | 1     | 1+    | 2              |
| Releveurs       | 1                | 0     | 0     | 0     | 0     | 0     | 0              |

*Tableau 3 : Spasticité du membre inférieur gauche*

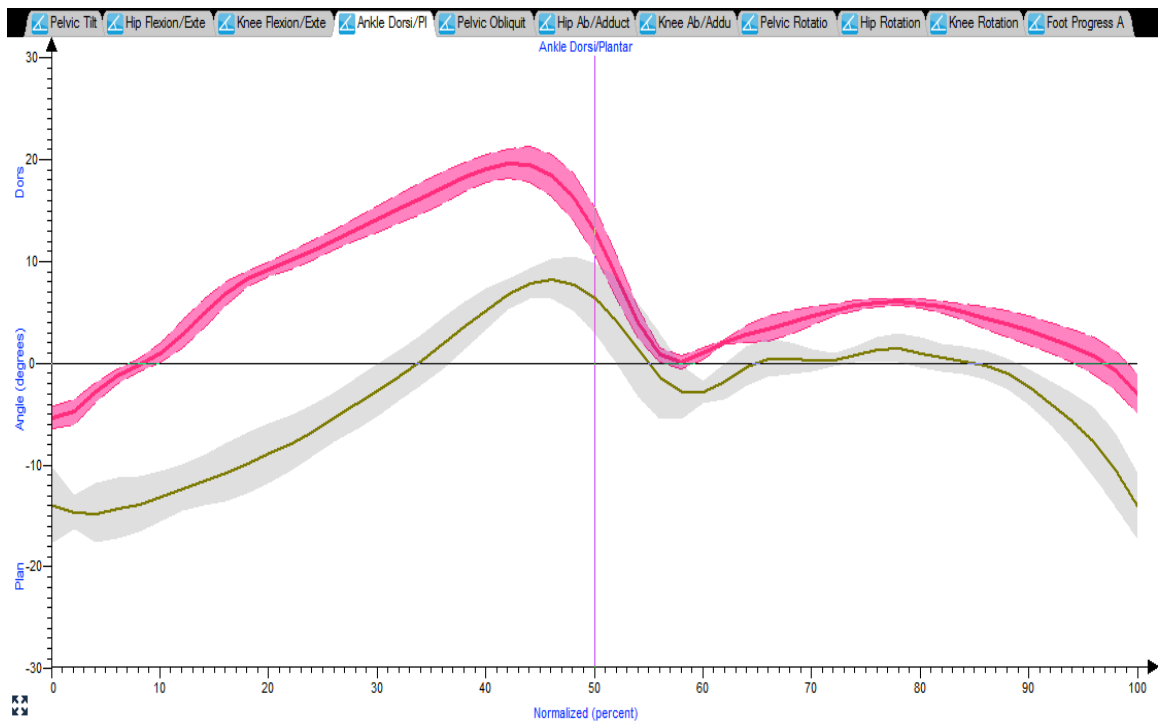
|         | 13/05<br>Initial | 17/05 | 24/05 | 31/05 | 07/06 | 12/06 | 13/06<br>Final |
|---------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|----------------|
| Triceps | 1+               | 1+    | 1     | 1+    | 0     | 0     | 1+             |

*Tableau 4 : Spasticité du membre inférieur droit*



*Figure 4 : cinématique du genou dans le plan sagittal, cycle de marche normalisé*

*En gris : bilan initial ; en rose : bilan final.*



*Figure 5: cinématique de la cheville dans le plan sagittal, cycle de marche normalisé*

*En gris : bilan initial; en rose: bilan final.*

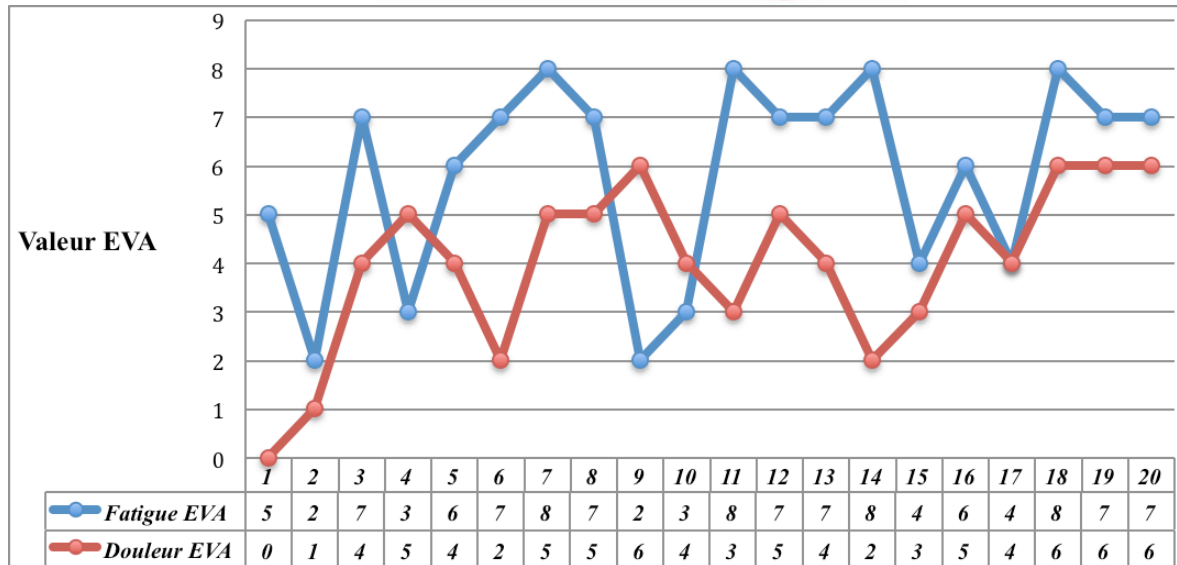


Figure 6 : Récapitulatif de la fatigue et de la douleur (évaluées par E.V.A)

| Cotation Gauche |          | Muscle           | Cotation Droite |          |
|-----------------|----------|------------------|-----------------|----------|
| Initial S1      | Final S5 |                  | Initial S1      | Final S5 |
| 3-              | 3        | Psoas            | 4+              | 4+       |
| 4               | 4+       | Quadriceps       | 5               | 5        |
| 3-              | 4+       | Adducteur        | 5               | 5        |
| 3+              | 4-       | Moyen fessier    | 4+              | 5        |
| 3               | 4        | Grand fessier    | 4               | 5        |
| 4-              | 4        | Ischio-jambiers  | 4+              | 5        |
| 4               | 4        | Tibial antérieur | 4+              | 4+       |
| 4               | 4        | Triceps sural    | 5               | 5        |

