



Université Lille 2
Droit et Santé

UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2014

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

Faisabilité et apports de la rééducation robotisée de la marche chez le patient cérébrolésé

Présentée et soutenue publiquement le 18 Juin 2014 à 18h
au Pôle Formation
Par Camille Charley

JURY

Président :

Monsieur le Professeur André THEVENON

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Luc DEFEBVRE

Madame le Professeur Charlotte CORDONNIER

Monsieur le Docteur Marc ROUSSEAUX

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur Etienne ALLART

Avertissement

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

Liste des abréviations

AVC : Accidents vasculaires cérébraux

TC : Traumatismes crâniens

NFAC : New Functional Ambulation Classification

EVA : Echelle Visuelle Analogique

CIF : Classification Internationale du Fonctionnement

MRC : Medical Research Council

PASS : Postural Assesment for Stroke Patients

FAP : Fonctionnal Ambulation Profile

G.A.I.T. : Gait Assessment and Intervention Tool

MIF : Mesure d'Indice Fonctionnel

GAS : Global Assessment Scale

Table des matières

Résumé	1
Introduction	2
I. La cérébrolésion et ses conséquences fonctionnelles	2
A. Épidémiologie.....	2
B. Retentissement des troubles posturaux et de marche.....	2
C. Principales déficiences à l'origine de troubles de la posture et de la marche.....	3
D. Principaux troubles de la posture et de la marche.....	5
1. Les troubles du schéma postural et de marche	5
2. Les troubles globaux de la posture et de la marche.....	5
3. Perturbation des performances énergétiques	6
II. Historique et fondements théoriques de la rééducation robotisée de la marche.....	6
A. Description de l'évolution des outils de rééducation de la marche	6
1. Fondements de la rééducation de la marche chez le patient hémiparétique	7
2. La rééducation sur tapis de marche	8
3. La rééducation automatisée électromécanique de la marche.....	9
B. Apports théoriques de la rééducation robotisée de la marche dans la rééducation du patient cérébrolésé.....	12
1. Un entraînement favorisant la plasticité cérébrale	12
2. De la distance pour créer un automatisme ?.....	12
3. Travail de correction des anomalies du schéma de marche.....	12
4. Rééduquer la posture par la marche.....	13
5. Réhabilitation à l'effort.....	13
C. Efficacité de la rééducation robotisée de la marche chez le patient cérébrolésé	13
III. Objectifs.....	15
Patients et méthode	16
I. Patients.....	16
II. Protocole de rééducation.....	17
A. Prise en charge rééducative conventionnelle	17
B. Prise en charge rééducative par orthèse de marche robotisée	18
1. Protocole d'utilisation du Lokomat.....	18
2. Séance type d'utilisation du Lokomat.....	18
III. Evaluations	19
A. Paramètres d'utilisation du Lokomat et tolérance	19
B. Efficacité de la rééducation par Lokomat.....	19
C. Anamnèse.....	20
D. Evaluations des déficiences.....	20

1. Evaluation articulaire	20
2. Evaluation de la spasticité	20
3. Evaluation de la commande motrice	20
4. Evaluation de la sensibilité	21
5. Evaluation de la négligence spatiale unilatérale	21
E. Evaluations de l'équilibre	21
F. Evaluations de la marche	22
1. Evaluation des paramètres spatio-temporels de marche	22
2. Evaluation des anomalies du schéma de marche	22
3. Evaluation des performances de marche	23
4. Evaluation des capacités de marche	23
G. Evaluation de l'autonomie globale	24
H. Autoévaluation du changement par le patient	24
IV. Analyses statistiques	24
Résultats	26
I. Patients	26
A. Description de la population globale	26
B. Description de la population à chaque stade d'évaluation	27
II. Evolution des paramètres d'utilisation du Lokomat lors des 4 semaines de rééducation	28
A. Délestage	28
B. Vitesse	29
C. Temps de marche	29
D. Distance	30
E. Facteurs influençant les paramètres d'utilisation du Lokomat	31
F. Tolérance	32
G. Respect du protocole	32
III. Évolution des différents paramètres d'évaluation	33
A. Évolution des déficiences neuromotrices	33
B. Evolution de l'équilibre	36
C. Evolution de la marche	37
D. Évolution de l'autonomie	38
Discussion	39
I. Limites	39
II. Mise en application du concept de rééducation robotisée de la marche en pratique chez les patients cérébrolésés	40
III. Paramètres d'utilisation du Lokomat et leurs déterminants	41
IV. Efficacité de la rééducation robotisée de la marche	43
V. Pistes de recherche	46
Conclusion	47
Références bibliographiques	48
Annexes	59
Annexe 1 : La NFAC	59
Annexe 2 : La PASS	60
Annexe 3 : L'échelle GAIT	61
Annexe 4 : Le test de Tinetti	65
Annexe 5 : L'échelle de Barthel	67
Annexe 6 : La GAS	68

RESUME

Contexte : La rééducation robotisée de la marche (Lokomat) est une technique récente appliquée chez le patient cérébrolésé. Les objectifs de cette étude étaient de mesurer, dans un contexte d'usage en pratique clinique, la tolérance, l'évolution des paramètres d'utilisation du robot de marche et d'en déterminer les principaux facteurs, et par ailleurs d'en mesurer l'efficacité sur les déficiences neuromotrices et les activités posturales et de marche.

Méthode : 19 patients cérébrolésés présentant une hémiparésie ont été inclus, dont 13 marchants et 6 non-marchants, sur une période de 14 mois. Ils ont bénéficié de 4 séances de Lokomat par semaine durant 4 semaines en complément de la prise en charge rééducative classique. Des évaluations analytiques et fonctionnelles ont été réalisées à l'inclusion (J0), à la fin de la prise en charge (S4) et à 6 semaines (S10).

Résultats : La tolérance de la rééducation par Lokomat était très bonne ($83,1 \pm 18,1$ (/100) chez les marchants et à $90,4 \pm 13,7$ chez les non-marchants). Les paramètres d'utilisation du Lokomat s'optimisaient au fur et à mesure des séances, de manière plus importante chez les patients marchants. Parmi les facteurs démographiques, analytiques et fonctionnels, très peu étaient liés aux paramètres d'utilisation du robot de marche. Bien qu'on ne puisse déterminer la part spécifique imputable à la rééducation robotisée, cette dernière s'accompagnait d'une amélioration analytique et fonctionnelle, en particulier de la commande motrice, des capacités posturales, des anomalies du schéma et des capacités de marche et de l'autonomie globale.

Conclusion : Le réentraînement robotisé de la marche est applicable et bien toléré chez le patient cérébrolésé. Il s'agit d'un véritable outil de rééducation, dont l'utilisation évolue au cours de la prise en charge, et qui laisse apercevoir de nombreux développements. Ces aspects doivent cependant être mieux et plus spécifiquement étudiés à l'avenir.

INTRODUCTION

I. La cérébrolésion et ses conséquences fonctionnelles

A. Épidémiologie

Les accidents vasculaires cérébraux (AVC) représentent la première cause de handicap acquis de l'adulte, avec 130 000 nouveaux cas par an environ, touchant plutôt une population âgée. Leur taux d'incidence est multiplié par 2 tous les 10 ans à partir de 55 ans (1). Une grande partie des patients ayant subi un AVC vont présenter des déficiences sensorielles, motrices, cognitives et thymiques responsables de limitations d'activités multiples.

Les traumatismes crâniens (TC) font partie des autres étiologies responsables de troubles neuromoteurs. Il s'agit d'une cause majeure de décès et de handicap de l'adulte jeune. Leur incidence varie entre 150 et 300 pour 100 000 habitants (2). La cause principale des TC graves reste les accidents de la voie publique (2).

B. Retentissement des troubles posturaux et de marche

En préambule, il est important de noter que la posture est indissociable de la marche, tant la première est un préalable à la seconde.

La lésion cérébrale peut entraîner des troubles de l'équilibre et de la marche engendrant des difficultés dans les activités élémentaires de la vie quotidienne, comme la locomotion, les transferts, et l'entretien personnel, mais aussi dans les activités instrumentales comme l'entretien ménager et les tâches de cuisine. Elles tendent en conséquence à limiter le niveau de participation (3,4).

Les troubles posturaux sont fréquents après une lésion cérébrale. En moyenne, le délai de récupération d'une station érigée autonome est de 44 jours après un AVC et 50% des patients ne l'ont pas acquise à 9 semaines de l'AVC (5,6). Par ailleurs, les capacités d'équilibration évaluées à un mois de l'AVC ont une bonne valeur prédictive de l'indépendance fonctionnelle à 3 mois (7).

La récupération d'une capacité de marche est le plus souvent acquise (en situation de test ou sous surveillance), mais elle reste souvent sous-utilisée puisque seuls 20 à 66 % des patients hémiparétiques marchent réellement dans leur vie quotidienne (8). A un niveau supérieur, les troubles de la marche engendrent des difficultés dans la réalisation des activités supérieures de marche comme l'utilisation des escaliers, la marche en double tâche, les changements de direction, la marche en extérieur, la marche dans la foule...

A coté de leur retentissement fonctionnel, les troubles de l'équilibre et de la marche ont pour conséquence un risque de chute important. En effet, l'incidence des chutes à 6 mois de la sortie de rééducation est de 73%, et 21 à 57% des patients deviennent des chuteurs à répétition en post AVC (9,10). Or, le retentissement des chutes peut être sévère, tant sur le plan physique que psychologique, et elles peuvent entraîner une régression fonctionnelle (11,12).

L'impact des troubles de l'équilibre et de la marche, à la fois sur l'autonomie et par le risque de chute qu'ils entraînent, explique qu'ils constituent des préoccupations importantes pour les patients (13) et des objectifs de rééducation majeurs.

C. Principales déficiences à l'origine de troubles de la posture et de la marche

Les déficiences à l'origine des troubles de la marche et de la posture après une lésion du système nerveux central sont multiples, avec en particulier : les troubles neuromoteurs (parésie, spasticité, rétractions musculaires), les troubles des afférences (sensitives, visuelles, vestibulaires) et de leur intégration, les troubles de la coordination (atteinte cérébelleuse ou extrapyramidale) et les troubles cognitifs (négligence spatiale unilatérale, troubles attentionnels, syndrome dysexécutif...).

La *parésie* se manifeste par une perte de force motrice, mais aussi par une altération de la sélectivité du contrôle moteur. Cette dernière est montrée par le caractère syncinétique des mouvements, surtout au stade initial de la récupération, et qui peut représenter une gêne lors de la fonction (14).

Les rétractions musculotendineuses apparaissent dès la phase aiguë et sont la conséquence de l'immobilisation liée au déficit moteur et de modifications musculaires structurelles (perte de sarcomères, dégénérescence graisseuse du muscle et accumulation de tissu conjonctif) (15–17). Les rétractions majorent l'hypertonie musculaire en diminuant son seuil d'apparition (18) et sont responsables d'attitudes vicieuses lors de la station debout et de la marche (cf infra).

L'hypertonie musculaire pyramidale, communément appelée « spasticité », comprend en fait plusieurs aspects ; la spasticité, telle qu'elle a été décrite par Lance, correspond à une hypertonie vitesse dépendante par sensibilisation du réflexe à l'étirement (19). Ensuite, la dystonie spastique provoque le maintien d'une attitude, souvent selon des patterns stéréotypés, comme par exemple l'attitude en flexion du membre supérieur ou la griffe des orteils. Il s'agit d'une contraction musculaire tonique survenant en l'absence d'étirement phasique ou d'effort volontaire, sensible à l'étirement tonique (20). Les cocontractions spastiques correspondent au recrutement anormal d'un antagoniste lors de l'activation d'un agoniste, et plus largement à un timing d'activation erroné des groupes musculaires lors de mouvements (14). Enfin, les phénomènes de *triple retrait* sont moins l'apanage des lésions cérébrales que des lésions médullaires, mais peuvent y être rencontrés et gêner la posture debout.

Les troubles des afférences sensorielles sont représentés tout d'abord par les troubles primaires des fonctions sensibles, visuelles et vestibulaires, dépendant de la localisation lésionnelle. A un niveau supérieur, il peut exister un conflit de pondération des afférences sensorielles, faisant en particulier préférer le canal visuel au détriment des autres canaux (21). Enfin, les troubles visuo-spatiaux peuvent entraîner des conséquences sur l'orientation du corps dans l'espace, la posture et la représentation de l'espace extra-corporel (22,23).

D. Principaux troubles de la posture et de la marche

Dans un but didactique et pour permettre de mieux mettre en valeur les apports de la rééducation robotisée dans le cadre des troubles posturaux et de la marche, nous avons séparé les troubles observés en trois parties : les troubles du schéma postural et de marche (ou trouble de la cinématique articulaire), les troubles globaux de la marche et de la posture (anomalies spatio-temporelles de la marche, défaut de report de poids...) et les aspects énergétiques.

1. Les troubles du schéma postural et de marche

Les anomalies du schéma postural et de marche sont soit primaires et alors liées principalement aux troubles neuromoteurs, soit secondaires et correspondant alors à des compensations des troubles primaires.

Les anomalies primaires sont le fruit d'une association plus ou moins importante des trois troubles neuromoteurs, variable selon les situations. Parmi les plus fréquents et ceux ayant le retentissement le plus important sur la posture et la marche, on peut citer le défaut de flexion et l'hyperadduction de hanche en phase oscillante (24), le défaut de flexion de genou en phase oscillante (25,26), le recurvatum de genou en phase portante (8,27) et le varus équin aux 2 phases de marche (28).

Les anomalies articulaires de compensation sont d'abord celles facilitant le passage du pas, principalement le fauchage et l'inclinaison controlatérale du rachis (29), plus rarement l'excès de flexion de hanche et de genou, puis celles correspondant à une adaptation à une attitude vicieuse distale, comme par exemple, la présence d'un flessum de hanche compensateur d'un flessum de genou.

2. Les troubles globaux de la posture et de la marche

D'une part, les paramètres spatiotemporels de la marche sont perturbés. Comparée à une population saine, la vitesse de marche de l'hémi-parétique est plus lente, du fait d'une diminution de la cadence et de la longueur des pas (30). Le sujet hémi-parétique présente par ailleurs une double asymétrie, spatiale et temporelle (31,32). En effet, la durée de la phase portante est plus importante du côté sain que

du côté parétique (simple et double appui), ce qui favorise la stabilité. En miroir, la durée de la phase oscillante est majorée du côté parétique (24,33). En ce qui concerne l'asymétrie spatiale, la longueur du pas parétique est supérieure à celle du pas sain (31–34).

D'autre part, il existe lors de la station debout et à la marche une asymétrie de répartition des appuis. L'appui est plus important sur le membre sain (35,36), d'autant plus que le degré de déficit moteur (37), les troubles du tonus (38), les troubles sensitifs (39) et les troubles visuo-spatiaux sont importants (22,40).

3. Perturbation des performances énergétiques

Deux aspects doivent être ici mis en avant. Le coût énergétique de la marche du patient hémiparétique est supérieur à celui des sujets sains, par augmentation du travail externe, d'autant plus que la vitesse de marche est faible (41,42). Par ailleurs, il existe une diminution des capacités aérobies chez les patients présentant une atteinte du système nerveux central, initialement expliqué par le déficit moteur, la limitation fonctionnelle et l'alitement (43,44). Cette limitation des capacités cardiovasculaires est présente à la phase subaiguë et chronique (45–47).

Le patient hémiparétique est donc victime d'une double peine sur le plan énergétique, puisqu'il doit produire une marche coûteuse avec moins de ressources disponibles. C'est en ce sens que sont proposés des programmes de rééducation à l'effort dans la rééducation des accidents vasculaires cérébraux, avec de premiers résultats positifs (48).

II. Historique et fondements théoriques de la rééducation robotisée de la marche

A. Description de l'évolution des outils de rééducation de la marche

La rééducation fonctionnelle à la marche est recommandée dès que possible et doit être poursuivie tout au long de l'évolution chez le patient victime d'une lésion

cérébrale. Dans ce cadre, il est recommandé de ne pas réaliser d'approche exclusive mais de combiner les méthodes de rééducation (49).

1. Fondements de la rééducation de la marche chez le patient hémiparétique

La rééducation neurologique s'est développée à la fin du XIX^e siècle et au début du XX^e siècle avec pour principe la réalisation le plus précocement possible de mouvements actifs, la remise à la marche et de contraindre l'utilisation du membre paralysé (50).

Au milieu du XX^e siècle, plusieurs écoles apparaissent dont celle de Bobath, qui tiennent la spasticité pour responsable en grande partie des difficultés motrices. L'un de ses principes fondamentaux est que la spasticité serait majorée par le renforcement musculaire et que la rééducation devrait passer en priorité par son inhibition (51). Pour la rééducation neurologique, l'apport de la méthode Bobath fut important mais il s'agit d'une approche très protectrice, agissant sur la prévention des complications. Elle se base sur un modèle où les voies nerveuses du cerveau adulte sont fixes et immuables, sans capacité de régénération (52).

A partir des années 1980, grâce notamment à l'imagerie cérébrale, le concept de plasticité cérébrale et ses aspects bénéfiques ont été clairement démontré (53), permettant un développement exponentiel de nouvelles techniques de rééducation neurologique. Elle est définie par Johnston (54), comme "la capacité que possède le cerveau à réorganiser ses réseaux synaptiques en fonction des stimuli extérieurs et des expériences vécues par l'individu, ou d'adapter son fonctionnement suite à un traumatisme ou à une maladie". Elle est maximale durant notre jeune âge mais perdure toute la vie. Après une lésion cérébrale, la plasticité est en partie spontanée, impliquant de vastes réseaux ipsi- et contralésionnels, et en partie liée à l'entraînement. Connotée positivement, il ne faut pas oublier que la plasticité cérébrale peut avoir une part délétère comme par exemple par le développement du non-usage acquis d'un membre (55).

