



Université Lille 2  
Droit et Santé

UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE – LILLE 2

**FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG**

**Année : 2012**

**THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT  
DE DOCTEUR EN MEDECINE**

*Validation d'une échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre  
et de la marche chez les patients hémiplésiques vasculaires*

**Présentée et soutenue publiquement le 28 Septembre 2012  
Par Etienne ALLART**

**Jury**

**Président : Monsieur le Professeur A. THEVENON**  
**Assesseurs : Monsieur le Professeur C. FONTAINE**  
**Monsieur le Professeur C. BENAÏM**  
**Monsieur le Docteur M. ROUSSEAUX**

**Directeur de Thèse : Monsieur le Docteur M. ROUSSEAUX**

## **Résumé**

**Contexte :** Les troubles de l'équilibre et de la marche sont fréquents après un Accident Vasculaire Cérébral. Leurs moyens d'évaluation, qui revêtent différents aspects complémentaires, négligent le plus souvent le ressenti du patient, manquent de caractère écologique et ne permettent pas dans le même temps l'analyse des défauts du schéma postural et de marche et de leur retentissement.

**Méthode :** L'échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiplegiques vasculaires comprend 30 items permettant l'analyse par le patient (questionnaire) et l'examineur (test) des principaux troubles du schéma postural et de marche et de leur retentissement dans la vie quotidienne. Cette étude pilote avait pour buts de débiter le processus de validation de l'échelle (reproductibilité, validité du construit, cohérence interne, validité prédictive, sensibilité au changement, faisabilité) et d'étudier les premières comparaisons des évaluations du patient et de l'examineur.

**Résultats :** 35 patients ont été inclus, ayant des niveaux divers de déficiences et de limitations d'activités (Barthel =  $71,4 \pm 19,7$ ). Le temps de passation moyen était de  $25 \pm 6$  min, la faisabilité pratique était satisfaisante. La *reproductibilité* intra-examineur des scores du test et du questionnaire était bonne voire excellente ( $ICC > 0,82$ ), la reproductibilité inter-examineurs était plus modérée ( $0,67 < ICC < 0,9$ ). La *validité du construit* convergente était satisfaisante contre les déficiences neuromotrices ( $p < 10^{-3}$ ) et visuo-spatiales ( $p < 0,05$ ), les paramètres posturaux ( $p < 10^{-4}$ ), l'analyse globale des déficiences de marche ( $p < 10^{-3}$ ), les paramètres fonctionnels de marche ( $p < 0,01$ ) et le niveau d'autonomie ( $p < 10^{-4}$ ). La *cohérence interne* ( $\alpha$  de Cronbach  $> 0,84$ ) et la *validité prédictive* sur les capacités fonctionnelles étaient excellentes. La *sensibilité au changement* naturel était limitée sur notre échantillon. Enfin, les résultats du questionnaire et du test étaient très liés ( $p < 10^{-3}$ ).

**Conclusion :** L'échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiplegiques vasculaires dispose de qualités psychométriques intéressantes. Elle représente un outil novateur qui pourrait constituer une aide dans l'évaluation et la prise en charge des patients hémiplegiques présentant des troubles posturaux et de la marche.

# SOMMAIRE

<b>Préambule</b> .....	<b>p 1</b>
<b>Liste des abréviations</b> .....	<b>p 2</b>
<b>1. <u>Importance de l'évaluation des troubles de l'équilibre et de la marche après un AVC : de constats à l'élaboration d'une échelle</u></b> .....	<b>p 3</b>
<b>1. 1. Principaux aspects de l'équilibre et de la marche chez l'Homme</b> .....	<b>p 3</b>
1.1.1. <u>L'équilibre et son maintien</u> .....	p 3
1.1.1.1. <i>Posture et équilibre, deux notions différentes mais intriquées</i> .....	p 3
1.1.1.2. <i>Quelles sont les conditions du maintien de l'équilibre statique ?</i> .....	p 4
1.1.1.3. <i>Généralités sur les supports neurophysiologiques de la fonction d'équilibration</i> .....	p 6
1.1.1.4. <i>L'équilibre dynamique pendant la marche</i> .....	p 8
1.1.2. <u>La marche humaine</u> .....	p 8
1.1.2.1. <i>Généralités</i> .....	p 8
1.1.2.2. <i>Le cycle de marche : description des paramètres spatio-temporels de marche</i> .....	p 10
1.1.2.3. <i>Principaux aspects de la cinématique articulaire et des actions musculaires pendant la marche normale</i> .....	p 13
1.1.2.4. <i>Généralités sur la commande neuromotrice</i> .....	p 18
1.1.2.5. <i>Aspects énergétiques de la marche</i> .....	p 19
1.1.2.6. <i>Synthèse : quels sont les principaux critères d'une marche adéquate ?</i> .....	p 20
<b>1.2. Retentissement de l'accident vasculaire cérébral sur l'équilibre et la marche</b> .....	<b>p 20</b>
1.2.1 <u>Rappels épidémiologiques : retentissement global de l'AVC</u> .....	p 20
1.2.1.1. <i>L'AVC, source de dépendance</i> .....	p 20
1.2.1.2. <i>Les chutes et leurs conséquences</i> .....	p 21
1.2.1.3. <i>Retentissement des troubles de l'équilibre et de la marche sur la participation</i> .....	p 23
1.2.2. <u>Principales déficiences à l'origine de troubles de l'équilibre et de la marche dans le cadre de l'hémiplésie spastique</u> .....	p 24
1.2.2.1. <i>Les troubles neuromoteurs... et les autres troubles moteurs</i> .....	p 24
1.2.2.2. <i>Troubles de l'organisation et de la coordination motrice</i> .....	p 29
1.2.2.3. <i>Troubles des afférences ou de leur intégration</i> .....	p 30
1.2.3. <u>Troubles de l'équilibre après un AVC</u> .....	p 31
1.2.3.1. <i>Epidémiologie</i> .....	p 31
1.2.3.2. <i>Caractéristiques de l'équilibre du patient hémiplégique</i> .....	p 32
1.2.3.3. <i>Conséquences fonctionnelles des troubles de l'équilibre</i> .....	p 35
1.2.4. <u>Troubles de la marche après un AVC</u> .....	p 35
1.2.4.1. <i>Généralités - épidémiologie</i> .....	p 35
1.2.4.2. <i>En bref : quelle est la place de chaque déficience dans la genèse des troubles de la marche ?</i> .....	p 36
1.2.4.3. <i>Modifications des paramètres spatio-temporels de marche</i> .....	p 36
1.2.4.4. <i>Principales anomalies du schéma de marche</i> .....	p 37
1.2.4.5. <i>Retentissement fonctionnel</i> .....	p 44

<b>1.3. Moyens d'évaluation des troubles de la posture et de la marche après un AVC</b>	<b>p 45</b>
1.3.1. Classification et principaux critères de qualité des outils d'évaluation	p 45
1.3.1.1. Classification	p 46
1.3.1.2. Qualités métrologiques et méthodes statistiques	p 47
1.3.2. Cadre global des évaluations de la posture et de la marche	p 54
1.3.3. L'examen clinique, première étape de l'évaluation	p 54
1.3.3.1. Evaluation des déficiences	p 54
1.3.3.2. Analyse fonctionnelle	p 56
1.3.4. Les tests et échelles d'évaluation de la posture et de la marche	p 58
1.3.4.1. Tests et échelles d'évaluation de la posture	p 58
1.3.4.2. Echelles d'évaluation de la marche	p 61
1.3.4.4. Echelles d'évaluation fonctionnelle comprenant des items d'évaluation de la marche et de la posture	p 67
1.3.4.5. Evaluation par objectifs et évaluation globale du changement.	p 67
1.3.5. Evaluations instrumentales de la posture et de la marche	p 68
1.3.5.1. Evaluation instrumentale de la posture : la posturographie	p 69
1.3.5.2. Evaluations instrumentales de la marche	p 69

<b>1.4. L'échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiplegiques vasculaires</b>	<b>p 71</b>
1.4.1. Cahier des charges de l'échelle et objectifs de la mesure	p 73
1.4.1.1. Que manque-t-il dans l'arsenal d'évaluation du patient hémiplegique ?	p 73
1.4.1.2. Principes généraux de l'échelle	p 73
1.4.2. Présentation de l'échelle (annexe 3)	p 75
1.4.2.1. Structure globale	p 75
1.4.2.2. Choix et description des items	p 78
1.4.2.3. Passation	p 79
1.4.3. Validité d'apparence et de contenu	p 81

<b>1.5. Objectifs de l'étude</b>	<b>p 82</b>
----------------------------------	-------------

## **2. Patients et Méthode** p 83

<b>2.1. Patients</b>	<b>p 83</b>
----------------------	-------------

<b>2.2. Evaluations</b>	<b>p 84</b>
-------------------------	-------------

2.2.1. Reproductibilité	p 85
2.2.2. Cohérence interne	p 86
2.2.3. Validité du construit convergente	p 86
2.2.3.1. Validité contre les mesures de déficience	p 86
2.2.3.2. Validité contre les paramètres posturaux	p 87
2.2.3.3. Validité contre les paramètres analytiques de marche	p 88
2.2.3.4. Validité contre les paramètres fonctionnels de marche	p 89
2.2.3.5. Autres évaluations	p 90
2.2.4. Validité du construit divergente	p 90

2.2.5. Validité prédictive .....	p 90
2.2.6. Sensibilité au changement .....	p 91
2.2.7. Comparaison des résultats du questionnaire et du test .....	p 91
2.2.8. Analyses statistiques .....	p 92
<b>3. Résultats .....</b>	<b>p 93</b>
<b>3.1. Patients .....</b>	<b>p 93</b>
3.1.1. Caractéristiques démographiques .....	p 93
3.1.2. Bilan des déficiences .....	p 94
3.1.2. Statut fonctionnel .....	p 95
<b>3.2. Reproductibilité .....</b>	<b>p 97</b>
3.2.1. Reproductibilité intra-examineur .....	p 97
3.2.2. Reproductibilité inter-examineurs .....	p 100
3.2.3. Recherche d'un effet d'apprentissage (Tableau 7) .....	p 104
<b>3.3. Validité du construit et cohérence interne .....</b>	<b>p 104</b>
3.3.1. Validité du construit convergente .....	p 104
3.3.1.1. Validité contre les mesures de déficience (Tableau 8) .....	p 104
3.3.1.2. Validité contre les paramètres posturaux .....	p 106
3.3.1.3. Validité contre les paramètres analytiques de marche .....	p 108
3.3.1.4. Validité contre les paramètres fonctionnels de marche .....	p 109
3.3.1.5. Validité contre les autres évaluations (Annexe 9) .....	p 110
3.3.1.6. Synthèse .....	p 110
3.3.2. Validité du construit divergente .....	p 111
3.3.3. Cohérence interne .....	p 111
<b>3.4. Validité prédictive .....</b>	<b>p 111</b>
<b>3.5. Sensibilité au changement .....</b>	<b>p 112</b>
<b>3.6. Analyse qualitative du protocole de validation et des temps de passation de l'échelle .....</b>	<b>p 114</b>
3.6.1. Critères de qualité du protocole d'évaluation .....	p 114
3.6.2. Temps de passation .....	p 114
<b>3.7. Analyse des cotations du questionnaire et du test .....</b>	<b>p 115</b>
3.7.1. Comparaison des scores du questionnaire et du test .....	p 115
3.7.2. Ordre de difficulté des items .....	p 117
3.7.3. Recherche d'un effet plancher ou plafond (Annexe 12) .....	p 118
<b>4. Discussion .....</b>	<b>p 119</b>
<b>4.1. Discussion générale autour de l'échelle : cadre conceptuel, analyse des items, faisabilité pratique .....</b>	<b>p 120</b>
4.1.1. Cadre conceptuel, méthodologie d'évaluation .....	p 120

4.1.2. <u>Analyse des items</u> .....	p 123
4.1.3. <u>Faisabilité pratique</u> .....	p 125
<b>4.2. Qualités psychométriques de l'échelle</b> .....	<b>p 126</b>
4.2.1. <u>Population</u> .....	p 126
4.2.2. <u>Reproductibilité</u> .....	p 127
4.2.3. <u>Validité du construit et cohérence interne</u> .....	p 128
4.2.3.1. <i>Validité du construit convergente</i> .....	p 128
4.2.3.2. <i>Validité du construit divergente</i> .....	p 131
4.2.3.3. <i>Cohérence interne</i> .....	p 131
4.2.4. <u>Validité prédictive</u> .....	p 132
4.2.5. <u>Sensibilité au changement</u> .....	p 132
<b>4.3. Analyse des cotations du questionnaire et du test</b> .....	<b>p 133</b>
4.3.1. <u>Comparaison des scores du questionnaire et du test</u> .....	p 133
4.3.2. <u>Effets plancher et plafond</u> .....	p 134
<b>5. <u>Conclusion</u></b> .....	<b>p 135</b>
<b>Perspectives de recherche</b> .....	<b>p 136</b>
<b>Bibliographie</b> .....	<b>p 137</b>
<b>Annexes</b> .....	<b>p 147</b>

## **Préambule**

L'idée de ce projet est née il y a plus de deux ans, d'une volonté commune de travailler sur l'évaluation des patients cérébrolésés et de produire un travail d'utilité clinique et personnelle. Il m'a ainsi permis, en même temps que les ramifications qui s'y sont raccordées, d'approfondir mon bagage clinique, thérapeutique et scientifique tout en menant à bien un projet motivant, original et en prenant le temps de le faire mûrir. Cette volonté de faire le tour de la question explique la taille importante de la première partie de ce manuscrit, qui dénote sciemment avec l'évolution actuelle des thèses, mais qui permettra au lecteur non averti d'acquérir les notions de base des troubles de la posture et de la marche après un AVC.

Cette première partie aborde ainsi d'abord les notions de base concernant la posture et à la marche normales, puis évoque les conséquences de l'AVC sur ces activités. Elle évoque ensuite leurs différents moyens d'évaluation, avant de venir à la présentation de l'échelle que nous avons créée. La suite du manuscrit adopte une structure plus classique, le format de la thèse permettant toutefois d'approfondir certaines notions comme nous l'avons fait en particulier en poussant le processus de validation au niveau des items.

La version électronique offre l'accès au manuscrit numérique (tabulé), à l'échelle, à la feuille de calcul permettant le calcul des scores et l'expression graphique des résultats, et enfin à quelques contenus numériques illustrant l'utilisation de l'échelle et certaines mesures du protocole.

Bonne lecture !

## **Liste des abréviations**

ABC scale : Activities-Specific Balance Confidence Scale  
ADL : Activities Of Daily Living  
ANOVA : Analyse de variance  
APA : ajustements posturaux anticipés  
AQM : Analyse Quantifiée de la Marche  
AVC : Accident vasculaire cérébral  
BBS : Berg Balance Scale  
BDAE : Boston Diagnostic Aphasia Examination  
CG : centre de gravité  
CIF : Classification Internationale du Fonctionnement  
CP : centre de pressions  
CPp : centre de pressions plantaire  
CPr : centre de pressions résultant  
DGI : Dynamic Gait Index  
EFAP : Emory Functional Ambulation Profile  
EPA : indice d'Equilibre Postural Assis  
EPD : indice d'Equilibre postural Debout  
ES : effect size (taille de l'effet)  
FAC : Functional Ambulation Categories  
FGA : Functional Gait Assessment  
GAIT : Gait Assessment Interventional Tool  
GAS : Global Assessment Scale  
GoAS : Goal Atainment Scaling  
ICC : intraclass correlation coefficient (coefficient de corrélation intraclasse).  
MIF : Mesure d'Indépendance Fonctionnelle  
MPR : Médecine Physique et de Réadaptation  
MRC : Medical Research Council  
NFAC : New Functional Ambulation Classification  
PASS : Postural Assessment Scale for Stroke  
Q : questionnaire  
RF : Rectus Femoris  
RMI : Rivermead Mobility Index  
RVGA : Rivermead Visual Gait Analysis  
SOT : Sensory Organisation Test  
SRM : standardized response mean (réponse moyenne standardisée).  
T : Test  
TFL : tenseur du fascia lata  
ULADL : Upper Limb Assessment in Daily Living  
WGS : Wisconsin Gait Scale



# **1. Importance de l'évaluation des troubles de l'équilibre et de la marche après un AVC : de constats à l'élaboration d'une échelle**

## **1. 1. Principaux aspects de l'équilibre et de la marche chez l'Homme**

Avant d'aborder les troubles de la posture et de la marche induits par l'accident vasculaire cérébral (AVC), il est important de rappeler les principaux aspects normaux de ces deux fonctions très intriquées, non pas de manière exhaustive bien sûr, mais en se focalisant sur les aspects perturbés après un AVC.

### **1.1.1. L'équilibre et son maintien**

#### *1.1.1.1. Posture et équilibre, deux notions différentes mais intriquées*

Le contrôle de la posture est un préalable au mouvement volontaire, celui-ci étant la résultante d'une composante posturale qui stabilise le corps ou un segment corporel (servant de cadre de référence), et d'une action motrice ajoutée orientée vers l'objectif. Le contrôle postural a plusieurs rôles : le premier est d'assurer la station debout érigée en exerçant une action antigravitaire ; le second est la stabilisation de l'équilibre, c'est à dire la contenance des mouvements du centre de gravité au sein des limites de stabilité ; le troisième est d'assurer le maintien de l'orientation corporelle dans l'environnement ; enfin la posture sert de soutien mécanique au mouvement (1).

L'analyse de la posture peut se faire d'une part d'après une organisation globale dans laquelle le corps est considéré en un segment unique (modèle du pendule inversé), correspondant au premier modèle d'étude de l'équilibre (2), mais aussi selon une organisation modulaire où le corps étudié est la somme de segments « empilés » ayant un contrôle

individuel entre eux et en référence à l'espace (1) (Figure 1). La première approche ne permet de considérer que l'équilibre, la seconde permet une étude de la coordination segmentaire lors de l'équilibration mais aussi celle d'autres activités posturales segmentaires comme celles impliquant les membres supérieurs. Ainsi l'équilibre est la résultante d'activités posturales diverses mais la posture ne se limite pas qu'à l'équilibre...

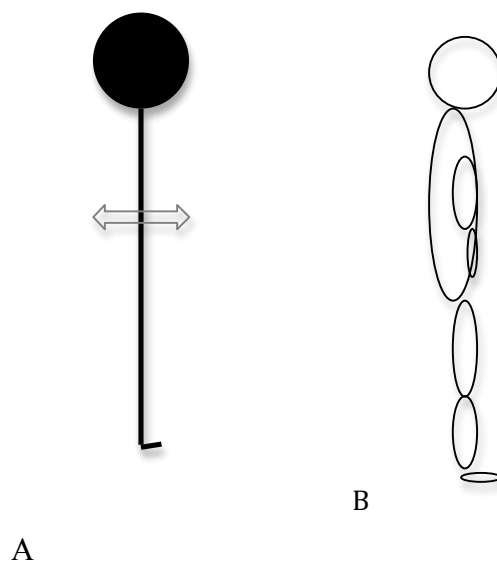


Figure 1 : Modèles d'étude de l'équilibre : pendule inversé (A) et multimodulaire (B). D'après Rougier et al. (3)

Pour simplifier l'étude de l'équilibre (qui en elle même fait l'objet d'une littérature abondante), nous allons retenir le modèle d'Amblard (4), qui retient deux composantes nécessaire à l'équilibre : l'orientation antigravitaire du corps et la stabilisation posturale, c'est à dire la diminution des oscillations, aussi bien lors de l'équilibre statique que dynamique.

#### *1.1.1.2. Quelles sont les conditions du maintien de l'équilibre statique ?*

L'Homme doit lutter contre des contraintes, autant externes (gravité, accélération, poussée, qualité du support...) qu'internes (contraintes biomécaniques, cognitives, sensorielles...) qui s'opposent au maintien de l'équilibre. De plus le mouvement, quel qu'il

soit, volontaire ou non, est à risque de déstabilisation par la modification géométrique du corps qu'il induit (3).

L'équilibre est maintenu tant que le centre de gravité (CG, ou centre de masse) se maintient dans les limites de stabilité (ou polygone de sustentation). Ce centre de gravité correspond au barycentre des centres de masse des différents segments corporels, il est localisé à la hauteur du bassin chez l'Homme debout les bras le long du corps.