Tableau 2 : testing motricité, échelle de Daniels & Worthingam

| Gauche               |                      | Articulation                      | Droite               |                      |
|----------------------|----------------------|-----------------------------------|----------------------|----------------------|
| Initial S1           | Final S5             | Epaule                            | Initial S1           | Final S5             |
| 100°                 | 100°                 | Flexion                           | 100°                 | 110°                 |
| 90°                  | 90°                  | Abduction                         | 90°                  | 90°                  |
| 7 <sup>ème</sup> Th. | 7 <sup>ème</sup> Th. | Rotation interne (pouce/vertèbre) | 7 <sup>ème</sup> Th. | 7 <sup>ème</sup> Th. |
| 50°                  | 60°                  | Rotation externe                  | 80°                  | 80°                  |
| <b>Coude</b>         |                      |                                   |                      |                      |
| 170°                 | 170°                 | Flexion                           | 170°                 | 170°                 |
| 5°                   | 0°                   | Extension                         | 0°                   | 0°                   |
| 90°                  | 90°                  | Pronation                         | 90°                  | 90°                  |
| 45°                  | 90°                  | Supination                        | 65°                  | 90°                  |
| <b>Poignet</b>       |                      |                                   |                      |                      |
| 90°                  | 90°                  | Flexion                           | 90°                  | 90°                  |
| 75°                  | 75°                  | Extension                         | 80°                  | 80°                  |
| 5°                   | 5°                   | Inclinaison radiale               | 10°                  | 15°                  |
| 35°                  | 30°                  | Inclinaison ulnaire               | 40°                  | 40°                  |
| <b>Hanche</b>        |                      |                                   |                      |                      |
| 130°                 | 135°                 | Flexion                           | 140°                 | 140°                 |
| 15°                  | 15°                  | Extension                         | 10°                  | 15°                  |
| 30°                  | 45°                  | Abduction                         | 45°                  | 45°                  |
| 20°                  | 20°                  | Adduction                         | 20°                  | 20°                  |
| 20°                  | 35°                  | Rotation interne                  | 15°                  | 20°                  |
| 50°                  | 45°                  | Rotation externe                  | 45°                  | 45°                  |
| <b>Genou</b>         |                      |                                   |                      |                      |
| 130°                 | 160°                 | Flexion                           | 145°                 | 160°                 |
| 10°                  | 5°                   | Extension                         | 0°                   | 0°                   |
| <b>Cheville</b>      |                      |                                   |                      |                      |
| 45°                  | 45°                  | Flexion Plantaire (genou tendu)   | 45°                  | 45°                  |
| 5°                   | 10°                  | Flexion dorsale (genou fléchis)   | 15°                  | 15°                  |

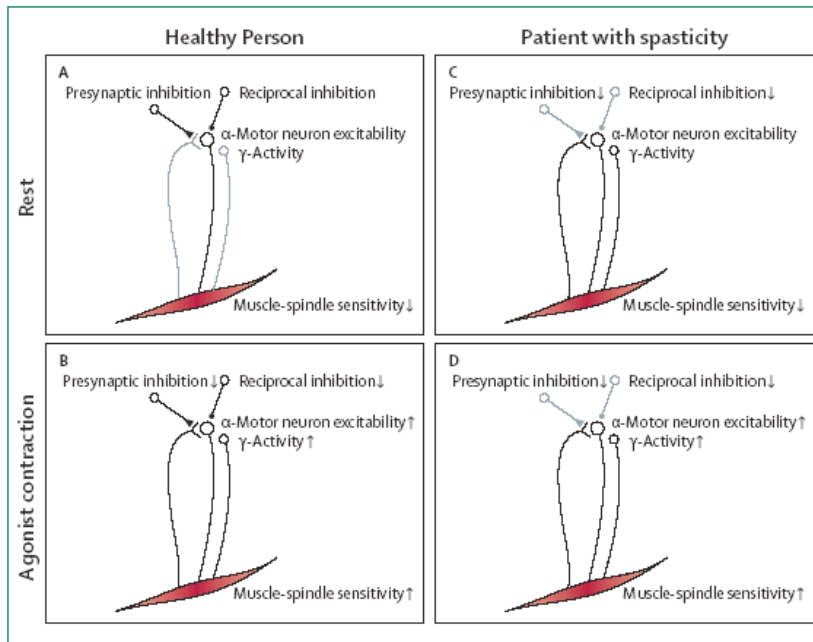
*Tableau 1 : Bilan articulaire pré/post des membres inférieur et supérieur*

| Gauche          |               |                      | Droite          |               |
|-----------------|---------------|----------------------|-----------------|---------------|
| Initial (13/05) | Final (13/06) | Muscle               | Initial (13/05) | Final (13/06) |
| 25°             | 60°           | Adducteurs           | 65°             | 65°           |
| Talon fesse     | Talon fesse   | Quadriceps           | Talon fesse     | Talon fesse   |
| 25°             | 5°            | Ischio-jambier       | 0°              | 0°            |
| 40°             | 45°           | Pelvi-trochantériens | 35°             | 40°           |
| 5°              | 10°           | Triceps sural        | 10°             | 15°           |
| 10°             | 10°           | Psoas                | 15°             | 15°           |

*Tableau 5 : bilan d'extensibilité musculaire des membres inférieurs*

|                                   | Gauche          |                 | Droit           |                 | Norme   |
|-----------------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|---------|
|                                   | Initial (13/05) | Final (13/06)   | Initial (13/05) | Final (13/06)   |         |
| Vitesse de marche (mètre/seconde) | <b>0,61 m/s</b> | <b>0,81 m/s</b> | <b>0,61 m/s</b> | <b>0,79 m/s</b> | 1,3 m/s |
| Cadence (½ pas/min)               | 75,5            | 93,1            | 74,3            | 91,7            | 130     |
| Longueur du pas (mètre)           | 0,98 m          | 1,04 m          | 0,98 m          | 1,04 m          |         |
| Longueur d'un ½ pas (mètre)       | 0,50 m          | 0,54 m          | 0,48 m          | 0,51 m          |         |
| Largeur du pas (mètre)            | 0,12 m          | 0,11 m          | 0,12 m          | 0,14 m          | 0,15    |
| Double appui (seconde)            | 0,40 s          | 0,33 s          | 0,42 s          | 0,35 s          |         |
| Simple appui (seconde)            | 0,49 s          | 0,41 s          | 0,70 s          | 0,54 s          |         |
| Proportion de phase d'appui (%)   | 56,2%           | 69,4%           | 57,8%           | 68,5%           | 60%     |

*Tableau 6 : Paramètres spatio-temporels de la marche (AQM)*



*Figure 7: Comportement des reflexes de courte latence d'un muscle passif et actif. (Dietz & Sinkjaer 2010).*

Chez les personnes saines, l'activité du réflexe d'étirement est faible au repos (A), ceci est expliqué par une faible excitabilité des neurones moteurs spinaux, une faible sensibilité des fuseau neuromusculaires, par un bas taux de décharge des fibres afférents Ia et par l'inhibition présynaptique prononcée (inhibition réciproque Ia et Ib). Lors d'une contraction volontaire musculaire (B), l'excitabilité du neurone moteur, la sensibilité du fuseau neuromusculaire et la décharge des afférences Ia augmentent; alors que l'inhibition présynaptique (inhibition Ia et Ib) diminue. L'activité réflexe d'étirement est par conséquent élevée.