À partir de ce concept, il apparaît de nouvelles méthodes de rééducation dont tout d'abord la méthode Perfetti. Il s'agit d'une rééducation cognitivo-motrice, dans laquelle la récupération est déterminée par l'attention que porte le patient à son mouvement (56). Il s'y intègre également les notions de répétition, de tâche orientée

et d'intensité. La seconde grande avancée dans la rééducation neurologique est venue du développement de la médecine fondée sur les preuves, démontrant la non supériorité de Bobath et des techniques de neurofacilitation (57,58). La notion de rééducation orientée directement sur la tâche à accomplir se développe : la rééducation de la marche améliore la marche (59–62).

On perçoit bien que les fondements de la rééducation de la marche ont évolué sur les principes de base maintenant bien définis qui confèrent à une rééducation (ou entraînement) des caractères inducteurs de plasticité. Ces principes ne sont d'ailleurs pas propres à la rééducation neuromotrice (63,64): utiliser une fonction pour ne pas la perdre (« use it or lose it ») (65), utiliser une fonction pour l'améliorer (« use it and improve it »), adaptation de la difficulté de la tâche au niveau du patient (ni trop facile, ni trop difficile), nombre élevé de répétitions (66), exercices orientés vers la tâche (fonctionnels), réalisation effective de la tâche (en comparaison à un mouvement réalisé passivement par exemple), attention portée à la tâche (renforcée par le feedback) (67), caractère non spécifique de la tâche.

2. La rééducation sur tapis de marche

Devant ce nouveau concept d'apprentissage moteur, selon lequel la meilleure façon de réapprendre à marcher est de marcher, des moyens pour permettre un entraînement prolongé de la marche se sont développés, le plus simple étant le tapis roulant. L'entraînement à la marche sur tapis roulant a montré son efficacité après un AVC récent (61) et à la phase chronique (68–70). Cependant, ce réentraînement à la marche n'est possible que chez les patients ayant déjà récupéré un potentiel de marche minimal.

Pour permettre ce travail chez les patients les plus déficitaires et à un stade plus précoce, il a été proposé de suspendre les patients par un harnais pour alléger le poids du corps lors de la marche sur tapis roulant. Ces techniques de marche avec allègement du poids corporel permettent en plus d'éliminer les réflexes d'équilibration et de rééquilibrer les afférences tout en autorisant un travail de la marche grâce à un nombre élevé de répétitions. Cette technique a elle aussi montré des résultats intéressants (71–75). Mais elle s'avère peu pratique et coûteuse en temps et en

thérapeutes (il fallait au moins deux à trois personnes pour guider le patient) (figure 1).



Figure 1 : marche sur tapis avec allègement du poids, guidée par les rééducateurs

3. La rééducation automatisée électromécanique de la marche

Afin de pallier aux difficultés pratiques de la marche en suspension sur tapis roulant, l'étape suivante a été de développer des outils qui permettent d'induire automatiquement les mouvements des membres inférieurs. A l'heure actuelle, deux types d'outils de rééducation robotisée de la marche existent. Le premier type utilise des effecteurs terminaux dans lesquels sont fixés les pieds, le Gait Trainer (Biodex, USA) en est le principal représentant. Le second est principalement représenté par le Lokomat (Hocoma Inc. Zurich, Suisse), il utilise un exosquelette permettant d'entraîner les mouvements de l'ensemble du membre inférieur.

Le Gait Trainer (Figure 2) est composé d'un système d'allègement corporel par un harnais et d'effecteurs terminaux entraînant les pieds du patient. Les effecteurs terminaux sont des plateformes où sont posés les pieds, reproduisant un mouvement proche du vélo elliptique. Les plateformes peuvent s'incliner vers l'avant et vers l'arrière, reproduisant les phases portante et oscillante de la marche. La vitesse et la

longueur de pas peuvent être programmées et le moteur ajuste sa vitesse en fonction de la participation du patient (76,77).



Figure 2 : Le Gait Trainer

Le Lokomat (Figure 3) est un dispositif de marche sur tapis muni d'un système d'allègement corporel et d'un exosquelette doté de servo-moteurs entraînant les articulations de hanche et de genou. Un ordinateur permet au rééducateur d'enregistrer les données de chaque patient et de gérer différents paramètres au cours de la séance de rééducation. Parmi ceux-ci, les principaux sont la vitesse de marche, le taux de délestage du poids corporel (d'un délestage complet à un appui complet), la force de guidance (c'est-à-dire la part d'aide apportée par les moteurs au cours de la marche) et les secteurs articulaires de hanche et de genou. Un écran destiné au patient permet un contrôle semi-quantitatif de sa participation active et renvoie un feedback visuel qui autorise soit un travail analytique de renforcement (sur la base de courbes des moments exercés sur chaque servo-moteur), soit un travail en réalité virtuelle par le biais de divers exercices de marche à visée fonctionnelle proposés par le fabricant (Figure 4) (77–79).

Il faut bien noter que les dispositifs de rééducation robotisée de la marche ne constituent qu'un moyen de réduire la marche et pas une rééducation en soi, et que ce sont le contenu de la séance et la nature des exercices proposés qui donnent du sens à la rééducation, pas le simple fait de placer le patient dans ces robots.



Figure 3 : Le Lokomat



Figure 4: Exercice de marche en réalité virtuelle

B. Apports théoriques de la rééducation robotisée de la marche dans la rééducation du patient cérébrolésé

1. Un entraînement favorisant la plasticité cérébrale

Le Lokomat, en permettant de réaliser un entraînement à la marche, selon des modalités proches de la fonction normale, avec un nombre de répétitions élevé, intense et en permettant une participation active du patient, dispose de caractéristiques inductrices de plasticité cérébrale bénéfique. De plus, le robot accompagne le mouvement et il adapte la difficulté de la tâche au niveau fonctionnel du patient, et ainsi permet de renvoyer un feedback sur l'action réalisée.

2. De la distance pour créer un automatisme ?

La découverte d'un générateur spinal de marche chez l'animal (80,81) conforte l'intérêt de la nécessité d'un entraînement prolongé et répétitif pour récupérer un automatisme à la marche. Cette question prête cependant beaucoup plus à débat chez l'Homme (82). Quoi qu'il en soit et en attendant plus de données scientifiques, le Lokomat permet un réentraînement à la marche sur de longues distances et pourrait ainsi favoriser une compensation par le générateur spinal de la marche (62,83).

3. Travail de correction des anomalies du schéma de marche

Le Lokomat contraint le patient à marcher avec un schéma proche de la normale. La marche robotisée est symétrique, et notamment le temps d'appui unipodal devient équivalent des 2 côtés, favorisant ainsi le report de poids. La base de sustentation est gardée constante au cours du cycle de marche, le fauchage est évité, la flexion de genou est intégrée, le verrouillage du genou est constant en phase portante et l'attaque du pas se fait par le talon. La marche est rythmée par la machine avec une cadence imposée, qui est adaptée par le thérapeute en fonction des capacités du patient.

Cependant, le simple guidage par l'exosquelette ne suffit pas s'il n'est pas associé à un travail actif. Le robot de marche permet ainsi de monitorer la participation active du patient (de manière semi-quantitative) et d'orienter spécifiquement un travail de correction (par exemple, de renforcement des fléchisseurs de hanche).

Enfin, le biofeedback est important, le Lokomat permet au patient de ressentir chacune des étapes du cycle de marche avec possibilité d'agir sur chacune d'elles de manière indépendante.

4. Rééduquer la posture par la marche

Lorsque le patient marche dans le Lokomat, son bassin est fixé, entraînant des déstabilisations, obligeant un rétrocontrôle proprioceptif du tronc. La fixation du bassin permet une amélioration du contrôle du transfert d'appui. Par ailleurs, une cale est positionnée à l'arrière du patient pour lui permettre d'évaluer sa position relative permettant un biofeedback frontal et sagittal sur sa posture. Enfin, lors de la marche sur le Lokomat, un miroir peut être positionné devant le patient pour intégrer un travail spécifique de la posture.

5. Réhabilitation à l'effort

Par la durée des périodes de marche et le nombre de répétitions élevé, la rééducation par le Lokomat permet une augmentation du pic de VO_2 plus importante que lors d'une rééducation classique (84). Même lors du travail avec une décharge importante du poids par le Lokomat et une assistance à la marche, il existe un bénéfice avec une consommation musculaire en oxygène par les muscles non nul (85).

C. Efficacité de la rééducation robotisée de la marche chez le patient cérébrolésé

Les résultats des études portant sur la rééducation robotisée de la marche sont contrastés, des études montrent des résultats plutôt positifs de l'utilisation du Lokomat alors que d'autres ne retrouvent pas d'efficacité supplémentaire à une

rééducation classique. Schwartz et al. (2009) ne retrouvait pas d'amélioration de la vitesse de marche après utilisation du Lokomat chez des patients ayant présenté un AVC il y a moins de 3 mois (86). De même, Hidler et al. (2009) ne montrait pas plus d'amélioration des paramètres spatiotemporels de la marche comparativement à une rééducation conventionnelle (87). A l'opposé, Mayr et al. (2007) retrouvait une augmentation des performances du test de marche de 6 min après utilisation du Lokomat comparativement à une rééducation classique au temps horaire équivalent (88). Par ailleurs, Husemann et al. a montré que la rééducation robotisée de la marche entraînait une augmentation du temps de simple appui sur le membre hémiparétique (89). En synthèse, Mehrholz et al. (2007) a publié une revue sur l'utilisation des robots assistés d'entraînement à la marche retrouvant une augmentation de l'acquisition de l'autonomie à la marche mais pas d'augmentation de vitesse de marche (90).

L'hétérogénéité de ces résultats peut s'expliquer par la différence du type de patients inclus, par le degré de chronicité, de capacité de marche et par des différences de protocoles d'utilisation du Lokomat (91).

Mehrholz a publié une seconde revue en 2012, comparant l'efficacité des robots d'entraînement à la marche de type d'effecteurs terminaux à celle des exosquelettes. Globalement la rééducation sur robot de marche combinée à une rééducation conventionnelle a montré son efficacité dans la rééducation après un AVC, sans différence entre les 2 types de robots (77). Une revue complémentaire parue en 2013 a confirmé l'intérêt de l'utilisation des robots d'entraînement à la marche combinée à la rééducation classique en post AVC. L'intervention semble davantage bénéfique chez les patients ayant subi leur AVC il y a moins de 3 mois (phase subaiguë) et n'ayant pas récupéré une autonomie complète à la marche (92).

Un élément reste très insuffisamment décrit dans la littérature, il s'agit du contenu de la rééducation proposée lors des sessions de marche robotisée et des critères objectifs de réglage de la vitesse de marche, du délestage et de la guidance. Enfin, il existe peu de données sur la tolérance globale de ce type de rééducation par le patient.

III. Objectifs

L'objectif général de ce travail était d'évaluer les apports de la rééducation robotisée de la marche par Lokomat dans une perspective d'utilisation clinique raisonnée (dans le sens où le contenu des séances doit répondre à des objectifs de rééducation) dans un service de rééducation neurologique.

Le premier objectif était d'étudier l'évolution des paramètres d'utilisation du Lokomat au fur et à mesure de l'avance de la rééducation, et d'en étudier les déterminants par ailleurs.

Deuxièmement, il nous paraissait important, dans une perspective d'utilisation clinique, de mesurer la tolérance du patient par rapport à ce type de rééducation et les effets indésirables induits.

Enfin, nous nous sommes intéressés à mesurer l'efficacité de la rééducation robotisée sur les déficiences neuromotrices et les capacités posturales et de marche en cherchant en particulier à mesurer l'effet du statut de marche à l'inclusion (marchant vs non marchant).

PATIENTS ET METHODE

I. Patients

Les patients ont été recrutés au sein du service de Rééducation et Convalescence Neurologiques de l'hôpital Swynghedauw, CHRU de Lille.

Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- Âge supérieur à 18 ans
- Patient hospitalisé dans le service de Rééducation et Convalescence dans les suites d'un AVC ou d'un traumatisme crânien
- Présentant une hémiparésie retentissant sur les capacités de marche

Les critères d'exclusion prenaient en compte les contre-indications à l'effort, celles liées à l'utilisation du Lokomat et enfin les troubles entravant la coopération du patient. Dans le détail, ils étaient représentés par :

- Contre – indication à l'effort (HTA sévère, insuffisance cardiaque décompensée, rétrécissement aortique serré, troubles de conduction ou du rythme sévères...)
- Poids > 135 kg
- Artériopathie oblitérante des membres inférieurs \geq II fort selon la classification de Leriche
- Fracture non consolidée des membres inférieurs
- Spasticité > 2 (Ashworth 0 à 5) sur au moins un groupe musculaire du membre inférieur parétique
- Plaie des membres inférieurs
- Troubles sensitifs superficiels sévères
- Présence d'une sonde urinaire ou d'une perfusion
- Volet crânien intra abdominal (pour les patients ayant bénéficié d'une hémicraniectomie décompressive)

- Trouble cognitif ou comportemental entravant la participation et la sécurité du patient ou la compréhension des ordres simples

Les patients ont été séparés en deux groupes selon leur statut fonctionnel, les « marchants » qui étaient capables de marcher sans aide humaine, mais avec aide technique si nécessaire, NFAC \geq 3 (New Functional Ambulation Classification, annexe 1) et les « non-marchants » (NFAC $<$ 3).

La participation à l'étude n'a fait l'objet d'aucune rémunération. L'inclusion des patients se faisait après recueil de leur consentement éclairé écrit sur la base d'une information orale adaptée au niveau de compréhension de chaque patient. La période d'inclusion s'est étendue de Mars 2013 à Avril 2014.

II. Protocole de rééducation

Chaque patient bénéficiait en plus de son programme de rééducation habituel de séances de travail protocolisées sur l'orthèse de marche robotisée.

A. Prise en charge rééducative conventionnelle

La prise en charge rééducative conventionnelle de chaque patient contenait sur son versant physique en moyenne 1 heure de kinésithérapie par jour, continue ou non, et 3 fois 30 minutes d'ergothérapie par semaine (en semaine). Ce protocole pouvait être adapté en fonction des besoins des patients (fatigabilité, impératifs médicaux...).

Le contenu de la prise en charge rééducative en kinésithérapie dépendait du niveau de récupération du patient, et pouvait comprendre classiquement :

- une phase de bilans
- un travail d'entretien articulaire et musculaire
- de l'éveil moteur des membres parétiques
- un travail de lutte contre la spasticité
- des exercices d'éveil sensitif et de discrimination articulaire des membres et du tronc si présence de troubles sensitifs
- un renforcement moteur analytique et fonctionnel

- des verticalisations
- un travail de l'équilibre assis et debout,
- une remise à la marche avec un travail du schéma de marche et d'endurance,
- un travail axé sur la négligence spatiale unilatérale le cas échéant

B. Prise en charge rééducative par orthèse de marche robotisée

Comme nous l'avons évoqué, il n'existe pas de consensus concernant les protocoles de rééducation par Lokomat, qui doivent par ailleurs en partie répondre à des objectifs personnalisés. Après étude de la bibliographie et des expériences d'autres centres de rééducation utilisant le Lokomat, nous avons élaboré un protocole d'utilisation pour le service de Rééducation et Convalescence Neurologiques.

1. Protocole d'utilisation du Lokomat

Les patients bénéficiaient de 4 séances par semaine de rééducation sur Lokomat durant 4 semaines. Les séances duraient une heure, comprenant l'installation, le travail effectif de marche s'élevait en théorie au minimum à 30 minutes. Les séances étaient réalisées par des kinésithérapeutes rompus à l'utilisation du Lokomat et à la rééducation des patients cérébrolésés. Le réglage de la vitesse de marche et du délestage était sous la responsabilité du kinésithérapeute et adapté à chaque séance aux possibilités de chaque patient. Les objectifs de travail sur le lokomat étaient fixés par le médecin et le kinésithérapeute référents avant le début de la prise en charge et étaient réévalués en cours de prise en charge si nécessaire.

2. Séance type d'utilisation du Lokomat

- Préparation de l'orthèse, mise en place du harnais, mise en route
- Échauffement et affinage des réglages

- Travail effectif de la marche, en fonction des capacités cognitives, comportementales, physiques et de la négligence du patient :
 - marche simple (phase d'échauffement)
 - Travail en biofeedback basé sur les courbes analytiques
 - Exercices de réalité virtuelle
- Récupération
- Désinstallation du patient

III. Evaluations

A. Paramètres d'utilisation du Lokomat et tolérance

Lors de chaque séance de Lokomat, les données concernant le délestage, la vitesse de marche, la durée de marche et la distance parcourue ont été recueillies et analysées en les moyennant chaque semaine.

La tolérance des sessions de rééducation par Lokomat était évaluée par le patient par le biais d'une Echelle Visuelle Analogique (EVA) bornée de 0 (pas tolérable du tout) à 10 (tout à fait tolérable). Cette évaluation prenait en compte le confort d'installation et la tolérance des exercices.

Enfin, les écarts au protocole et les complications étaient systématiquement répertoriés.

B. Efficacité de la rééducation par Lokomat

Les patients ont bénéficié de trois sessions d'évaluation : avant le début du protocole (J0), à la fin (S4) et, pour certaines mesures, à 6 semaines de la prise en charge (S10). Les évaluations ont été réalisées pour une partie par le médecin de médecine physique et de réadaptation et pour l'autre par un kinésithérapeute fixe spécialisé dans la prise en charge rééducative des patients cérébrolésés.

A côté de données d'anamnèse classiques, le protocole d'évaluation a porté en premier lieu sur la mesure du changement survenant chez les patients, en se basant

sur une analyse respectant le modèle de la Classification Internationale du handicap (CIF), à savoir l'étude des déficiences et limitations d'activité.

C. Anamnèse

Par la consultation du dossier médical et l'interrogatoire du patient, les données suivantes ont été recueillies :

- Histoire de la maladie : délai écoulé depuis la cérébrolésion, type et la topographie de la lésion, côté de l'hémiplégie
- Latéralité du patient
- Conditions de marche (aide technique, appareillage)

D. Evaluations des déficiences

1. Evaluation articulaire

Le bilan des amplitudes articulaires du membre parétique a été réalisé au goniomètre de Cochin. Les amplitudes des hanches, genoux et chevilles étaient évaluées du côté hémiplégique.