Les adaptations posturales passent par différentes stratégies dont la résultante est la modification de la force de réaction au sol. L'équilibre parfait correspond à l'alignement du CG et du point d'application de cette force, appelé centre de pression (CP) ; mais cela est impossible car d'une part le CG se projette en avant des chevilles et d'autre part l'activité musculaire ne peut être constante. Dans chaque plan (antéro-postérieur et médio-latéral), les mouvements du CP visent donc à rattraper ceux du CG pour les dépasser, puis à corriger la déviation en le ramenant vers la position de stabilisation, et ce de manière perpétuelle (3) (Annexe 1). Les mouvements du CP sont donc la somme des mouvements du CG et des mouvements de stabilisation (CP-CG). En pratique, La bipédie offre la possibilité de multiplier les moyens d'adaptation, les déplacements du centre de pression dit « résultant » (CPr) étant ainsi la résultante de ceux des centres de pression plantaires (CPp) mais aussi de la modification de la répartition des appuis au sol.

Diverses stratégies de maintien de l'équilibre statique sont décrites. La première, dite « de cheville », permet de modifier la position des CPp, dans la lignée de la théorie du pendule inversé, il s'agit du principal mécanisme d'adaptation des déséquilibres antéro-postérieurs ; la seconde est dite « de hanche » et permet de modifier la répartition des appuis droit-gauche, elle est principalement mise en jeu lors des déséquilibres transversaux (5). Si la contrainte est trop importante, le sujet doit faire un pas (d'où le terme de stratégie « de pas »).

### 1.1.1.3. Généralités sur les supports neurophysiologiques de la fonction d'équilibration

Le maintien postural dépend de l'existence de deux éléments : une valeur de référence qui sert de modèle et un système de contrôle qui permet la stabilisation (6). Ce système est composé d'afférences multiples, qui sont intégrées au niveau du système nerveux central, permettant de faire naître un message efférent jusqu'aux effecteurs musculaires.

#### ✓ Les différentes afférences et leur intégration

Les afférences ont pour buts de renseigner l'organisme sur la représentation géométrique du corps (égocentrée), la représentation de ses mouvements (égocentrée) et sur celle de son orientation par rapport à la verticale (géo- et allocentrée) (1). Elles sont représentées par :

- *L'appareil vestibulaire*, composé des canaux-semi-circulaires sensibles aux accélérations angulaires, et de la macule (utricle et saccule) sensible aux accélérations linéaires.
- La *vision* et les *capacités visuo-perceptives*, qui renseignent sur les mouvements du corps, de l'environnement et contribuent à la définition de la verticale.
- Les signaux sensitifs : *proprioception* (musculaire par les fuseaux neuromusculaires et les organes tendineux de Golgi ; articulaire), *mécanorécepteurs plantaires* et *sensibilité tactile*.
- Les *gravicepteurs viscéraux et cutanés*.

La présence d'une convergence multisensorielle des informations permet d'enrichir les afférences, d'assurer un spectre d'évaluation plus large (en effet les spectres de sensibilité des

différents systèmes afférents ne couvrent pas l'ensemble des mouvements humains en fonction de leur vitesse ou leurs conditions de réalisation) et autorise une redondance des informations. Cependant, des conflits entre informations peuvent survenir et l'intégration des informations sensorielles doit alors permettre de sélectionner un type d'entrée qui devient prédominante ; ainsi, une stimulation proprioceptive par vibration tendineuse crée une illusion de mouvement quand le sujet a les yeux fermés, mais cette illusion n'est pas présente les yeux ouverts, l'entrée visuelle prenant le pas sur les influx proprioceptifs (1). Cette gestion des conflits prendra toute son importance en pathologie.

✓ Aspects spécifiques de l'orientation par rapport à la verticale

Le sens de la verticalité dépend principalement des informations visuelles, visuo-perceptives, vestibulaires (otolithiques) et graviceptives (7,8). A ces sources sensorielles correspondent trois référentiels permettant de coder la verticale : visuel, égocentré ou postural et gravitaire. La perception de la verticalité peut ainsi être étudiée par la verticale visuelle, haptique, posturale ou comportementale. Nous verrons l'importance des distorsions de sa perception dans le chapitre consacré aux troubles posturaux induits par l'AVC.

✓ Principales caractéristiques de la réponse posturale

La réponse posturale se fait par un jeu entre agonistes et antagonistes par le biais de synergies musculaires, c'est à dire de schémas de réponses coordonnées, elles même sous l'influence des conditions extérieures, de l'entraînement, de la charge cognitive associée à la tâche et de conditions pathologiques (1,9). La connaissance de la nature du déséquilibre ou son apprentissage aboutissent à l'expression d'ajustements posturaux anticipés (APA), également synergiques, qui permettent de préparer le segment à la contrainte imposée.

Quelque soit sa nature, la réponse posturale nécessite un bon fonctionnement des voies motrices et des structures ostéo-articulaires qui sont la cible des adaptations.

#### *1.1.1.4. L'équilibre dynamique pendant la marche*

Le contrôle de l'équilibre pendant la marche revêt des aspects bien différents que lors de la station debout immobile : en effet, la marche est un état de constante instabilité où la chute est prévenue en plaçant le prochain appui au devant et en dehors du centre de gravité qui s'échappe du polygone de sustentation (10). Cet équilibre « précaire » est obtenu par la somme de contrôles dits réactif (en réponse à une perturbation), prédictif (par prédiction de la perturbation qui va être induite) et proactif (réponses médiées par l'acquisition d'informations à distance permettant d'éviter les déséquilibres ajoutés) (11).

### 1.1.2. La marche humaine

#### *1.1.2.1. Généralités*

La locomotion, activité caractéristique de l'espèce animale, est le processus qui permet à un animal de se déplacer d'un point géographique à un autre (11). La marche constitue le mode de locomotion préférentiel de l'Homme, elle est le fruit d'une longue évolution qui lui a fait acquérir la bipédie et qui en fait une espèce à part.

Whittle rappelle fort justement qu'il n'existe pas « une » marche normale mais « des marches » en fonction des caractéristiques de genre, morphologiques, physiologiques et d'âge notamment (12). On peut toutefois tirer les grands traits des principaux aspects communs de la marche de l'Homme.

Bien qu'elle nous soit très familière, il paraît difficile de produire une définition qui englobe tous les aspects de la marche. Whittle (12), tout en précisant qu'elle est incomplète, en donne la définition biomécanique suivante : « la marche est une méthode de locomotion impliquant l'utilisation alternative des deux membres inférieurs afin d'assurer équilibre et propulsion, et pendant laquelle au moins un pied reste en contact avec le sol ». Dans cette séquence cyclique et symétrique de mouvements, un membre inférieur sert de point d'appui mobile permettant l'avancée de l'autre membre vers un prochain point d'appui, puis les deux membres inversent leur rôle. La réalisation consécutive de ces deux fonctions par un membre inférieur caractérise le cycle de marche qui se répète.

Deux éléments basiques sont nécessaires à l'action de marche, indépendamment de son caractère normal ou pas : un mouvement cyclique de chaque pied d'une position de support à la suivante et la génération d'une force de réaction au sol suffisante (appliquée au niveau des pieds) pour supporter le poids du corps (13).

La marche peut être décrite selon diverses approches descriptives complémentaires :

- Paramètres spatio-temporels (vitesse, longueurs de pas, répartition des phases du cycle de marche...).
- Paramètres cinématiques, c'est-à-dire une description des positions et mouvements articulaires au cours de la marche.
- Paramètres cinétiques, c'est-à-dire l'étude des forces (et leurs dérivés) mises en jeu lors de la marche.
- Paramètres énergétiques.
- Paramètres fonctionnels, qui mesurent la quantité et/ou la qualité de réalisation des différentes activités de marche.

### 1.1.2.2. Le cycle de marche : description des paramètres spatio-temporels de marche

Le cycle de marche correspond à l'intervalle entre la survenue de deux événements de marche identiques sur le même membre. Bien que n'importe quel événement puisse être pris en considération, il est d'usage de faire débuter le cycle par le contact initial du pied (« initial contact »), qui se fait dans la marche normale par le talon (« heel strike »), jusqu'au prochain contact de ce même pied. Le membre inférieur opposé suit exactement la même évolution mais en opposition de phase. Pour standardiser son analyse, la durée du cycle de marche est souvent normalisée, le contact initial du pied se trouvant à 0%, le contact suivant à 100%.

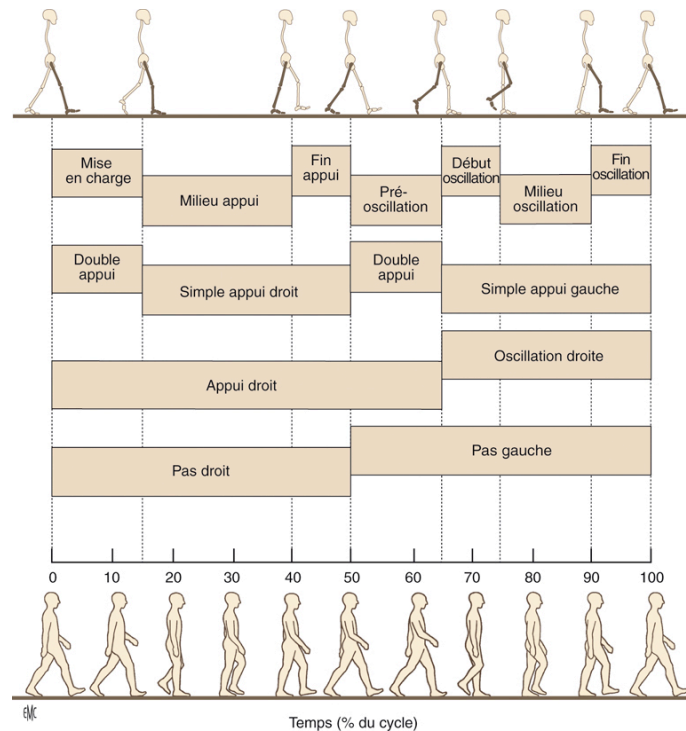


Figure 2 : Description du cycle de marche. Tiré de Willems et al. (14).

La figure 2 présente une vue schématique des différentes descriptions du cycle de marche, qui peut être divisé en premier abord en deux phases :

- la phase portante ou d'appui (« stance » en anglais), représentant 60% du cycle, durant laquelle le pied est au contact du sol.



- la phase oscillante (« swing » en anglais), représentant 40% du cycle, qui correspond à l'avancé du membre, et durant laquelle il n'a aucun contact avec le sol.

La phase portante s'étend du contact initial avec le sol par le talon à la perte de contact, qui se fait par le gros orteil (« toe off »). Elle est elle-même divisée en un premier temps de double contact (10%), un temps de simple support (40%) à partir du moment où le membre opposé entre en phase oscillante, et un second temps de double contact (10%). On préfère utiliser « contact » pour les périodes de double appui car elles n'impliquent pas que la répartition des appuis soit symétrique, et « support » dans la période de simple contact pour mettre une emphase sur le fait qu'alors tout le poids de l'individu repose sur le simple membre portant (15).

D'autres auteurs proposent de caractériser l'évolution de chaque phase du cycle de marche en ne s'intéressant qu'au membre étudié (15). La phase portante est alors décrite comme telle :

- Le contact initial.
- Une phase de mise en charge (« loading response »), de 0 à 10% du cycle de marche, dont le rôle est de transférer le poids vers la jambe en phase d'appui, d'absorber les chocs et de conserver la vitesse de marche tout en maintenant l'équilibre.
- Une phase de milieu d'appui, de 10 à 30% du cycle de marche, qui permet au corps d'avancer sur le pied en appui et se termine quand le centre de masse du corps est aligné avec l'avant pied.
- Une phase de fin d'appui, de 30 à 50%, pendant laquelle le centre de masse passe en avant de l'appui, ce qui permet de poursuivre la progression du corps.

- Une phase pré-oscillante, de 50 à 60% du cycle, dont le rôle est de préparer le membre à la phase oscillante, bien plus que celui de transfert de poids à l'autre membre comme décrit auparavant.

La phase oscillante s'étend de la perte de contact du gros orteil à l'attaque du cycle suivant. De la même façon que pour la phase portante, Perry en décrit trois phases :

- La phase de début d'oscillation, de 60 à 73% du cycle de marche, qui se termine quand le pied passe au niveau du pied controlatéral. Son rôle est de permettre l'avancée du membre oscillant en évitant le contact du pied avec le sol. Durant cette phase, il se produit une accélération angulaire importante qui conditionne en partie la bonne réalisation des deux phases suivantes.
- La phase de milieu d'oscillation, de 73 à 86% du cycle, se termine quand le tibia est vertical. Elle poursuit les mêmes objectifs que la phase de début d'oscillation.
- La phase de fin d'oscillation, de 86 à 100% du cycle, achève l'avancée du membre et le prépare à la phase portante, notamment en le freinant et en stabilisant la cheville.

La notion de pas ne doit pas être confondue avec celle du cycle de marche. Alors que ce dernier correspond à l'évolution d'un seul membre, le pas correspond à la variation d'un membre par rapport à l'autre ; il représente l'intervalle entre les contacts de chaque pied, le cycle de marche est dès lors composé de deux pas, un gauche et un droit (Figure 3). La largeur de pas est normalement de quelques centimètres en moyenne, l'angle du pas (toe in - toe off) de 15° vers l'extérieur. Les pas gauche et droit sont symétriques et en opposition de phase.

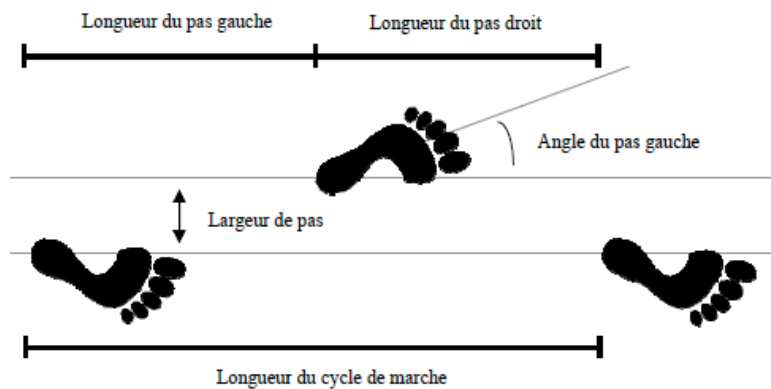


Figure 3 : Description des paramètres du cycle et du pas. D'après Vaughan (13).

La présente description insiste sur l'étude de la marche dans le plan sagittal, comme cela est le plus fréquent dans la littérature. Il faut toutefois garder à l'esprit que la marche est un phénomène tridimensionnel. Ainsi on peut par exemple décrire une rotation pelvienne controlatérale en phase oscillante (plan horizontal) et une oscillation du centre de masse dans le plan frontal. L'analyse de la marche dans ces autres plans prendra toute son importance lors de l'étude de la marche du sujet hémiparétique, comme nous le verrons ultérieurement.

### *1.1.2.3. Principaux aspects de la cinématique articulaire et des actions musculaires pendant la marche normale*

Ce chapitre aborde les principales caractéristiques cinématiques et cinétiques de la marche ; il ne se veut pas être une analyse exhaustive, mais insiste sur les phases fréquemment perturbées chez le sujet hémiparétique, en particulier dans le contexte de l'hémiparésie spastique. La présente description est issue de la lecture des ouvrages de Perry (15), Whittle (12) et de l'article de Willems (14).

Le lecteur peut trouver en annexe 2 une illustration de la cinématique de chaque articulation du membre inférieur dans le plan sagittal et des séquences de mise en jeu des muscles au cours de la marche.

✓ Contact initial et mise en charge (Figure 4)

L'attaque du pas se fait par le talon, la cheville en flexion neutre laissant entre l'avant pied et le sol un angle de  $30^\circ$  ; le genou est étendu et la hanche fléchie d'environ  $30^\circ$ . Lors de la mise en charge, la cheville se place en flexion plantaire d'environ  $10^\circ$  pour aboutir à un appui plantigrade complet, le genou se place en flexion de 10 à 15 degrés, la hanche reste fléchie. Dans le plan frontal le bassin reste équilibré et le pied subit un minime mouvement de valgus participant à l'absorption des contraintes. Dans le plan horizontal le bassin est en rotation d'environ  $5^\circ$  du côté opposé au membre en appui (rotation pelvienne antérieure).

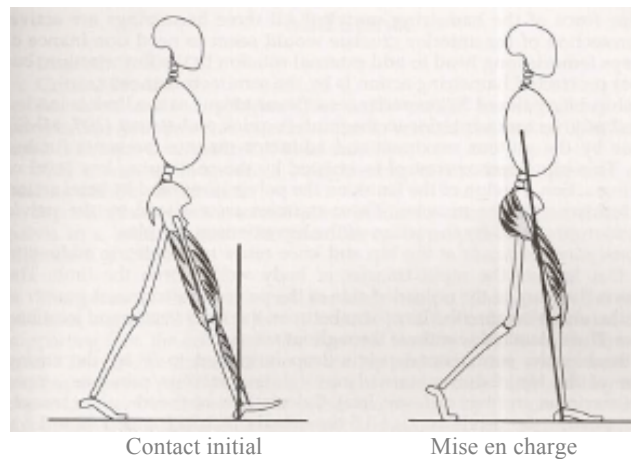


Figure 4 : Attaque du pas et mise en charge. Tiré de Perry (15).

Sur le plan musculaire, les extenseurs de hanche uni- (grand et petit fessiers, partie postérieure du moyen fessier) et bi-articulaires (ischio-jambiers) contrôlent la flexion de hanche, tandis que le moyen fessier et le tenseur du fascia lata (TFL) contrôlent la bascule frontale. Le maintien de l'extension de genou est passif à la phase de contact initial, le vecteur force étant situé en avant de l'articulation du genou, il requiert une activité concentrique du quadriceps lors de la mise en charge, freinée par les ischio-jambiers. A la cheville, l'activité concentrique des releveurs de cheville (tibial antérieur au premier plan, mais aussi extenseurs des orteils et de l'hallux) permet de stabiliser la cheville et le médiopied lors de l'attaque, puis

leur contraction excentrique assure le freinage de la chute du pied sur le sol. Dans le plan frontal, l'affaissement du pied en valgus est contrôlé par les muscles tibiaux antérieur et postérieur.

✓ Phase de milieu d'appui (simple support)

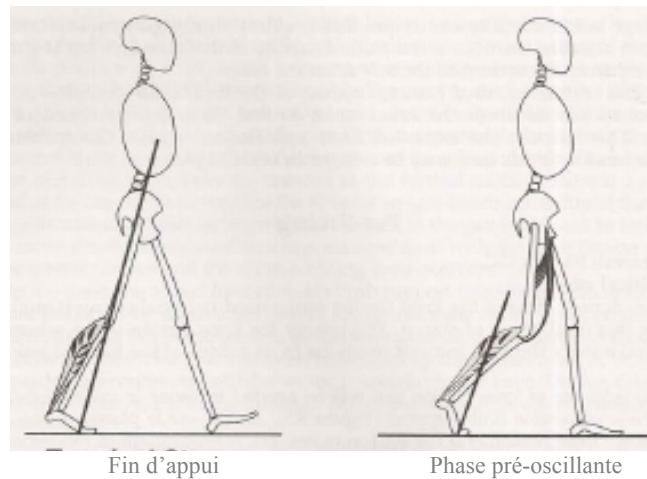
Lors de cette phase, le tibia avance sur le pied fixe, ce qui entraîne un mouvement global de flexion dorsale ; le transfert de tout le poids sur le membre portant accroît les contraintes en valgus de cheville. Le genou se maintient en petite flexion lors de la transition double – simple support puis présente un mouvement d'extension, tandis que la hanche subit également un mouvement d'extension. Le bassin reste stable dans les plans frontal et sagittal.

Sur le plan musculaire, moyen fessier et TFL accroissent leur action stabilisatrice du bassin dans le plan frontal, l'extension de hanche demande peu de participation des extenseurs. Le quadriceps joue un rôle à la phase de transition, puis le contrôle de l'extension du genou, qui tend à éviter le recurvatum de genou, est principalement assuré par une activation excentrique précoce du soléaire, puis plus tard des gastrocnémiens, qui fait repasser le vecteur force en arrière de l'articulation du genou. Cette même action musculaire permet de freiner l'avancée du tibia sur le pied, elle est synergique avec celle des autres muscles de la loge postérieure (longs fléchisseurs de l'hallux et des orteils). Le contrôle du valgus du pied revient principalement au tibial postérieur, celui du varus possible en fin de simple appui revient aux muscles fibulaires.

✓ Phases de fin d'appui et pré-oscillante (Figure 5)

Au niveau de la cheville, le tibia poursuit son avancée pour atteindre une flexion dorsale maximale de cheville d'environ 10°, puis un mouvement de flexion plantaire débute et entraîne le décollement du talon du sol. Le genou termine son mouvement d'extension initié à

la phase précédente puis amorce une flexion qui atteint 35 à 40° en prévision de la phase oscillante. La hanche poursuit un mouvement d'extension qui atteindra un maximum de 10 à 20° au début de la phase pré-oscillante, puis amorce une flexion pour se retrouver en position neutre. Le bassin subit une rotation postérieure.