Dans la spasticité, l'inhibition présynaptique Ia et Ib est déjà diminuée au repos (C), et l'activité réflexe d'étirement est déjà élevée. Pendant une contraction musculaire volontaire (D), il y a peu de changement de ces paramètres et l'activité réflexe d'étirement n'est pas vraiment différente qu'à l'état de repos. Les flèches indiquent si le mécanisme est augmenté ou diminué pendant la contraction comparé au repos.

## 7. Références bibliographiques

- H.A.S, juillet 2007, Guide affection de longue durée, Paraplégie.
  
- Alexeeva N, Sames C, Jacobs PL, Hobday L, DiStasio MM, Mitchell SA & al. (2011). *Comparison of training methods to improve walking in persons with chronic spinal cord injury : a randomized clinical trial.* J Spin Cord Med 34(4): 362-377.
  
- D'Angeli-chevassut M, Gaviria M (1994), *La Marche humaine : description et repères sémantiques.* In : PELISSIER J, BRUN V Eds. *La Marche humaine et sa pathologie.* Paris : Masson, 9-20.
  
- Arnaud Friggeri. (2006). *Influences du type et du niveau de la lésion, du délai chirurgical et des complications respiratoires sur la récupération clinique à un an.* Thèse pour le doctorat de médecine.
  
- **Barbeau H, Rossignol S. (1987). *Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat.* Brain Res ; 412: 84-95.**
  
- Barbeau H, Fung J. (2001). *The role of rehabilitation in the recovery of walking in the neurological population.* Curr Opin Neurol ;14:735-40.
  
- Barbeau H, Visitin M. (2003). *Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects.* Arch Phys Med Rehabil ; 84 :1458-65.
  
- Bohannon RW, Smith MB. (1987). *Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity.* Physical therapy. 67(2):206–207.
  
- Bovend'Eerd T.J, Newman M, Barker K, Dawes H, Minelli C, Wade D.T. (2008). *The effects of stretching in spasticity : a systematic review.* Arch Phys Med Rehabil. 89:1395-406.

- Basso DM. (2000). *Neuroanatomical substrates of functional recovery after experimental spinal cord injury: implications of basic science research for human spinal cord injury*. Phys Ther 80:808-817.
- Behrman AL, Bowden MG, Nair PM. (2006). *Neuroplasticity after spinal cord injury and training: an emerging paradigm shift in rehabilitation and walking recovery*. Phys Ther ; 86:1406-25.
- Berger W, Horstmann G, Dietz V. (1984). *Tension development and muscle activation in the leg during gait in spastic hemiparesis : independance of muscle hypertonia and exaggerated stretch reflexes*. Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry 47 :1029-1033.
- Burne JA, Carleton VL, O'Dwyer NJ. (2005). *The spasticity paradox : movement disorder or disorder of resting limbs ?* Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry 76 :47-54.
- Burns AS, Ditunno JF. (2001). *Establishing prognosis and maximizing functional outcomes after spinal cord injury: a review of current and future directions in rehabilitation management*. Spine ; Dec 15;26(24 Suppl):S137-45.
- Bussel, B., Roby-Brami, A., Neris, O. et Yakovleff, A. (1996) *Evidence for a spinal stepping generator in man*. Paraplegia, vol. 34, pages 91–92.
- Chen G, Patten C (2006). *Treadmill training with harness support: selection of parameters for individuals with post-stroke hemiparesis*. JRRD; 43(4):485 - 498.
- Chung SG, van Rey E, Bai Z, Rymer WZ, Roth EJ, Zhang LQ. (2008). *Separate quantification of reflex and nonreflex components of spastic hypertonia in chronic hemiparesis*. Arch Phys Med Rehab 89 :700-710.
- Compston A. (2010). *Aids to the investigation of peripheral nerve injuries*. Medical Research Council: Nerve Injuries Research Committee. His Majesty's Stationery Office:



1942; pp. 48 (iii) and 74 figures and 7 diagrams; with aids to the examination of the peripheral nervous system. By Michael O'Brien for the Guarantors of Brain. Saunders Elsevier: 2010; pp. [8] 64 and 94 Figures. Brain ;Oct 133(10),2038-44.

- Curt A, Keck ME, Dietz V. (1998). *Functional outcome following spinal cord injury: significance of motor-evoked potentials and ASIA protocol scores*. Arch Phys Med Rehabil 79:81-86.

- Danielsson A, Sunnerhagen KS. (2000). *Oxygen consumption during treadmill walking with and without body weight support in patients with hemiparesis after stroke and in healthy subjects*. Arch Phys Med Rehabil 81 :953-7.

- **Dietz V, Colombo G, Jensen L. (1994). *Locomotor activity in spinal man*. Lancet; 344:1260-1263.**

- Dietz V, Colombo G, Jensen L, Baumgartner L. (1995). *Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients*. Ann Neurol 37 :574-82.

- Dietz V. (2002). *Proprioception and locomotor disorders*. Nature Reviews Neuroscience 3 :781-790.

- Dietz V. (2003a). *Spastic movement disorder : what is the impact of research on clinical practice ?* Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry 74 :820-821.

- Dietz V, Harkema SJ. (2004). *Locomotor activity in spinal cord-injured persons*. Journal of Applied Physiology 96 :1954-1960.

- Dietz V. (2006). *Neuronal plasticity after spinal cord injury :significance for present and future treatments*. J Spinal Cord Med ; 29:481-8.

- Dietz V. & Sinkjaer T. (2010). *Spasticity*. Handbook of Clinical Neurology (in press).

- Dietz V. & Sinkjaer T. (2007). *Spastic movement disorder : impaired reflex function and altered muscle mechanics*. Lancet Neurol ;6:725-33.

- Dietz V. (2013). *Spasticity : Spastic Movement Disorder*. In : JH Stone, M Blouin, editors. International Encyclopedia of Rehabilitation.
  
- Ditor DS, Kamath MV, MacDonald MJ, Bugaresti J, McCartney N, Hicks AL. (2005a). *Effects of body weight-supported treadmill training on heart rate variability and blood pressure variability in individuals with spinal cord injury*. J Appl Physiol 98:1519-1525.
  