2. Evaluation de la spasticité

La spasticité analytique a été évaluée selon l'échelle d'Ashworth (93–95). Les fléchisseurs, rotateurs internes et externes et adducteurs de hanches, les fléchisseurs et extenseurs de genou, les fléchisseurs plantaires, éverseurs, inverseurs de cheville du côté hémiplégique étaient évalués.

3. Evaluation de la commande motrice

La force musculaire a été cotée par un testing musculaire fonctionnel manuel basé sur la cotation du *medical research council* (MRC). Les fléchisseurs, extenseurs, abducteurs et adducteurs de la hanche, les fléchisseurs et extenseurs

de genou ainsi que les fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville du membre hémiparétique étaient cotés.

4. Evaluation de la sensibilité

Un test du pic touche était réalisé pour évaluer la sensibilité superficielle ; la sensibilité profonde était évaluée par l'étude de la pallesthésie. L'atteinte de la sensibilité était considérée comme nulle, modérée ou sévère.

5. Evaluation de la négligence spatiale unilatérale

Une héminégligence était recherchée par un test de barrage des cloches (seuil de 6 omissions) (96,97) et la mesure de l'asonognosie avec 4 niveaux de référence (1. le trouble est rapporté spontanément ou après une question générale, 2. le déficit est reconnu après une question spécifique sur la force motrice ou autre, 3. le trouble est reconnu seulement après démonstration clinique et 4. le trouble n'est pas reconnu) (98).

E. Evaluations de l'équilibre

La PASS (Postural Assesment for Stroke Patients) était cotée avant et après la prise en charge par le Lokomat. Il s'agit d'un test en 12 items cotés de 0 à 3 et divisés en 2 sous-scores, 5 items évaluant le maintien de postures et 7 items évaluant les transferts. Les niveaux de difficulté des items couvrent un grand champ, des retournements au lit jusqu'à la station unipodale, lui garantissant une bonne sensibilité au changement. Elle est spécifiquement validée chez l'hémiplégique (7) (Annexe 2).

Une posturographie statique de 30 secondes yeux ouverts et fermés, était réalisée patient chaussé, à l'aide d'une plateforme Zebris FDM (Zebris Medical GmbH, Isny im Allgäu, Allemagne). Les données analysées étaient la longueur du déplacement du centre des pressions yeux ouverts et fermés ainsi que le coefficient de Romberg (rapport yeux fermés/yeux ouverts *100). Ce dernier est d'autant plus élevé que les afférences visuelles contribuent à l'équilibration (99). Enfin, en dehors

des paramètres stabilométriques, le pourcentage d'appui sur le membre hémiparétique était mesuré pour évaluer l'asymétrie de report de poids.

F. Evaluations de la marche

1. Evaluation des paramètres spatio-temporels de marche

Les paramètres spatio-temporels de marche ont été évalués à l'aide du tapis de marche GAITRITE (CIR Systems Inc, Havertown, USA). Ce dispositif a l'avantage de pouvoir être utilisé de manière simple même si le sujet marche avec une aide technique. Les variables d'étude étaient la vitesse, la cadence, la longueur des pas, le rapport de la longueur du pas court sur le plus long (asymétrie spatiale) (31), la répartition des temps portant et oscillant et le score *Functional Ambulation Profile* (FAP), qui correspond à un indice de normalité de marche basé sur la mesure de la vitesse, la longueur des pas en fonction de la longueur des membres inférieurs (mesurée au préalable), l'asymétrie spatiale et la largeur de la base de support (100,101).

2. Evaluation des anomalies du schéma de marche

La cinématique articulaire de marche était étudiée à partir d'un enregistrement vidéo du patient à l'aide de 3 caméras, une placée de face par rapport à l'axe de progression du patient, une de profil, et une troisième permettant de zoomer sur le pied dans un plan sagittal. L'analyse de la vidéo a été réalisée avec l'échelle Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.) (102). Il s'agit d'une échelle évaluant la marche et la coordination inter segmentaire, qui comprend 31 items dont 4 évaluent le membre supérieur, 14 le tronc et le membre parétique durant la phase portante et 13 durant la phase oscillante. La cotation est ordinale selon des critères clairement définis, un guide de passation l'accompagne. Sa reproductibilité chez les examinateurs habitués ou non à l'étude de la marche est bonne. La validité de deux items (flexion de genou au toe-off et en milieu de phase oscillante) a été comparée avec les mêmes mesures en analyse quantifiée de la marche, montrant des

corrélations significatives. La sensibilité au changement a été prouvée y compris en comparaison avec d'autres outils d'évaluation de la marche (102,103) (Annexe 3).

3. Evaluation des performances de marche

L'évaluation quantitative du périmètre de marche était réalisée par un test de marche de 6 minutes (104), après une période de repos de 15 minutes au moins, sur un parcours circulaire borné tous les 5 mètres. Les patients n'étaient pas encouragés et les deuxièmes et quatrièmes minutes leur étaient signifiées.

La vitesse de marche était évaluée par le test de marche sur 10 m (10MWT) réalisé à vitesse maximale. A la phase aiguë et subaiguë la vitesse de marche maximale sur 10 m est prédictive de la vitesse de marche confortable et elle possède une bonne sensibilité au changement (105,106). Une amélioration est significative au dessus d'un changement de 25% (107).

4. Evaluation des capacités de marche

La NFAC (108) est une échelle stratifiant les capacités de marche en 9 niveaux qui permettent d'étudier le niveau de performance et d'aide humaine nécessaires dans les activités de marche. Elle nous a permis de classer les patients en 2 catégories, marchants et non-marchants. Les patients avec une NFAC supérieure ou égale à 3 étaient considérés comme marchants (Annexe 1).

Le test de Tinetti est un moyen simple et reproductible d'évaluer le risque de chute (109,110). Il comprend 13 items évaluant l'équilibre et 9 la marche, le score total est de 28. Les valeurs seuils communément admises dans la population âgée sont les suivantes : si le score est inférieur à 20 le risque de chute est très élevé, entre 20 et 23 élevé et entre 24 et 27 peu élevé, mais il n'y a pas eu de validation de ces valeurs prédictives (111). Sa validité chez les patients ayant présenté un AVC semble être satisfaisante (112) (Annexe 4).

G. Evaluation de l'autonomie globale

L'autonomie a été évaluée par l'échelle de Barthel (113). Elle comprend 10 items correspondant aux activités élémentaires de la vie quotidienne. La cotation est ordinale de 0 à 5, 10 ou 15 selon les items, le score total varie ainsi de 0 (dépendance totale) à 100 (indépendance complète). Un score inférieur à 20 est considéré comme un niveau de dépendance majeure, un score supérieur à 65 permet en général le retour du patient à domicile. Sa validité est reconnue même si elle ne traduit pas toujours bien la sévérité de l'atteinte (114). L'indice de Barthel est plus simple et plus rapide à coter que la MIF, il est l'outil d'évaluation de l'indépendance fonctionnelle le plus utilisé dans les études sur les patients victimes d'AVC (Annexe 5).

H. Autoévaluation du changement par le patient

L'avis du patient a été pris en compte dans l'évaluation du changement (spontané ou thérapeutique), par l'utilisation d'une échelle ordinale la *Global Assessment Scale* (GAS) (115). Ainsi, le patient devait rapporter, à S4 le changement survenu sur l'équilibre et la marche par rapport à la situation précédant la rééducation, entre -4 (détérioration très marquée) et 4 (amélioration très marquée).

La GAS a prouvé ses qualités dans la mesure de l'évolution naturelle et après traitement focal de la spasticité (116,117) (Annexe 6).

IV. Analyses statistiques

Les données quantitatives continues sont présentées en moyenne et écart type ou médiane et quartiles selon les données, les données ordinales et nominales en effectifs et pourcentages. Les données de testing musculaire et de spasticité ont été traitées comme des données continues pour permettre leur traitement statistique.

Pour les variables continues, les comparaisons intra-individuelles (à chaque stade d'évaluation) ont été effectuées à l'aide du test de Wilcoxon pour les variables évaluées à deux reprises et à l'aide d'une ANOVA de Friedman pour les variables évaluées à trois reprises (comparaisons post-hoc par test de Wilcoxon).

Les comparaisons intergroupes ont été réalisées par un test U de Mann-Withney. Le test du Chi-2 a été utilisé pour comparer les variables ordinales et nominales.

Le logiciel SPSS v20 (SPSS Inc, Chicago, USA) a été utilisé, le seuil de significativité était fixé à 0,05.

RESULTATS

I. Patients

A. Description de la population globale

Dix neuf patients ont été inclus, dont 13 marchants et 6 non-marchants, sur une période de 14 mois. Le tableau 1 présente les caractéristiques démographiques et d'histoire de la maladie des patients inclus.

Tableau 1 : Tableau descriptif de la population

	Population globale (N=19)	Marchants (N=13)	Non-marchants (N=6)	P
Sexe				
Masculin	13 (68,4%)	11 (84,6%)	2 (33,3%)	0,046
Age (en années)	50,7 ± 16	46,7 ± 16,7	59,3 ± 11,1	NS
Délai post lésionnel (en jours)				
Moyenne	251,4 ± 489,3	330,5 ± 580,9	80 ± 21,1	NS
Médiane (intervalle IQ)	98 (106)	153 (142)	84 (27)	
Phase évolutive				
Phase subaiguë (lésion < 6 mois)	14 (73,7%)	8 (61,5%)	6 (100%)	NS
Phase chronique (lésion > 6 mois)	5 (26,3%)	5 (38,5%)	0	
Type de lésion				
Infarctus cérébral	10 (52,6%)	6 (46,2%)	4 (66,7%)	-
Hémorragie cérébrale	4 (21,1%)	3 (23,1%)	1 (16,7%)	
Hémorragie méningée	2 (10,5%)	1 (7,7%)	1 (16,7%)	
Traumatisme crânien	3 (15,8%)	3 (23,1%)	0	
Localisation de la lésion				
Sylvienne profonde	3 (15,8%)	2 (15,4%)	1 (16,7%)	-
Sylvienne superficielle et profonde	7 (36,8%)	2 (15,4%)	5 (83,3%)	
Cérébrale antérieure	1 (5,3%)	1 (7,7%)	0	
Cérébrale postérieure	1 (5,3%)	1 (7,7%)	0	
Multifocale	7 (36,8%)	7 (53,8%)	0	
Côté de la lésion				
Droit	9 (47,4%)	6 (46,2%)	3 (50%)	NS
Gauche	10 (52,6%)	7 (53,8%)	3 (50%)	
Indice de Barthel (/100)	64,2 ± 24,3	75 ± 19,8	40,8 ± 15,3	0,003
Troubles de la sensibilité				
Oui	15 (78,9%)	10 (76,9%)	5 (83,3%)	NS
Non	4 (21,1%)	3 (23,1%)	1 (16,7%)	
Héminégligence				
Oui	10 (52,6%)	6 (46,2%)	4 (66,7%)	NS
Non	9 (47,4%)	7 (53,8%)	2 (33,3%)	

En prenant en compte la limite du faible effectif, en particulier dans le groupe des non-marchants, les deux groupes étaient comparables sauf pour le sexe (proportion d'hommes plus importante dans le groupe des marchants) et, comme on pouvait s'y attendre, pour le niveau d'autonomie qui était moins important chez les non-marchants.

La majorité des patients inclus était porteur de lésions vasculaires, en particulier du territoire sylvien. La différence importante entre le délai post lésionnel moyen et médian chez les marchants tient au fait qu'une patiente ait été incluse très à distance de son AVC (6 ans). La majorité des patients ont été inclus à la phase subaiguë. Même si cela était non significatif, le délai post-lésionnel des patients non-marchants était moins important. L'ensemble des patients non-marchants inclus l'était à la phase subaiguë.

B. Description de la population à chaque stade d'évaluation

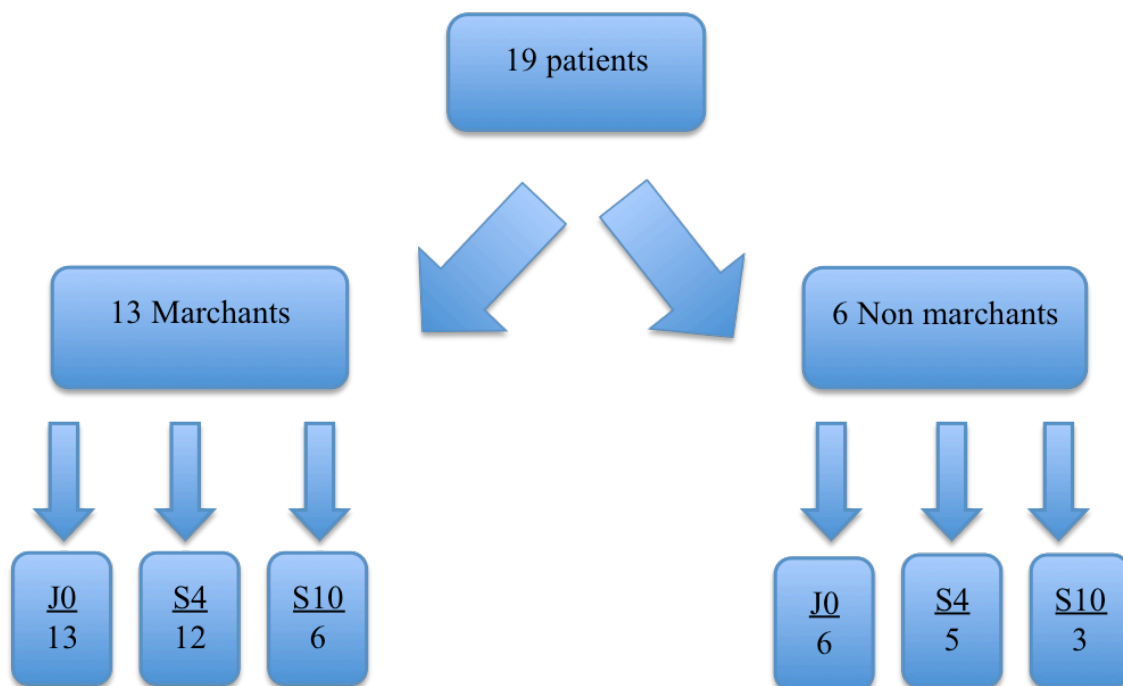


Figure 5 : Détail des deux groupes et de la participation des patients aux différentes sessions d'évaluation

Dans chacun des groupes, un patient est sorti par choix personnel du protocole avant la 2ème évaluation. Par ailleurs, la moitié des patients n'a pas pu être évalué à distance, 5 (4 marchants, 1 non marchant) parce que leur séjour d'hospitalisation

était terminé, les 3 autres (2 marchants, 1 non marchant) parce qu'ils n'étaient pas encore dans les délais d'évaluation au moment de la clôture du recueil des données.

II. Evolution des paramètres d'utilisation du Lokomat lors des 4 semaines de rééducation

A. Délestage

Comme l'illustre la figure 6, le niveau moyen de délestage diminuait significativement dans les 2 groupes au cours des 4 semaines de rééducation (ANOVA de Friedman : marchants, $p < 10^{-3}$; non-marchants, $p < 0,05$). La diminution du délestage se faisait principalement au cours des 3 premières semaines, alors que son niveau restait constant lors de la quatrième.

En comparant le niveau de délestage des groupes marchants et non-marchants lors de chaque semaine, les marchants semblaient avoir un niveau de délestage moins important mais on ne retrouvait pas de différence significative.

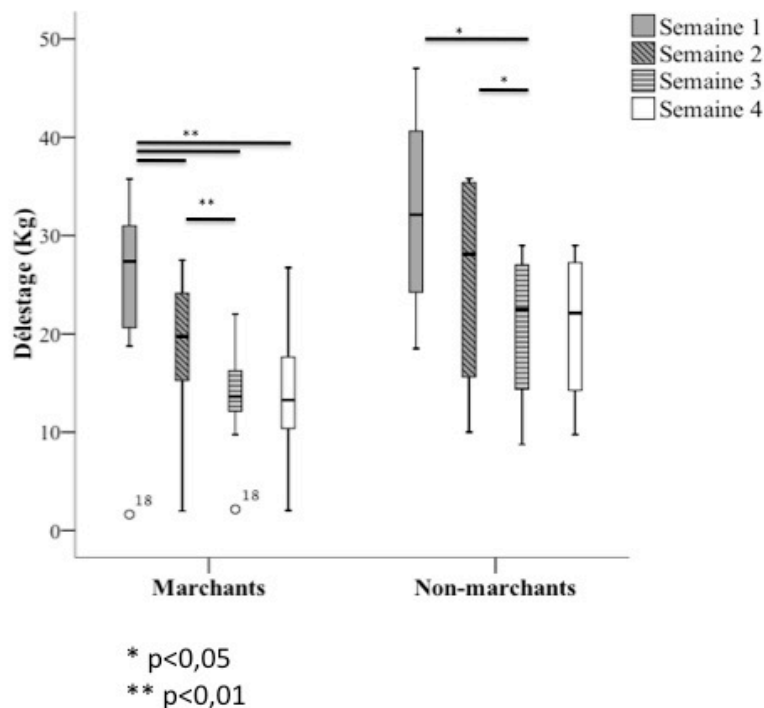


Figure 6 : Évolution du délestage

B. Vitesse

La vitesse augmentait significativement au cours de la prise en charge pour les marchants ($p < 10^{-3}$), alors que dans le groupe des non-marchants il n'y avait pas de progression ($p = 0,801$). L'augmentation de la vitesse de marche était graduelle lors de chaque semaine. La vitesse médiane de marche atteignait un peu plus de 2 m/s chez les marchants.

Par ailleurs, la vitesse de marche dans le Lokomat était plus importante chez les marchants que chez les non-marchants lors de chaque semaine ($0,01 < p < 0,05$).