**Figure 5** : Cinématique articulaire en fin de phase portante et en phase pré-oscillante. Tiré de Perry (15).

Le triceps sural est de nouveau le muscle clé de cette phase : c'est l'action du soléaire qui permet la flexion plantaire, faisant passer le vecteur force en arrière du centre articulaire du genou et entraînant la flexion initiale du genou et de la hanche. Les gastrocnémiens n'agiraient que très peu en temps normal mais constitueraient une réserve de puissance, les fléchisseurs des orteils et de l'hallux se contractent pour favoriser la propulsion et retarder le décollement des orteils. A la phase pré-oscillante l'action du triceps diminue à mesure que le poids est transféré sur le membre opposé qui débute sa phase portante. Le muscle droit fémoral prévient avec les vastes une flexion excessive de genou et participe avec le muscle iliopsoas et le grand adducteur à l'initiation de la flexion de hanche. Le tibial postérieur et les fibulaires assurent la stabilité du pied dans le plan frontal. Les adducteurs de hanches luttent contre le moment abducteur créé à ce stade.

✓ Début et milieu de la phase oscillante (Figure 6)

La cheville débute alors un mouvement de flexion dorsale pour se retrouver en position neutre ou en légère flexion plantaire, la pronosupination est neutre. La flexion de genou, principal élément du passage du pas lors de la marche normale, atteint son maximum à la fin de la phase de début d'oscillation (environ 60°, mais inférieure pour des vitesses de marche basses), puis le genou amorce un mouvement d'extension. La hanche accentue son mouvement de flexion jusqu'à 25 à 30° et le bassin amorce une rotation antérieure.

Sur le plan cinétique, trois éléments principaux participent à la flexion de genou : la génération d'un moment de force en flexion plantaire suffisant en phase de fin d'appui, la flexion de hanche, et en dernier ressort une flexion de la portion courte du biceps fémoral. Ainsi, cette action implique peu les fléchisseurs de genou et se prépare essentiellement en phase portante. La flexion de hanche se fait majoritairement sous l'action du muscle iliaque. La flexion dorsale de cheville est assurée par tous les muscles de la loge antérieure de jambe, tibial antérieur en tête, qui ont également une action varisante de cheville contrée par les muscles fibulaires.

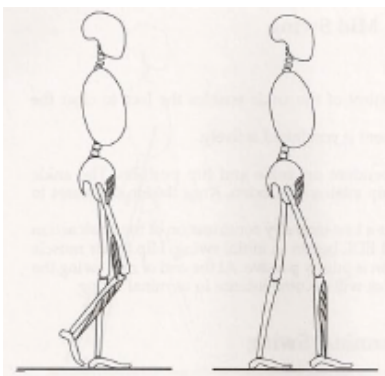


Figure 6 : Début (à gauche) et milieu (à droite) de la phase oscillante. Tiré de Perry (16).

✓ Fin de la phase oscillante (Figure 7)

Durant cette phase, la cheville se place en flexion neutre voire en légère dorsiflexion et la hanche reste fléchie à environ 30°. Le genou inverse son mouvement pour atteindre une extension complète au début de la phase d'appui.

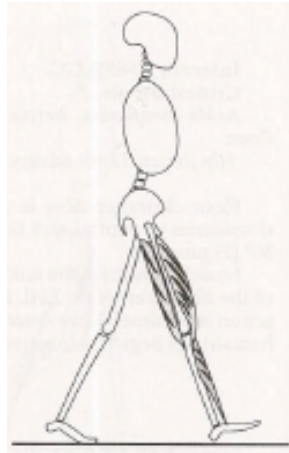


Figure 7 : Fin de la phase oscillante. Tiré de Perry (15).

La flexion de hanche est assurée principalement par le muscle psoas-iliaque, juste avant le contact les extenseurs de hanche entrent en action pour freiner la flexion et préparer leur rôle de stabilisation. L'extension de genou, qui se fait à haute vitesse, est en grande partie passive sauf en toute fin d'extension, elle est freinée par les ischio-jambiers. Le tibia antérieur permet le maintien de la cheville en flexion neutre, les muscles fibulaires s'opposent à son action varisante. Son activité s'accroît juste avant le contact en prévision des contraintes présentes à cette phase.

#### *1.1.2.4. Généralités sur la commande neuromotrice*

Marche et posture sont des activités principalement automatiques, faisant parfois appels à des fonctionnements réflexes (générateur spinal lombaire, réflexe myotatique...), mais dont le processus peut être influencé par la commande volontaire.

L'approche la plus classique et la plus simple pour décrire l'ensemble des processus permettant la production de la marche est la description cranio-caudale (ou top-down), qui est à la base de l'analyse de marche. Dans cette approche, un programme locomoteur est établi dans des centres supra-spinaux et implique la conversion d'une idée en un pattern d'activation musculaire permettant la marche. L'élaboration du programme moteur complexe qui est mis



en jeu lors de la marche nécessite l'intégrité de nombreuses structures cérébrales, notamment frontales et des noyaux gris centraux (comme nous le verrons ultérieurement). Cela nécessite ensuite l'activation de structures nerveuses de relai jusqu'à l'effecteur musculaire et un retour d'informations sensorielles (feedback) qui permet de corriger le mouvement (16). Au niveau musculaire, l'activation des fibres génère une tension puis une force musculaire qui crée un moment de force à l'origine de la mobilisation des segments osseux ; à leur tour, ceux-ci vont exercer des forces de réaction sur l'environnement, correspondant dans le cas de la marche à des forces de réaction au sol (13).

#### *1.1.2.5. Aspects énergétiques de la marche*

La marche représente le mode de locomotion le plus rentable pour l'espèce humaine. Le travail à fournir est représenté par la somme du travail mécanique externe et du travail mécanique interne. Le premier comprend l'énergie cinétique, dépendante de la masse du sujet et de la vitesse ( $1/2 mV^2$ ), et l'énergie potentielle qui intègre la masse, la gravité et le degré de déplacement du centre de gravité. Le travail mécanique interne comprend le travail interne de double contact (énergie nécessaire à la propulsion pour lutter contre le freinage induit par le début de phase de contact du membre opposé), et le travail interne cinétique nécessaire pour mobiliser les segments de membre entre eux. Entrent également en jeu les forces isométriques nécessaires au maintien de la station érigée et les forces de stabilisation latérales. Les résistances au mouvement de marche sont quasi nulles en l'absence de vent.

La dépense énergétique ( $VO_2$ ) croît de façon quasi linéaire avec la vitesse, mais il existe une relation hyperbolique entre la vitesse de marche et le coût énergétique ( $VO_2/vitesse$  de marche), la vitesse de marche optimale se situant chez l'adulte sain à environ 80 m/minute.

### *1.1.2.6. Synthèse : quels sont les principaux critères d'une marche adéquate ?*

Des nombreux paramètres de marche dont nous venons de parler, Gage (17) a dégagé plusieurs critères « nécessaires » à l'acquisition ou à la récupération d'une marche « normale » chez l'enfant paralysé cérébral :

- Stabilité pendant l'appui
- Evitement du sol par le pied oscillant
- Pré-positionnement du pied pour le contact initial pied-sol pendant l'oscillation.
- Longueur adéquate du pas
- Conservation d'énergie

Cette approche est tout à fait généralisable chez l'adulte et nous verrons que ces objectifs seront en partie à la base de l'évaluation et des traitements des troubles de la marche chez le patient hémiparétique.

## **1.2. Retentissement de l'accident vasculaire cérébral sur l'équilibre et la marche**

### 1.2.1 Rappels épidémiologiques : retentissement global de l'AVC

#### *1.2.1.1. L'AVC, source de dépendance*

La pathologie vasculaire cérébrale est la première cause de handicap acquis non traumatique de l'adulte. Touchant chaque année environ 130 000 nouveaux patients en France, l'AVC a un taux d'incidence multiplié par deux tous les 10 ans après 55 ans. Il s'agit

principalement d'une affection du sujet âgé (18), l'intrication avec d'autres pathologies est fréquente.

Dans les suites d'un AVC, un quart des patients décède, un quart récupère complètement, et la dernière moitié garde des séquelles physiques et/ou neuropsychologiques parfois sévères. Environ 30% des patients sont hospitalisés en Soins de Suite et de Réadaptation (SSR) au décours de leur prise en charge en soins de courte durée. La dépendance physique des patients post AVC y est près de 50% plus élevée que celle de l'ensemble des patients qui y sont accueillis. Les séquelles demeurent importantes puisqu'en fin de séjour, la proportion de personnes très dépendantes physiquement reste de 43,2 % et environ un sujet sur cinq reste définitivement dépendant d'un fauteuil roulant. En terme de handicap, plus de 225 000 personnes sont classées de façon permanente en affection de longue durée « accident vasculaire cérébral invalidant » par le régime général de l'assurance maladie (18). L'impact financier de l'AVC sur le système de santé est considérable, il correspond à une dépense annuelle d'environ 8,3 milliards d'euros dont 2,4 milliards d'euros pour le secteur médico-social (18).

La plupart des patients ayant présenté un AVC ont une combinaison variable de déficiences sensorielle, motrice, cognitive et thymique responsables de limitations d'activités multiples (19). A ce titre, les troubles de la posture et de la marche impactent de manière non exhaustive les activités de locomotion, d'entretien personnel et ménager, mais aussi le niveau de participation.

#### *1.2.1.2. Les chutes et leurs conséquences*

Les chutes sont fréquentes après un AVC : ainsi entre 14 et 65% des patients en présente au moins une au cours de l'hospitalisation en court séjour et en rééducation (20), ce

qui en fait la complication médicale la plus fréquente (21). Après la sortie d'hospitalisation, elles demeurent très fréquentes ; Forster et Young (22) ont ainsi mesuré leur incidence à 73% dans les 6 mois suivant la sortie, soit une incidence supérieure à celle observée chez la personne âgée. 21 à 57% des patients sont chuteurs à répétition (21).

Les circonstances de chute sont différentes en hospitalisation et à domicile. Dans le premier cas, elles surviennent classiquement de jour dans la chambre ou la salle de bain et particulièrement au cours d'un transfert (21,23). Elles sont rares durant les séances de rééducation et les troubles cognitifs sont clairement néfastes ; elles surviennent en effet souvent lorsque les patients enfreignent les autorisations ou outrepassent les règles de surveillance. A domicile, la marche est la principale activité inductrice de chutes devant les transferts, la marche en intérieur étant plus à risque (21).

Le principal facteur favorisant est la dépendance dans les activités de vie quotidienne et en particulier pour les activités de marche et l'équilibre debout. Les autres facteurs fortement impliqués sont représentés par les troubles cognitifs, thymiques ainsi, sensoriels (21,22), le déficit moteur (notamment quadricipital) et la spasticité. L'âge, le sexe, la localisation et le type de l'AVC ne sont pas discriminants.

Le retentissement des chutes est autant physique que psychologique. Une des complications physiques majeures est la fracture de l'extrémité supérieure du fémur. Le risque en est le plus élevé dans l'année qui suit la survenue de l'AVC, son incidence varie de 5 à 40% selon les études (24). Ce risque augmente avec l'âge et apparaît deux à quatre fois supérieur à celui de personnes « saines » du même âge (24,25). La fracture implique majoritairement le côté parétique, elle est favorisée principalement par « l'hémi-ostéoporose » qui se développe après l'AVC et qui s'aggrave avec l'âge (26), par l'augmentation du risque de chute lié aux troubles posturaux et par la perte de motricité de l'hémicorps parétique qui empêche l'amorti de la chute (24). Par ailleurs la plupart des facteurs de risque de chute du

sujet âgé sont également impliqués dans la chute du patient hémiparalysé, qu'ils soient intrinsèques (iatrogénie, troubles cognitifs, incontinence, troubles visuels...) ou liés à l'environnement (24). L'évolution à distance est comparable à celle que l'on peut observer dans la population générale, les patients retrouvant globalement leur niveau d'autonomie antérieur mais au prix d'une hospitalisation plus longue et d'un risque plus élevé de décompensation aiguë (24).

La peur de la chute est une complication fréquente (32%) et sous-estimée après un AVC (27). Comme chez la personne âgée, elle est favorisée par la survenue d'une chute antérieure (qu'elle soit initiale au moment de l'AVC ou à la reprise de la marche), l'importance des déficiences et des limitations d'activités et la perception de changements corporels. Elle retentit négativement sur la qualité de vie et l'humeur (28). La peur de la chute participe grandement à la sédentarité des personnes cérébrolésées et à la sous utilisation de leurs capacités fonctionnelles (27).

#### *1.2.1.3. Retentissement des troubles de l'équilibre et de la marche sur la participation*

Les déficiences physiques sont au premier plan des sources de restrictions de participation après un accident vasculaire cérébral (29,30). Dans le détail, les troubles de la marche et de l'équilibre, mais aussi les déficiences neuromotrices sont des facteurs majeurs limitant les capacités de marche dans la vie quotidienne (31). Ainsi, même si une proportion importante des patients acquièrent des capacités de marche indépendante au cours de leur récupération, seuls 20 à 66 % marchent réellement dans leur vie quotidienne (32).

Les conséquences des troubles de la marche et des chutes se font sentir plus loin que la sphère de la vie personnelle, elles touchent la vie sociale et de loisir ainsi que la vie professionnelle.

### 1.2.2. Principales déficiences à l'origine de troubles de l'équilibre et de la marche dans le cadre de l'hémi-parésie spastique

Les déficiences à l'origine des troubles de la marche et de la posture après un AVC, et plus généralement après une lésion du système nerveux central, sont de plusieurs ordres :

- Les troubles neuromoteurs : déficit moteur, spasticité (et plus largement troubles du tonus), rétractions musculo-tendineuses.
- Les troubles de la coordination, principalement l'atteinte cérébelleuse, beaucoup plus rarement une atteinte extrapyramidale.
- Les troubles des afférences : trouble de la sensibilité (tactile et profonde), vestibulaire et visuel
- Les troubles cognitifs, impliquant principalement l'initiation motrice, l'attention et les représentations visuo-spatiales.

#### *1.2.2.1. Les troubles neuromoteurs... et les autres troubles moteurs*

Après une lésion du système nerveux central, la parésie n'est pas le seul trouble du mouvement, celui-ci peut en effet naître d'une atteinte à trois niveaux différents (33) :

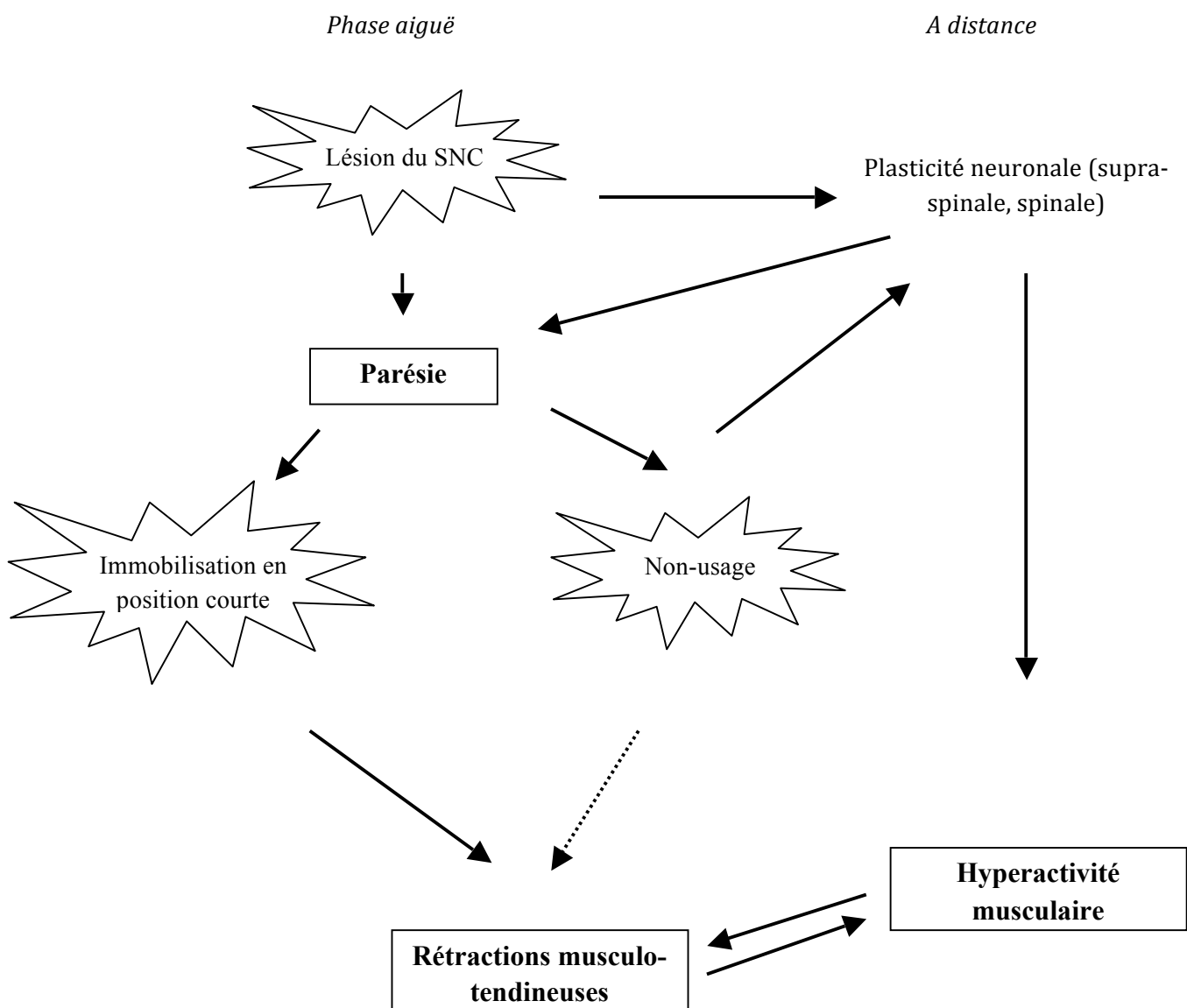
- Un *premier niveau* dit supérieur, qui correspond aux structures organisant la représentation spatio-temporelle du mouvement (principalement les centres d'intégration des afférences sensorielles), les mouvements automatiques (zones pariétales inférieures et préfrontales), et enfin celles impliquées dans l'aspect motivationnel du mouvement (cortex cingulaire antérieur, région préfrontale, système limbique...). Les patients présentant une atteinte à ce niveau auront par exemple une marche ou une posture ataxique, apraxique ou une perte d'initiation motrice, mais ne seront pas parétiques.

- Un *second niveau* intermédiaire qui a pour rôle la planification et la préparation du mouvement, c'est-à-dire la séquence d'activation musculaire, la durée et l'intensité de contraction, la coordination. Ce rôle est principalement dévolu à l'aire motrice supplémentaire, en lien étroit avec le cervelet, les ganglions de la base et les régions préfrontales. Une atteinte à ce niveau pourra être à l'origine d'un syndrome extrapyramidal ou cérébelleux mais pas d'une parésie.
- Un *niveau inférieur* responsable de l'exécution du programme moteur élaboré à l'étage intermédiaire sur la base des informations de l'étage supérieur ; ce rôle est dévolu à l'aire motrice primaire qui donne naissance au faisceau cortico-spinal (motoneurone central), puis au motoneurone périphérique dirigé vers l'effecteur musculaire. C'est l'atteinte à ce niveau qui est responsable du déficit moteur au sens propre, encore appelé parésie, qui est défini comme *l'impossibilité ou la difficulté de recruter des unités motrices afin de produire un mouvement*.

Le déficit moteur, la spasticité et les rétractions musculo-tendineuses sont les principales déficiences neuromotrices à l'origine de troubles de la posture et de la marche après un AVC, et celles qui sont les plus accessibles aux traitements. Elles sont la plupart du temps décrites séparément pour faciliter leur analyse et parce que la démarche clinique le nécessite en partie, mais toutes trois sont intimement liées. L'approche physiopathologique de Gracies, qui rassemble ces déficiences sous un syndrome de « parésie spastique déformante » (33), souligne ces liens importants. La compréhension des mécanismes à l'origine de ces troubles nous paraît une étape essentielle à la compréhension des phénomènes qu'ils induisent (Figure 8).

La parésie est principalement liée à une modification des patterns de conduction nerveuse (34), une perte d'activation centrale de la voie motrice pyramidale (35) et une

altération des motoneurones au niveau spinal (33) ; ces mécanismes conduisent à une diminution de la force musculaire produite. A côté de la perte de recrutement des unités motrices, le contrôle moteur perd en sélectivité, ce qui est à l'origine par exemple des schémas moteurs syncinétiques. Mais si elle est la déficience qui survient le plus rapidement (dès la phase aiguë), la parésie ne reste pas longtemps seule en jeu.