- Ditor DS, Macdonald MJ, Kamath MV, Bugaresti J, Adams M, McCartney N, Hicks AL (2005b). *The effects of body-weight supported treadmill training on cardiovascular regulation in individuals with motor-complete SCI*. Spinal Cord 43:664-673.
  
- **Dobkin B, Apple D, Barbeau H, Basso M, Berhman A, Deforge D & al. (2006). *Weight-supported treadmill vs overground training for walking after acute incomplete SCI*. Neurology 66: Feb 484-493.**
  
- Dobkin, B., Harkema, S., Requejo, P. et Edgerton, V. (1995). *Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury*. Journal of Neurologic Rehabilitation, vol. 9, n° 4, pages 183–90.
  
- Domingo A, Lam T, Wolfe DL, Eng JJ (2012). *Lower Limb Rehabilitation Following Spinal Cord Injury*. Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence (S.C.I.R.E.). Version 4.0. Vancouver: p. 1-55.
  
- Ducroquet, R., Ducroquet, J. et Ducroquet, P. (1965). *La marche et les boiteries, étude des marches normales et pathologiques*. Masson, Paris.
  
- **Field-Fote EC, Roach KE. (2011). *Influence of a Locomotor Training Approach on Walking Speed and Distance in people with Chronic Spinal Cord injury : A Randomized Clinical Trial*. Phys Ther. Jan 91(1):48-64.**
  
- Foran JR, Steinman S, Barash I, Chambers HG, Lieber RL. (2005). Structural and mechanical alterations in spastic skeletal muscle. Developmental Medicine and Child Neurology 47 :713-717.

- Forsberg H, Grillner S, Halbertsma J (1980a) The locomotion of the low spinal cat. I. Coordination within a hindlimb. *Acta Physiol Scand* 108:269-281.
- Forsberg H, Grillner S, Halbertsma J, Rossignol S (1980b) The locomotion of the low spinal cat. II. Interlimb coordination. *Acta Physiol Scand* 108:283-295.
- Fouad K, Tetzlaff W. (2012). *Rehabilitative training and plasticity following spinal cord injury*. *Experimental Neurology* 235 :91-99.
- Gracies JM. 2005. *Pathophysiology of spastic paresis. I : Paresis and soft tissue changes*. *Muscle and Nerve* 31 :535-551.
- Grillner S and Zangger P. (1975). *How detailed is the central pattern generation for locomotion ?* *Brain Res* 88 :367-371.
- Guertin PA, Ung RV, Rouleau P. (2010). Oral administration of a tri-therapy for central pattern generator activation in paraplegic mice: proof-of-concept of efficacy. *Biotechnol J* 5:421-426.
- Guertin PA. (2013). *Central pattern generator for locomotion : anatomical, physiological, and pathophysiological considerations*. *Frontiers in Neurology* Volume 3, Article 183.
- Harada ND, Chiu V, Stewart AL. *Mobility-related function in older adults : assessment with a 6-minute walk test*. *Arch Phys Med Rehabil* 1999 ; 80 :837-41.
- Harvey LA, Adams R, Chu J, Batty J, Barratt D. *A comparison of patients' and physiotherapists' expectations about walking post spinal cord injury : a longitudinal cohort study*. *Spinal Cord* 50 ; 548-552.

- Hausdorff, J., Rios, D. et Edelberg, H. *Gait variability and fall risk in community-living older adults : A 1-year prospective study*. Arch of Phys Med Rehabil 2001 ; 82 : 8, 1050–1056.
  
- Hausdorff, J. *Gait dynamics, fractals and falls : Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking*. Human Movement Science (2007), vol. 26, n° 4, 555–589.
  
- Harkema SJ, Behrman AL, Barbeau H. *Locomotor Training: Principles and Practice*. Oxford Press, May 2011.
  
- Hesse S, Helm B, Krajnik J, Gregoric M, Mauritz KH (1997). *Treadmill training with partial body-weight support: Influence of body weight release on the gait of hemiparetic patients*. J Neurol Rehabil;11(1):15-20.
  
- Hicks AL, Adams MM, Martin Ginis K, Giangregorio L, Latimer A, Phillips SM, and al. (2005). *Long-term body-weight-supported treadmill training and subsequent follow-up in persons with chronic SCI: effects on functional walking ability and measures of subjective well-being*. Spinal Cord; 43: 291-298.
  
- Hicks AL, Martin Ginis K. (2008). *Treadmill training after spinal cord injury : It's not just about the walking*. J Rehab Res & Dev ; 45(2):241-248.
  
- Hornby TG, Zemon DH, Campbell D. (2005). *Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury*. Phys Ther. Jan;85(1):52-66.
  
- Hubli M, Dietz V, Bolliger M. (2011). *Influence of spinal reflexes on the locomotor pattern after spinal cord injury*. Gait & Posture 34 :409-414.
  
- Jacobs PL, Nash MS, Rusinowski JW. (2001). *Circuit training provides cardiorespiratory and strength benefits in persons with paraplegia*. Med Sci Sports Exerc 33:711-717.

- Kim A, Sergio A, Michal A, Fin B-S, Susan C, Armin C & al. (2008). *Functional recovery measures for spinal cord injury : An evidence-based review for clinical practice and research*. J. Spinal Cord. Med. 31(2) 133-144.
- Kirshblum S, Millis S, McKinley W, Tulsky D. (2004). *Late neurologic recovery after traumatic spinal cord injury*. Arch Phys Med Rehabil. Nov; 85(11):1811-7.
- Levin MF, Selles RW, Verheul MH, Meijer OG. (2000). *Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients : implications for normal motor control*. Brain Research 853 :352-369.
- **Lucarelli PR, Lima MO, Lima FPS, de Almeida JG, Brech GC, D'Andréa Greve. (2011). *Gait analysis following treadmill training with body weight support versus conventional physical therapy: a prospective randomized controlled single blind study*. Spinal Cord; 49, 1001-1007.**
- Maegele M, Müller S, Wernig A, Edgerton VR, Harkema SJ. (2002). *Recruitment of spinal motor pools during voluntary movements versus stepping after human spinal cord injury*. J Neurotrauma 19 :1217-29.
- Marsh B.C, Astill S.L, Utley A, Ichiyama R.M. (2011). *Movement rehabilitation after spinal cord injuries : Emerging concepts and future directions*. Brain Res ;84:327-336.
- **Morawietz C, Moffat F. (2013). *Effects of Locomotor Training After Incomplete Spinal Cord Injury: A Systematic Review*. Arch Phys Med Rehab. Nov;94(11):2297-308.**
- Minassian, K, Jilge, B, Rattay, F, Pinter, M, Binder, H, Gerstenbrand, F, Dimitrijevic, M. (2004). *Stepping-like movements in humans with complete spinal cord injury induced by epidural stimulation of the lumbar cord : electromyographic study of compound muscle action potentials*. Spinal Cord, vol. 42, pages 401–416.