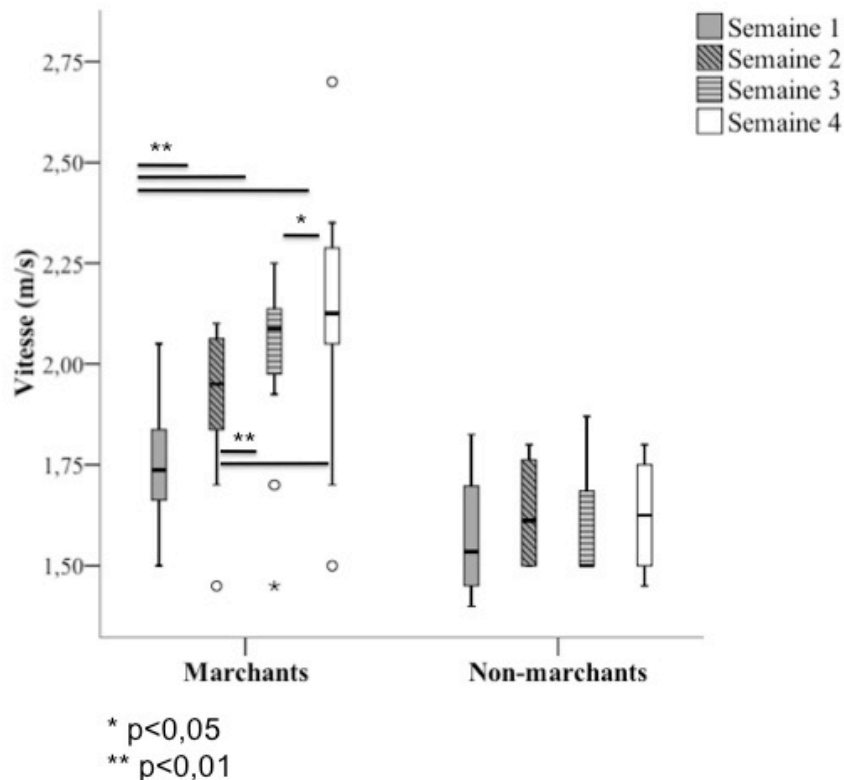


Figure 7 : Évolution de la vitesse de marche

C. Temps de marche

Le temps de marche progressait au cours du programme, chez les marchants ($p < 0,001$) comme les non-marchants ($p = 0,024$). Dès la première semaine, le temps de marche était important dans les deux groupes, il atteignait dès la deuxième semaine 30 à 35 minutes par séance et n'était pas modifié ensuite (même si on

observait graphiquement dans les deux groupes une décroissance lors de la 4^e semaine).

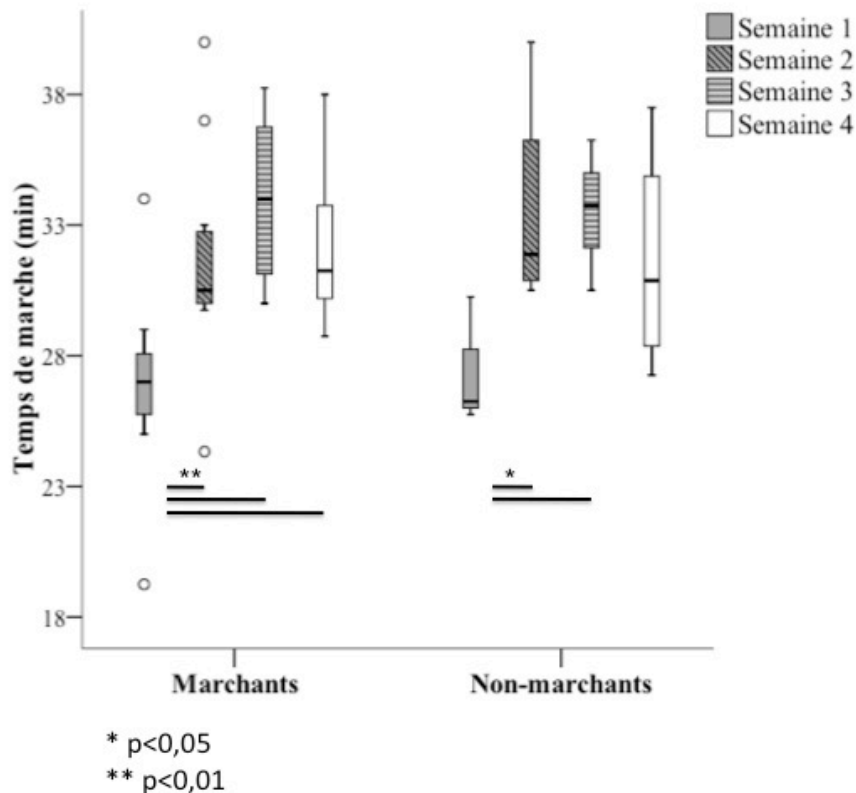


Figure 8 : Évolution du temps de marche

D. Distance

Les patients marchants augmentaient significativement la distance totale de marche réalisée au cours des séances de Lokomat ($p < 10^{-3}$), alors qu'il n'y avait pas d'évolution significative chez les non-marchants. Comme pour le délestage, la progression de la distance de marche se faisait principalement lors des 3 premières semaines de traitement dans le groupe des marchants. De manière intéressante, la distance totale de marche était élevée dans les deux groupes, atteignant à la fin du programme un peu plus d'un kilomètre chez les marchants et presque 800 mètres chez les non-marchants.

La distance de marche était plus importante chez les marchants aux troisième et quatrième semaines de traitement ($p < 0,05$).

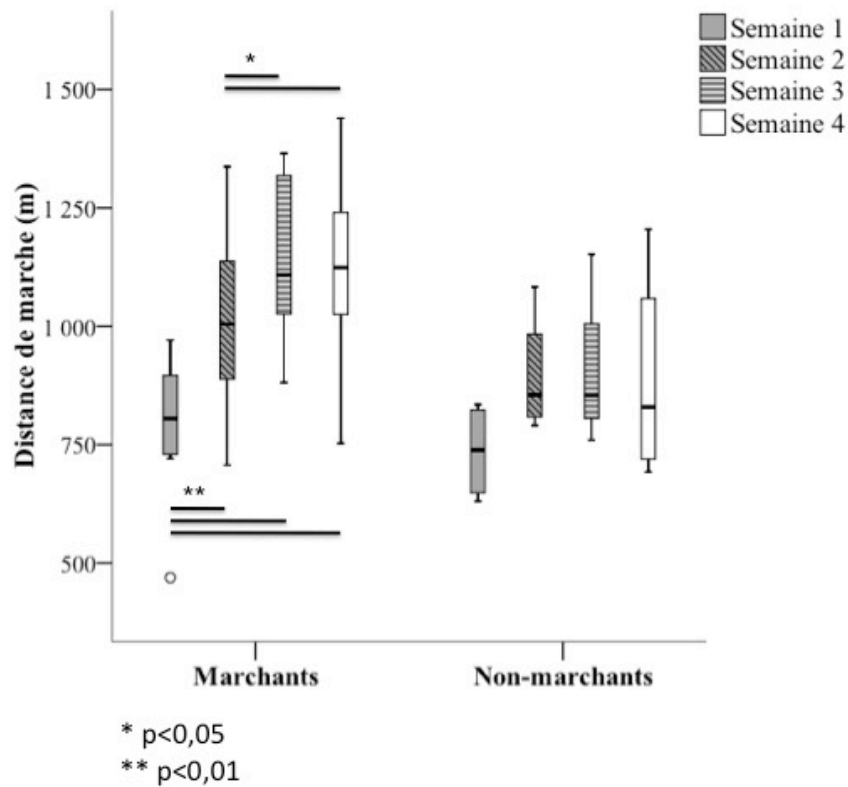


Figure 9 : Évolution de la distance de marche

E. Facteurs influençant les paramètres d'utilisation du Lokomat

Le niveau de délestage durant les 4 semaines de rééducation n'était pas corrélé au pourcentage d'appui sur le membre parétique, à la commande motrice des muscles de hanche (fléchisseurs, adducteurs et abducteurs) et de genou, à la vitesse et au périmètre de marche, et enfin à la durée de phase de simple appui. De même, le niveau de délestage n'était corrélé à aucun autre paramètre d'utilisation du Lokomat.

La vitesse de marche dans le Lokomat n'était pas corrélée à la vitesse de marche en conditions usuelles, mais elle était négativement corrélée à l'importance de l'appui sur le membre parétique en fin de programme ($r = -0,63$; $p < 0,05$). La vitesse de marche n'était liée à aucun autre paramètre d'utilisation du Lokomat excepté fort logiquement à la distance totale de marche ($p < 0,05$ à chaque pour chaque semaine d'entraînement).

La distance de marche lors d'une session de Lokomat n'était pas corrélée au périmètre de marche en dehors de celui-ci. En plus du lien entre vitesse de marche et distance totale réalisée lors des séances de rééducation, on relevait une corrélation positive entre la distance et le temps de marche ($p < 0,05$).

F. Tolérance

La tolérance de la rééducation par Lokomat (exprimée par le patient) était très bonne, mesurée en moyenne à $83,1 \pm 18,1$ (/100) chez les marchants et à $90,4 \pm 13,7$ chez les non-marchants. La tolérance n'évoluait pas au cours du temps et était identique à chaque semaine dans les deux groupes. Elle n'était liée à aucun des paramètres d'utilisation du Lokomat.

Trois effets indésirables sont survenus : dans un cas, il s'agissait d'une sciatalgie tandis que deux patients présentant des troubles de sensibilité ont eu une lésion cutanée mineure à la face antérieure du tibia par frottement avec l'attache inférieure de l'orthèse. Chez eux, une protection complémentaire par un pansement a été instaurée, permettant de poursuivre la prise en charge.

G. Respect du protocole

Parmi les 19 patients inclus, le protocole (4 séances de lokomat par semaine pendant 4 semaines) a été respecté pour 8 patients. Deux patients ont arrêté en cours de protocole et 9 ont réalisé les 16 séances en 5 semaines. Les 2 principales raisons de ces écarts au protocole étaient des difficultés organisationnelles dans le service et des impossibilités dues à des raisons médicales (consultations, examens complémentaires).

III. Évolution des différents paramètres d'évaluation

A. Évolution des déficiences neuromotrices

Notre échantillon présentait peu de limitation des amplitudes articulaires. Après le traitement, seule la flexion dorsale de cheville était significativement améliorée dans la population globale et dans le groupe marchant, mais ce gain restait peu important (Tableau 2). Il n'y avait par ailleurs aucune différence entre les groupes marchants et non marchants lors de chaque session d'évaluation.

Tableau 2 : Évaluations articulaires du membre parétique (en degrés)

	J0	S4	p J0/S4
Extension de hanche			
Population globale	8,2 ± 3,8	7,9 ± 4	NS
Marchants	8,8 ± 3	8,8 ± 3,1	NS
Non-marchants	6,7 ± 5,2	6 ± 5,5	NS
Flexion de hanche			
Population globale	113,2 ± 11,1	114,3 ± 9,4	NS
Marchants	115,4 ± 10,5	117 ± 6,4	NS
Non-marchants	108,3 ± 11,7	108 ± 13	NS
Abduction de hanche			
Population globale	38,7 ± 6,2	38,5 ± 7,9	NS
Marchants	37,3 ± 6	37,1 ± 8,1	NS
Non-marchants	41,7 ± 6,01	42 ± 6,7	NS
Flexion de genou			
Population globale	134,5 ± 6,6	135,6 ± 5,8	NS
Marchants	135,4 ± 7,2	137,1 ± 5,4	NS
Non-marchants	132,5 ± 5,2	132 ± 5,7	NS
Extension de genou			
Population globale	0 ± 5,3	-0,3 ± 5,7	NS
Marchants	1,15 ± 3,6	0,4 ± 4,5	NS
Non-marchants	-2,5 ± 7,6	-2 ± 8,4	NS
Flexion dorsale			
Population globale	12,1 ± 7,3	13,8 ± 5,5	0,034
Marchants	11,9 ± 8	13,8 ± 5,7	0,034
Non-marchants	12,5 ± 6,1	14 ± 5,5	NS
Flexion plantaire			
Population globale	40 ± 6,7	41,2 ± 5,7	NS
Marchants	39,2 ± 5,8	39,6 ± 5,8	NS
Non-marchants	41,7 ± 7,5	45 ± 3,5	NS

Le degré de spasticité analytique était peu important et prédominait sur les adducteurs et les fléchisseurs plantaires (Tableau 3). Seule l'hypertonie de ces derniers était modifiée après les 4 semaines de traitement, mais dans le sens d'une aggravation modérée. Comme pour les amplitudes articulaires, il n'y avait aucune différence entre les deux groupes lors de chacune des sessions d'évaluation.

Tableau 3 : Évaluation de la spasticité du membre parétique selon l'échelle d'Ashworth (1-5)

	J0	S4	p
Rotateurs internes et extenseurs de hanche			
Population globale	0,7 ± 0,8	0,9 ± 1,1	NS
Marchants	0,8 ± 1	1,1 ± 1,2	NS
Non-marchants	0,5 ± 0,5	0,6 ± 0,9	NS
Adducteurs de hanche			
Population globale	1,2 ± 0,9	1,1 ± 1,1	NS
Marchants	1,2 ± 1	1,1 ± 1	NS
Non-marchants	1,2 ± 0,8	1,2 ± 1,3	NS
Extenseurs du genou			
Population globale	0,4 ± 0,8	0,5 ± 0,9	NS
Marchants	0,5 ± 1	0,5 ± 1	NS
Non-marchants	0,2 ± 0,4	0,4 ± 0,5	NS
Fléchisseurs de genou			
Population globale	0,6 ± 0,8	0,7 ± 0,9	NS
Marchants	0,6 ± 0,9	0,7 ± 1,1	NS
Non-marchants	0,5 ± 0,5	0,8 ± 0,4	NS
Fléchisseurs plantaires			
Population globale	1,5 ± 1,3	2 ± 1,4	0,014
Marchants	1,6 ± 1,4	2 ± 1,5	0,046
Non-marchants	1,3 ± 1	1,8 ± 1,3	NS
Inverseurs			
Population globale	1 ± 1,1	1 ± 1,1	NS
Marchants	0,9 ± 1,1	0,9 ± 1,1	NS
Non-marchants	1,2 ± 1,2	1,2 ± 1,1	NS
Everseurs			
Population globale	0,1 ± 0,5	0,1 ± 0,5	NS
Marchants	0,2 ± 0,6	0,2 ± 0,6	NS
Non-marchants	0 ± 0	0 ± 0	NS

A l'inclusion, les patients du groupe non-marchants avaient des valeurs de testing musculaire du membre parétique inférieure à celles des marchants, cette différence était significative pour les fléchisseurs de hanche (tableau 4). Après le traitement, la force musculaire était améliorée dans les deux groupes sur l'ensemble des muscles testés, ce gain prédominait sur la musculature proximale (hanche et genoux). Cependant, cette amélioration n'était significative que pour la seule flexion de hanche chez les non-marchants, tandis que chez les marchants l'amélioration était significative pour les fléchisseurs et adducteurs de hanche et les muscles fléchisseurs et extenseurs de genou.

Tableau 4 : Évaluation de la commande motrice du membre parétique (I5)

	J0	S4	p
Flexion de hanche (psoas)			
Population globale	2,7 ± 0,7	3,3 ± 0,7	0,002
Marchants	3 ± 0,6	3,4 ± 0,7	0,025
Non-marchants	2 ± 0,6*	3 ± 0,7	0,025
Flexion de hanche (droit fémoral)			
Population globale	3 ± 1	3,2 ± 1	0,046
Marchants	3,3 ± 0,8	3,4 ± 0,8	NS
Non-marchants	2,2 ± 1*	2,6 ± 1,1	NS
Extension de hanche			
Population globale	2,8 ± 0,8	3,1 ± 0,7	0,025
Marchants	3,1 ± 0,6	3,3 ± 0,8	NS
Non-marchants	2,3 ± 0,8	2,8 ± 0,4	NS
Adduction de hanche			
Population globale	2,9 ± 0,7	3,2 ± 0,7	0,014
Marchants	3,1 ± 0,8	3,3 ± 0,7	0,046
Non-marchants	2,5 ± 0,5	3 ± 0,7	NS
Abduction de hanche			
Population globale	2,4 ± 1	2,7 ± 1	0,046
Marchants	2,6 ± 0,9	2,8 ± 1	NS
Non-marchants	1,8 ± 1,2	2,4 ± 1,1	NS
Flexion de genou			
Population globale	2,4 ± 1,2	3 ± 1	0,007
Marchants	2,7 ± 1	3,1 ± 0,9	0,014
Non-marchants	1,8 ± 1,3	2,6 ± 1,1	NS
Extension de genou			
Population globale	3,1 ± 1,2	3,7 ± 1	0,003
Marchants	3,5 ± 1	3,9 ± 0,9	0,014
Non-marchants	2,3 ± 1,2	3,2 ± 1,1	NS
Flexion dorsale			
Population globale	2,3 ± 1,7	2,8 ± 1,6	NS
Marchants	2,8 ± 1,5	3,2 ± 1,4	NS
Non-marchants	1,2 ± 1,6	2 ± 1,9	NS
Eversion			
Population globale	2 ± 1,6	2,4 ± 1,7	NS
Marchants	2,3 ± 1,6	2,6 ± 1,6	NS
Non-marchants	1,2 ± 1,6	2 ± 1,9	NS
Flexion plantaire			
Population globale	1,6 ± 1,3	1,8 ± 1,4	0,046
Marchants	1,9 ± 1,2	2 ± 1,3	NS
Non-marchants	1 ± 1,3	1,4 ± 1,5	NS
Inversion			
Population globale	1,6 ± 1,6	2,1 ± 1,5	NS
Marchants	1,8 ± 1,5	2,4 ± 1,4	NS
Non-marchants	1,3 ± 1,8	1,6 ± 1,8	NS

* p < 0,05 entre marchants et non marchants

B. Evolution de l'équilibre

Il existait une amélioration significative de la PASS parmi la population globale et les marchants (Tableau 5). Dans la population globale, les deux sous-scores étaient améliorés, le gain était plus important pour le sous-score « posture », qui était par ailleurs le seul à être significativement modifié chez les marchants. Chez les non-marchants, on observait un gain parfois important, notamment pour le sous-score posture et le score total, mais cela ne restait qu'une tendance. En comparant les groupes marchants et non-marchants, on retrouvait de manière non surprenante des scores de PASS inférieurs chez les non-marchants lors de l'évaluation initiale, mais pas lors de l'évaluation à distance.