**Figure 8** : Mécanismes aboutissant au développement de la parésie spastique déformante après une lésion du système nerveux central, où apparaissent notamment les 3 principales déficiences neuromotrices en jeu (parésie, rétractions, hyperactivité musculaire). D'après Gracies (33).



Les rétractions musculo-tendineuses sont une conséquence directe de l'immobilisation liée au déficit moteur, qui se fait volontiers, volontairement ou par omission, en position de raccourcissement musculaire (genou tendu, équin) ; elles sont par ailleurs favorisées par la sous utilisation acquise d'origine comportementale liée à des mécanismes centraux que nous ne développerons pas. Les modifications musculaires périphériques pouvant mener aux rétractions musculo-tendineuses débutent dès la phase aiguë de l'AVC et sont caractérisées par une atrophie musculaire (36), une perte de sarcomères (37), une dégénérescence graisseuse du muscle (36) et une accumulation de tissu conjonctif (38). Ces modifications du tissu musculaire vont être responsables d'une augmentation non vitesse dépendante du tonus musculaire, constatée bien sûr du côté parétique mais aussi du côté sain (39), puis éventuellement d'une limitation des amplitudes articulaires de l'articulation concernée. Plus tard dans l'évolution naturelle du syndrome pyramidal la spasticité va contribuer à plein à la survenue de limitations des amplitudes articulaires.

D'autre part, le syndrome pyramidal a cette particularité d'associer une hypoactivité musculaire volontaire (la parésie) et une hyperactivité musculaire involontaire, toutes deux délétères. En effet, la production d'un mouvement par le système nerveux central nécessite de synchroniser le recrutement d'unités motrices en vue de produire une force musculaire suffisante, mais aussi de pouvoir relâcher les muscles qui n'y sont pas impliqués (40). Le terme de « spasticité » est le plus fréquemment utilisé à propos des manifestations de l'hypertonie musculaire involontaire après lésion pyramidale. Cependant, beaucoup d'auteurs se réclament de la définition de Lance (41), la qualifiant comme « un désordre moteur caractérisé par une augmentation vitesse dépendante du réflexe tonique d'étirement et par une augmentation des réflexes ostéotendineux, résultant d'une hyperexcitabilité du réflexe d'étirement dans le cadre d'un syndrome pyramidal », qui décrit donc des phénomènes réflexes ou survenant à la mobilisation passive mais pas lors du mouvement actif. Or, comme

nous le rappelle Landau, « les patients ne se plaignent pas d’avoir des réflexes vifs » (42), la définition de Lance est loin de recouvrir tous les aspects de ce phénomène multiple. Dans un esprit didactique, les manifestations associées à l’hyperactivité musculaire peuvent être séparées selon leur dépendance à l’étirement (Tableau 1).

Tableau 1 : Différents types d’hyperactivité musculaire dans la parésie spastique. D’après Gracies (40).

Type	Déclenchement	Gène globale	Gène posture et marche	Quantifiable cliniquement
<u>Dépendant de l'étirement</u>				
Spasticité	Etirement phasique, au repos	±	±	+
Dystonie spastique	Etirement tonique, au repos	+	+	±
Cocontractions	Commande volontaire	+	++	-
<u>Non-dépendant de l'étirement</u>				
Cocontractions à distance (syncinésies, chorée, athétose...)	Commande volontaire	+	±	-
Réflexes cutanés et nociceptifs (triple flexion...)	Stimulus cutané	+	±	-
Cocontractions réflexes	Toux, respiration, bâillement	±	-	-

La *spasticité* (en tant que telle) est la seule forme cliniquement quantifiable (même si la validité de sa mesure est parfois sujette à caution), elle est aussi la seule qui n’a pas de retentissement clinique en soi. Elle correspond à une exagération vitesse dépendante du réflexe d’étirement musculaire, présent normalement sur le muscle sain, c’est à dire une baisse de son seuil de déclenchement et une augmentation de son amplitude (43). La *dystonie spastique* correspond à une contraction musculaire tonique, chronique, en l’absence d’étirement phasique ou d’effort volontaire, sensible à l’étirement tonique (44). Elle 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. Elle est la seule des formes d’hyperactivité musculaire à être réduite par l’étirement tonique (45). La *cocontraction spastique* est le reflet de l’absence de sélectivité et de synchronisation du contrôle moteur. Elle correspond au recrutement anormal d’un antagoniste lors de l’activation d’un agoniste, et

se joue donc lors du mouvement actif. Elle est mise en évidence cliniquement, par exemple en observant un mouvement articulaire dans le sens du muscle antagoniste lorsqu'on sollicite du patient une contraction des agonistes, mais aussi à l'EMG que ce soit lors d'un mouvement analytique (40) ou de la marche (46). Les rétractions musculo-tendineuses et l'augmentation de la raideur musculaire intrinsèque participent au déclenchement de ces différentes formes d'hyperactivité musculaire en augmentant la sensibilité à l'étirement des fuseaux neuromusculaires et des organes tendineux de Golgi.

Les autres formes d'hyperactivité musculaire sont moins impliquées dans les troubles de la marche après une cérébrolésion, il s'agit des *cocontractions à distance* (ou syncinésies), des *réflexes cutanés et nociceptifs* (triple retrait du membre inférieur par exemple, très présents chez le blessé médullaire) et des *cocontractions réflexes* lors de bâillements ou de la toux.

#### *1.2.2.2. Troubles de l'organisation et de la coordination motrice*

Les troubles de l'organisation et de la coordination motrice sont principalement le fait du syndrome cérébelleux, qui entraîne une hypotonie, une hypermétrie et un asynchronisme agoniste-antagoniste (47), et du syndrome parkinsonien caractérisé par une hypométrie, une réduction des mouvements et un léger déficit moteur (48). L'origine vasculaire représente 4 à 12 % des syndromes parkinsoniens, très majoritairement dans le cas d'infarctus multilacunaires chez des patients âgés (soit une population différente de celle que l'on retrouve en centre de rééducation) (49).

### *1.2.2.3. Troubles des afférences ou de leur intégration*

#### ✓ Déficits des afférences sensorielles

L'ensemble des afférences peut être perturbé dans le cadre de la pathologie cérébrovasculaire, soit dans le cadre de l'atteinte des voies de passage de ces voies sensorielles, soit dans celle de leurs différents cortex primaires. Ainsi l'atteinte vestibulaire peut principalement se rencontrer lorsque la lésion implique le tronc cérébral, le thalamus (notamment sa partie postérieure) ou le cortex vestibulaire, et être à l'origine d'un retentissement sur l'équilibre (50,51) ; l'atteinte visuelle est plus fréquemment celle des voies de passage vers le cortex occipital (bandelettes et radiations optiques, à l'origine d'une hémio- ou quadranopsie latérale homonyme) qu'une atteinte corticale proprement dite. De nombreux auteurs ont mis en évidence une visuo-dépendance chez les sujets hémipariés, qui persiste à la phase chronique même si elle a tendance à diminuer avec le temps (52–54). Le poids accru de l'entrée visuelle semble être une stratégie de compensation, celle-ci étant sélectionnée prioritairement lors du conflit des afférences qui peut se produire après un AVC. Sur cette base, la rééducation en déprivation visuelle a montré son efficacité (52), mais les résultats des techniques de rééducation multisensorielles sont plus contrastées (55). Les atteintes sensitives sont fréquentes et peuvent impliquer l'ensemble des voies neuronales qui portent ces fonctions.

#### ✓ Troubles cognitifs

Des troubles de l'attention peuvent être observés après un AVC. En dehors de l'AVC, de nombreux travaux ont montré le poids attentionnel accru des activités posturales ou de marche dans des conditions de contraintes environnementales ou physiopathologiques (comme chez le sujet âgé) (56). Il en est de même en ce qui concerne les patients

hémiplésiques (57–59), même si les implications fonctionnelles de ces découvertes restent incertaines.

La négligence spatiale unilatérale est un trouble lié à une atteinte de l'hémisphère droit le plus souvent, particulièrement du carrefour pariéto-temporo-occipital. Elle ne correspond pas à un déficit sensoriel primaire mais un trouble cognitif à part entière. Elle est caractérisée par un défaut d'intégration des informations sensorielles qui proviennent d'un hémis-espace (le plus souvent gauche), mais aussi par une raréfaction des mouvements vers cet hémis-espace : elle a donc un volet perceptif et un volet moteur. Les perturbations induites vont être à l'origine de troubles comportementaux et de la posture. Plus généralement, l'héminégligence est associée à une durée de séjour plus importante, un risque de chute accru et une moins bonne récupération fonctionnelle (60).

Enfin, et de manière non exhaustive, les troubles dysexécutifs dans leur volet comportemental peuvent entraîner des troubles de l'initiation motrice et des troubles de la marche.

### 1.2.3. Troubles de l'équilibre après un AVC

#### *1.2.3.1. Epidémiologie*

Au décours d'un AVC, 40% des patients n'arrivent pas à effectuer un transfert du décubitus dorsal au décubitus latéral à une semaine, ce chiffre tombant à 15% à un mois (61). Pour ce qui est de la station assise, 80% des patients l'ont conservé ou réacquis à un mois de l'accident (61,62). Le délai de récupération d'une station érigée autonome est lui encore plus long, puisqu'il est en moyenne de 44 jours et que 50% des patients ne l'ont pas acquise à 9 semaines de l'AVC (63,64).

### *1.2.3.2. Caractéristiques de l'équilibre du patient hémiplégique*

L'analyse de l'équilibre bipodal des patients hémiplégiques révèle les caractéristiques suivantes :

- ✓ Une asymétrie de répartition des appuis, avec un appui plus important du côté sain (65–67) (Figure 9)

Cette asymétrie est liée au déficit moteur (68,69), à l'asymétrie du tonus musculaire (flaccidité ou spasticité) (70), aux déficits somatosensoriels (51), mais également au déficit cognitif visuo-spatial. Pour ces derniers, le défaut de report de poids est en effet plus important en cas de lésion droite et en présence de troubles de représentation de la verticalité (71,72) (pour une revue, voir (66)). Le CP plantaire du membre parétique est déplacé en avant par rapport au côté sain, mais c'est également le cas chez les sujets sains que l'on oblige à adopter un report de poids asymétrique, ce qui amène à penser que cette antériorisation de l'appui n'est pas liée au déficit neurologique mais à l'asymétrie elle-même (67). Cette même étude, comme d'autres auparavant (73), soulignait l'importance du membre sain dans la compensation des troubles de l'équilibre. Le degré d'asymétrie se traduit de manière proportionnelle par un déplacement du CP résultant du côté sain (67,74).

L'acquisition d'un meilleur report de poids est un objectif de la prise en charge rééducative des patients. Cependant, même si les techniques de feedback visuel (69,75,76) et les aides techniques de marche (77,78) ont montré leur efficacité, le transfert des gains lors de ce travail statique vers la marche ou l'amélioration de l'autonomie reste controversée (69,73,75).

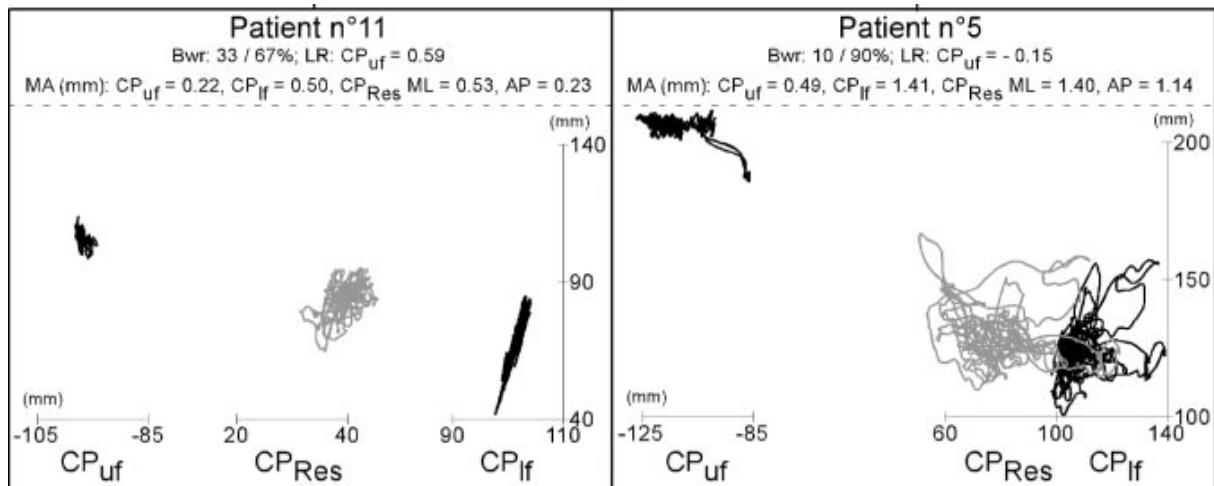


Figure 9 : Exemple de posturographie de deux patients hémiplegiques ayant une asymétrie de report de poids faible (à droite) et plus importante (à gauche). *En noir sont figurées les oscillations des CP plantaires, en gris celles du CP résultant.* Tiré de Genthon et al. (79).

A côté de ce défaut statique, les sujets hémiplegiques présentent un défaut de transfert volontaire d'appui d'un membre à l'autre, qui est un préalable au mouvement coordonné des membres inférieurs et notamment à la marche. On a ainsi pu montrer un déficit multidirectionnel de transfert d'appui, principalement sur le membre parétique (80,81), une altération bilatérale des transitions entre appui bi et monopodal (82,83) mais aussi une asymétrie lors du transfert assis-debout (84–86).

✓ Une augmentation des oscillations du centre de pression

Elle est liée à la fois à une majoration des mouvements du centre de gravité, qui reflète l'instabilité en tant que telle (87), mais aussi à une augmentation des réactions de correction (CP-CG) (88). Elle concerne en posturographie autant la surface de la pelote que la vitesse moyenne des mouvements.

Si on peut être critique sur la valeur restreinte des paramètres de posturographie statique dans la vie quotidienne, leurs liens avec des paramètres fonctionnels et de marche sont plus établis que pour l'asymétrie de report de poids (89,90).

✓ Une diminution des limites de stabilité lors des mouvements volontaires (91)

✓ Une inadaptation des réponses motrices aux déstabilisations

La capacité d'adaptation posturale lors des déstabilisations externes ou induites par les propres mouvements du sujet revêt une importance fondamentale lors de la plupart des activités de vie quotidienne, particulièrement lors de la marche et des activités réalisées en position debout (toilette, habillage, port de charge, travail sur un plan...).

Les capacités de s'adaptation aux perturbations externes sont altérées, surtout lorsque la contrainte est dirigée vers le côté parétique (92). Sur le plan neurophysiologique, les réponses musculaires sont retardées et de moindre amplitude du côté parétique (93,94), tandis que du côté sain il existe une activation musculaire compensatoire pour tenter d'améliorer les capacités d'équilibration (95,96). De même, les perturbations posturales lors de mouvements volontaires touchent aussi bien le membre parétique, dont les stratégies d'anticipation sont retardées et moins amples, que le membre sain qui, comme lors de contraintes externes, est le siège de réactions compensatoires (97,98).

Les troubles des synergies musculaires vont entraîner une raréfaction des transferts d'appui, les patients comptant essentiellement sur leur membre sain pour assurer leur équilibre (avec les limites que nous avons soulevées plus haut, à savoir restriction des limites de stabilité, impact sur l'autonomie), mais vont aussi raréfier et diminuer l'amplitude de leurs mouvements volontaires (99). Ces stratégies compensatoires dites de « stabilisation » ajoutent de la non utilisation à la parésie liée à l'AVC.

✓ Un trouble de perception de la verticalité

Les troubles de perception de la verticale peuvent se rencontrer après un AVC, surtout après une lésion hémisphérique droite (100), dans le cadre d'atteintes vestibulaire (périphérique, tronc cérébral, corticale) (51), sensitive (thalamique, corticale) et surtout visuo-



spatiale (101). Ce biais de verticalité peut concerner autant la verticale visuelle (7), haptique (102) et posturale (100) ; classiquement, la déviation est contralésionnelle, donc anti-horaire pour les lésions droites. La négligence spatiale unilatérale est le principal facteur qui majore le biais de verticalité (7,100,102). Le retentissement de ces troubles est important puisqu'il est prouvé que les perturbations de la verticalité sont associées à de moins bonnes performances en termes d'équilibre et de marche (103). Par ailleurs, le syndrome de « pushing » constitue une expression clinique majeure des troubles de la verticalité, où on observe une congruence du biais quelque soit sa modalité, entraînant des troubles posturaux importants (101).

#### *1.2.3.3. Conséquences fonctionnelles des troubles de l'équilibre*

De tous les troubles induits par l'AVC, les troubles posturaux et de l'équilibre sont ceux qui auraient l'impact le plus important sur l'autonomie fonctionnelle (104,105), notamment si une négligence unilatérale y est associée (103,106). Ainsi, les capacités d'équilibration évaluées à 30 jours de l'AVC ont une bonne valeur prédictive de l'indépendance fonctionnelle à 3 mois (61). Dans le détail, les troubles de l'équilibre impactent les activités de toilette et d'habillage, de locomotion et de transfert, peuvent entraver la bonne marche du processus global d'élimination, mais retentissent également sur les capacités à prendre un bain ou une douche et sur toutes les autres activités réalisées en position debout (préhensions en hauteur, ramasser un objet au sol...).

#### 1.2.4. Troubles de la marche après un AVC

##### *1.2.4.1. Généralités - épidémiologie*

L'altération de la marche est une conséquence fréquente de l'accident vasculaire cérébral ; on estime ainsi que 37 % des personnes qui en sont victimes ont repris la marche à une semaine de l'ictus (107), ce chiffre se porte à 66 % à trois mois (108). A plus long terme, même si 80 % des personnes survivantes à un AVC vont récupérer la marche, dont un peu plus de 50% sans aide, beaucoup gardent des troubles et n'acquièrent pas un niveau suffisant pour leur permettre une déambulation régulière dans leur vie quotidienne (107).

#### *1.2.4.2. En bref : quelle est la place de chaque déficience dans la genèse des troubles de la marche ?*

Immédiatement après la survenue de l'AVC, le déficit moteur est le principal élément à l'origine des troubles de la marche. Celui ci comprend comme nous l'avons déjà en partie abordé un déficit de commande motrice, alors que les faisceaux moteurs accessoires mis en jeu (principalement rubrospinal) ne permettent souvent pas une suppléance adéquate. Après un délai de quelques semaines à quelques mois, la spasticité et les rétractions entrent en jeu.

Les troubles sensoriels et de coordination sont parfois les principaux pourvoyeurs des troubles de marche, notamment lors des lésions du tronc cérébral, mais dans le contexte de l'hémiplégie spastique nous les considérerons comme des facteurs aggravants.

#### *1.2.4.3. Modifications des paramètres spatio-temporels de marche*

La vitesse de marche est plus basse chez les patients hémiplégiques, selon les études et les critères d'inclusion elle s'échelonne de 0,23 à 0,73 m/s en moyenne ; les facteurs concourant à cette baisse sont autant la réduction de la cadence que celle de la longueur du cycle de marche (109). De plus, la variabilité inter individuelle de la vitesse de marche est importante (110).

Le patient hémiparétique présente par ailleurs une asymétrie temporelle du cycle de marche, c'est à dire une répartition différente des temps portants et oscillants : ainsi, pour les deux cotés la phase portante représente une part plus importante que la normale, d'autant plus pour le membre non parétique. Cette majoration du temps portant est un facteur de stabilité, pas seulement dans le cadre de la marche de l'hémiparétique. Le temps de double contact est majoré, sauf si les comparaisons se font à vitesse identique entre patients et sujets contrôles (111–113). Enfin, à l'opposé de la phase d'appui, la durée de phase oscillante est majorée du côté parétique et minorée du sain par rapport aux témoins (111,113,114). Part ailleurs, l'asymétrie de marche n'est pas que temporelle mais aussi spatiale, la longueur du pas du côté parétique est en effet plus importante que du côté non parétique (111,113,115). Le degré d'asymétrie de marche évolue avec le délai post AVC, même si les résultats des études à ce sujet sont en partie discordants (114,116). Enfin, tout comme pour la vitesse de marche, les paramètres spatiaux et temporels du cycle de marche sont sujets à une variabilité plus importante que dans la population saine (112).

L'aide technique proposée au patient a une influence sur la marche ; si la vitesse de marche est réduite par l'utilisation d'une canne tripode (qui cependant est attribuée aux patients les plus sévèrement atteints, chez qui la stabilité est davantage recherchée que la vitesse), l'utilisation d'une canne simple permet d'améliorer la cadence et la vitesse de marche (117,118). Cette tendance semble identique pour les paramètres de symétrie de marche (119,120).