- Müller R, Dietz V. (2006). *Neuronal function in chronic spinal cord injury : Divergence between locomotor and flexion- and H-reflex activity*. *Clinical Neurophysiol* ;117:1499-1507.
- Nardone A, Galante M, Lucas B, Schieppati M. (2001). *Stance control is not affected by paresis and reflex hyperexcitability : the case of spastic patients*. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 70 :635-643.
- Owings, T. et Grabiner, M. (2004). *Variability of step kinematics in young and older adults*. *Gait Posture*, 20 n° 1, 26–29.
- Podsiadlo D, Richardson S. (1991). *The timed up and go : a test of basic functional mobility for frail elderly persons* *J Am Geriat Soc* 1991 ; 39 : 1428.
- Protas EJ, Holmes SA, Qureshy H, Johnson A, Lee D, and Sherwood AM. (2001). *Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: a pilot study*. *Arch Phys Med Rehabil*; 82: 825-831.
- Scivoletto G, Tamburella F, Laurenza L, Foti C, Ditunno JF, Molinari M. (2011). *Validity and reliability of the 10-m walk test and the 6-min walk test in spinal cord injury patients*. *Spinal Cord* 49 ; 736-740.
- Schweiser K, Romkes J, Coslovsky M, Brunner R. (2013). *The influence of muscle strength on the gait profile score (GPS) across different patients*. *Gait & Posture* 39 (1), 80-85.
- Shin JC, Yoo JH, Jung T-H, Goo HR. (2011). *Comparison of lower extremity motor score parameters for patients with motor incomplete spinal cord injury using gait parameters*. *Spinal Cord* 49, 529-533.
- Sinkjaer T, Magnussen I. (1994). *Passive intrinsic and reflex-mediated stiffness in the ankle extensors of hemiparetic patients*. *Brain* 117(Pt 2) :355-363.**DL**

- Stewart BG, Tarnopolsky MA, Hicks AL, McCartney N, Mahoney DJ, Staron RS, Phillips SM. (2004). *Treadmill training-induced adaptations in muscle phenotype in persons with incomplete spinal cord injury*. Muscle Nerve 30:61-68.
  
- Sutherland, D. H., Kaufman, K. R., & Moitza, J. R. (1994). *Kinematics of normal human walking*. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), Human walking. Baltimore: Williams and Wilkins
  
- Tamis P, Paula D, Michael C. (2006). *The effectiveness of passive stretching in children with cerebral palsy*. Developmental Medicine & Child Neurology 48 :855-862.
  
- Tardieu C, Lespargot A, Tabary C, Bret MD. (1988). *For how long must the soleus muscle be stretched each day to prevent contracture?* Developmental Medicine and Child Neurology 30: 3-10
  
- Titianova EB, Mateev PS, Tarkka IM. (2004). *Footprint analysis of gait using a pressure sensor system*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 14(2):275-281.
  
- Terrier, P. et Schutz, Y. (2003). *Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS)*. European Journal of Applied Physiology, vol. 90, n° 5, pages 554–561.
  
- Terson de Paleville, D., et al. (2013). *Locomotor step training with body weight support improves respiratory motor function in individuals with chronic spinal cord injury*. Respir. Physiol. Neurobiol.
  
- Thomas SL, Gorassini MA. (2005). *Increases in corticospinal tract function by treadmill training after incomplete spinal cord injury*. J Neurophysiol. Oct; 94(4):2844-55.
  
- Ung R.V. (2011). *Effet de l'entraînement locomoteur sur la récupération des fonctions locomotrices chez la souris paraplégique*. Faculté de médecine. Université de Laval, Québec.



- van Hedel HJ, Wirz M, Curt A. (2006). *Improving walking assessment in subjects with an incomplete spinal cord injury : responsiveness*. Spinal Cord 44 : 352-356.
- Waters RL, Atkins RH, Yakura JS, Sie I. (1993). *Motor and sensory recovery following complete tetraplegia*. Arch Phys Med Rehabil. Mar;74(3):242-7.
- **Wernig A, Müller S. (1992). *Laufband locomotion with body weight support improved walking in persons with severe spinal cord injuries*. Paraplegia; 30: 229-238.**
- Wernig A, Müller S, Nanassy A, Cagol E. (1995). *Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons*. Eur J Neurosci. Apr 1;7(4):823-9
- Wernig A, Nanassy A, and Muller S. (1998). *Maintenance of locomotor abilities following Laufband (treadmill) therapy in para- and tetraplegic persons: follow-up studies*. Spinal Cord; 36: 744-749.
- Wessels M, Lucas C, Eriks I, de Groot S. (2010). *Body weight-supported gait training for restoration of walking in people with an incomplete spinal cord injury : a systematic review*. J Rehabil Med; 42: 513-519.
- Winchester P, Smith P, Foreman N, Mosby J, Pacheco F, Querry R, and al. (2009). *A prediction model for determining over ground walking speed after locomotor training in persons with motor incomplete spinal cord injury*. J of Spinal Cord Med; 32: 63-71.
- Wirz M, Zemon DH, Rupp R, Scheel A, Colombo G, Dietz V, and al. (2005). *Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial*. Arch Phys Med Rehabil; 86: 672-680.
- Wirz M, van Hedel HJ, Rupp R, Curt A, Dietz V. (2006). *Muscle force and gait performance : relationships after spinal cord injury*. Arch Phys Med Rehabil 87 :1218-22.
- Wyndaele M, Wyndaele JJ. (2006). *Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury : what learns a worldwide literature survey ?* Spinal Cord; 44 :523-529.



## 8. Annexes

Annexe 1 : ASIA Impairment Scale (AIS).

Annexe 2 : Représentation du cycle de la marche selon a) Whittle (2002), b) Viel (2000) et c) Sutherland (1994).

Annexe 3 : Tapis roulant avec allègement de poids corporel (BWSTT).

Annexe 4 : Paramètres des séances de la session.

Annexe 5 : Évolution des paramètres lors de la session.

Annexe 6 : Échelle d'Ashworth modifiée.

Annexe 7 : Test des six minutes de marche.

Annexe 8 : Timed up and go test.

Annexe 9 : Cotation du *Medical Research Council* (M.R.C.).

Annexe 10 : Valeurs du bilan dynamométrique de la motricité volontaire, en Newton (N).

Annexe 11: Échelle visuelle analogique pour cotation de la douleur et de la fatigue.

Annexe 12: Autorisation écrite administrative.