Tableau 5 : Résultats de la PASS

	J0	S4	p
Posture			
Population globale	9,5 ± 2,8	11,6 ± 2,2	0,003
Marchants	11,1 ± 1,4	12,2 ± 1,7	0,016
Non-marchants	6,2 ± 1,9*	10,2 ± 2,6	0,068
Transfert			
Population globale	19 ± 2,4	20 ± 2,1	0,016
Marchants	20,2 ± 1,5	20,8 ± 0,6	NS
Non-marchants	16,5 ± 2,1*	18,2 ± 3,3	NS
Total			
Population globale	28,8 ± 4,4	31,6 ± 3,7	0,001
Marchants	31,2 ± 2,4	32,9 ± 1,8	0,007
Non-marchants	23,5 ± 2,7*	28,4 ± 5,4	0,068

* p < 0,05 entre marchants et non marchants

Chez les 8 patients ayant bénéficié des 3 sessions d'évaluations en posturographie, le report de poids du côté parétique s'améliorait significativement entre la 1^{ère} et la 3^e évaluation (Tableau 6). Les paramètres stabilométriques n'étaient pas modifiés. La comparaison des groupes marchants et non-marchants ne retrouvait aucune différence significative. De la même façon, aucune différence n'était mise en évidence chez les 12 patients comparés entre J0 et S4.

Tableau 6 : Résultats de la posturographie des patients ayant réalisés les**3 évaluations**

	J0 (N=8)	S4 (N=8)	S10 (N=8)	p
Longueur pelote	529 ± 194,8	465,2 ± 190,9	436,5 ± 220,1	NS
Romberg	170,7 ± 113,2	183,4 ± 58,8	195,2 ± 95,5	NS
% appui côté parétique	33,7 ± 9,8	34,9 ± 10,1	40,5 ± 10,2**	0,021

** p<0,01 vs J0

C. Evolution de la marche

Lors de l'évaluation S4, 2 patients du groupe non-marchants avaient acquis la marche. Lors de l'évaluation à distance, un patient de plus l'avait acquise et les 3 patients du groupe non-marchants avaient récupéré la marche lors de 3^e évaluation.

Les paramètres spatio-temporels de marche étaient conformes à ceux qu'on retrouve habituellement chez des patients hémiplegiques (Tableau 7). Ils n'étaient pas modifiés entre J0 et S4 sauf pour la longueur du pas du côté sain et la durée de la phase d'appui unipodal sur le membre parétique. Le gain était par contre souvent significatif lors de l'évaluation à distance pour la plupart des paramètres, même si l'ampleur de l'amélioration restait souvent faible. Du fait du faible nombre de patients du groupe non-marchants ayant acquis la marche, aucune analyse statistique n'a été réalisée dans ce groupe.

Le schéma global de marche s'améliorait, comme en atteste le gain (tardif) sur le FAP score et l'amélioration à chaque session d'évaluation des anomalies du schéma de marche cotées par l'échelle GAIT (Tableau 7).

Tableau 7 : Paramètres spatio-temporels et évaluation des anomalies du schéma de marche (chez les sujets marchants à J0) (échelle GAIT)

	J0	S4	S10
Vitesse de marche (cm/s)	37,7 ± 25,8	39,9 ± 27,	45,5 ± 27* £
Cadence du pas (pas/min)	63,1 ± 21,3	63,2 ± 22,3	66,4 ± 25,6* £
Rapport pas court/pas long	0,7 ± 0,3	0,7 ± 0,2	0,7 ± 0,2*
Longueur pas sain (cm)	27,9	30,8*	31,6* £
Longueur pas parétique (cm)	40,5	43,7	43,6
Phase d'appui côté parétique (%)	56 ± 13,1	58,8 ± 5	57,6 ± 5,2
Phase d'appui unipodal côté parétique (%)	19,4 ± 7,5	23,1 ± 8,9*	25 ± 9,4*
Phase oscillante côté parétique (%)	44 ± 13,1	41,2 ± 5	42,4 ± 5,2
FAP score	48,6 ± 13,5	52,5 ± 17,1	54,5 ± 20,1*
GAIT score	17,7 ± 7,5	15,8 ± 7,1*	12,1 ± 9,9* £

* p<0,05 vs J0 ; £ p<0,05 vs S4 ;

Entre J0 et S4, on notait un gain significatif au test de Tinetti ($18,4 \pm 3,1$ vs $22 \pm 2,9$; $p=0,02$) mais pas d'amélioration du périmètre de marche, qui, s'élevant à $159,6 \pm 124$ m lors de la première évaluation contre $162,4 \pm 125,3$ à S4, était déjà relativement important mais hautement variable à l'inclusion. Enfin, la NFAC était améliorée à S4 et S10 (Figure 10).

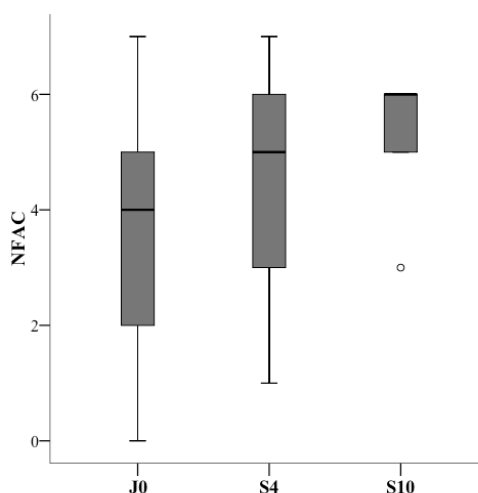


Figure 10 : Évolution de la NFAC

D. Évolution de l'autonomie

En ce qui concerne les 9 patients qui ont pu être évalués à 3 reprises, il existait une amélioration significative de l'autonomie à chaque évaluation (Tableau 9). Du fait du faible nombre de patients dans le groupe des non-marchants à S10, seule une étude comparative avant et à la fin de l'entraînement sur Lokomat a été réalisée. De ces analyses, il ressort une amélioration de 10 à 15 points de l'indice de Barthel qui n'est significative que pour le groupe des marchants. Le niveau d'autonomie était significativement plus bas chez les non-marchants lors des deux premières évaluations.

Tableau 9 : Evolution de l'indice de Barthel

	J0	S4	S10	p
Population globale	$62,2 \pm 24,9$	$75 \pm 19,5^*$	$83,9 \pm 16,5^{** \text{ £}}$	$<10^{-3}$
Marchants	$75 \pm 19,8$	$84 \pm 13,1^*$	-	-
Non-marchants	$40,8 \pm 15,3^{\text{ †}}$	$55 \pm 16,6^{\text{ †}}$	-	-

* $p<0,05$; ** $p<0,01$ vs J0 ; £ $p<0,01$ vs S4 ; † $p<0,01$ vs Marchants

DISCUSSION

Cette étude s'inscrivait dans une démarche d'utilisation du Lokomat en pratique clinique chez le patient cérébrolésé, et avait ainsi pour objectifs principaux (1) d'étudier l'évolution des paramètres d'utilisation du Lokomat au fur et à mesure de l'avance de la rééducation en tentant d'en mesurer les déterminants, (2) d'évaluer la tolérance de ce type de rééducation et (3) d'en appréhender l'efficacité sur les déficiences neuromotrices et les activités posturales et de marche (avec toutes les limites que cela comporte et sur lesquelles nous allons revenir). Ce travail montre tout d'abord que l'utilisation du Lokomat permettait de remplir la plupart des critères d'un entraînement source de plasticité (durée de marche élevée, nombre de répétitions, intégration dans des tâches proches de la normale...). Par ailleurs, les paramètres d'utilisation du Lokomat n'étaient pas figés, mais évoluaient au fur et à mesure des séances, dans le sens d'une « optimisation » (majoration de la vitesse, de l'appui, de la distance de marche), sans toutefois qu'on puisse déterminer clairement les facteurs qui déterminaient cette évolution. La rééducation par Lokomat était d'autre part bien tolérée et source de peu d'effets indésirables, et s'accompagnait enfin d'améliorations analytiques et fonctionnelles à interpréter prudemment dans le contexte subaigu où se trouvaient de nombreux patients.

I. Limites

Afin de mieux appréhender la suite de la discussion, il nous paraît nécessaire d'aborder dès à présent les limites de ce travail. Tout d'abord et principalement, sa méthodologie et son recrutement ne permettaient pas d'étudier clairement l'efficacité de la rééducation par Lokomat, raison pour laquelle cet aspect des résultats n'est présenté qu'en dernier. En effet, notre échantillon de patients était faible (surtout lors de l'évaluation à distance et pour le groupe « non-marchants »), il n'y avait pas de groupe contrôle et les patients étaient hétérogènes au niveau fonctionnel, délai et nature de la pathologie causale. Ces limites ont eu pour conséquence un manque de

puissance statistique et ont limité les comparaisons « marchants » vs « non-marchants ». Cependant, cela donne à ce travail une meilleure empreinte à la pratique clinique quotidienne.

D'autre part, on peut regretter que l'ensemble des évaluations n'ait pas pu être réalisées pour l'évaluation à distance, mais la passation de certaines d'entre elles (dont les évaluations analytiques) nécessitaient un temps qui pouvait n'être que difficilement fourni dans le cadre de ce travail non financé.

Enfin, il est impossible de déterminer la part d'évolution liée spécifiquement au Lokomat et celle liée à la rééducation classique et à la récupération spontanée chez les patients en phase subaiguë. Pour être plus informatif, il aurait fallu réaliser une ligne de base (deux évaluations pré traitement) ou une évaluation en cross over, mais cela n'était pas réalisable.

II. Mise en application du concept de rééducation robotisée de la marche en pratique chez les patients cérébrolésés

Les orthèses robotisées de marche, tel que le Lokomat, sont de nouveaux outils de rééducation dont le début de commercialisation date de 2001. Encore peu utilisées en France, nous n'avons pas beaucoup de recul sur leur utilisation. Nous ne reviendrons pas en détail sur les apports théoriques de ce type de rééducation décrit dans la première partie de ce manuscrit (entraînement potentiellement inducteur de plasticité cérébrale liée à l'entraînement, correction du schéma de marche, travail postural, reconditionnement à l'effort). A côté de ces mécanismes, l'expérience vécue auprès des patients soulève la question du vécu des patients concernant cette marche « artificielle » qui ne représente pas les performances réelles du patient, et qui peut même faire marcher un patient non-marchant. Si la plupart expriment un bien-être lors des séances qui est un facteur de participation, certains ont parfois connu un revers du moral à l'arrêt de la séance. Cette dimension psychologique devrait être mieux étudiée et prise en charge notamment chez les patients à la phase chronique et dans les pathologies dégénératives où la marche est perdue ou sur le point de l'être. La question se pose ainsi de savoir si la marche dans le Lokomat ne

fait qu'illusion, ou si l'amélioration des performances s'intègre en situation écologique et si cet objectif est un préalable à son utilisation ?

Ce travail montre qu'il est possible d'établir un protocole de rééducation par orthèse robotisée de marche et de l'établir avec des critères d'objectifs. L'inclusion des patients a été limitée par les restrictions inhérentes à ce type de rééducation, ce qui limite l'extrapolation des résultats. Une partie de ces contre-indications n'est pas spécifique à la rééducation robotisée de la marche mais elles y prennent une importance plus grande (comme les contre-indications à l'effort et les troubles cognitifs entravant la compréhension des exercices). Les autres contre-indications sont plus spécifiques, en induisant soit un risque pour le patient (présence de sondes, fractures non consolidées...) ou pour le matériel (incontinence, spasticité sévère...).

Malgré les contraintes imposées par l'installation (port d'un corselet de suspension, temps de suspension, interfaces corps-machine...), la tolérance des séances était très bonne dès le début de la prise en charge ; cela met l'accent sur une bonne sélection des patients et l'expérience des thérapeutes (le début d'utilisation du Lokomat a en effet été marqué par un certain nombre de problèmes d'installation et de complications). Nous avons eu peu d'effets indésirables, contrôlés par une adaptation de l'installation et une surveillance plus accrue chez les patients présentant un déficit de la sensibilité. La bonne tolérance globale de la rééducation par Lokomat avait été soulignée par Schück (118) et dans la récente revue de la littérature de Mehrholz (92), elle est également soulignée par le fait que le taux d'abandon de traitement n'est pas plus élevé que dans les protocoles de rééducation classique (92).

III. Paramètres d'utilisation du Lokomat et leurs déterminants

Dans la littérature, les variations et les déterminants des paramètres d'utilisation du Lokomat ont été peu étudiés. La question des paramètres de réglage de l'orthèse (vitesse de marche, délestage, guidance, temps de marche) n'est pas du tout tranchée. Pour améliorer la méthodologie des protocoles, la plupart des études

utilisent des paramètres fixes (85,119) ; ce choix a pour inconvénient d'être parfois éloigné des considérations cliniques (pour un patient donné) et s'applique donc moins à une prise en charge rééducative ciblée. Les travaux faisant le choix de paramètres évolutifs sont en général peu informatifs sur les critères de réglage et ne livrent pas de monitoring de ceux-ci (118,120). A notre connaissance, le seul paramètre qui a été étudié est la guidance ou la contrainte apportée par l'orthèse sur les jambes lors de la marche dans le Lokomat dans le cadre de protocole de contrainte du membre sain (121,122) ; ces travaux semblent montrer une efficacité supérieure de telles méthodes sur la cinématique de marche.

Dans notre travail, nous avons montré d'une part que les objectifs quantitatifs de marche (en temps et en distance) étaient atteints dès la première semaine de traitement, étaient cohérents avec les principes de plasticité liée à l'entraînement (en particulier sur le nombre de répétitions) et progressaient dans le temps dans le sens d'une optimisation de la performance. Cela était plus net chez les « marchants » qui étaient les seuls à majorer (statistiquement) le temps et la vitesse de marche.

L'étude des déterminants des réglages initiaux du Lokomat avait pour objectif de voir s'ils pouvaient être rationalisés par des paramètres objectifs cliniques ou instrumentaux. Nos résultats ne vont pas en ce sens, puisque très peu de liens ont été mis en évidence, à part celui inverse entre vitesse de marche dans le Lokomat et le degré d'appui sur le membre parétique. Cet aspect nécessite donc que l'on continue à s'y intéresser afin de pouvoir offrir aux patients des conditions d'emblée plus favorables à leur progression.

Dans la bibliographie, la durée d'intervention est hétérogène, allant d'une prise en charge de 10 jours (84) à 8 semaines (123), la plupart des études réalisant une intervention de 3 à 4 semaines. Le nombre de séances par semaine est également très variable, de 2 (124) à 5 par semaine (92). Concernant l'intensité, c'est à dire la durée d'une séance, le temps varie globalement de 20 minutes (125) à 50 (126). Dans notre pratique, le fait de réaliser un programme sur 4 semaines et 4 fois par semaine représente à la fois une moyenne de ce qui a été fait dans la littérature et de ce qui est faisable par les kinésithérapeutes. Il est cependant fréquent que le protocole doive être adapté dans la durée, en ajoutant une cinquième semaine, car nous étions tributaires, surtout avec les patients hospitalisés à la phase subaiguë, de divers empêchements (rendez-vous médicaux ou d'examen, complications,

retards...). Selon nous, ces petits écarts au protocole peuvent être négligés car ils n'induisent pas de modification majeure dans la quantité globale de rééducation proposée.

A côté des deux questions précédentes, celle de l'implication du patient dans le travail de marche et le contenu des séances est fondamentale. L'orthèse ne représente en effet qu'un support de la marche, et l'implication volontaire du patient, au-delà même de ses capacités motrices, peuvent varier. Cela a été mis en évidence par des mesures EMG (127), mais aussi par des mesures énergétiques (128). Dans ce contexte, les instructions du thérapeute ont une importance certaine sur la participation du patient (100). De même, le fait d'avoir des objectifs thérapeutiques clairs et de varier la nature des exercices proposés, comme nous l'avons fait dans ce travail, est un facteur de meilleure adhésion du patient.

IV. Efficacité de la rééducation robotisée de la marche

Les limites de notre travail sur cet aspect des résultats étant prises en compte, il est possible de dresser quelques tendances des données observées. En préambule, les diverses évaluations répondaient à une intention chère à l'approche rééducative d'évaluer de manière globale l'efficacité de la rééducation incluant la marche robotisée, en s'intéressant à deux dimensions d'étude (déficiences et activités).

L'étude de l'apport de la rééducation par le Lokomat sur les **déficiences neuromotrices** a été peu réalisée jusqu'à présent.

Notre population comportait peu de limitations articulaires car il s'agissait pour la plupart de patients en phase subaiguë, marchant ou au moins se verticalisant. Il est donc difficile de juger de l'efficacité du Lokomat dans notre étude sur l'amélioration des amplitudes articulaires, mais il est probable que la marche robotisée, par l'effet d'entraînement de l'orthèse et la grande distance parcourue, participe à prévenir les déformations orthopédiques en assurant un « rôdage » articulaire par les mouvements répétés induits.

Les patients présentaient également un niveau faible de spasticité. Deux explications peuvent être évoquées : la majorité des patients était en phase subaiguë et d'autre part une spasticité sévère est une contre-indication à la prise en charge car elle pourrait être dommageable aux moteurs du Lokomat. L'augmentation modérée de la spasticité des fléchisseurs plantaires semble être plus le fait du développement naturel de la spasticité après la lésion que l'effet du traitement en lui-même, d'autant plus que quelques travaux d'études ont montré un intérêt de la rééducation robotisée de la marche sur la spasticité (129,130).