#### *1.2.4.4. Principales anomalies du schéma de marche*

Dans la plupart des cas, les anomalies du schéma de marche sont le résultat d'un déséquilibre entre des muscles agonistes déficitaires d'une part et leurs antagonistes

hyperactifs (spastiques) ou rétractés d'autre part. Les paragraphes suivant vont dresser un inventaire non exhaustif de ces troubles, selon une logique d'analyse proximo-distale.

✓ Au niveau du rachis et du bassin

Le rachis et le bassin peuvent être le siège de mouvements compensatoires liés aux conséquences des troubles présents en aval, mais aussi présenter des troubles posturaux directement induits par les déséquilibres musculaires.

Dans la première situation, on peut citer en phase portante un mouvement sagittal ou frontal du rachis et une bascule frontale du bassin controlatérale au côté parétique. En phase oscillante, le passage du pas est facilité par une extension et une inflexion controlatérale du rachis, une inclinaison controlatérale du bassin et une augmentation de la rotation pelvienne.

Le bassin est par ailleurs l'expression du retentissement du déséquilibre entre muscles antérieurs (principalement le droit fémoral et le psoas-iliaque) et ischio-jambiers qui l'emmènent en anté- ou rétroversion, ce qui peut modifier en conséquence la posture rachidienne (d'autant plus que le muscle psoas est impliqué). Ces troubles sont bien plus importants si les deux membres inférieurs sont impliqués comme chez le paralysé cérébral ou le blessé médullaire (15).

✓ Au niveau de la hanche

La littérature étudiant les conséquences des troubles neuromoteurs au niveau de la hanche est plus développée dans la paralysie cérébrale, mais il est vrai que dans ce cadre leur prévalence est plus importante, l'hypertonie façonne la croissance osseuse et les schémas spastiques sont souvent plus sévères, si bien que les troubles induits dans les trois plans de l'espace ne peuvent être ignorés. La littérature est bien moins abondante dans la population des patients vasculaires ; certes la prévalence des anomalies de hanche y est moins

importante, mais probablement qu'elles sont sous-estimées car plus difficilement caractérisées.

Dans le plan frontal, l'excès d'adduction de hanche lors des deux phases de la marche est lié à une hypertonie des adducteurs et/ou des ischio-jambiers internes, s'opposant à des muscles stabilisateurs parfois déficitaires (moyen fessier, tenseur du fascia lata). Elle réduit le polygone de sustentation et gêne la fluidité de la marche.

Dans le plan sagittal, les anomalies de hanche peuvent être la conséquence de positions vicieuses en aval (flessum de genou par exemple), mais peuvent naître comme au niveau du bassin d'un déséquilibre entre les ischio-jambiers et les fléchisseurs de hanche. On décrit ainsi un défaut d'extension de hanche en fin de phase portante et un défaut de flexion en phase oscillante (112). Le défaut de flexion de hanche peut d'abord être lié au déficit moteur des fléchisseurs de hanche, principalement de l'iliopsoas mais également le sartorius et le gracile (121), ce que confirme l'étude de modélisation de Kerrigan (122). Le droit fémoral, bien qu'il soit bi-articulaire, s'oppose à la flexion de hanche (121), tout comme la spasticité des extenseurs de hanche.

Dans le plan horizontal, un excès de rotation interne ou externe de hanche peut se produire en phase oscillante et/ou portante par un déséquilibre entre muscles rotateurs internes (faisceau antérieur du moyen fessier, petit fessier, grand adducteur) et rotateurs externes (en particulier pelvi-trochantériens, moyen fessier postérieur).

#### ✓ Défaut de flexion du genou en phase oscillante

Le défaut de flexion de genou en phase oscillante (ou « stiff knee gait », SKG) est fréquemment rencontré chez l'hémiplégique. Plusieurs facteurs concourent à réduire la flexion de genou : si la spasticité du quadriceps (et notamment du droit fémoral) est souvent citée (123,124), les deux autres principaux facteurs sont une altération du moment de flexion

de hanche (122,124) et du moment de flexion plantaire en fin de phase portante et en phase pré-oscillante (125) (cf supra). Ainsi, la flexion de genou en phase oscillante dépend principalement des événements se déroulant en fin de phase portante (126). Elle diminue en même temps que la vitesse de marche chez le sujet sain, mais même à vitesse égale le sujet hémiparalysé avec un genou raide en phase oscillante a une amplitude de flexion moindre (inférieure à 30°).

La spasticité du quadriceps est l'élément le plus accessible à un traitement (qu'il soit chimique par toxine botulinique par exemple ou chirurgical). L'attention s'est particulièrement portée sur le droit fémoral, notamment au vu des bons résultats thérapeutiques chez l'enfant paralysé cérébral. Chez l'adulte hémiparalysé, la réalisation de blocs moteurs du vaste intermédiaire ou du droit fémoral (121) et d'injections de toxine botulinique entraîne une augmentation de la flexion de genou en phase oscillante (127,128) et une tendance à l'amélioration des paramètres fonctionnels de marche (127,129), d'autant plus que le traitement est guidé par une analyse EMG montrant une hyperactivité du droit fémoral en phase oscillante.

La diminution du moment de flexion plantaire est liée d'une part au déficit moteur du triceps, et d'autre part au défaut de flexion dorsale en fin de phase portante, en raison d'une spasticité ou de rétractions du triceps sural. L'absence de pas postérieur correct et d'étirement du triceps n'est en effet pas favorable à une contraction musculaire optimale (125). Ce dernier point est démontré également par l'augmentation de la flexion de genou en phase oscillante après traitement par toxine botulinique de la spasticité du triceps sural (130). Le rôle respectif des gastrocnémiens et du soléaire sur la flexion de genou reste débattu (121,131).

✓ Hyperextension de genou en phase portante (recurvatum de genou)

Selon les études, sa fréquence est estimée entre 40 à 60% (132). Elle correspond à une hyperextension du genou au delà du 0 anatomique, à un stade plus ou moins tardif de la phase portante (dès l'attaque du pas ou à partir du milieu de phase portante), le vecteur force de réaction au sol passant alors nettement en avant du genou (133). Si le recurvatum de genou peut être un gage de stabilité en limitant le risque de déverrouillage du genou chez des patients déficitaires, il est source de complications à moyen et long termes (douleurs, distension ligamentaires et capsulaires, arthrose secondaire...) et d'une altération de l'efficacité de marche (15,134).

Les causes du recurvatum de genou sont nombreuses et souvent intriquées. Il peut d'abord être lié à un déficit des extenseurs de genou (notamment des vastes) et des fessiers, mécanismes prépondérant dans les pathologies neuromusculaires (133), des ischio-jambiers (qui contrôlent par leur contraction excentrique l'extension du genou), mais il semble que chez le patient hémiparétique non spastique le déficit du triceps soit prépondérant dans sa genèse (134). Sur l'autre versant, la spasticité du quadriceps s'oppose à la flexion de genou en début de phase portante, qui a pour but d'amortir l'impact du poids du corps sur le sol. Le rôle de l'hypertonie ou des rétractions du triceps sural semble souvent le plus important ; la limitation de flexion dorsale de cheville qui en découle empêche l'avancée du tibia au cours de la phase d'appui, imposant le recurvatum au patient sauf s'il possède des fléchisseurs de genou assez forts pour permettre une marche en équin.

✓ Défaut d'extension de genou en phase portante

Si la littérature à ce sujet est abondante chez l'enfant paralysé cérébral, elle est pauvre pour l'AVC. Cette attitude semble le fait principalement d'un déséquilibre entre des extenseurs de genou déficitaires et des ischio-jambiers sièges d'une hypertonie musculaire

(134), même s'il est parfois tout simplement secondaire à un flessum de hanche. A faible vitesse, l'attaque du pas se fait en flexion de genou (créant par la même un pseudo équin par défaut de verticalisation du tibia) qui reste à peu près constante jusqu'au début de la phase oscillante ; à vitesse plus élevée, la flexion est moins importante et la fin de la phase portante est marquée par un petit mouvement d'extension (111,135).

✓ Au niveau de la cheville et du pied

Les anomalies cinématiques de la cheville et du pied ont été les plus étudiées, probablement car elles sont les plus fréquentes (leur prévalence est estimée entre 18 (136) et 56% (137) selon la population étudiée) et que cette zone cristallise l'attention du patient et de l'examineur. Mais il faut garder en mémoire que comme nous l'avons abordé, les conflits entre le pied et le sol peuvent prendre naissance à un niveau supérieur (défaut de flexion de hanche et/ou de genou par exemple).

Le schéma classique associe une déformation en équin (le pied ne dépassant pas la flexion dorsale neutre) à un varus (ou inversion), formant le tableau de pied varus équin. Cette anomalie a un retentissement aux deux phases de la marche : elle entraîne un défaut d'appui plantigrade (en début voire durant la majeure partie de l'appui), restreignant l'équilibre, les transferts et la qualité de la marche ; elle peut par ailleurs être responsable d'un accrochage de la partie antérieure du pied en phase oscillante (138). La physiopathologie de l'équin implique une hypertonie des muscles de la loge postérieure de jambe, principalement le triceps sural mais aussi les fléchisseurs d'orteils, et d'autre part une faiblesse des muscles releveurs (tibial antérieur et muscles fibulaires). Le varus est quant à lui lié à une hypertonie des muscles varisant, tibial antérieur et long extenseur de l'hallux en phase oscillante, tibial postérieur en phase portante, en opposition à des fibulaires déficitaires (139–142).



Si on entre dans le détail des troubles du schéma de marche induits par le varus équin (15), l'attaque du pas se fait pied à plat voire sur l'avant pied, d'autant plus sur le bord externe (tête du V<sup>ème</sup> métatarsien) que le varus est important. La flexion de genou lors de la mise en charge est réduite, parfois même le genou se place en recurvatum (cf supra). L'hypertonie tricipitale freine la progression du tibia lors de la phase portante, entraînant un défaut de pas postérieur, un décollement précoce du talon (parfois même ce dernier ne repose pas au sol durant toute la phase portante) et comme nous l'avons abordé ne crée pas les conditions favorables à la production d'un bon moment de flexion plantaire en phase pré-oscillante. En phase oscillante, le retentissement ne se fait pas que sur la cheville (qui se place en équin), mais aussi sur le genou dont la flexion est réduite (cf supra). A côté des phénomènes dystoniques et des cocontractions qui sont principalement impliqués dans les phénomènes que nous venons d'étudier, une authentique spasticité phasique peut entraîner un clonus de cheville.

A coté de ce tableau classique, on retrouve le pied équin paralytique responsable d'un steppage, et les déformations de l'arrière pied en valgus, beaucoup plus rares que celles en varus, qui impliquent une faiblesse du tibial postérieur et une hyperactivité des fibulaires (toute cause osseuse ou articulaire ayant été écartée).

✓ Au niveau des orteils

Les griffes d'orteils ont une fréquence variant de 2 à 46% selon les populations étudiées (AVC tout venant ou suivis en rééducation) (136,143). On distingue les griffes spastiques, relativement précoces, et les griffes dystoniques, plus tardives. Elles peuvent impliquer les fléchisseurs des orteils (long et court) ou les extenseurs, la morphologie de la griffe variant selon les muscles impliqués. Elles se font principalement en flexion sur les quatre derniers orteils, l'hallux peut être le siège en plus de la flexion d'une dystonie en

extension. Les griffes dystoniques peuvent ne s'exprimer qu'en station assise voire debout, d'où l'importance de l'examen en situation fonctionnelle.

L'impact de la présence d'une griffe d'orteils sur la marche n'est pas négligeable. Tout d'abord, les douleurs induites par un hyper appui sur les orteils ou un conflit avec la chaussure restreignent l'appui, créent un inconfort et jouent le rôle d'une épine irritative. Par ailleurs, on peut penser que la perte de la surface d'appui des orteils en fin de phase portante et de leur rôle accessoire de propulseur joue un rôle sur la biomécanique de marche, même si cela reste à prouver.

✓ Anomalies globales (intéressant plusieurs articulations)

Le fauchage correspond à une hyperabduction de hanche en phase oscillante compensant un défaut de flexion de hanche, de genou et de dorsiflexion du pied. Il est souvent associé à une inclinaison controlatérale du tronc, souvent minime.

Nous ne traiterons pas du retentissement de l'hypertonie du membre supérieur sur la marche, bien qu'il puisse être parfois significatif (144,145).

#### *1.2.4.5. Retentissement fonctionnel*

Le retentissement fonctionnel des troubles de la marche rejoint en partie les éléments que nous avons abordés pour les troubles de l'équilibre, un grand nombre d'activités élémentaires de la vie quotidienne peuvent être impactées.

Par ailleurs, les conséquences sur la marche s'expriment particulièrement dans les activités complexes de marche que l'on rencontre fréquemment dans la vie quotidienne :

marche en double tâche, traverser une route, utiliser les escaliers, marcher sur un sol irrégulier, marcher au milieu d'une foule, changer de direction rapidement...

### **1.3. Moyens d'évaluation des troubles de la posture et de la marche après un AVC**

Comme à chaque fois que l'on veut étudier un phénomène, il faut se doter d'outils permettant de mesurer ce phénomène ou certaines de ses conséquences. Dans le domaine biométrique, et il est important de maîtriser les conditions d'utilisation d'un outil, et à contrario de savoir déceler ses failles. Après une synthèse sur des différents types d'évaluation et des qualités qu'elles doivent posséder, nous ferons un inventaire des outils d'évaluation existants pour évaluer les troubles de l'équilibre et de la marche après un AVC.

#### 1.3.1. Classification et principaux critères de qualité des outils d'évaluation

L'évaluation d'un paramètre quel qu'il soit, de la mesure clinique la plus simple jusqu'aux échelles d'évaluation, nécessite des outils de mesure qui respectent certains critères de qualité. Très utilisées dans de nombreux travaux, les échelles d'évaluation sont composées de plusieurs items dont la cotation est combinée en un score global et/ou en sous scores dimensionnels. Elles permettent d'évaluer des phénomènes subjectifs ou complexes tels la douleur, la qualité de vie, le handicap, etc. (146), mais aussi des phénomènes objectifs. Leur cadre conceptuel repose sur les dimensions de la Classification Internationale du Fonctionnement (CIF) : déficiences, limitations d'activité et restrictions de participation.

### 1.3.1.1. Classification

Les outils d'évaluation peuvent être classés en fonction de nombreux critères. Nous n'aborderons ici que les principaux (147).

- Selon le but de l'évaluation: diagnostique, pronostique, évaluation du changement (histoire naturelle ou après traitement)
- Selon le mode d'administration: réalisation d'un examen clinique; observation de performances; interview standardisée ou ouverte, réalisée en face à face ou par téléphone, d'un patient ou d'un tiers; questionnaire rempli par le patient (autoévaluation) ou par un tiers (hétéroévaluation).
- Selon la catégorie de mesure:
  - Les échelles nominales sont plus des classifications que des mesures. Elles cotent les variables dont les groupes n'ont aucune relation mathématique (par exemple traitement A, B ou C)
  - Les échelles ordinales dans lesquelles la valeur numérique attribuée à chaque réponse est arbitraire mais correspond à un ordre de classement hiérarchique. On peut citer en exemple la Mesure d'Indépendance Fonctionnelle (MIF).
  - Les échelles de type intervalle ou continues dans lesquelles la distance qui sépare deux valeurs consécutives est constante (par exemple la mesure de la force musculaire sur dynamomètre). Elles correspondent à des variables quantitatives discrètes ou continues.
- Selon la population cible:
  - Les échelles génériques sont validées dans diverses pathologies, souvent sur de grands échantillons, et permettent ainsi des comparaisons entre pathologies.

- Les échelles spécifiques ont été conçues pour une population donnée. Leur sensibilité en est améliorée mais leur validation se fait souvent sur de plus petits échantillons.
- Selon le paramètre évalué : les instruments peuvent évaluer :
  - Une pathologie, un syndrome ou un symptôme (échelle de dépression, de fatigue ou douleur)
  - Une dimension au sein de la CIF (testing musculaire, MIF, SF-36)
  - Plusieurs dimensions de la CIF (EDSS dans la SEP)

### 1.1.3.2. Qualités métrologiques et méthodes statistiques

Les qualités psychométriques sont essentielles pour juger de la valeur d'un instrument de mesure (146,147).

#### ✓ Validité

Un outil est valide lorsqu'il mesure ce qu'il est censé mesurer. La validité comporte plusieurs facettes :

- La *validité d'apparence* est un jugement subjectif par l'utilisateur potentiel des aspects visibles de l'échelle, principalement sur sa structure : longueur et libellé des items, modalités de réponse, disponibilité de l'outil, matériel nécessaire...
- La *validité de contenu* pour laquelle les experts évaluent la pertinence des items et leur exhaustivité dans l'univers de tous les items pouvant décrire le phénomène. L'avis porte également sur l'importance du nombre d'items par domaine, pour juger de l'équilibre de l'échelle.

Ces deux aspects de la validité reposent sur un jugement qualitatif d'experts et ne font donc appel à aucun test statistique.

- La *validité contre critère* compare la mesure du phénomène étudié par le nouvel outil et celle qui en est faite par un outil de référence (« gold standard »), en mesurant une corrélation. Si l'évaluation par les deux outils est faite au même temps, on parle de validité concomitante.
- La *validité du construit* nécessite de poser des hypothèses théoriques sur les liens entre le phénomène mesuré (A) et d'autres phénomènes évalués par leur propre outil validé (B<sub>1</sub>, B<sub>2</sub>, B<sub>3</sub>). Par exemple, on peut supposer que A est lié avec B<sub>1</sub> et B<sub>2</sub> mais pas avec B<sub>3</sub>. On s'attendra donc à une corrélation entre A et B<sub>1</sub> et B<sub>2</sub> (validité convergente) et l'absence de corrélation entre A et B<sub>3</sub> (validité divergente). D'autres techniques statistiques peuvent être utilisées (146).
- La *validité prédictive* étudie les capacités de l'évaluation à un temps t par l'outil étudié de prédire les résultats d'une ou d'autres évaluations réalisées à distance. Ces évaluations peuvent porter sur le même critère d'étude que l'outil étudié (par exemple deux outils d'évaluation de l'autonomie) ou sur des critères différents (par exemple liens entre les capacités posturales à la phase subaiguë de l'AVC et l'autonomie à distance).

L'étude du lien entre un outil (ou sa partie) et un autre outil (ou sa partie) repose sur la réalisation d'un test de corrélation bivariée. Si les deux échelles sont quantitatives et suivent une distribution normale, un coefficient de corrélation de Pearson sera utilisé ; dans les autres cas, on utilisera un coefficient de corrélation non paramétrique basé sur les rangs, le plus utilisé étant le coefficient de Spearman.

Enfin, l'analyse factorielle permet d'aider à déterminer la structure d'une échelle, selon qu'on n'en ait aucune idée a priori (analyse factorielle exploratoire) ou une idée préconçue (analyse factorielle confirmatoire). Cette analyse permet de définir des sous

groupes d'items ou de dimensions corrélés entre eux, mais nécessite après sa réalisation une analyse d'experts pour donner un sens clinique aux regroupements identifiés (146).

✓ Cohérence interne

La *cohérence interne* est habituellement présentée avec les mesures de fiabilité car elle s'interprète de la même façon que le coefficient de corrélation intraclasse (cf infra), mais en réalité elle est d'avantage une mesure de validité. Elle évalue la force de la relation entre les items d'une échelle ou d'une partie d'échelle mesurant une même dimension. L'outil statistique utilisé est l'alpha de Cronbach. Plus alpha est proche de 1, plus la cohérence interne est élevée. En pratique, elle est considérée comme bonne au dessus de 0,70 mais ne doit pas trop approcher 1 sinon certains items sont redondants (146).

✓ Fiabilité (ou reproductibilité)

Il est nécessaire de s'assurer que les résultats obtenus lors de différentes évaluations soient stables et reproductibles, en mesurant la variation aléatoire de la mesure (ou erreur de mesure) et en supposant qu'il ne se produise pas « d'évolution vraie » entre deux évaluations.

Selon les cas, on distingue :

- La *fiabilité interjuges (ou inter-examineurs)*, où les deux juges sont différents et indépendants.
- La *fiabilité intrajuge (ou intra-examineur)*, où un même évaluateur cote deux fois le sujet.
- La *fiabilité test-retest*, situation identique à la situation « intrajuge » mais dans le cadre d'une autoévaluation.