Annexe 1 :

**Muscle Function Grading**

- 0** = total paralysis
  - 1** = palpable or visible contraction
  - 2** = active movement, full range of motion (ROM) with gravity eliminated
  - 3** = active movement, full ROM against gravity
  - 4** = active movement, full ROM against gravity and moderate resistance in a muscle specific position.
  - 5** = (normal) active movement, full ROM against gravity and full resistance in a muscle specific position expected from an otherwise unimpaired person.
  - 5\*** = (normal) active movement, full ROM against gravity and sufficient resistance to be considered normal if identified inhibiting factors (i.e. pain, disuse) were not present.
- NT= not testable (i.e. due to immobilization, severe pain such that the patient cannot be graded, amputation of limb, or contracture of >50% of the range of motion).

**ASIA Impairment (AIS) Scale**

- A = Complete.** No sensory or motor function is preserved in the sacral segments S4-S5.
- B = Sensory Incomplete.** Sensory but not motor function is preserved below the neurological level and includes the sacral segments S4-S5 (light touch, pin prick at S4-S5; or deep anal pressure (DAP)), AND no motor function is preserved more than three levels below the motor level on either side of the body.
- C = Motor Incomplete.** Motor function is preserved below the neurological level\*\*, and more than half of key muscle functions below the single neurological level of injury (NLI) have a muscle grade less than 3 (Grades 0-2).
- D = Motor Incomplete.** Motor function is preserved below the neurological level\*\*, and at least half (half or more) of key muscle functions below the NLI have a muscle grade  $\geq 3$ .
- E = Normal.** If sensation and motor function as tested with the ISNCSCI are graded as normal in all segments, and the patient had prior deficits, then the AIS grade is E. Someone without an initial SCI does not receive an AIS grade.

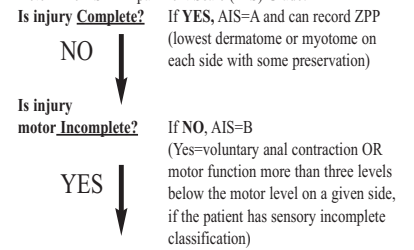
\*\*For an individual to receive a grade of C or D, i.e. motor incomplete status, they must have either (1) voluntary anal sphincter contraction or (2) sacral sensory sparing with sparing of motor function more than three levels below the motor level for that side of the body. The Standards at this time allows even non-key muscle function more than 3 levels below the motor level to be used in determining motor incomplete status (AIS B versus C).

NOTE: When assessing the extent of motor sparing below the level for distinguishing between AIS B and C, the **motor level** on each side is used; whereas to differentiate between AIS C and D (based on proportion of key muscle functions with strength grade 3 or greater) the **single neurological level** is used.

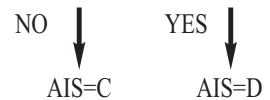
**Steps in Classification**

The following order is recommended in determining the classification of individuals with SCI.

1. Determine sensory levels for right and left sides.
2. Determine motor levels for right and left sides.  
*Note: in regions where there is no myotome to test, the motor level is presumed to be the same as the sensory level, if testable motor function above that level is also normal.*
3. Determine the single neurological level.  
*This is the lowest segment where motor and sensory function is normal on both sides, and is the most cephalad of the sensory and motor levels determined in steps 1 and 2.*
4. Determine whether the injury is Complete or Incomplete. (i.e. absence or presence of sacral sparing)  
*If voluntary anal contraction = No AND all S4-5 sensory scores = 0 AND deep anal pressure = No, then injury is COMPLETE. Otherwise, injury is incomplete.*
5. Determine ASIA Impairment Scale (AIS) Grade:



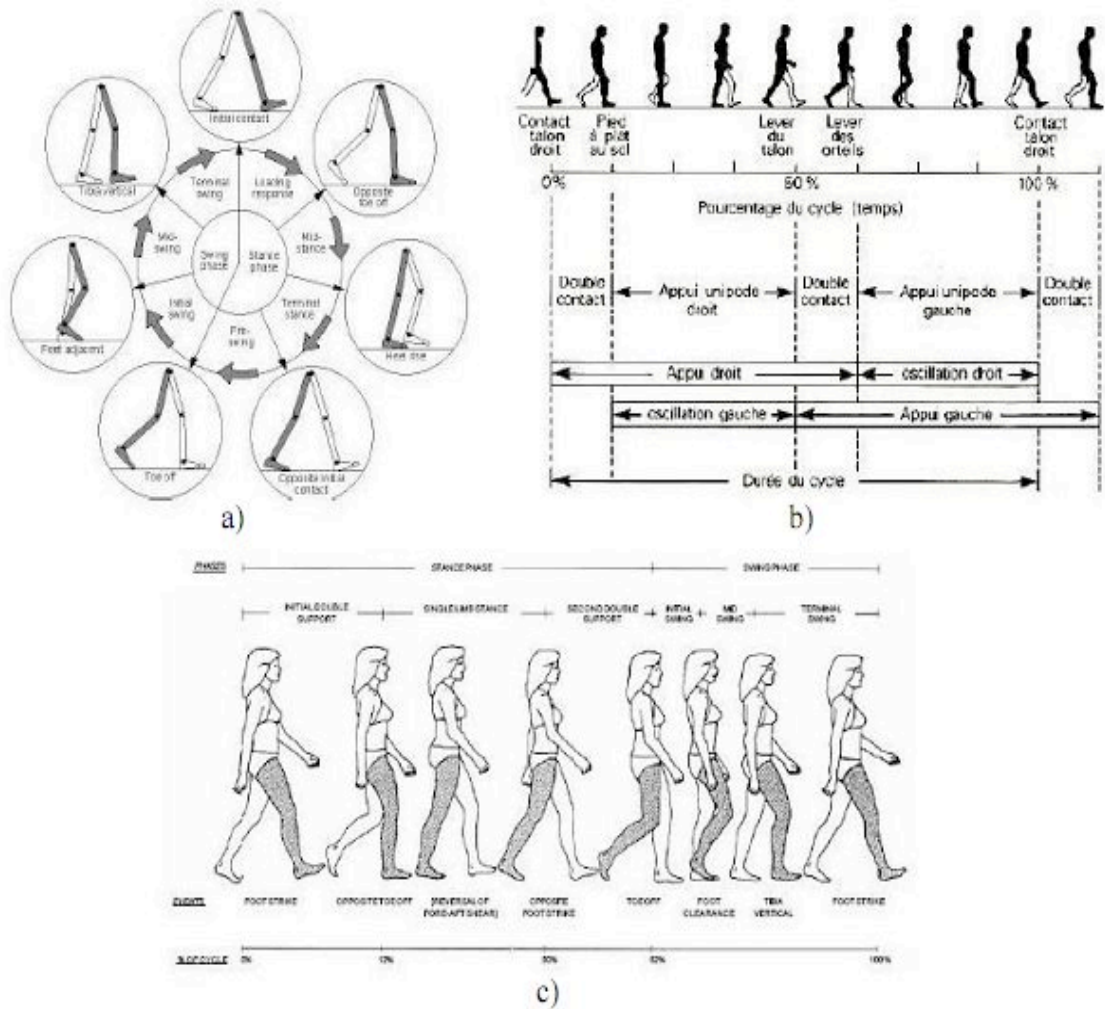
Are at least half of the key muscles below the single neurological level graded 3 or better?