Il n'est pas étonnant de retrouver une commande motrice inférieure chez les non-marchants. La différence était en particulier présente pour les muscles proximaux (muscles de hanche et de genou), qui sont les principaux garants de l'appui en station debout et à la marche et de l'équilibre frontal du bassin. Les données de testing étaient conformes au classique gradient de récupération proximo-distal observé chez les patients cérébrolésés (131). La force musculaire a été légèrement augmentée notamment au niveau de la musculature proximale après l'intervention par le Lokomat. Le gain plus important sur la musculature proximale peut s'expliquer par la récupération spontanée, classiquement plus importante à ce niveau, mais on peut aussi trouver une explication dans la conception du Lokomat. En effet, les articulations de hanche et de genou sont mobiles dans les attelles motorisées et peuvent être spécifiquement renforcées, à l'inverse de la cheville qui elle est contrainte dans un dispositif releveur élastique. Par ailleurs, des études sur la rééducation robotisée de la marche ont montré que l'amélioration des capacités de marche ne passait pas forcément par une augmentation de la force musculaire mais plutôt par une augmentation du contrôle neurophysiologique du mouvement (augmentation de la fréquence de décharge des motoneurones) (120,132).

Nous avons mis en évidence un gain sur **la fonction posturale** évaluée par la PASS, qui était significatif chez les marchants, mais qu'on pouvait observer aussi qualitativement chez les non-marchants (problème probable de puissance statistique). De plus, alors que les deux groupes avaient des capacités posturales différentes à l'inclusion, cette différence n'était plus présente à l'évaluation de fin de traitement. De ces données, nous ne pouvons tirer aucun élément sur l'apport spécifique de la rééducation robotisée, et pouvons évoquer l'effet plafond connu de la PASS dans la convergence des évaluations à 4 semaines. Dans la littérature, les

données sont contradictoires, puisqu'une méta-analyse ne retrouve pas de gain (133) tandis qu'une autre retrouve un gain modéré chez les patients non-marchants en phase subaiguë (92). Comme pour la PASS, l'interprétation de l'amélioration du report de poids doit être précautionneuse dans un contexte de récupération spontanée.

L'évaluation posturographique statique ne montrait pas d'évolution significative dans la population globale, même si qualitativement la tendance était à l'amélioration. Cette méthode présente des limites dans l'évaluation de l'équilibre, en particulier son caractère peu écologique, d'autant plus que seuls des paramètres basiques étaient disponibles (111).

Dans notre étude, nous retrouvons un gain tardif sur la plupart des **paramètres spatio-temporels de marche et les anomalies du schéma de marche** (mesurées par l'échelle GAIT). Des études ont montré une amélioration de la cinématique de marche comme une augmentation du pourcentage de simple appui sur le membre parétique (89), une amélioration du pic de flexion de genou en phase oscillante lorsqu'on impose une contrainte sur le membre parétique (passant en particulier par une augmentation du pic de flexion plantaire et de propulsion de cheville) ainsi qu'une augmentation de la longueur de pas des 2 côtés (121). Par contre, pour que les effets soient maintenus dans le temps, il est nécessaire de réaliser plusieurs sessions (121,134,135).

Certaines études ont pu montrer une augmentation de la vitesse de la marche (121,136) alors que d'autres au contraire ne retrouvaient pas de différence après une séance de Lokomat ou un programme de rééducation complet (87,92,137). Dans notre étude, nous n'avons pas mis en évidence d'effet en fin de session de rééducation, mais un effet tardif dont on ne peut déterminer le caractère spécifique.

Sur un plan fonctionnel, l'évaluation des **performances et capacités de marche** retrouvait une progression du test de Tinetti en post rééducation immédiat et de la NFAC en post-rééducation et à distance mais, pas d'amélioration du périmètre de marche. Ces résultats sont globalement cohérents avec les données de la littérature. Le test de Tinetti a été utilisé dans une étude concernant la prise en charge des hémiparétiques par le Lokomat et il n'a pas été retrouvé d'effet (133). Par ailleurs, il n'a pas été démontré d'efficacité de la rééducation robotisée à la marche

sur le périmètre de marche que ce soit après une séance ou un protocole de rééducation (87,137–139). Par contre chez les patients non-marchants en phase subaiguë, il existe une progression de la NFAC (86,89,138).

Dans la récente méta-analyse de Merholz (92), le critère principal de jugement était l'acquisition d'une marche indépendante, plus particulièrement pour les patients non marchants en phase subaiguë. Cette donnée n'a pas été recueillie dans notre étude, mais à minima 2 patients ont acquis la marche à la fin du protocole.

Lors de chaque évaluation nous avons obtenu une amélioration de **l'autonomie** du patient, avec une progression de 10 à 15 points sur l'échelle de Barthel, qui était significative chez les patients marchants. D'autres études avaient également retrouvé une progression significative de l'échelle de l'autonomie globale des patients (138–140).

V. Pistes de recherche

Notre étude est la première à s'être attachée au monitoring du contenu des sessions et de l'évolution des paramètres de rééducation, et par ailleurs à tenter de déterminer les facteurs qui influencent ces derniers. Ce travail doit être poursuivi afin de mieux guider la prise en charge des patients et laisser moins de place à l'empirisme et à la subjectivité du kinésithérapeute. Il serait intéressant en particulier de mesurer plus précisément l'apport de la réalité virtuelle et des méthodes de contrainte du mouvement.

Afin de mieux étudier l'effet spécifique de la rééducation robotisée de la marche chez les patients hémiparétiques, il serait intéressant de réaliser une étude en améliorant la méthodologie sur les points suivants : le nombre et l'homogénéité des patients (surtout en terme de délai post-lésionnel et de statut fonctionnel), la présence d'un groupe contrôle, d'une randomisation et d'une évaluation à l'aveugle, et enfin une maîtrise de la quantité totale de rééducation. Ces éléments sont parfois difficiles à mettre en œuvre, la littérature en témoigne, du fait du coût matériel et humain de tels protocoles.

CONCLUSION

La prise en charge rééducative par robot d'entraînement à la marche est faisable en pratique rééducative quotidienne et paraît très bien tolérée par les patients. La rééducation robotisée n'est pas une fin en soi mais un moyen de rééducation, dont les paramètres évoluent au cours du programme de rééducation sans qu'à ce stade nous ayons pu déterminer les facteurs les influençant. La prise en charge rééducative comportant un programme de rééducation robotisée de la marche, s'accompagnait d'une amélioration de beaucoup de paramètres analytiques et fonctionnels, sans que l'on puisse toutefois déterminer la part spécifique imputable à la rééducation robotisée.

Le réentraînement robotisé à la marche laisse apercevoir un potentiel intéressant, il s'agit un complément utile à la prise en charge traditionnelle mais il reste nécessaire de clarifier son mode d'utilisation en fonction du type de patient et d'en établir l'apport réel sur des études méthodologiquement plus fortes et plus larges.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Fery-Lemonnier E. La prévention et la prise en charge des accidents vasculaires cérébraux en France [Internet]. 2009 juin. Disponible à : http://www.sante.gouv.fr/IMG/pdf/AVC_-_rapport_final_-_vf.pdf.
2. Masson F. Épidémiologie des traumatismes crâniens graves. *Ann Fr Anesth Réanimation*. avr 2000;19(4):261-269.
3. Hochstenbach J, Donders R, Mulder T, Van Limbeek J, Schoonderwaldt H. Long-term outcome after stroke: a disability-orientated approach. *Int J Rehabil Res Int Z Für Rehabil Rev Int Rech Réadapt*. sept 1996;19(3):189-200.
4. Christine de Peretti. Prévalence des accidents vasculaires cérébraux et de leurs séquelles et impact sur les activités de la vie quotidienne: apports des enquêtes déclaratives Handicap-santé-ménages et Handicap-santé-institution, 2008 - 2009.
5. Smith MT, Baer GD. Achievement of simple mobility milestones after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. avr 1999;80(4):442-447.
6. Garland SJ, Willems DA, Ivanova TD, Miller KJ. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. déc 2003;84(12):1753-1759.
7. Benaim C, Pérennou DA, Villy J, Rousseaux M, Pelissier JY. Validation of a Standardized Assessment of Postural Control in Stroke Patients The Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS). *Stroke*. 9 janv 1999;30(9):1862-1868.
8. Lord SE, McPherson K, McNaughton HK, Rochester L, Weatherall M. Community ambulation after stroke: how important and obtainable is it and what measures appear predictive? *Arch Phys Med Rehabil*. févr 2004;85(2):234-239.
9. Weerdesteyn V, de Niet M, van Duijnhoven HJR, Geurts ACH. Falls in individuals with stroke. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(8):1195-1213.
10. Forster A, Young J. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *BMJ*. 8 juill 1995;311(6997):83-86.
11. Bast BA, Greenwald BD. Preventing hip fracture after stroke. *Top Stroke Rehabil*. août 2007;14(4):67-79.
12. Schmid AA, Rittman M. Fear of falling: an emerging issue after stroke. *Top Stroke Rehabil*. oct 2007;14(5):46-55.

13. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil.* janv 1995;76(1):27-32.
14. Gracies J-M. Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle Nerve.* mai 2005;31(5):552-571.
15. Tabary JC, Tabary C, Tardieu C, Tardieu G, Goldspink G. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *J Physiol.* juill 1972;224(1):231-244.
16. Yang H, Alnaqeeb M, Simpson H, Goldspink G. Changes in muscle fibre type, muscle mass and IGF-I gene expression in rabbit skeletal muscle subjected to stretch. *J Anat.* mai 1997;190 (Pt 4):613-622.
17. Ryan AS, Dobrovolny CL, Smith GV, Silver KH, Macko RF. Hemiparetic muscle atrophy and increased intramuscular fat in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* déc 2002;83(12):1703-1707.
18. Given JD, Dewald JP, Rymer WZ. Joint dependent passive stiffness in paretic and contralateral limbs of spastic patients with hemiparetic stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* sept 1995;59(3):271-279.
19. Lance JW. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. *Neurology.* déc 1980;30(12):1303-1313.
20. Gracies JM. Pathophysiology of impairment in patients with spasticity and use of stretch as a treatment of spastic hypertonia. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* nov 2001;12(4):747-768, vi.
21. Bonan IV, Colle FM, Guichard JP, Vicaut E, Eisenfisz M, Tran Ba Huy P, et al. Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic posturography. *Arch Phys Med Rehabil.* févr 2004;85(2):268-273.
22. Pérennou DA, Amblard B, Leblond C, Pélissier J. Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neurosci Lett.* 14 août 1998;252(2):75-78.
23. Harvey M, Rossit S. Visuospatial neglect in action. *Neuropsychologia.* mai 2012;50(6):1018-1028.
24. Pélissier J, Pérennou D, Laassel E. Analyse instrumentale de la marche de l'hémiplégique adulte: revue de la littérature. *Ann Réadapt Médecine Phys.* 1997;40(5):297-313.
25. Piazza SJ, Delp SL. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *J Biomech.* juin 1996;29(6):723-733.
26. Kerrigan DC, Bang MS, Burke DT. An algorithm to assess stiff-legged gait in traumatic brain injury. *J Head Trauma Rehabil.* avr 1999;14(2):136-145.

27. Bleyenheuft C, Bleyenheuft Y, Hanson P, Deltombe T. Treatment of genu recurvatum in hemiparetic adult patients: a systematic literature review. *Ann Phys Rehabil Med.* avr 2010;53(3):189-199.
28. Caillet F, Mertens P, Rabaséda S, Boisson D. [Three dimensional gait analysis and controlling spastic foot on stroke patients]. *Ann Réadapt Médecine Phys Rev Sci Société Fr Rééduc Fonct Réadapt Médecine Phys.* avr 2003;46(3):119-131.
29. Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* 1st éd. Slack Incorporated; 1992.
30. Turnbull GI, Charteris J, Wall JC. A comparison of the range of walking speeds between normal and hemiplegic subjects. *Scand J Rehabil Med.* sept 1995;27(3):175-182.
31. Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, Closson V, Verrier MC, Staines WR, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil.* févr 2008;89(2):304-310.
32. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Changes in gait symmetry and velocity after stroke: a cross-sectional study from weeks to years after stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* déc 2010;24(9):783-790.
33. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture.* avr 1996;4(2):136-148.
34. Wall JC, Turnbull GI. Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* août 1986;67(8):550-553.
35. Bohannon RW, Larkin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. *Phys Ther.* sept 1985;65(9):1323-1325.
36. Genthon N, Gissot A-S, Froger J, Rougier P, Pérennou D. Posturography in patients with stroke: estimating the percentage of body weight on each foot from a single force platform. *Stroke J Cereb Circ.* févr 2008;39(2):489.
37. Bohannon RW. Is the measurement of muscle strength appropriate in patients with brain lesions? A special communication. *Phys Ther.* mars 1989;69(3):225-236.
38. Pérennou D. Weight bearing asymmetry in standing hemiparetic patients. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* mai 2005;76(5):621.
39. Marsden JF, Playford DE, Day BL. The vestibular control of balance after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* mai 2005;76(5):670-678.
40. Geurts ACH, de Haart M, van Nes IJW, Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture.* nov 2005;22(3):267-281.

41. Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture*. oct 2003;18(2):47-55.
42. Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune TM. The reasons why stroke patients expend so much energy to walk slowly. *Gait Posture*. juill 2012;36(3):409-413.
43. Calmels P, Degache F, Courbon A, Roche F, Ramas J, Fayolle-Minon I, et al. The faisability and the effects of cycloergometer interval-training on aerobic capacity and walking performance after stroke. Preliminary study. *Ann Phys Rehabil Med*. févr 2011;54(1):3-15.
44. Courbon A, Calmels P, Roche F, Ramas J, Fayolle-Minon I. Relation entre les capacités de marche et les capacités maximales à l'effort, les capacités musculaires et la déficience motrice après hémiplégie vasculaire chez l'adulte. *Ann Réadapt Médecine Phys*. nov 2006;49(8):614-620.
45. Kelly JO, Kilbreath SL, Davis GM, Zeman B, Raymond J. Cardiorespiratory fitness and walking ability in subacute stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*. déc 2003;84(12):1780-1785.
46. Pohl PS, Perera S, Duncan PW, Maletsky R, Whitman R, Studenski S. Gains in Distance Walking in a 3-Month Follow-Up Poststroke: What Changes? *Neurorehabil Neural Repair*. 3 janv 2004;18(1):30-36.
47. MacKay-Lyons MJ, Makrides L. Exercise capacity early after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. déc 2002;83(12):1697-1702.
48. Ramas J, Courbon A, Fayolle-Minon I, Calmels P. Réentraînement à l'effort chez l'hémiplégique vasculaire : revue de la littérature. *Ann Réadapt Médecine Phys*. janv 2007;50(1):28-41.
49. 11IRP01_RECO_AVC_Methodes_de_reeducation-11irp01_reco_avc_methodes_de_reeducation.pdf [Internet]. [cité 20 mars 2014]. Disponiblesur:http://www.hassante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/201211/11irp01_reco_avc_methodes_de_reeducation.pdf
50. Pessart E. La rééducation motrice dans le service de la clinique Charcot [thèse] Paris : faculté de médecine; 1908.
51. Bobath B. Hémiplégie de l'adulte, bilans et traitements. Paris: 2e Édition Masson; 1981.
52. Yelnik A. [Evolution of the concepts concerning rehabilitation treatment for hemiplegic patients]. *Ann Réadapt Médecine Phys Rev Sci Société Fr Rééduc Fonct Réadapt Médecine Phys*. juin 2005;48(5):270-277.
53. Bach y Rita P. Central nervous system lesions: sprouting and unmasking in rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*. sept 1981;62(9):413-417.
54. Johnston MV. Plasticity in the developing brain: implications for rehabilitation. *Dev Disabil Res Rev*. 2009;15(2):94-101.

55. Taub E. Movement in nonhuman primates deprived of somatosensory feedback. *Exerc Sport Sci Rev.* 1976;4:335-374.
56. Perfetti C. (1979). *La rieducazione motoria nell'emiplegico.* Ghedini, Milano.
57. Lord JP, Hall K. Neuromuscular reeducation versus traditional programs for stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* févr 1986;67(2):88-91.
58. Basmajian JV, Gowland CA, Finlayson MA, Hall AL, Swanson LR, Stratford PW, et al. Stroke treatment: comparison of integrated behavioral-physical therapy vs traditional physical therapy programs. *Arch Phys Med Rehabil.* mai 1987;68(5 Pt 1):267-272.
59. Debelleix X. La rééducation de l'hémiplégie vasculaire de l'adulte améliore-t-elle la marche? *Ann Réadapt Médecine Phys.* 1997;40(3):121-130.
60. Kwakkel G, Wagenaar RC, Twisk JW, Lankhorst GJ, Koetsier JC. Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke: a randomised trial. *Lancet.* 17 juill 1999;354(9174):191-196.
61. Richards CL, Malouin F, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Bouchard JP, Brunet D. Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* juin 1993;74(6):612-620.
62. Tisne G, Font F, Theillet V, Tranchevent R, Veber M. La place de la tâche orientée motorisée dans la rééducation de la marche chez l'hémiplégique. *Kinésithérapie Rev.* mai 2012;12(125):29-34.
63. Kleim JA, Jones TA. Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *J Speech Lang Hear Res JSLHR.* févr 2008;51(1):S225-239.
64. Daly JJ, Ruff RL. Construction of efficacious gait and upper limb functional interventions based on brain plasticity evidence and model-based measures for stroke patients. *ScientificWorldJournal.* 2007;7:2031-2045.
65. Nudo RJ, Milliken GW. Reorganization of movement representations in primary motor cortex following focal ischemic infarcts in adult squirrel monkeys. *J Neurophysiol.* mai 1996;75(5):2144-2149.
66. Classen J, Liepert J, Wise SP, Hallett M, Cohen LG. Rapid plasticity of human cortical movement representation induced by practice. *J Neurophysiol.* févr 1998;79(2):1117-1123.
67. Carel C, Loubinoux I, Boulanouar K, Manelfe C, Rascol O, Celsis P, et al. Neural substrate for the effects of passive training on sensorimotor cortical representation: a study with functional magnetic resonance imaging in healthy subjects. *J Cereb Blood Flow Metab Off J Int Soc Cereb Blood Flow Metab.* mars 2000;20(3):478-484.