Les méthodes statistiques d'étude de la fiabilité sont nombreuses et méritent qu'on s'y attarde. Si la mesure est quantitative (intervalle), la première méthode est purement graphique et consiste à tracer le graphe de dispersion des observations où chaque axe représente une évaluation, et d'étudier la disposition des observations par rapport à la ligne d'égalité ; cette méthode est purement subjective et ne peut servir que de première approche globale. Les tests de comparaison de moyenne permettent de détecter une erreur systématique de mesure mais n'explorent pas l'échelon individuel. Ils sont peu performants et ne doivent pas être utilisés seuls (148).

Beaucoup d'auteurs utilisent le coefficient de corrélation mais cette mesure est sujette à de nombreuses limites comme l'ont montré Bland et Altman (149). Ainsi, la corrélation mesure le lien entre deux variables et non leur accord ; elle est notamment incapable de détecter une erreur systématique de mesure (par exemple si un second utilisateur double l'ensemble des valeurs qu'il recueille, la corrélation entre les évaluations sera très forte, mais la reproductibilité médiocre). Par ailleurs la valeur du coefficient de corrélation augmente « artificiellement » avec la disparité des scores obtenus et le test de signification devient caduc. Le coefficient de corrélation ne doit donc pas être utilisé dans l'étude de la fiabilité d'un outil, en dehors de la fidélité test-retest.

Le coefficient de corrélation intraclasse (ICC) (150) apporte une réponse aux limites du coefficient de corrélation. Il s'agit d'une mesure de fiabilité basée sur le modèle de l'analyse de variance (ANOVA) qui doit être paramétrée de manière adéquate en fonction de la configuration de l'analyse voulue et du nombre de juges différents. Le lecteur pourra consulter l'article de Fermanian (146) pour obtenir des détails à ce propos. De plus, la plupart des logiciels statistiques délivrent deux ICC : l'ICC pour mesure unique doit être utilisé lorsqu'on s'intéresse à la fiabilité de mesures individuelles, l'ICC pour mesures moyennées lorsqu'on s'intéresse à la fiabilité sur la moyenne des évaluateurs. Plus la reproductibilité est



bonne, plus l'ICC approche de 1. Une classification arbitraire est admise par convention : la reproductibilité est très bonne si  $ICC \geq 0,91$ , bonne si  $0,90 \leq ICC \leq 0,71$ , modérée si  $0,70 \leq ICC \leq 0,51$ , médiocre si  $0,50 \leq ICC \leq 0,31$ , très mauvaise ou nulle si  $ICC \leq 0,30$ . La prise en compte de l'intervalle de confiance à 95% de l'ICC est également importante. Toutefois, l'ICC ne doit pas être utilisée seule car, comme le coefficient de corrélation, elle dépend de la dispersion des mesures (variance inter-sujets) : plus la dispersion est élevée, plus le coefficient de corrélation sera important (148).

La méthode décrite par Bland et Altman (149), méthode mixte (graphique et chiffrée), est un bon complément de l'ICC (Figure 10). Elle est basée sur la représentation graphique des écarts mesurés entre deux mesures en fonction de la moyenne de ces deux mesures. L'étape suivante consiste à tracer la ligne correspondant à la différence moyenne entre deux mesures et les deux lignes correspondant aux bornes de l'intervalle de confiance à 95 % de cette moyenne (moyenne  $\pm$  2 DS, avec DS = déviation standard). L'analyse porte alors sur la valeur de la moyenne des différences (qui doit être proche de 0), la dispersion des écarts de mesures (qui doivent être comprises dans l'intervalle de confiance) et sur la détection d'un profil d'erreur systématique dépendant des valeurs de cotation de chaque item ou du score total (autrement dit l'importance de l'erreur de mesure est-elle dépendante de la valeur des cotations).

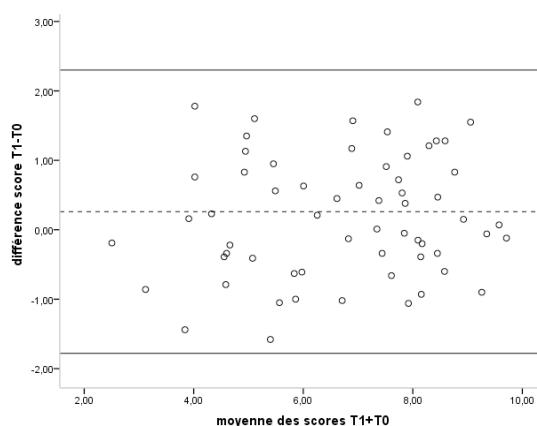


Figure 10 : Exemple de diagramme de Bland et Altman satisfaisant : la moyenne des différences (--) est proche de 0, les points sont situés entre les deux bornes de l'intervalle de confiance de la moyenne (—) et il n'y a pas de tendance systématique.

Un coefficient Kappa est utilisé si la mesure est qualitative, il s'interprète de la même façon que l'ICC.

✓ Sensibilité au changement

Elle étudie la capacité de l'instrument à détecter les changements d'état, qu'ils soient en lien avec l'évolution naturelle ou avec une prise en charge thérapeutique. L'instrument doit pouvoir détecter une vraie différence clinique et rester stable pour les sujets qui n'évoluent pas. Il existe de nombreux indices de sensibilité au changement, nous n'aborderons que les principaux.

La première méthode consiste à pratiquer un test de comparaison de moyenne pour échantillons appariés (test t de Student pour échantillons appariés ou test de Wilcoxon selon les cas) en classant préalablement les sujets en plusieurs groupes (améliorés, stables, dégradés par exemple) selon l'évolution d'un ou plusieurs critères de référence ; la variation de l'échelle testée doit alors suivre celle du ou des critères de référence (146).

Une seconde méthode simple et fiable consiste à étudier la corrélation entre la différence entre les deux mesures de l'échelle à tester (évaluation de base et à distance) et la différence de mesures aux mêmes moments par l'outil de référence (151).

La taille de l'effet (« effect size », ES) est le rapport entre la moyenne des N différences d sur l'écart type des N scores avant traitement. La réponse moyenne standardisée (« standardized response mean », SRM) correspond quant à elle au rapport entre la moyenne d et l'écart-type des N différences d (146,147,151). Ce sont deux indices mesurant l'évolution intrinsèque de l'outil étudié, ne faisant pas intervenir de critère autre.

Chacun de ces indices de sensibilité au changement présente ses inconvénients propres, et il est admis dans la littérature : (1) d'utiliser plusieurs indices différents, (2) de

comparer la sensibilité au changement de plusieurs échelles pour déterminer la meilleure plutôt que d'utiliser ces indices pour une échelle (146).

✓ Effets plancher et plafond

Aux extrémités de l'échelle, deux éléments sont à prendre en compte pour déterminer l'étendue du spectre de réponse aux items : l'effet plancher et l'effet plafond. Ils correspondent au pourcentage de sujets de l'échantillon ayant respectivement une cotation minimale et maximale d'un item ou de l'ensemble de l'échelle. La plupart des auteurs considèrent qu'ils sont significatifs au-delà de 30% (147). La présence d'un de ces deux effets est un obstacle à la mesure de la sensibilité au changement (152).

✓ Faisabilité et utilité (clinique, recherche)

Même très bien validé sur le plan statistique, un outil d'évaluation doit pouvoir être « utilisable », il convient donc de s'en assurer et de définir le cadre de son utilisation. Les principaux éléments à prendre en compte sont le temps de passation et d'interprétation, les besoins matériels spécifiques ou d'une formation à la mesure, le coût et la « portabilité », autrement dit le fait qu'un test soit faisable au lit du patient ou en consultation ou qu'il nécessite une logistique plus importante (153).

En conclusion, le processus de validation d'une échelle doit être rigoureux car l'interprétation des résultats des travaux qui vont l'utiliser en dépend. Or, une récente revue de nombreuses études portant sur l'efficacité de stratégies de rééducation a souligné une insuffisance globale à ce niveau (154).

### 1.3.2. Cadre global des évaluations de la posture et de la marche

Les moyens d'évaluation des troubles posturaux et de la marche sont très nombreux en médecine physique et de réadaptation, s'étendant de manière caricaturale de la première impression grossière et subjective en observant le patient à une évaluation fine de multiples dimensions, parfois avec des outils technologiques poussés. L'utilisation de ces outils d'évaluation doit répondre à des logiques d'objectif (clinique ou recherche), de contrainte et de nécessité.

Ces différentes évaluations peuvent s'intégrer dans le modèle de la CIF en mesurant selon leur nature les déficiences à l'origine des troubles posturaux et de la marche mais aussi leur retentissement sur les activités et la participation. Nous nous attacherons à dresser un inventaire des principaux moyens d'évaluation des troubles de la posture et de la marche qui s'appliquent au patient hémiparétique, inventaire qui ne saurait être exhaustif tant ils sont nombreux.

### 1.3.3. L'examen clinique, première étape de l'évaluation

L'examen clinique représente souvent la seule évaluation réalisée en pratique clinique quotidienne. Il permet de rechercher les déficiences à l'origine des troubles, en fonction d'un contexte clinique connu ou pas (dans notre cas l'accident vasculaire cérébral), et de quantifier par des mesures simples leur retentissement fonctionnel.

#### *1.3.3.1. Evaluation des déficiences*

L'évaluation des troubles neuromoteurs se conçoit de manière globale, comme nous l'avons vu dans leur description, mais pour plus de commodité nous les étudierons séparément.

L'évaluation de l'état orthopédique se fait par la mesure des angles articulaires par un goniomètre. Cette mesure chiffrée est préférable à l'appréciation semi-quantitative de l'importance des limitations articulaires. La mesure des amplitudes maximales doit se faire à la fin d'une mobilisation passive lente de l'articulation pour éviter le déclenchement d'un phénomène spastique phasique, et en prenant en compte la position de l'articulation sus-jacente pour les articulations dont le mouvement est commandé par un muscle bi-articulaire.

L'évaluation de la spasticité est complexe tant elle prend des formes multiples comme nous l'avons vu. Il convient de séparer l'étude de la déficience « spasticité » de celle de son retentissement fonctionnel, aussi voire plus important, que nous aborderons ultérieurement. En ce qui concerne le premier aspect, la mobilisation à vitesse rapide permet d'évaluer la part phasique de la spasticité (angle de ressaut et type de réaction musculaire). Le retentissement sur la motricité est étudié par la mesure de l'angle articulaire en mobilisation active et de la qualité de réalisation de mouvements rapides alternatifs (155).

L'analyse clinique quantifiée n'est possible que pour la spasticité proprement dite lors de l'étirement phasique. L'outil le plus utilisé est *l'échelle d'Ashworth* (dans sa version originale ou modifiée) (156,157), bien qu'elle soit le reflet des rétractions des tissus mous et de la dystonie en plus de la spasticité phasique, et non de cette seule dernière (155). Sa validation est de plus très incomplète (notamment en terme de reproductibilité inter-examineurs) et sa cotation en partie subjective. De plus, ses conditions de passation et notamment la vitesse d'étirement ne sont pas précisées, elle n'évalue que la part de résistance à l'étirement sans mesurer l'état articulaire, les cocontractions, le potentiel moteur résiduel et le retentissement fonctionnel (158). *L'échelle de Tardieu* (159) est moins utilisée, notamment dans la littérature internationale, mais elle semble plus appropriée ; elle repose en partie sur l'évaluation clinique décrite ci-dessus, à savoir l'étude à trois vitesses différentes (V1 = lente pour repérer les rétractions, V2 = celle du membre chutant avec la gravité, V3 rapide) de l'angle d'arrêt du

mouvement (X) et du type de réaction musculaire (aucune, résistance minime, accrochage, clonus). La différence entre l'angle à V1 et à V3 représente la seule part de spasticité phasique. Elle a le mérite de fixer des conditions de passation standardisées, sa reproductibilité inter et intra observateur est bonne même chez des examinateurs peu formés (160).

La mesure de la commande motrice dans le cadre de lésions centrales ne pourrait être une mesure de la fonction motrice seule comme cela peut se concevoir lors d'une lésion périphérique. En effet, les troubles moteurs ne sont pas dus qu'à une diminution de la force musculaire, mais aussi à l'opposition d'antagonistes spastiques, aux cocontractions, à des mouvements anormaux, à des troubles de coordination ou de représentation spatiale... Une évaluation grossière peut être faite par les manœuvres globales (Barré, Mingazzini), mais elle n'est pas suffisante. En prenant en compte les réserves émises quant à la nature des troubles moteurs, le moyen d'évaluation le plus utilisé est le testing musculaire selon le modèle du Medical Research Council (MRC) (161). Il est d'autre part important de s'assurer de la sélectivité du mouvement (motricité globale, dissociée, analytique) ainsi que du gradient de récupération, habituellement proximo-distal dans les lésions sus-tentorielles.

Le reste de l'examen clinique analytique s'attachera à rechercher des perturbations des afférences sensorielles, de l'intégration de celles-ci et de la coordination. On recherchera ainsi des troubles sensitifs (surtout profonds, arthokinétiques et pallesthésiques, mais également superficiels notamment plantaires), un syndrome vestibulaire, des troubles visuels (baisse d'acuité visuelle, hémianopsie latérale homonyme, mouvements oculomoteurs anormaux...), un syndrome cérébelleux, une hémignégligence spatiale. Les troubles de la verticalité peuvent être constatés cliniquement s'ils sont importants, sinon ils sont explorés par des tests plus

complexes en étudiant leur différentes modalités (comportementale, posturale, visuelle, haptique).

### *1.3.3.2. Analyse fonctionnelle*

L'analyse fonctionnelle de la posture et de la marche dans le cadre de l'examen clinique repose sur des évaluations rapides, possibles au lit du malade en quelques secondes à quelques minutes, qui permettent une évaluation globale semi-quantifiée des troubles étudiés (8,162).

L'étude clinique de l'équilibre doit prendre en compte l'équilibre statique mais également l'équilibre dynamique. L'analyse peut débuter chez les patients les plus sévèrement atteints par l'étude des retournements au lit, puis par celle de la station assise, en observant la stabilité de la posture, l'aide nécessaire à son maintien, la présence d'une inclinaison du tronc et les réactions aux poussées déstabilisatrices. Si le patient est capable de tenir la position debout, on notera la qualité du transfert assis – debout (aide nécessaire), la position spontanée (inclinaison latérale ou sagittale, flessum de hanche ou genou, équin...), le niveau de support nécessaire, le temps de maintien de l'équilibre dans des conditions de difficulté croissante (pieds joints, tandem, unipodal...), yeux ouverts et yeux fermés. Enfin on peut étudier l'altération de la posture aux perturbations internes (mouvements de tête ou de bras) ou externes (poussées déstabilisatrices), annoncées ou non. Il existe des tests rapides réalisables au lit du malade qui permettent de standardiser l'évaluation (62,163).

L'analyse clinique de la marche revêt classiquement deux aspects complémentaires, l'analyse des défauts du schéma de marche et l'analyse globale de la fonction. Le premier nécessite de connaître les caractéristiques cinématiques de la marche normale et les modifications induites par la parésie spastique. Cette analyse se fait articulation par

articulation, lors des phases oscillantes et portantes, elle permet également de repérer les principales ataxies et les troubles extra-pyramidaux. Le lecteur pourra se rapporter au chapitre décrivant les principales anomalies de marche retrouvées après un AVC pour plus de précisions. L'analyse de la fonction de marche prend en compte la nécessité d'une aide (humaine ou technique, uni ou bilatérale), la vitesse de marche (confortable et rapide), le périmètre de marche, la qualité du demi-tour (nombre d'appuis), la possibilité de réaliser des activités supérieures de marche (double tâche, marche en tandem, privation visuelle, terrain instable, escaliers, etc.)... Les stratégies d'analyse de la marche sont dépendantes de la spécialité de l'examineur, comme l'ont montré Watelain et al. dans une étude comparant praticiens de MPR, kinésithérapeutes et neurologues (164,165).

#### 1.3.4. Les tests et échelles d'évaluation de la posture et de la marche

##### *1.3.4.1. Tests et échelles d'évaluation de la posture*

Les tests d'évaluation de la posture sont nombreux. La plupart étudient les capacités posturales, soit en considérant seulement la possibilité de réalisation (réponse binaire oui / non, quelque soit le niveau d'aide), soit comme c'est le plus souvent le cas en intégrant une gradation ordinale du niveau d'aide nécessaire. D'autres évaluations s'attachent à estimer la confiance des sujets dans leur équilibre ou le risque de chute, et enfin une partie se fait sous la forme de tests quantitatifs mesurant le plus souvent le temps de maintien d'une posture.

##### *✓ Les principaux tests et échelles génériques*

*L'échelle de Berg* (Berg Balance Scale, BBS) est un outil très fréquemment utilisé dans la littérature (166). Il se compose de 14 items cotés chacun de 0 à 4 par l'examineur,



pour un score maximal de 56. Les items explorent l'équilibre statique et dynamique lors de la station assise (un item), des transferts (3 items) et de la station debout avec des niveaux de difficulté croissante (10 items). Elle a été validée dans de nombreuses populations dont les hémiplegiques, où sa reproductibilité est correcte sauf pour certains items (167) et sa cohérence interne bonne. Sa validité contre critère est bien démontrée, notamment avec les évaluations posturographiques, d'autres échelles ordinales et les tests chronométriques ou métriques que nous aborderons ultérieurement. Par contre, sa sensibilité au changement est moins bonne chez l'hémiplegique que chez la personne âgée fragile (168). La BBS présente un effet plancher bien démontré, du au nombre important d'items nécessitant la station, si bien qu'elle ne doit pas être utilisée à la phase aiguë ou chez les sujets sévèrement atteints (169).

Les *tests chronométrés* sont dérivés des conditions d'étude de la posture que nous avons décrites lors de l'examen clinique. Le temps de maintien de la station unipodale est un test simple, bien validé dans les populations âgées et prédictif du risque de chute grave (170). A notre connaissance, peu de données sont publiées à propos de ce test chez les patients victimes d'AVC. Le *Sensory Organisation Test (SOT)* (76) offre l'avantage de permettre une analyse de l'origine des perturbations de l'équilibre (visuelle, proprioceptive, vestibulaire) en plus d'une étude quantitative.

Le *Functional Reach Test* permet d'explorer les limites de stabilité et la coordination entre équilibre et gestuelle en mesurant la distance horizontale parcourue par l'extrémité du troisième métacarpien lorsqu'on demande au sujet d'avancer volontairement le bras le plus loin possible (171). Il est validé chez l'hémiplegique, tout comme sa version modifiée qui se déroule en position assise et permet donc une évaluation de sujets ne pouvant tenir debout sans aide (172). Il est bien corrélé à la BBS (173).

Enfin, le *test de Tinetti* (174), bien que largement utilisé en gériatrie, n'est pas adapté à l'AVC et sa cotation est parfois approximative.

Deux échelles se démarquent en évaluant non pas les capacités d'équilibre mais la confiance du patient de ne pas perdre l'équilibre dans les activités de vie quotidienne, qui est assimilée à la peur de la chute. L'*Activities-Specific Balance Confidence Scale* (ABC scale) comporte 16 items où le patient s'auto-évalue sur une échelle numérique de 0% à 100% (confiance élevée) (175). Ses qualités psychométriques sont bonnes sauf pour la reproductibilité de certains items (176). Chez l'hémiplégique, elle est reproductible, validée contre la BBS et la vitesse de marche, sa structure a été étudiée à postériori et validée par une analyse en composantes principales (177). La *Falls related Efficacy Scale* (174) est bâtie sur le même concept mais dispose de moins bonnes qualités métrologiques.

✓ *Les échelles spécifiques d'évaluation de la posture chez les patients victimes d'un AVC*

La *Postural Assessment Scale for Stroke* (PASS) est une échelle hétéroévaluative 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 (61). Les niveaux de difficulté des items couvrent un grand champ, des retournements au lit jusqu'à la station unipodale, lui garantissant une bonne sensibilité. Elle est spécifiquement validée chez l'hémiplégique, avec de bonnes reproductibilité (inter et intra-examineurs) et consistance interne, une bonne validité du construit contre des paramètres analytiques (spasticité, motricité, sensibilité), fonctionnels (MIF) et instrumentaux (posturographie dynamique), ainsi qu'une bonne validité prédictive sur l'indépendance fonctionnelle à 3 mois. Un effet plafond modéré a été retrouvé dans l'étude initiale de Bénaïm, mais n'a pas été mis en évidence ultérieurement (169). Les propriétés psychométriques de la PASS en font un meilleur outil clinique d'étude de la

posture comparativement à l'échelle d'équilibre de Berg et à la partie « équilibre » du test de Fugl-Meyer (169), notamment dans les trois premiers mois après l'AVC. Le *Postural Control and Balance for Stroke* (PCBS) est bâti sur les mêmes bases que la PASS (178). Il comporte un nombre d'items plus important (19), insistant notamment davantage sur l'équilibre assis ; sa cotation se fait de 1 à 4. Ce test est reproductible et sensible au changement mais sa validité contre critère n'a pas été étudiée.