**If sensation and motor function is normal in all segments, AIS=E**  
*Note: AIS E is used in follow-up testing when an individual with a documented SCI has recovered normal function. If at initial testing no deficits are found, the individual is neurologically intact; the ASIA Impairment Scale does not apply.*

*ASIA Impairment Scale (AIS)*

Annexe 2 :



Représentation du cycle de la marche selon a) Whittle (2002), b) Viel (2000) et c) Sutherland (1994).

Annexe 3 :



© hpicosmos sports & medical gmbh www.h-p-cosmos.com

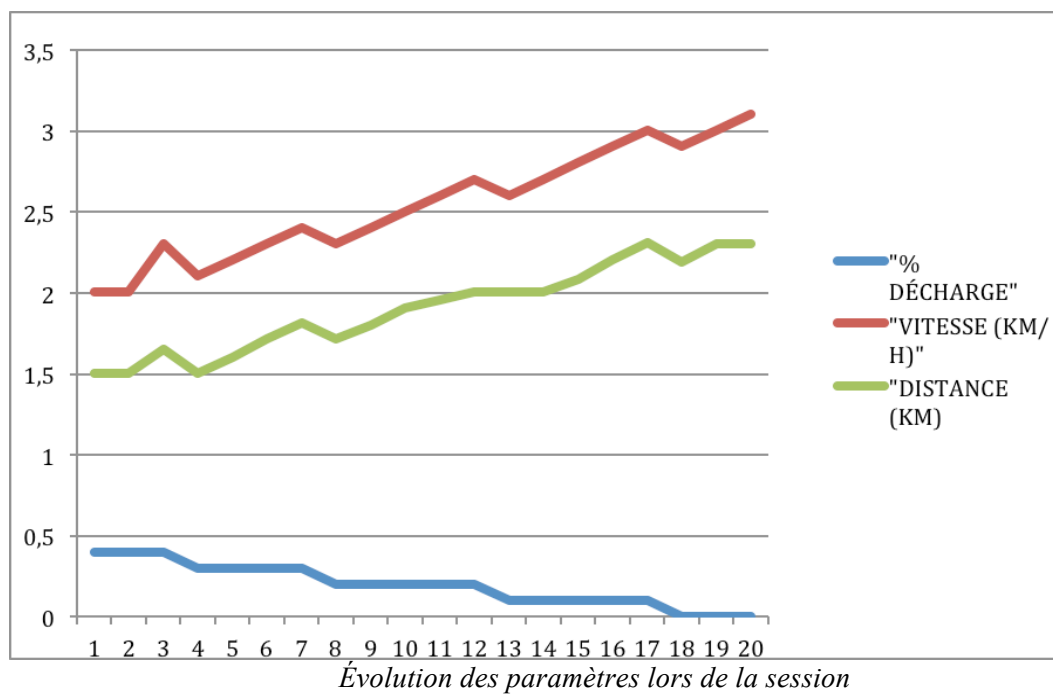
*Tapis roulant avec allègement de poids corporel (BWSTT).*

## Annexe 4 :

| N°Séance | Date               | Poids allégé (%) | Vitesse (km/h) | Durée (min) | Distance (m) |
|----------|--------------------|------------------|----------------|-------------|--------------|
| 1        | 15/05/2013         | 40               | 2              | 45          | 1,5          |
| 2        | 16/05/2013         | 40               | 2              | 45          | 1,5          |
| 3        | 17/05/2013         | 40               | 2,3            | 45          | 1,65         |
| 4        | 21/05/13<br>(Mon.) | 30               | 2,1            | 45          | 1,5          |
| 5        | 22/05/2013         | 30               | 2,2            | 45          | 1,6          |
| 6        | 23/05/2013         | 30               | 2,3            | 45          | 1,71         |
| 7        | 24/05/2013         | 30               | 2,4            | 45          | 1,815        |
| 8        | 27/03/13<br>(Mon.) | 20               | 2,3            | 45          | 1,715        |
| 9        | 28/05/2013         | 20               | 2,4            | 45          | 1,8          |
| 10       | 29/05/2013         | 20               | 2,5            | 45          | 1,9          |
| 11       | 30/05/2013         | 20               | 2,6            | 45          | 1,95         |
| 12       | 31/05/2013         | 20               | 2,7            | 45          | 2            |
| 13       | 03/06/13<br>(Mon.) | 10               | 2,6            | 45          | 2            |
| 14       | 04/06/2013         | 10               | 2,7            | 45          | 2            |
| 15       | 05/06/2013         | 10               | 2,8            | 45          | 2,08         |
| 16       | 06/06/2013         | 10               | 2,9            | 45          | 2,2          |
| 17       | 07/06/2013         | 10               | 3              | 45          | 2,307        |
| 18       | 10/06/13<br>(Mon.) | 0                | 2,9            | 45          | 2,19         |
| 19       | 11/06/2013         | 0                | 3              | 45          | 2,3          |
| 20       | 12/06/2013         | 0                | 3,1            | 45          | 2,3          |

*Paramètres des séances de la session.*

Annexe 5 :



Annexe 6:

## Échelle d'Ashworth modifiée (MAS : Modified Asworth Scale)

Préciser lors de la cotation, si l'on se réfère à la MAS (sur 4) c'est-à-dire de 0 à 4 : 0, 1, 1+, 2, 3, 4 ; ou à la MAS (sur 5) c'est-à-dire de 0 à 5 : 0, 1, 2, 3, 4, 5. Les 2 comportent 6 niveaux de cotation - par opposition à la première version d'Ashworth qui n'en comportait que 5 (0, 1, 2, 3, 4). L'une, MAS sur 5, permet la quantification alors que le niveau 1+ ne le permet pas.

| MAS (sur 4) | MAS (sur 5) | Descriptif du niveau  |
|-------------|-------------|---|
| 0           | 0           | Pas d'hypertonie  |
| 1           | 1           | Légère hypertonie avec <i>stretch reflex</i> ou minime résistance en fin de course  |
| 1+          | 2           | Hypertonie avec <i>stretch reflex</i> et résistance au cours de la première moitié de la course musculaire autorisée                  |
| 2           | 3           | Augmentation importante du tonus musculaire durant toute la course musculaire, mais le segment de membre reste facilement mobilisable |
| 3           | 4           | Augmentation considérable du tonus musculaire. Le mouvement passif est difficile  |
| 4           | 5           | Hypertonie majeure. Mouvement passif impossible   |

Échelle d'Ashworth modifiée

Annexe 7 :

### Test des 6 minutes de marche

**Réf :** Harada ND, Chiu V, Stewart AL. Mobility-related function in older adults : assessment with a 6-minute walk test. *Arch Phys Med Rehabil* 1999 ; 80 : 837-41

**But :** couvrir la plus grande distance possible en 6 minutes.

**Règle :** signaler la 2<sup>ème</sup> et la 4<sup>ème</sup> minute, et encouragements verbaux toutes les 40 secondes.

Valeur seuil : 300-325 mètres.