68. Polese JC, Ada L, Dean CM, Nascimento LR, Teixeira-Salmela LF. Treadmill training is effective for ambulatory adults with stroke: a systematic review. *J Physiother.* juin 2013;59(2):73-80.
69. Hesse S, Werner C, Paul T, Bardeleben A, Chaler J. Influence of walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* nov 2001;82(11):1547-1550.
70. Macko RF, Smith GV, Dobrovoly CL, Sorkin JD, Goldberg AP, Silver KH. Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* juill 2001;82(7):879-884.
71. Barbeau H, Wainberg M, Finch L. Description and application of a system for locomotor rehabilitation. *Med Biol Eng Comput.* mai 1987;25(3):341-344.
72. Hesse S, Bertelt C, Schaffrin A, Malezic M, Mauritz KH. Restoration of gait in nonambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body-weight support. *Arch Phys Med Rehabil.* oct 1994;75(10):1087-1093.
73. Nilsson L, Carlsson J, Danielsson A, Fugl-Meyer A, Hellström K, Kristensen L, et al. Walking training of patients with hemiparesis at an early stage after stroke: a comparison of walking training on a treadmill with body weight support and walking training on the ground. *Clin Rehabil.* oct 2001;15(5):515-527.
74. Sullivan KJ, Knowlton BJ, Dobkin BH. Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery. *Arch Phys Med Rehabil.* mai 2002;83(5):683-691.
75. Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo NE. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke J Cereb Circ.* juin 1998;29(6):1122-1128.
76. Hesse S, Sarkodie-Gyan T, Uhlenbrock D. Development of an advanced mechanised gait trainer, controlling movement of the centre of mass, for restoring gait in non-ambulant subjects. *Biomed Tech (Berl).* août 1999;44(7-8):194-201.
77. Mehrholz J, Pohl M. Electromechanical-assisted gait training after stroke: a systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices. *J Rehabil Med Off J UEMS Eur Board Phys Rehabil Med.* mars 2012;44(3):193-199.
78. Hocoma. Lokomat, Manuel de l'utilisateur.
79. Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J Rehabil Res Dev.* déc 2000;37(6):693-700.
80. De Leon RD, Hodgson JA, Roy RR, Edgerton VR. Full weight-bearing hindlimb standing following stand training in the adult spinal cat. *J Neurophysiol.* juill 1998;80(1):83-91.

81. Lovely RG, Gregor RJ, Roy RR, Edgerton VR. Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cat. *Exp Neurol.* mai 1986;92(2):421-435.
82. Duysens, Van de Crommert HW. Neural control of locomotion; The central pattern generator from cats to humans. *Gait Posture.* 1 mars 1998;7(2):131-141.
83. Isambert J-L, Injeyan S, Loisel W, Bindel P, Bébin Y, Le Doze S, et al. Rééducation robotisée (Lokomat) dans les lésions médullaires incomplètes et activation du générateur spinal de la marche. *Rev Chir Orthopédique Traumatol.* juin 2010;96(4, Supplement):S21-S30.
84. Chang WH, Kim MS, Huh JP, Lee PKW, Kim Y-H. Effects of robot-assisted gait training on cardiopulmonary fitness in subacute stroke patients: a randomized controlled study. *Neurorehabil Neural Repair.* mai 2012;26(4):318-324.
85. Krewer C, Müller F, Husemann B, Heller S, Quintern J, Koenig E. The influence of different Lokomat walking conditions on the energy expenditure of hemiparetic patients and healthy subjects. *Gait Posture.* sept 2007;26(3):372-377.
86. Schwartz I, Sajin A, Fisher I, Neeb M, Shochina M, Katz-Leurer M, et al. The effectiveness of locomotor therapy using robotic-assisted gait training in subacute stroke patients: a randomized controlled trial. *PM R.* juin 2009;1(6):516-523.
87. Hidler J, Nichols D, Pelliccio M, Brady K, Campbell DD, Kahn JH, et al. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* janv 2009;23(1):5-13.
88. Mayr A, Kofler M, Quirbach E, Matzak H, Fröhlich K, Saltuari L. Prospective, blinded, randomized crossover study of gait rehabilitation in stroke patients using the Lokomat gait orthosis. *Neurorehabil Neural Repair.* août 2007;21(4):307-314.
89. Husemann B, Müller F, Krewer C, Heller S, Koenig E. Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: a randomized controlled pilot study. *Stroke J Cereb Circ.* févr 2007;38(2):349-354.
90. Mehrholz J, Werner C, Kugler J, Pohl M. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev.* 2007;(4):CD006185.
91. Bonnyaud C, Zory R, Boudarham J, Pradon D, Bensmail D, Roche N. Effect of a robotic restraint gait training versus robotic conventional gait training on gait parameters in stroke patients. *Exp Brain Res.* janv 2014;232(1):31-42.
92. Mehrholz J, Elsner B, Werner C, Kugler J, Pohl M. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013;7:CD006185.

93. Lee, K., Carson, L., Kinnin, E., Patterson, V. The Ashworth scale: A reliable and reproducible method of measuring spasticity. *J Neurol Rehabil* 3 Pp 205-209. 1989;
94. Ashworth B. Preliminary Trial of Carisoprodol in multiple sclerosis. *The Practitioner*. avr 1964;192:540-542.
95. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*. févr 1987;67(2):206-207.
96. Gauthier L, Dehaut F, Joanette Y. The bells test: a quantitative and qualitative test for visual neglect. *Int J Clin Neuropsychol* 11 49-53. 1989;
97. Gauthier.L, Joanette Y. Elaboration of an assessment for hemispatial neglect. The bells test. Presented at the conference on: Attention, Theoretical and Clinical Perspectives. Rotnan Research Institute of Baycrest Center, Toronto. Rotnan Res Inst Baycrest Cent Tor. 1992;
98. Bisiach E, Vallar G, Perani D, Papagno C, Berti A. Unawareness of disease following lesions of the right hemisphere: Anosognosia for hemiplegia and anosognosia for hemianopia. *Neuropsychologia*. 1986;24(4):471-482.
99. Njiokiktjien CJ, Van Parys JA. Romberg's sign expressed in a quotient. II. Pathology. *Agressol Rev Int Physio-Biol Pharmacol Appliquées Aux Eff Agression*. 1976;17(Spec D):19-23.
100. Peurala SH, Titianova EB, Mateev P, Pitkänen K, Sivenius J, Tarkka IM. Gait characteristics after gait-oriented rehabilitation in chronic stroke. *Restor Neurol Neurosci*. 2005;23(2):57-65.
101. Nelson AJ. Functional ambulation profile. *Phys Ther*. oct 1974;54(10):1059-1065.
102. Daly JJ, Nethery J, McCabe JP, Brenner I, Rogers J, Gansen J, et al. Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.): A measure of coordinated gait components. *J Neurosci Methods*. 15 avr 2009;178(2):334-339.
103. Zimelman J, Daly JJ, Roenigk KL, Butler K, Burdsall R, Holcomb JP. Capability of 2 gait measures for detecting response to gait training in stroke survivors: Gait Assessment and Intervention Tool and the Tinetti Gait Scale. *Arch Phys Med Rehabil*. janv 2012;93(1):129-136.
104. Pohl PS, Duncan PW, Perera S, Liu W, Lai SM, Studenski S, et al. Influence of stroke-related impairments on performance in 6-minute walk test. *J Rehabil Res Dev*. août 2002;39(4):439-444.
105. Bohannon RW. Walking after stroke: comfortable versus maximum safe speed. *Int J Rehabil Res Int Z Für Rehabil Rev Int Rech Réadapt*. 1992;15(3):246-248.

106. Kollen B, Kwakkel G, Lindeman E. Hemiplegic gait after stroke: is measurement of maximum speed required? *Arch Phys Med Rehabil.* mars 2006;87(3):358-363.
107. Collen FM, Wade DT, Bradshaw CM. Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability. *Int Disabil Stud.* mars 1990;12(1):6-9.
108. Brun V, Mousbeh Z, Jouet-Pastre B, Benaim C, Kunnert JE, Dhoms G, et al. Évaluation clinique de la marche de l'hémiplégique vasculaire: proposition d'une modification de la functional ambulation classification. *Ann Réadapt Médecine Phys.* janv 2000;43(1):14-20.
109. Raïche M, Hébert R, Prince F, Corriveau H. Screening older adults at risk of falling with the Tinetti balance scale. *The Lancet.* 16 sept 2000;356(9234):1001-1002.
110. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med.* 29 déc 1988;319(26):1701-1707.
111. Pérennou D, Decavel P, Manckoundia P, Penven Y, Mourey F, Launay F, et al. Évaluation de l'équilibre en pathologie neurologique et gériatrique. *Ann Réadapt Médecine Phys.* juill 2005;48(6):317-335.
112. Canbek J, Fulk G, Nof L, Echternach J. Test-retest reliability and construct validity of the tinetti performance-oriented mobility assessment in people with stroke. *J Neurol Phys Ther JNPT.* mars 2013;37(1):14-19.
113. MAHONEY FI, BARTHEL DW. FUNCTIONAL EVALUATION: THE BARTHEL INDEX. *Md State Med J.* févr 1965;14:61-65.
114. Collin C, Wade DT, Davies S, Horne V. The Barthel ADL Index: A reliability study [Internet]. 2009 [cité 8 déc 2013]. Disponible sur: <http://informahealthcare.com.doc-distant.univ-lille2.fr/doi/abs/10.3109/09638288809164103>
115. Kiresuk TJ, Sherman RE. Goal attainment scaling: A general method for evaluating comprehensive community mental health programs. *Community Ment Health J.* déc 1968;4(6):443-453.
116. Smith SJ, Ellis E, White S, Moore AP. A double-blind placebo-controlled study of botulinum toxin in upper limb spasticity after stroke or head injury. *Clin Rehabil.* févr 2000;14(1):5-13.
117. Pascual-Pascual SI, Pascual-Castroviejo I, Ruiz PJG. Treating spastic equinus foot from cerebral palsy with botulinum toxin type A: what factors influence the results?: an analysis of 189 consecutive cases. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr.* juill 2011;90(7):554-563.
118. Schück A, Labruyère R, Vallery H, Riener R, Duschau-Wicke A. Feasibility and effects of patient-cooperative robot-aided gait training applied in a 4-week pilot trial. *J Neuroengineering Rehabil.* 2012;9:31.

119. McCain KJ, Pollo FE, Baum BS, Coleman SC, Baker S, Smith PS. Locomotor treadmill training with partial body-weight support before overground gait in adults with acute stroke: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* avr 2008;89(4):684-691.
120. Chisari C, Bertolucci F, Monaco V, Venturi M, Simonella C, Micera S, et al. Robot-assisted gait training improves motor performances and modifies Motor Unit firing in post-stroke patients. *Eur J Phys Rehabil Med.* 30 janv 2014;
121. Bonnyaud C, Pradon D, Boudarham J, Robertson J, Vuillerme N, Roche N. Effects of gait training using a robotic constraint (Lokomat®) on gait kinematics and kinetics in chronic stroke patients. *J Rehabil Med.* 2014;46(2):132-138.
122. Krishnan C, Kotsapouikis D, Dhaher YY, Rymer WZ. Reducing robotic guidance during robot-assisted gait training improves gait function: a case report on a stroke survivor. *Arch Phys Med Rehabil.* juin 2013;94(6):1202-1206.
123. Van Nunen MPM, Gerrits KHL, Konijnenbelt M, Janssen TWJ, de Haan A. Recovery of walking ability using a robotic device in subacute stroke patients: a randomized controlled study. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 10 mars 2014;
124. Tanaka N, Saitou H, Takao T, Iizuka N, Okuno J, Yano H, et al. Effects of gait rehabilitation with a footpad-type locomotion interface in patients with chronic post-stroke hemiparesis: a pilot study. *Clin Rehabil.* août 2012;26(8):686-695.
125. Werner C, Von Frankenberg S, Treig T, Konrad M, Hesse S. Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients: a randomized crossover study. *Stroke J Cereb Circ.* déc 2002;33(12):2895-2901.
126. Geroïn C, Picelli A, Munari D, Waldner A, Tomelleri C, Smania N. Combined transcranial direct current stimulation and robot-assisted gait training in patients with chronic stroke: a preliminary comparison. *Clin Rehabil.* juin 2011;25(6):537-548.
127. Hidler JM, Wall AE. Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking. *Clin Biomech Bristol Avon.* févr 2005;20(2):184-193.
128. Danielsson A, Sunnerhagen KS. 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.* juill 2000;81(7):953-957.
129. Mirbagheri MM, Ness LL, Patel C, Quiney K, Rymer WZ. The effects of Robotic-Assisted Locomotor training on spasticity and volitional control. *IEEE Int Conf Rehabil Robot Proc.* 2011;2011:5975443.
130. Trompetto C, Marinelli L, Mori L, Cossu E, Zilioli R, Simonini M, et al. Postactivation depression changes after robotic-assisted gait training in hemiplegic stroke patients. *Gait Posture.* sept 2013;38(4):729-733.

131. Kreisel SH, Hennerici MG, Bätzner H. Pathophysiology of stroke rehabilitation: the natural course of clinical recovery, use-dependent plasticity and rehabilitative outcome. *Cerebrovasc Dis Basel Switz.* 2007;23(4):243-255.
132. Krishnan C, Ranganathan R, Kantak SS, Dhaher YY, Rymer WZ. Active robotic training improves locomotor function in a stroke survivor. *J Neuroengineering Rehabil.* 2012;9:57.
133. Swinnen E, Beckwée D, Meeusen R, Baeyens J-P, Kerckhofs E. Does robot-assisted gait rehabilitation improve balance in stroke patients? A systematic review. *Top Stroke Rehabil.* avr 2014;21(2):87-100.
134. Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ. Split-belt treadmill adaptation transfers to overground walking in persons poststroke. *Neurorehabil Neural Repair.* sept 2009;23(7):735-744.
135. Hussain SJ, Hanson AS, Tseng S-C, Morton SM. A locomotor adaptation including explicit knowledge and removal of postadaptation errors induces complete 24-hour retention. *J Neurophysiol.* août 2013;110(4):916-925.
136. Westlake KP, Patten C. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *J Neuroengineering Rehabil.* 2009;6:18.
137. Hornby TG, Campbell DD, Kahn JH, Demott T, Moore JL, Roth HR. Enhanced gait-related improvements after therapist- versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke: a randomized controlled study. *Stroke J Cereb Circ.* juin 2008;39(6):1786-1792.
138. Pohl M, Werner C, Holzgraefe M, Kroczeck G, Mehrholz J, Wingendorf I, et al. Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial (DEutsche GANgrainerStudie, DEGAS). *Clin Rehabil.* janv 2007;21(1):17-27.
139. Kelley CP, Childress J, Boake C, Noser EA. Over-ground and robotic-assisted locomotor training in adults with chronic stroke: a blinded randomized clinical trial. *Disabil Rehabil Assist Technol.* mars 2013;8(2):161-168.
140. Van de Port IG, Kwakkel G, Lindeman E. Community ambulation in patients with chronic stroke: how is it related to gait speed? *J Rehabil Med Off J UEMS Eur Board Phys Rehabil Med.* janv 2008;40(1):23-27.

ANNEXES

Annexe 1 : La NFAC

NFAC (New Functional Ambulation Classification) :

- 0: ne peut marcher ou avec deux personnes
- 1: besoin de l'aide permanente d'une personne
- 2: besoin de l'aide intermittente d'une personne
- 3: Besoin d'une supervision verbale, sans contact physique
- 4: Peut marcher seul sur surface plane mais passage escaliers impossible
- 5: idem 4 et escaliers avec tierce personne (contact ou supervision)
- 6 idem 4 et escaliers seul avec aide technique (rampe et/ou canne)
- 7 idem 4 et escaliers sans aide mais lentement
- 8 marche seule et escaliers sans difficultés.

Annexe 2 : La PASS

Postural Assessment for Stroke Patients (PASS).	
1. Assis sans support	
2. Debout avec support	
3. Debout sans support	
4. Debout membre sain	
5. Debout membre atteint	
<i>Sous-score Posture</i>	
6. Retournement coté patho	
7. Retournement coté sain	
8. Couché à assis	
9. Assis à couché	
10. Assis à debout	
11. Debout à assis	
12. Debout, ramasser stylo	
<i>Sous-score transferts</i>	
Total (sur 36)	

a. Maintien d'une posture (items 1 à 5) :

- Assis sans support : Au bord d'un plan, pieds sur le sol. 0: Impossible 1: tient avec support modéré (ex: une main) 2: Plus de 10 sec sans support 3: Plus de 5 min sans support

- Debout avec support : 0: Impossible 1: Nécessite de 2 personnes 2: Tient avec aide modérée d'une personne 3: Ne nécessite que l'aide d'une main.

- Debout sans support : 0: Impossible 1: Peut au moins 10 sec sans support (éventuellement de façon très asymétrique) 2: Peut pendant au moins 1 min sans support 3: Idem 2, tout en faisant des mouvements amples du (des) membre(s) supérieur(s) NB : au dessus des épaules.

- Debout sur jambe affectée (pas d'autre contrainte) : 0: Impossible 1: Peut quelques sec 2: Peut plus de 5 sec 3: Peut plus de 10 sec.

- Debout sur jambe saine : Même évaluation.

b. Changement de posture (items 6 à 12):

0: Ne peut pas 1: Peut avec aide importante 2: Peut avec aide modérée 3: Sans aide

Annexe 3 : L'échelle GAIT

Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.)