Le *Trunk Control Test* (TCT) évalue en quatre items les capacités d'équilibre en phase précoce après un AVC (161) : les retournements au lit (2 items), le transfert allongé – assis et l'équilibre assis. La cotation est basée sur l'indépendance à réaliser l'item, en trois ordres (0, 12, 25), le score maximal est de 100. Il est reproductible mais sa sensibilité au changement est faible. Sa validité concurrente est incertaine, il a par contre une bonne validité prédictive sur la reprise de la marche lorsque l'évaluation est faite à 6 semaines.

Les *indices d'équilibre postural assis et debout* (EPA et EPD) sont des échelles ordinales en 5 niveaux simples rapidement réalisables (179). Pour l'EPA, le sujet doit maintenir l'équilibre assis pendant au moins une minute. L'EPD évalue le maintien de l'équilibre debout bipodal ou unipodal. Ces indices sont validés chez l'hémiplégique.

#### *1.3.4.2. Echelles d'évaluation de la marche*

On distingue les outils d'évaluation des performances et capacités de marche, les plus nombreux, ceux mesurant l'équilibre dynamique durant la marche et les échelles d'évaluation visuelles qui étudient les anomalies du schéma de marche.

✓ Outils d'évaluation des performances de marche

La *vitesse de marche* est un indice majeur de la récupération des capacités de marche après un AVC. Les différences méthodologiques sont importantes entre les études, notamment sur deux points : l'allure de marche (confortable vs maximale) et la distance parcourue (tests courts de 5 à 20 mètres, tests longs sur 200 mètres ou 6 minutes) (Graham JE 2008). La vitesse maximale de marche sur 10 m à la phase aiguë et subaiguë est prédictive de la vitesse de marche confortable et possède une meilleure sensibilité au changement (180,181) ; une amélioration est significative au dessus de 25% (182). Le recueil du nombre d'appuis permet de calculer simplement la cadence de pas si on ne dispose pas d'outil instrumental, mais en ne prenant pas en compte l'asymétrie de marche.

Une autre approche quantitative est de mesurer la *distance parcourue*, à vitesse confortable, dans un temps donné, le plus souvent 2 ou 6 minutes, parfois 12 (183). Le test de marche de 6 minutes met ainsi en évidence les capacités de marche en endurance, qui sont liées à l'autonomie fonctionnelle globale (184), sous réserve de la présence de troubles du schéma de marche.

Le *Timed up and go Test* est une échelle générique qui permet une analyse de l'équilibre et de la marche (185). Il consiste pour le patient à se lever d'une chaise, marcher 3 mètres à allure confortable, faire demi-tour et se rasseoir sur la chaise. Il a montré son intérêt dans de nombreuses pathologies où son temps de réalisation est corrélé au risque de chute. Dans le cadre de l'AVC, il apparaît très reproductible et sa validité du construit est forte contre la vitesse de marche, de montée et descente des escaliers et la distance au test de marche de 6 minutes (186). En guise de norme, Anderson et al. ont proposé un cut-off à 14 secondes pour dépister le risque de chute mais dans une population de patients âgés victimes d'un AVC (187).

✓ Echelles et tests d'évaluation des capacités de marche

La *New Functional Ambulation Classification* (NFAC) (188) est une échelle de passation simple en 9 niveaux permettant d'étudier le niveau de performance et d'aide humaine nécessaire dans les activités de marche. Il s'agit d'une version modifiée de la FAC (189), qui elle-même comprenait 6 niveaux (0 -5) dont le dernier, correspondant à l'indépendance fonctionnelle, ne différenciait pas la surface d'où un manque de sensibilité. La classe 5 a donc été divisée en 4 classes, sur la base d'une étude en régression linéaire parmi 19 variables explicatives potentielles. En résumé, la classe 0 correspond à une marche impossible ou nécessitant l'aide de 2 personnes, la classe 4 à une indépendance sur terrain plat, la classe 9 à une indépendance de marche complète. Cette version modifiée jouit d'une bonne reproductibilité. La classification *Functional Walking Categories* (190) est quant à elle basée sur l'autonomie de marche en séparant les patients capables de marcher durant les séances de rééducation, à l'intérieur et à l'extérieur, et en identifiant pour chaque groupe des sous-niveaux.

Le *Rivermead Mobility Index* (RMI) est une échelle en 15 items évaluant les transferts et la marche (191). Il comprend 14 questions posées au patient et une tâche à réaliser (tenir debout 10 secondes), cotées de manière binaire (possible / impossible). Les items couvrent des activités de difficulté croissante, du retournement au lit jusqu'à la course. Il a été validé chez l'hémiplégique et possède de bonnes qualités de reproductibilité et de sensibilité au changement dans les 3 premiers mois de l'AVC (152,192). Une version modifiée a été récemment développée, la nature des items n'y est pas modifiée mais la cotation se fait selon une échelle ordinale à 4 niveaux selon le degré d'aide nécessaire (193). Elle n'est pas validée en français.

L'échelle *Emory Functional Ambulation Profile* (EFAP) (194) mesure le temps pour effectuer cinq sub-tests qui reflètent des tâches réalisées habituellement dans la vie

quotidienne : marcher 5 mètres sur un sol dur et sur un tapis, un test de type « get up and go », un franchissement d'obstacle et la montée d'escaliers. Le score de chaque item est obtenu en multipliant le temps de réalisation par un facteur prenant en compte le type d'aide technique nécessaire. Une version modifiée qui prend en compte le niveau d'aide humaine a été développée (195).

L'échelle *ABILOCO* est un autoquestionnaire en 13 items évaluant de manière binaire la possibilité de réaliser des tâches de difficultés croissantes en situation écologique (de la marche avec aide humaine à la prise d'un escalator) (196). Il a été construit par analyse Rasch à partir de 43 items initiaux. Ce questionnaire a été développé spécifiquement chez le patient vasculaire, il bénéficie d'une bonne validité concurrente et d'une reproductibilité excellente. L'évaluation par le patient et un proche paraît semblable (197).

Enfin, Roorda et al. ont développé des autoquestionnaires séparés d'évaluation de la marche sur terrain plat (198) et dans les escaliers (199), avec un classement statistique des items dans un ordre de difficulté croissant. Leur validation est assez complète et satisfaisante mais elle a porté sur une population hétérogène (dont environ 1/5 de patients victimes d'AVC) ; ils offrent l'avantage de prendre en compte autant les capacités que la facilité et la pratique réelle en vie quotidienne des activités testées.

✓ Echelles d'évaluation de l'équilibre dynamique lors de la marche

Ces échelles ont pour but de pallier au côté non écologique de l'évaluation de l'équilibre statique et dynamique par les tests simples usuels. Le *Dynamic Gait Index* (DGI) a été développé initialement en gériatrie (200), puis par la suite validé auprès de patients hémiparétiques. Il comprend 8 items couvrant la marche sans contrainte, avec changement de vitesse, oscillations de tête, passage d'obstacle et la montée d'un escalier ; ils sont cotés de 0 « atteinte sévère » à 3 « normal », le score total (maximum 24) est ainsi d'autant plus faible

que les troubles sont importants. La reproductibilité du test est excellente pour le score total, plus modérée item à item, il est validé contre la BBS, l'ABCscale et le Timed Up and Go Test (201).

Le *Functional Gait Assessment* (FGA) est une évolution du DGI qui vise à pallier un effet plafond, non prouvé statistiquement mais éprouvé par certains cliniciens (202,203). Il reprend, selon la même cotation ordinale, 7 items du DGI auxquels ont été ajoutés la marche yeux fermés, pieds collés et en marche arrière. Dans sa version allemande (il n'a pas été validé en français), il est reproductible et validé contre de nombreuses évaluations de l'équilibre et de la marche (BBS, RMI, test des 10 mètres, FAC) (203).

#### ✓ Echelles d'évaluation visuelle de la marche

Elles permettent une évaluation standardisée et quantifiée des défauts du schéma de marche, prolongeant ainsi la démarche clinique habituelle. Il existe premièrement quelques échelles d'évaluation « à l'œil nu » dont la plus utilisée semble être le *Rancho Los Amigo System* (15,204), malgré un manque de validation criant et une cotation caduque car ne définissant pas clairement les bornes d'évaluation (204). Le *Rivermead Visual Gait Analysis* (RVGA) a été développé spécifiquement pour évaluer les défauts de marche des patients atteints de maladies neurologiques (205). Il comprend 20 items évaluant les défauts concernant les membres supérieurs (2 items) le tronc et les membres inférieurs (18 items) durant les phases portante et oscillante. La cotation se fait selon une gradation ordinale de 0 « normal » à 3 « défaut sévère », un guide de cotation est joint pour chaque item. L'étude princeps de validation a été faite sur peu de patients, majoritairement atteints de sclérose en plaques ; elle a montré dans ce cadre de bonnes reproductibilité et validité du construit (test de 10 mètres, RMI, asymétrie de marche).

La complexité de la marche et la simultanéité des événements qui la composent ont favorisé le développement d'échelles d'analyse du schéma de marche à partir d'un enregistrement vidéo avec deux incidences orthogonales minimum (204) (bien qu'elle nécessite le recours à un moyen instrumental, la portée fondamentalement clinique de ces échelles nous a poussés à les traiter dans ce chapitre). Le coût de ces systèmes vidéos 2D est bien moindre et leur utilisation beaucoup plus simple qu'un système d'analyse quantifiée de la marche ; à l'opposé, ils apportent moins d'informations et avec une précision moins fine. La validité de l'analyse 2D contre l'analyse 3D a été mesurée pour quelques outils, elle est faible à modérée si on compare les valeurs angulaires quantitatives, elle est satisfaisante si l'analyse vidéo se fait avec un classement ordinal (par intervalle de déviations, par exemple « flexion de hanche de 0 à 10° ») (206,207). Les biais de mesure viennent principalement de la précision des repères et des rotations de segments de membres, bien que sur ce dernier point des indicateurs de validité de mesure aient été développés (208).

Nous avons retrouvé deux échelles développées spécifiquement pour l'évaluation de la marche hémiplegique. *La Wisconsin Gait Scale* (WGS) comporte 14 items répartis sur chaque phase de marche, comparant le comportement du membre parétique à celui du membre non parétique ou à la norme (209). Bien qu'ayant montré une bonne sensibilité au changement, à notre connaissance aucune mesure de reproductibilité n'a été réalisée pour cette échelle (210,211). *La Gait Assessment Interventional Tool* (GAIT) (212) est une échelle plus récente 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. Cet outil jouit d'une bonne reproductibilité chez les examinateurs habitués ou non à l'étude de la marche, 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



AQM, montrant des corrélations significatives. Sa sensibilité au changement est prouvée y compris en comparaison avec d'autres outils d'évaluation de la marche (212,213).

#### *1.3.4.3. Echelles d'évaluation de la motricité globale évaluant la posture et la marche*

Ces échelles évaluent à la fois la déficience motrice et certaines capacités fonctionnelles dont l'équilibre et la marche pour ce qui intéresse ce travail. Leur objectif étant de couvrir un large spectre dans l'évaluation des patients, des plus sévèrement atteints à ceux ayant totalement récupéré, les capacités testées sont très variables en difficulté, des retournements au lit à l'appui unipodal par exemple pour ce qui est de l'équilibre. Ces échelles offrent donc une vue globale de la récupération motrice mais manquent probablement de sensibilité quand il s'agit d'évaluer une sous-population particulière. Elles sont largement utilisées dans les études évaluant la récupération après un AVC, et bénéficient pour la plupart de bonnes caractéristiques psychométriques. Sans entrer dans le détail de leur contenu, on peut citer *l'échelle de Fugl Meyer* (214), la *Rivermead Motor Assessment* (215) et la *Motor Assessment Scale* (216).

#### *1.3.4.4. Echelles d'évaluation fonctionnelle comprenant des items d'évaluation de la marche et de la posture*

Les échelles d'évaluation des limitations d'activités comportent des items sur les transferts et la marche, parmi un ensemble d'items évaluant l'autonomie dans les activités élémentaires voire élaborées de vie quotidienne. L'autonomie globale est une covariable d'étude fréquente dans les études sur la marche et l'équilibre, leurs items spécifiques servent souvent de critère de validité du construit. Parmi toutes celles qui existent, nous insisterons sur les deux plus utilisées, l'indice de Barthel et la Mesure d'Indépendance Fonctionnelle

(MIF), mais nous pouvons citer dans cette catégorie l'indice de Katz Activities of Daily Living (ADL) (217) et le score de Rankin (218).

*L'indice de Barthel* est une échelle générique d'évaluation de l'indépendance fonctionnelle qui a été particulièrement développée chez l'hémiplégique (219). Il comprend 10 items correspondants aux activités élémentaires de la vie quotidienne, en excluant la communication et les activités instrumentales. 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. Cette échelle dispose d'une validité reconnue même si elle ne traduit pas toujours bien la sévérité de l'atteinte (220). 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.

*La Mesure d'Indépendance Fonctionnelle (MIF)* (221) comprend 18 items, dont 3 sur les transferts et 2 sur la locomotion. Elle intègre par ailleurs 5 items regroupés dans une sous-échelle « cognitive ». La cotation est ordinale en fonction du degré de dépendance, de 1 « dépendance complète » à 7 « indépendance complète », une utilisation adéquate de l'échelle impose de prendre connaissance du guide de cotation de chaque item. C'est un outil validé et reproductible (222), lui aussi fréquemment utilisé dans les études sur les patients victimes d'AVC.

#### *1.3.4.5. Evaluation par objectifs et évaluation globale du changement.*

L'approche de l'efficacité d'un traitement par objectifs est un moyen de cotation alternatif aux outils habituels. La *Goal Attainment Scaling (GoAS)* est un outil développé à

l'origine pour évaluer le résultat de traitements en addictologie (223), qui a investi le champ de la MPR il y a quelques années (224). Le patient et le médecin se mettent d'accord sur une série d'objectifs personnalisés et définissent pour chacun un barème de cotation entre -2 où la situation est bien pire qu'initialement et 2 où elle est bien meilleure qu'espérée, 0 correspondant à l'atteinte de l'objectif fixé. Chaque objectif est ensuite pondéré en termes d'importance pour le patient et de difficulté d'obtention. Une formule mathématique permet de calculer un score continu de base (t0) et après l'intervention thérapeutique (t1). La GoAS est un outil complémentaire des outils d'évaluation plus classiques, elle a montré une meilleure sensibilité au changement et une bonne reproductibilité inter-observateurs (225,226).

De nombreux auteurs ont fait « entrer » l'avis du patient dans l'évaluation du changement (spontané ou thérapeutique), soit par l'utilisation d'une échelle ordinale comme pour la Global Assessment Scale (GAS) , ou par celle d'une échelle visuelle analogique (EVA) (227). La GAS, d'abord développée pour évaluer la santé mentale (191), a prouvé ses qualités dans la mesure de l'évolution naturelle et après traitement focal de la spasticité (228,229). Sa cotation se fait de -4 (détérioration très marquée) à 4 (amélioration très marquée).

### 1.3.5. Evaluations instrumentales de la posture et de la marche

#### *1.3.5.1. Evaluation instrumentale de la posture : la posturographie*

La posturographie (ou stabilométrie) est une technique qui permet d'étudier en continu les variations du centre de pression, reflétant ainsi les variations du centre de gravité. Le plus souvent la plateforme est unique, fournissant directement les variations du CP résultant, mais

le mieux reste de disposer d'une plateforme double qui permet d'étudier les variations des CP plantaires (et de calculer le CP résultant) et de mesurer l'asymétrie des appuis (200), bien qu'une estimation de la répartition des appuis reste possible avec une plateforme simple (Genthon et al. 2008b).

On distingue la posturographie statique et dynamique. Dans la première, on demande au sujet de rester debout immobile durant un temps donné (classiquement 51 secondes), dans des conditions de posture (pieds écartés normalement, joints, en tandem...) et de contraintes environnementales (yeux ouverts ou fermés, perturbations proprioceptives ou vestibulaires) variables. L'analyse peut se faire à partir des données de dispersion du CP (surface de la pelote, longueur totale, vitesse de déplacement...), mais aussi à partir d'une analyse fréquentielle. Cet outil est utilisé en pratique quotidienne, mais sa reproductibilité est médiocre notamment car la tâche évaluée est relativement simple, ne demandant pas de contrôle particulier sauf chez les patients ataxiques (8). A côté des plateformes traditionnelles, certains outils électroniques permettent d'obtenir les mêmes informations, comme la plateforme de force Zebris FDM (Zebris Inc.).

La posturographie dynamique relève quasi exclusivement du domaine de la recherche, sauf pour l'Equitest®. Elle consiste à étudier les variations posturales lorsque le sujet se trouve sur un support instable, l'instabilité étant soit permanente (par exemple en utilisant une rocking platform), soit intermittente (rotation, translation). En plus des variations du CP, on peut mesurer les patterns d'activation musculaire (EMG) et la coordination segmentaire (analyse du mouvement).

L'alternative à la posturographie pour étudier directement les variations du centre de gravité passe par l'analyse directe par un système vidéo 3D ou optoélectronique. De même l'étude, des stratégies d'adaptation posturale et des ajustements posturaux anticipés repose sur un dispositif proche de celui de l'AQM (cf infra).

### 1.3.5.2. *Evaluations instrumentales de la marche*

Les analyses instrumentales sont un complément utile de l'approche clinique et métrologique. Nous en abordons dans ce chapitre les principaux aspects.

#### ✓ Méthodes d'analyse des paramètres spatio-temporels de marche

L'analyse des paramètres spatio-temporels de marche a connu une démocratisation et des avancées importantes avec le développement de techniques microinformatiques et la miniaturisation du matériel. Ces systèmes permettent tous de mesurer les variables globales de marche (vitesse, cadence...) et les événements du cycle (durée de phase oscillante et portante, longueur de pas et de cycle...).

Deux principales approches ont cours à l'heure actuelle. Premièrement, l'étude peut se faire par capture des appuis au sol comme c'est le cas des *tapis de marche* tels le GAITRITE (CIR systems Inc.), le GAITMAT (E.Q. Inc.) ou le Zebris FDM (Zebris Inc). De longueur variable, ils permettent en plus une analyse des pressions plantaires lors des appuis, semi quantitative pour le GAITRITE, plus précise pour le Zebris FDM. L'autre outil est le *locomètre*, qui permet, par l'étude du déplacement des pieds reliés chacun à un câble, de mesurer en plus des paramètres évoqués plus haut les accélérations.

#### ✓ L'analyse Quantifiée de la Marche (AQM)

Depuis les premières analyses chronophotographiques de Jules Etienne Marey, les techniques d'analyse de la marche se sont progressivement enrichies pour arriver au « gold standard » actuel qu'est l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM). Cette dernière combine une analyse des paramètres spatio-temporels de marche, de la cinématique articulaire (angles, vitesse), de la cinétique (c'est à dire des forces et leur dérivées en jeu pendant la marche), et

enfin des séquences d'activation musculaire par électromyogramme. Elle nécessite une salle dédiée, un équipement coûteux (caméras 3D, plateformes de force, appareil EMG multicanaux), demande un temps de passation et de traitement des données important et une expertise dans son interprétation, ce qui limite son utilisation en pratique clinique quotidienne. De plus les sujets doivent être capables de marcher sans aide technique, ce qui exclu de fait une grande partie des patients victimes d'un AVC, et l'analyse ne peut se faire que dans les conditions standardisées de la salle de marche. Mais à l'opposé l'AQM est l'examen le plus précis et apporte des éléments de connaissance qu'elle seule peut fournir sur l'origine des troubles du schéma de marche.

Une alternative à l'analyse vidéo 3D existe mais présente moins de garantie à l'heure actuelle, il s'agit de l'analyse de mouvement à l'aide de marqueurs et de capteurs ultrasoniques, comme par exemple le Zebris CMS (Zebris Inc).

#### ✓ Evaluations actimétriques

Les évaluations actimétriques se sont développées pour pallier aux limites des questionnaires d'évaluation de la quantité d'activité physique, peu adaptés aux personnes handicapées en général et aux hémiplegiques en particulier, et d'autre part à celles des échelles et tests analytiques et fonctionnels que nous venons d'aborder et qui ont une portée écologique très limitée. Ces évaluations actimétriques utilisent des capteurs de mesure ambulatoire variés associés entre eux (gyroscope, accéléromètre, podomètre, capteurs de force, électrogoniomètres, GPS...) pour permettre une mesure appropriée à l'objectif recherché (par exemple nombre de pas, vitesse moyenne de marche, amplitudes articulaires...) sur une durée de mesure prolongée et en situation écologique. Pour une revue détaillée, le lecteur pourra notamment se rapporter à la revue de Gebruers et al. (230). En France, une vaste étude est en cours sur l'évaluation des performances de marche des patients

hémiparétiques à l'aide de deux capteurs magnéto-accélérométriques 3 axes portés trois jours à domicile (PHRC 2007, coordonné par Saint Etienne).