Il s'agit d'un test d'endurance.

Annexe 8 :

**Timed up and go**

*Réf : Podsiadlo D, Richardson S : The timed up and go : a test of basic functional mobility for frail elderly persons J Am Geriat Soc 1991 ; 39 : 142-8.*

Originellement développé par Mathias et al (Mathias S, Nayak US, Isaacs B. Balance in elderly patients : the « Get-up and Go » test. Arch Phys Med Rehabil 1986 ; 67 : 387-9) le TUG (Timed up and go) évalue les transferts assis, debout, la marche et les changements de directions du patient. Cette épreuve a été validée par comparaison des résultats avec ceux d'une étude posturographique de l'équilibre statique réalisée sur plate-forme dynamométrique.

Le test : le sujet assis confortablement sur un siège avec accoudoirs (46 cm de haut, accoudoirs à 65 cm), distance de marche de 3 mètres

- à se lever ;
- à marcher 3 mètres à vitesse confortable ;
- à faire demi-tour ;
- à revenir jusqu'à son siège ;
- à s'y asseoir de nouveau.

Un essai est possible avant la mesure.

Les résultats sont exprimés en fonction d'une échelle cotée de 1 à 5.

Il est possible de chronométrer le temps d'exécution des tâches.

**COTATION :**

- 1 aucune instabilité
- 2 très légèrement anormale (lenteur exécution)
- 3 moyennement anormale (hésitation, mouvement compensateur des membres supérieurs et du tronc)
- 4 anormale (le patient trébuche)
- 5 très anormale (risque permanent de chute)
- Un score supérieur ou égal à 3 à chaque question traduit un risque important de chute et doit alerter la vigilance des soignants.

**Observations durant le test :**

1 Se lever du siège : observer si le sujet se penche en avant normalement au moment de se lever ou s'il se rejette en arrière ?

**Cotation :**

Se rejette en AR : -4

Se penche anormalement en AV 0

Obligé de s'aider des accoudoirs : -2

Se lève d'un seul élan : 0 Besoin de plusieurs essais : -1

**Marcher devant soi 3 m :**

Marche rectiligne : 0

Méandres prononcés : -1



***Faire 1/2 tour rapidement :***

Pivote sur place : 0

Fait plusieurs pas sur place pour tourner : -3

***Retourner s'asseoir :***

Descend avec contrôle des genoux : 0

Se laisse tomber : -4

Annexe 9 :

**Cotation du *Medical Research Council (M.R.C.)***

La force est appréciée selon une cotation de 0 à 5.

- 0 : Absence de contraction.
- 1 : Contraction visible et/ou palpable sans déplacement du segment.
- 2 : Capacité d'accomplir le mouvement dans toute l'amplitude sans l'action de la pesanteur et sans compensation.
- 3 : Capacité d'accomplir le mouvement dans toute l'amplitude contre l'action de la pesanteur sans compensation.
- 4 : Capacité d'accomplir le mouvement dans toute l'amplitude contre résistance inférieure au côté sain, sans compensation.
- 5 : Capacité d'accomplir le mouvement dans toute l'amplitude et de résister en fin de course contre une résistance maximale comparative au côté sain, sans compensation.

Les cotation + et –

Possibilité de (+) et (-) avec la notion d'amplitude articulaire :

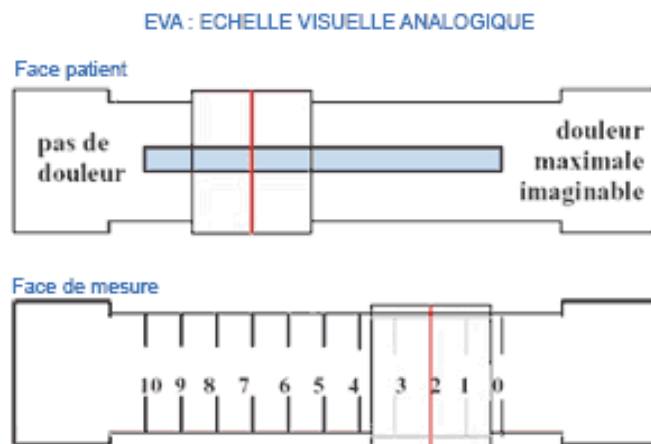
- Si le patient accomplit moins de la moitié de l'amplitude totale mesurée, on accorde la cotation la plus basse avec le signe (+).
- Si le patient accomplit plus de la moitié de l'amplitude totale mesurée, mais pas toute l'amplitude, on accorde la cotation la plus élevée avec le signe (-).

Annexe 10 :

| Testing pré-protocole |          |          |         | Testing post-protocole  |          |          |          |         |
|-----------------------|----------|----------|---------|-------------------------|----------|----------|----------|---------|
| Valeur 1              | Valeur 2 | Valeur 3 | MOYENNE | MUSCLES                 | Valeur 1 | Valeur 2 | Valeur 3 | MOYENNE |
| 16                    | 15       | 15,3     | 15,4    | <u>Psoas</u>            | 8,4      | 15,4     | 7,8      | 10,5    |
| 17,5                  | 16,3     | 18,1     | 17,3    | <u>Quadriceps</u>       | 24,3     | 28,6     | 32,3     | 28,4    |
| 11                    | 12,5     | 22       | 15,2    | <u>Adducteur</u>        | 19       | 18       | 18       | 18,3    |
| 6,7                   | 6,1      | 5,4      | 6,1     | <u>Moyen fessier</u>    | 7        | 9        | 10       | 8,67    |
| 12,6                  | 12,2     | 13,7     | 12,8    | <u>Grand fessier</u>    | 10       | 10       | 13       | 11      |
| 11,6                  | 12,2     | 10,2     | 11,3    | <u>Ischio-jambiers</u>  | 16       | 18,4     | 17,7     | 17,4    |
| 9,1                   | 10       | 11,2     | 10,1    | <u>Tibial antérieur</u> | 7        | 7        | 13       | 9       |
| 32,5                  | 35,3     | 30,6     | 32,8    | <u>Triceps sural</u>    | 40,9     | 31,5     | 32,5     | 35,0    |

*Valeurs du bilan dynamométrique de la motricité volontaire, en Newton (N)*

Annexe 11 :



*EVA pour évaluer la fatigue et la douleur*