Name _____ Date _____ Examiner _____
 Diagnosis _____ Limb assessed _____ Device/Orthosis/Assist _____

Stance and Swing Phases

	<u>Score</u>
1. Shoulder position 0 = normal. 1 = abnormal position (check all that apply ___ depressed, ___ elevated, ___ retracted, or ___ protracted).	_____
2. Elbow flexion 0 = < 45° (normal = ~ 10°). 1 = 45 – 90° elbow flexion. 2 = > 90° elbow flexion.	_____
3. Arm swing 0 = normal. 1 = abnormal – reduced or absent arm swing.	_____
4. Trunk alignment (Static) 0 = normal erect posture (absence of flexion, extension or lateral flexion). 1 = trunk statically in ___ flexion or ___ extension. 2 = trunk statically in lateral flexion to the ___ right or ___ left. 3 = trunk in both ___ flexion or ___ extension, & lateral flexion to ___ right or ___ left.	_____

Stance Phase

5. Trunk posture/movement (Dynamic) (sagittal plane) (lateral view) 0 = normal (static trunk alignment maintained). 1 = trunk ___ flexes or ___ extends (check one) < 30°. 2 = trunk ___ flexes or ___ extends (check one) 30° or more.	_____
6. Trunk posture/movement (Dynamic) (coronal plane) (front/back view) 0 = normal (static trunk alignment maintained). 1 = trunk laterally flexes to ___ right or to ___ left (check one) < 30°. 2 = trunk laterally flexes to ___ right or to ___ left (check one) 30° or more.	_____
7. Weight shift (lateral displacement of head, trunk and pelvis) (coronal plane) (front/back view) 0 = normal weight shift (~ 25 mm shift over stance limb). 1 = reduced weight shift. 2 = almost none or no weight shift. 2 = excessive weight shift.	_____
8. Pelvic position (coronal plane) (front/back view) 0 = normal (no Trendelenberg sign) 1 = mild pelvic drop on contralateral side. 2 = severe or abrupt pelvic drop on contralateral side.	_____
9. Hip extension (sagittal plane) (lateral view) 0 = normal (moves from 30° of hip flexion at initial contact to neutral by midstance, then to 20° of extension past neutral in terminal stance). 1 = hip extends to neutral by midstance but lacks further hip extension during terminal stance. 2 = abnormal throughout stance (hip remains in flexion or marked extension).	_____

10. Hip rotation (coronal plane) (front/back view) _____
 0 = normal (remains in neutral)
 1 = abnormal, internal rotation
 1 = abnormal, external rotation
11. Knee – initial contact phase (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A or ___ B (check selection) _____
 A. Knee flexion
 0 = normal (knee in neutral/not hyperextended).
 1 = 5° – 15° knee flexion.
 2 = > 15°, but < 30° knee flexion.
 3 = > 30° knee flexion.
 B. Knee extension
 0 = normal (knee in neutral/not in flexion).
 1 = 5° – 15° knee hyperextension.
 2 = > 15° up to 30° knee hyperextension.
 3 = > 30° knee hyperextension.
12. Knee – loading response phase (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A or ___ B (check selection) _____
 A. Knee flexion
 0 = normal (up to 15° knee flexion).
 1 = > 15°, but < 30° knee flexion.
 2 = ≥ 30° knee flexion
 B. Knee extension
 0 = normal (up to 15° knee flexion).
 1 = no knee flexion, up to 15° knee hyperextension.
 2 = ≥ 15° knee hyperextension.
13. Knee – midstance phase (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A, ___ B, ___ C, or ___ D (ck. select) _____
 A. Knee flexion
 0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).
 1 = 5 – 15° flexion throughout midstance; does not achieve neutral at midstance.
 2 = > 15°, but < 30° knee flexion
 3 = ≥ 30° knee flexion.
 B. Knee extension
 0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).
 1 = knee extended through midstance phase; not hyperextended.
 2 = up to 15° knee hyperextension during midstance phase.
 3 = > 15° knee hyperextension during midstance phase.
 C. Knee flexion moving to extension
 0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).
 1 = normal knee flexion during early midstance phase, then knee extends to neutral.
 2 = knee flexion during early midstance phase, then knee extends to full extension range (neutral or beyond) in uncontrolled manner, but not snapping back.
 3 = knee in flexion during early midstance phase, then knee abruptly and forcefully extends into end range in an uncontrolled manner.
 D. Knee extension moving to flexion
 0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).
 1 = knee remains in extension in early midstance, then knee flexes late, but retains control.
 2 = knee remains in extension in early midstance, then knee flexes, losing control and regaining control.
 3 = knee remains in extension in early midstance, then knee buckles with failure to regain control and requires use of compensatory strategies.
14. Knee – terminal stance phase/pre-swing phase (heel-rise to toe-off) (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (knee flexion position in sagittal plane 35 – 45°).
 1 = knee flexes < 35° or > 45°.
 2 = knee flexes 35 – 45°, then extends.
 3 = knee remains in full extension throughout.

15. Ankle movement (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A or ___ B. (Check selection). _____
- A. Ankle plantar flexion
- 0 = normal (from ankle neutral position at initial heel contact, moving to 10° plantarflexion before midstance, then moving to 10° dorsiflexion at heel off).
 - 1 = normal from initial contact (with heel strike) to midstance, but in plantarflexion after midstance.
 - 1 = foot flat at initial contact, moving to slight plantarflexion before midstance, but in plantarflexion after midstance.
 - 2 = foot flat at initial contact with plantarflexion to heel off.
 - 3 = no heel contact with excessive plantarflexion to heel off.
 - 3 = either heel contact or no heel contact followed by excessive and/or early (midstance) plantarflexion (i.e. vaulting).
- B. Ankle dorsiflexion
- 0 = normal (from ankle neutral position at initial heel contact, moving to 10° plantarflexion before midstance, then moving to 10° dorsiflexion at heel off).
 - 1 = normal just prior to midstance, but > 10° dorsiflexion after midstance
 - 2 = 15 – 20° dorsiflexion at midstance and to terminal stance (heel off).
 - 3 = excessive ankle dorsiflexion (> 20°) throughout stance.
16. Ankle inversion (coronal plane) (front/back view) _____
- 0 = normal (slight inversion/supination at initial stance; then eversion/pronation until heel-off).
 - 1 = excessive ankle inversion/supination present at initial contact.
 - 2 = excessive ankle inversion/supination present at initial contact and at midstance.
 - 3 = excessive ankle inversion/supination throughout stance.
17. Plantarflexion during terminal stance/pre-swing (heel-rise to toe-off) (sagittal plane) (lateral view) _____
- 0 = normal (adequate push-off at pre-swing for moving from dorsiflexion position to 10° plantarflexion).
 - 1 = partial/weak push-off while moving into plantarflexion at toe-off.
 - 2 = absent/lack of plantarflexion; no push-off.
18. Toe position (sagittal plane) (lateral view) _____
- 0 = normal (toes in neutral position)
 - 1 = excessive toe extension.
 - 1 = clawing.

Swing Phase

19. Trunk posture/movement (Dynamic) (sagittal plane) (lateral view) _____
- 0 = normal (static trunk alignment maintained).
 - 1 = trunk ___ flexes or ___ extends (check one) < 30°.
 - 2 = trunk ___ flexes or ___ extends (check one) 30° or more.
20. Trunk posture/movement (Dynamic) (coronal plane) (front/back view) _____
- 0 = normal (static trunk alignment maintained).
 - 1 = trunk laterally flexes to ___ right or to ___ left (check one) < 30°.
 - 2 = trunk laterally flexes to ___ right or to ___ left (check one) 30° or more.
21. Pelvic position (coronal plane) (front/back view) _____
- 0 = normal (relatively level pelvis or slightly lower on swing side).
 - 1 = mild hip hiking.
 - 2 = moderate to severe hip hiking.
22. Pelvic position (sagittal plane) (lateral view) _____
- 0 = normal (neutral position with respect to anterior or posterior tilt).
 - 1 = anterior pelvic tilt.
 - 1 = posterior pelvic tilt.

23. Pelvic rotation as limb swings forward (transverse plane) (top view) _____
 0 = normal (from 5° backward rotation at initiation of swing to 5° forward rotation by terminal swing)
 1 = reduced pelvic rotation.
 1 = excessive pelvic rotation.
 2 = absent pelvic rotation.
24. Hip flexion (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (0° hip flexion at initial swing to ~ 35° at peak, then reducing to ~ 25° at terminal swing; hip neutral with respect to hip abduction/adduction).
 1 = hip begins swing in flexion, but reaches normal peak.
 1 = > 10°, but < 30° hip flexion peak in the sagittal plane.
 2 = > 10°, but < 30° hip flexion peak, and with hip abduction (e.g. = circumduction).
 2 = > 10°, but < 30° hip flexion peak, and with hip adduction (e.g. = scissoring).
 3 = 0 to 10° hip flexion throughout swing.
 3 = > 35° hip flexion (excessive hip flexion).
25. Hip rotation (coronal plane) (front/back view) _____
 0 = normal (remains in neutral)
 1 = abnormal, internal rotation
 1 = abnormal, external rotation
26. Knee – initial swing (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (40 – 60° of knee flexion).
 1 = at least 15° knee flexion, but < 40° knee flexion.
 2 = < 15° knee flexion.
 3 = knee never flexes.
27. Knee – midswing (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (60° knee flexion ± 4°).
 1 = 45° - 55° knee flexion.
 2 = 25° - 45° knee flexion.
 3 = 0 to 25° knee flexion.
28. Knee – terminal swing (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (from knee flexed position to full knee extension).
 1 = from knee flexed position, remaining in knee flexion throughout.
 1 = from knee extension position, remaining in knee extension throughout.
29. Ankle movement (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (from initial plantarflexion at terminal stance [toe-off] to neutral by midswing, then slight dorsiflexion just prior to initial contact in stance).
 1 = midswing ankle neutral but no terminal swing dorsiflexion.
 2 = no midswing ankle neutral and no terminal swing dorsiflexion; plantarflexion throughout.
30. Ankle inversion (coronal plane) (front/back view) _____
 0 = normal (ankle remains in neutral regarding inversion/eversion).
 1 = ankle in inverted position during swing.
31. Toe position (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (toes in neutral position)
 1 = inadequate toe extension.
 1 = clawing.

Total Score _____ / 62

Comments:

Annexe 4 : Le test de Tinetti

		Pré	Post
Le patient est assis sur une chaise sans accoudoirs :			
<u>Equilibre assis sur la chaise</u>	0 = se penche sur le côté, glisse de la chaise		
	1 = sûr, stable		
On demande au patient de se lever, si possible sans s'appuyer sur les accoudoirs :			
<u>Se lever</u>	0 = impossible sans aide		
	1 = possible, mais nécessite l'aide des bras		
	2 = possible sans les bras		
<u>Tentative de se lever</u>	0 = impossible sans aide		
	1 = possible, mais plusieurs essais		
	2 = possible lors du premier essai		
<u>Equilibre immédiat debout (5 premières secondes)</u>	0 = instable (chancelant, oscillant)		
	1 = sûr, mais nécessite une aide technique debout		
	2 = sûr sans aide technique		
Test de provocation de l'équilibre en position debout :			
<u>Equilibre lors de la tentative debout pieds joints</u>	0 = instable		
	1 = stable, mais avec pieds largement écartés (plus de 10 cm) ou nécessite une aide technique		
	2 = pieds joints, stable		
<u>Poussées (sujets pieds joints, l'examineur le pousse légèrement sur le sternum à 3 reprises)</u>	0 = commence à tomber		
	1 = chancelant, s'agrippe, et se stabilise		
	2 = stable		
<u>Yeux fermés</u>	0 = instable		
	1 = stable		
Le patient doit se retourner de 360° :			
<u>Pivotement de 360°</u>	0 = pas discontinus		
	1 = pas continus		
<u>Pivotement de 360°</u>	0 = instable (chancelant, s'agrippe)		
	1 = stable		
Le patient doit marcher au moins 3 mètres en avant, faire demi-tour et revenir à pas rapides vers la chaise. Il doit utiliser son aide technique habituelle (cane ou déambulateur) :			
<u>Initiation de la marche (immédiatement après le signal du départ)</u>	0 = hésitations ou plusieurs essais pour partir		
	1 = aucune hésitation		
<u>Longueur du pas : le pied droit balance</u>	0 = ne dépasse pas le pied gauche en appui		
	1 = dépasse le pied gauche en appui		
<u>Hauteur du pas : le pied droit balance</u>	0 = le pied droit ne décolle pas complètement du sol		
	1 = le pied droit décolle complètement du sol		
<u>Longueur du pas : le pied gauche balance</u>	0 = ne dépasse pas le pied droit en appui		
	1 = dépasse le pied droit en appui		

<u>Hauteur du pas : le pied gauche balance</u>	0 = le pied gauche ne décolle pas complètement du sol 1 = le pied gauche décolle complètement du sol		
<u>Symétrie de la marche</u>	0 = la longueur des pas droit et gauche semble inégale 1 = la longueur des pas droit et gauche semble identique		
<u>Continuité des pas</u>	0 = arrêt ou discontinuité de la marche 1 = les pas paraissent continus		
<u>Ecartement du chemin (observé sur une distance de 3 m)</u>	0 = déviation nette d'une ligne imaginaire 1 = légère déviation, ou utilisation d'une aide technique 2 = pas de déviation sans aide technique		
<u>Stabilité du tronc</u>	0 = balancement net ou utilisation d'une aide technique 1 = pas de balancement, mais penché ou balancement des bras 2 = pas de balancement, pas de nécessité d'appui sur un objet		
<u>Largeur des pas</u>	0 = polygone de marche élargi 1 = les pieds se touchent presque lors de la marche		
Le patient doit s'asseoir sur la chaise :			
<u>S'asseoir</u>	0 = non sécuritaire, juge mal les distances, se laisse tomber sur la chaise 1 = utilise les bras ou n'a pas un mouvement régulier 2 = sécuritaire, mouvement régulier		
SCORE (/28)			

SCORE MAXIMUM = 28 points

Interprétation :

Total inférieur à 20 points : risque de chute très élevé

Total entre 20-23 points : risque de chute élevé

Total entre 24-27 points : risque de chute peu élevé, chercher une cause comme une inégalité de longueur des membres

Total à 28 points : normal

Annexe 5 : L'échelle de Barthel

INDEX DE BARTHEL		
Alimentation	Autonome	10
	A besoin aide par exemple pour couper	5
Bain	Possible sans aide	5
Continence rectale	Aucun accident	10
	Accidents occasionnels Besoin aide pour suppo...	5
Continence urinaire	Aucun accident Sondage autonome	10
	Accidents occasionnels Aide install. si sonde	5
Déplacements	Autonome sur 50m +/- avec cannes	15
	Peut faire 50m avec aide	10
	Autonome avec FR	5
Escaliers	Autonome +/-cannes	10
	Besoin aide et surv	5
Habillement	Autonome	10
	Fait au moins la moitié dans un temps raisonnable	5
Soins personnels	Visage, se coiffe, brosse dents, se rase	5
Usage des WC	Autonome	10
	Aide pour équilibre, papier	5
Transfert du lit au fauteuil	Autonome	15
	Surveillance ou aide mini	10
	Capable s'asseoir mais aide	5
SCORE (/100)		

Annexe 6 : La GAS

Evaluation globale du changement (GAS) :

- 4 Détérioration très marquée ;
- 3 Beaucoup dégradée ;
- 2 Moyennement dégradé ;
- 1 Un peu dégradée ;
- 0 Pas de changement ;
- 1 Un peu amélioré ;
- 2 Moyennement amélioré ;
- 3 Beaucoup amélioré ;
- 4 amélioration très marquée.

Comment utiliser l'échelle GAS :

- Étape 1 :
 - . Fixation des objectifs
- Étape 2 :
 - . Évaluation de l'atteinte des objectifs
(Tout ce que les cliniciens ont besoin de savoir)
- Étape 3 :
 - . Pondération de l'importance
(Facultatif)

AUTEUR : Nom : Charley

Prénom : Camille

Date de Soutenance : 18 juin 2014

Titre de la Thèse : Faisabilité et apports de la rééducation robotisée de la marche chez le patient cérébrolésé

Thèse - Médecine - Lille 2014

Cadre de classement : Médecine physique et de réadaptation

DES + spécialité : Médecine physique et de réadaptation

Mots-clés : Lokomat, hémiparésie, cérébrolésés, tolérance, paramètres d'utilisation, déficiences neuromotrices, marche.

Résumé :

Contexte : La rééducation robotisée de la marche (Lokomat) est une technique récente appliquée chez le patient cérébrolésé. Les objectifs de cette étude étaient de mesurer, dans un contexte d'usage en pratique clinique, la tolérance, l'évolution des paramètres d'utilisation du robot de marche et d'en déterminer les principaux facteurs, et par ailleurs d'en mesurer l'efficacité sur les déficiences neuromotrices et les activités posturales et de marche.

Méthode : 19 patients cérébrolésés présentant une hémiparésie ont été inclus, dont 13 marchants et 6 non-marchants, sur une période de 14 mois. Ils ont bénéficié de 4 séances de Lokomat par semaine durant 4 semaines en complément de la prise en charge rééducative classique. Des évaluations analytiques et fonctionnelles ont été réalisées à l'inclusion (J0), à la fin de la prise en charge (S4) et à 6 semaines (S10).

Résultats : La tolérance de la rééducation par Lokomat était très bonne ($83,1 \pm 18,1$ (/100) chez les marchants et à $90,4 \pm 13,7$ chez les non-marchants). Les paramètres d'utilisation du Lokomat s'optimisaient au fur et à mesure des séances, de manière plus importante chez les patients marchants. Parmi les facteurs démographiques, analytiques et fonctionnels, très peu étaient liés aux paramètres d'utilisation du robot de marche. Bien qu'on ne puisse déterminer la part spécifique imputable à la rééducation robotisée, cette dernière s'accompagnait d'une amélioration analytique et fonctionnelle, en particulier de la commande motrice, des capacités posturales, des anomalies du schéma et des capacités de marche et de l'autonomie globale.

Conclusion : Le réentraînement robotisé de la marche est applicable et bien toléré chez le patient cérébrolésé. Il s'agit d'un véritable outil de rééducation, dont l'utilisation évolue au cours de la prise en charge, et qui laisse apercevoir de nombreux développements. Ces aspects doivent cependant être mieux et plus spécifiquement étudiés à l'avenir.

Composition du Jury :

Président : Pr THEVENON

Asseseurs : Pr DEFEBVRE, Pr CORDONNIER, Dr ROUSEAUX, Dr ALLART