## **1.4. L'échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiplegiques vasculaires**

### 1.4.1. Cahier des charges de l'échelle et objectifs de la mesure

Comme nous venons de le voir, il existe de nombreux moyens d'évaluation de la posture et de la marche chez les patients victimes d'un AVC. Mais nous pensons que ces mesures n'abordent pas certains aspects des problèmes rencontrés par les patients ou ne permettent pas suffisamment de prendre en compte leur propre évaluation. Après avoir résumé les principales carences que présentent les mesures existantes, nous poserons les bases de notre nouvelle évaluation.

#### *1.4.1.1. Que manque-t-il dans l'arsenal d'évaluation du patient hémiplegique ?*

A nos yeux, les principales carences des outils actuels sont les suivantes :

- La plupart des évaluations reposent sur la mesure de « capacités » à faire telle ou telle tâche plus ou moins complexe, en prenant parfois en compte le niveau d'aide, mais aucune ne mesure la *facilité de réalisation* de ces activités. Or, l'expérience clinique et l'analyse de la littérature nous montrent parfois que l'évolution d'un patient (spontanée ou après une intervention thérapeutique) ne s'accompagne pas forcément d'une nette

amélioration de ses capacités et performances posturales ou de marche (mesurées par les outils classiques), mais que le ressenti de la tâche peut par contre être meilleur.

- Par ailleurs, la place donnée au patient dans l'évaluation de ses capacités et de ses différents défauts posturaux et de marche est limitée, et *aucun outil ne permet à l'heure actuelle de comparer sur une mesure identique les évaluations du patient et de l'examineur*. Or, il est fréquent de constater des discordances entre leurs évaluations (qu'elle soit pour l'examineur clinique, métrologique ou instrumentale). On ne peut résolument penser que les évaluations standards quantitatives (même aussi sophistiquées soient-elles) sont toujours les plus appropriées pour évaluer les patients, en témoigne la difficulté de mettre en évidence le changement dans le traitement des conséquences fonctionnelles de la spasticité ; mais à l'opposé même si l'évaluation du patient est forcément dépendante de ses connaissances, de la présence de troubles cognitifs, de son affect et de l'effet placebo, elle amène résolument un plus dans la discussion et reste indispensable dans la pratique.

- De plus, beaucoup d'outils d'évaluation de la posture et de la marche évaluent les patients dans des situations particulières (pieds nus ou sans aide technique par exemple) ou par le biais de tests spécifiques (marche funambule, vitesse maximale de marche, posturographie...). Tous ces éléments limitent nettement le *caractère écologique de la mesure*.

- Enfin, il faut revenir sur l'essence même de la prise en charge des conséquences fonctionnelles de l'AVC sur la posture et la marche, notamment avec le développement grandissant des traitements de la spasticité (toxine botulinique, neuro-orthopédie). Si l'objectif chez ces patients reste d'améliorer la fonction (et en conséquence la participation), la plupart des schémas de traitement se basent sur la correction de certains défauts du schéma postural et de marche. Or aucun outil ne permet à l'heure actuelle de faire une *analyse combinée* de ces deux aspects du problème, un volet analytique qui pourrait permettre d'aider



à fixer des cibles et objectifs thérapeutiques, et un volet fonctionnel qui permet de juger du retentissement des troubles sur les activités.

#### *1.4.1.2. Principes généraux de l'échelle*

L'échelle doit répondre aux attentes suivantes :

- Mesurer la facilité de réalisation de différentes activités impliquant le transfert assis-debout, la station debout et la marche.
- Prendre en compte les évaluations du patient et de l'examineur.
- L'évaluation doit porter sur des activités représentatives de celles réalisées en vie quotidienne, et chaque item doit pouvoir être évalué lors du questionnaire et du test. Par ailleurs, les items doivent concerner des troubles fréquemment rencontrés après un AVC pour éviter un effet plancher ou plancher.
- L'évaluation doit enfin porter à la fois sur les défauts du schéma postural et de marche, mais aussi sur leur retentissement fonctionnel.

#### 1.4.2. Présentation de l'échelle (annexe 3)

##### *1.4.2.1. Structure globale*

L'échelle comprend deux sous-parties distinctes, une première permettant l'étude de la station debout et des transferts, une seconde celle de la marche (Figure 11A). Elle comporte ainsi 30 items répartis comme suit :

- Neuf pour la section « station debout et transferts », dont 4 à dimension analytique (« déficiences ») et 5 à dimension fonctionnelle (« activités »).

- Vingt et un pour la section « marche », dont 14 à dimension analytique et 7 à dimension fonctionnelle.

L'échelle comporte donc 18 items analytiques et 12 items fonctionnels.

Chaque item représente une activité que le patient peut réaliser avec plus ou moins de facilité. Par activité, nous avons considéré premièrement une étude des défauts des schémas postural ou de marche en situation « basique » (station debout bipodale non contrainte et marche sur terrain plat), et deuxièmement une étude des activités posturales et de marche évaluées dans des situations de complexité croissante.

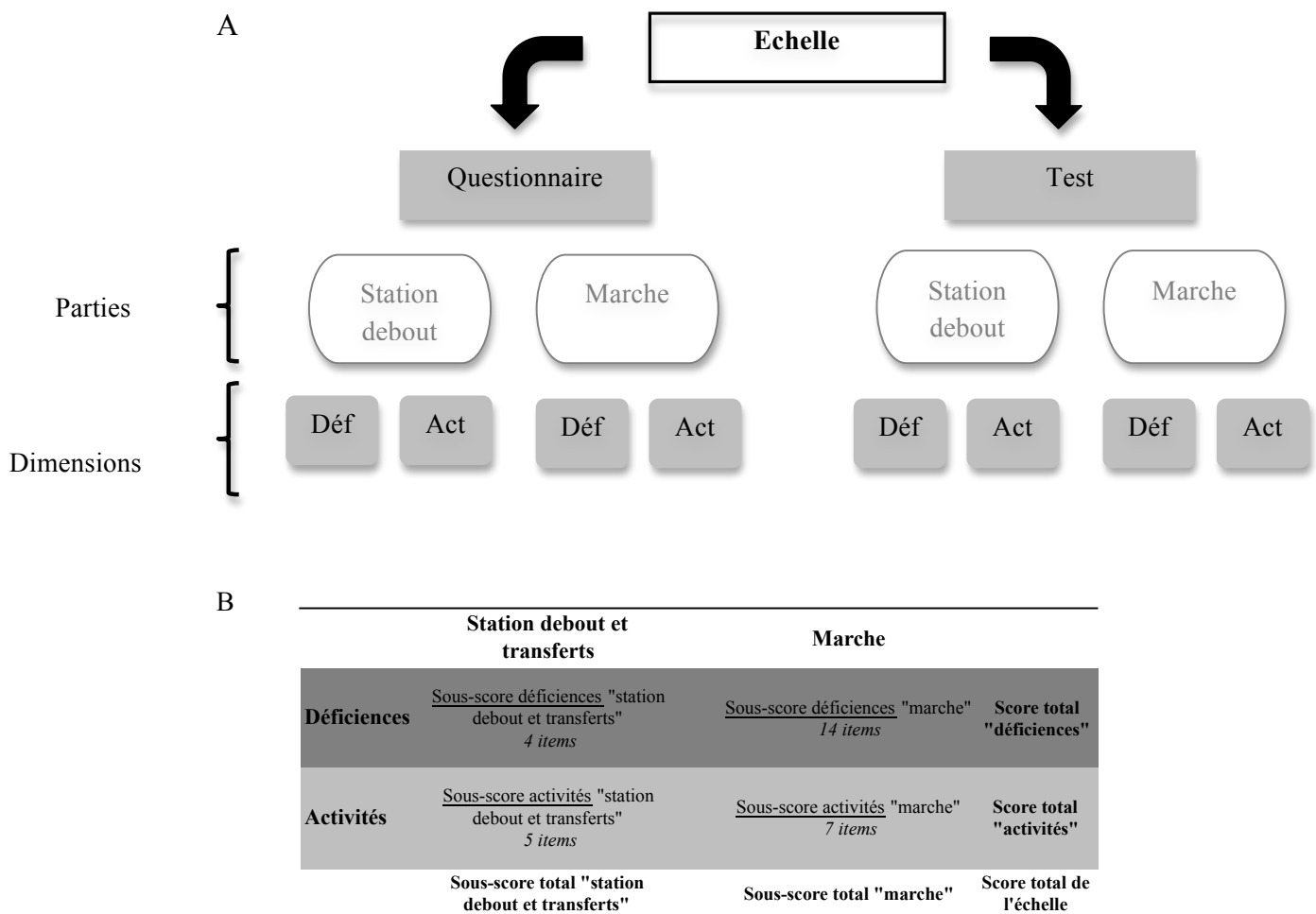


Figure 11 : Vue schématique de la structure globale de l'échelle (A) et présentation des différents scores (B).

*Déf : déficiences ; Act : activités.*

L'évaluation est d'abord réalisée par le patient, sous la forme d'un hétéro-questionnaire dirigé par l'examineur : cette séquence est appelée « questionnaire » (Q). Par la suite, l'examineur évalue la réalisation effective des différents items par le patient lors du test (T). Pour le questionnaire et le test, les items sont présentés dans un ordre logique de passation, tandis que le formulaire synthétisant les résultats présente les items selon une logique d'analyse proximo-distale pour les déficiences, et une logique de complexité croissante (« à priori ») pour les activités.

La cotation des items se fait par une EVA bornée de 0 « impossible » à 10 « possible sans aucune difficulté » (Figure 12) ; la mesure se fait au dixième près. L'EVA est une méthode reconnue d'évaluation de notions abstraites (douleur, qualité de vie), mais également des limitations d'activités comme l'ont récemment développé Rousseaux et al. pour l'évaluation du membre supérieur hémiparétique (231), ou bien encore Heitz et al. (232). La règle est présentée verticalement pour minimiser le rôle délétère d'une hémignégligence spatiale. Pour le questionnaire, le curseur de l'EVA est placé de façon standardisée au milieu de l'échelle (score de 5) au début de chaque question ; le patient, qui se voit présenter la face non graduée de l'échelle, déplace le curseur avec son membre supérieur sain et l'examineur note la valeur correspondante. Lors du test, l'examineur reporte l'évaluation de chaque item sur une feuille reproduisant l'EVA à l'échelle 1:1 où figure les numéros de chaque item. Après l'évaluation, l'examineur reporte sur le formulaire de passation le score de chaque item en mesurant avec une règle millimétrée le score de chaque item. Nous avons opté pour ce système pour limiter le temps de passation du test et donc de station debout et de marche des patients.



Figure 12 : Reproduction de la règle EVA utilisée pour la cotation des items (coté patient). Voir aussi Annexe 3.

Différents scores sont calculés à partir des items (Figure 11 A et B), chacun étant exprimé sous la forme du pourcentage du score maximal possible (d'après une règle de trois (score = somme des cotations des N items composant le score / 10N \*100)) :

- Pour la partie « station debout et transferts » : un sous-score « déficiences » (pour exemple, il s'agit de la somme des 4 items de déficiences / 40\*100), un sous-score « activités » et un sous-score total « station debout et transferts ».
- Pour la partie « marche » : un sous-score « déficiences », un sous-score « activités » et un sous-score total « marche ».
- Un score total « déficiences » qui regroupe tous les items analytiques de l'échelle (18 items), un score total « activités » regroupant les 12 items s'y rapportant et le score total de l'échelle prenant en compte tous les items.

Les scores sont d'autant plus élevés que la qualité des schémas posturaux et de marche est bonne et que la facilité associée à la réalisation de ces activités est importante.

#### *1.4.2.2. Choix et description des items*

La sélection des items répond à l'analyse des principales conséquences de l'AVC sur l'équilibre et la marche et au cahier des charges établi pour l'élaboration de l'échelle. En plus de notre expérience clinique, nous nous sommes inspirés du contenu d'autres échelles

d'évaluation, et avons sollicité l'avis de 5 experts locaux et nationaux impliqués dans la prise en charge de patients cérébrolésés. Sur un total de 41 items dans la première version de l'échelle, nous en avons finalement retenus 30, qui étaient les plus consensuels et qui répondaient à la nécessité de pouvoir être évalués à la fois par le patient et l'examineur.

✓ Evaluation des transferts et de la station debout

Dans une logique de progression proximo-distale, les trois premiers items *analytiques* (Défiance Equilibre, DE1 à DE3) étudient la qualité de la posture du tronc, des hanches et genoux, et enfin le positionnement du pied (varus / valgus et équin). Le dernier item mesure la qualité du report de poids sur le membre parétique en situation statique.

Sur le plan *fonctionnel*, le premier item mesure la qualité du transfert assis-debout, le second celle du maintien d'une station debout sans contrainte, le troisième la qualité du demi-tour. Enfin, les deux derniers évaluent le retentissement sur l'équilibre de deux contraintes induites par le patient, d'une part l'exploration de l'espace péri-personnel supérieur (par exemple, aller prendre un objet sur une étagère avec le membre sain, évalué lors du test en faisant prendre par le patient un petit cube de mousse placé face au sujet par l'examineur) et d'autre part le ramassage d'un objet au sol (durant le test, le cube de mousse est placé au sol 20 cm en avant du sujet).

✓ Evaluation de la marche

En ce qui concerne l'analyse des *défauts du schéma de marche*, les différents items étudient les conséquences de la parésie spastique au niveau :

- Du *tronc*.
- De la *hanche* : adduction, excès de rotation interne ou externe.

- Du *genou* : défaut de flexion en phase oscillante, défaut d'extension et recurvatum en phase portante.
- Du *pied* et des *orteils* : équin en phase oscillante, qualité de l'attaque du pas, qualité de l'appui en phase portante, varus / valgus de cheville, clonus de cheville, griffe d'orteils.
- De deux *aspects plus globaux* de la marche : la sévérité du fauchage, conséquence globale d'un schéma en hyperextension du membre inférieur, et le degré d'asymétrie spatiale de marche.

En ce qui concerne les *activités de marche*, le premier item évalue la marche sans contrainte, alors que les items suivants introduisent diverses contraintes représentatives de celles rencontrées en vie quotidienne : la marche avec port d'une charge, en double tâche (en étudiant le rôle d'interférence de la parole), le franchissement d'obstacle, la privation visuelle (obscurité), la marche sur un terrain irrégulier et la pratique des escaliers.

#### 1.4.2.3. *Passation*

L'évaluation du patient doit se faire dans un endroit permettant une analyse appropriée de la marche, c'est à dire avec un espace de déambulation d'au moins 5 mètres et autorisant une analyse de face et de profil du patient. Les distractions doivent être limitées au maximum. Les besoins matériels sont peu importants : la passation nécessite un cube de mousse de 5 cm<sup>3</sup> (items DE4 et DE5), un sac chargé (une bouteille d'eau par exemple, item AM2), un parallépipède rectangle en mousse d'environ 10 cm\*10 cm\*40 cm qui servira d'obstacle à franchir (item AM4) et un tapis de mousse d'au moins 2 mètres de long et un mètre de large (item AM6). L'item sur le franchissement des escaliers nécessite un escalier de rééducation.

Autant pour le questionnaire que pour le test, l'évaluation se fait dans les conditions habituelles d'aide, c'est à dire en prenant en compte les aides de marche, appareillages et conditions de chaussage dont le patient bénéficie dans sa vie quotidienne.

Le questionnaire est présenté au patient avant le test. Afin de s'assurer de la bonne compréhension des items, l'examineur est libre de fournir autant d'explications orales qu'il le souhaite et même de mimer certains défauts de posture ou de marche. Si une activité n'a jamais encore été réalisée par le patient mais qu'il la pense réalisable, ce dernier répond en se fondant sur ses capacités supposées, la réponse ne peut être modifiée à posteriori.

Lors du test, l'analyse de la marche nécessite plusieurs passages du patient et différents points de vue de l'examineur. Pour faciliter l'analyse, les items du test sont présentés selon un ordre logique regroupant le plus souvent possible l'analyse dans un même plan et d'une même articulation, selon une logique d'analyse proximo-distale. Pour certains items, des indications supplémentaires permettent de clarifier leur compréhension.

#### 1.4.3. Validité d'apparence et de contenu

L'échelle a été soumise à un collège de 5 experts régionaux et nationaux, rompus à la prise en charge des patients cérébrolésés, qui ont pu faire leurs observations sur la validité d'apparence (structure globale, nombre d'items, moyen de cotation des items, faisabilité à priori, formulation des items, intérêt pratique...) et la validité de contenu de l'outil (exhaustivité des items, présence d'intrus...).

De ces observations, nous avons établi la liste finale des items en les reformulant pour certains. Afin de s'assurer « en situation » de la faisabilité pratique, une évaluation préliminaire sur 5 patients a été réalisée. Un interrogatoire ouvert des patients a permis de recueillir leur jugement sur la pertinence des items et leur compréhension.

## 1.5. Objectifs de l'étude

L'objectif principal de ce travail était de débiter le processus de validation de l'échelle, en étudiant différentes qualités psychométriques de l'échelle :

- La *reproductibilité* inter et intra-évaluateur, pour l'évaluation du patient (questionnaire) et celle de l'examineur (test), en prenant en compte les scores totaux mais les items.
- La *validité du construit* des scores totaux et de certains items avec d'autres paramètres d'évaluation des déficiences sensori-motrices, de la posture, de la marche et de l'autonomie.
- La *cohérence interne*.
- La *validité prédictive* sur les capacités posturales, de marche et l'autonomie.
- La *sensibilité au changement* dans les premières semaines suivant un AVC.
- La *faisabilité pratique*.

L'objectif secondaire était de comparer les résultats des évaluations du questionnaire et du test afin de déterminer les différences de perception des troubles de la posture et de la marche après une lésion cérébrale.



## **2. Patients et Méthode**

### **2.1. Patients**

Les patients ont été recrutés au sein de deux services de Médecine physique et de Réadaptation :

- Le service de Rééducation et Convalescence Neurologique de l'hôpital Swynghedauw, CHRU de Lille. Les patients hospitalisés après un AVC et les patients suivis en consultation étaient éligibles.
- Le service de rééducation de l'hôpital de Wattrelos (centre ELAN), où seuls les patients hospitalisés étaient éligibles.

Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- ✓ Premier épisode d'AVC, hémorragique ou ischémique, responsable d'une hémiparésie
- ✓ Age supérieur à 18 ans
- ✓ Patient ayant repris la marche (même avec aide)
- ✓ Notice d'information lue (ou expliquée) et consentement écrit

Les critères d'exclusion étaient les suivants :

- ✓ AVC multiples
- ✓ Trouble cognitif ou pathologie psychiatrique entravant la compréhension de l'évaluation.
- ✓ Aphasie de compréhension sévère, correspondant à un score < 4 à l'échelle de gravité de la Boston Diagnostic Aphasia Examination (BDAE) (233) (Annexe 4)
- ✓ Présence d'altérations de la marche et de l'équilibre liées à une atteinte ajoutée à l'AVC : pathologie neurologique périphérique et centrale, orthopédique, vestibulaire...
- ✓ Patients confinés au lit ou ayant repris une marche normale d'emblée

- ✓ Changement thérapeutique majeur prévu avant la fin du protocole d'évaluation (chirurgie...).

La participation à l'étude n'a fait l'objet d'aucune rémunération et n'a pas entraîné de changement majeur dans la prise en charge habituelle des patients. L'inclusion des patients se faisait après recueil de leur consentement éclairé écrit sur la base d'une information écrite standardisée complétée par une information orale adaptée si nécessaire. La période d'inclusion s'est étendue de Septembre 2011 à Juillet 2012.

## **2.2. Evaluations**

Chaque patient a bénéficié d'une session d'évaluation lors de laquelle l'ensemble des mesures du protocole était réalisé. La passation de l'échelle se faisait avant celle de tout autre critère d'évaluation pour éviter toute influence sur la mesure. Le patient ne devait pas avoir eu de séance de kinésithérapie ou d'ergothérapie depuis au moins une heure avant le début de chaque évaluation. Celles-ci se déroulaient dans une salle individuelle du plateau technique de rééducation, disposant d'un espace de marche d'au moins 5 mètres, permettant une analyse de la marche de face et de profil, et disposant d'un plan Bobath. Concernant la passation du test, seul l'item analysant le franchissement d'un escalier s'est déroulé hors de la salle ; concernant le reste des évaluations, seul le test de marche sur 10 mètres et les évaluations instrumentales (cf infra) se sont déroulés hors de la salle d'examen.

Le lecteur peut se rapporter au chapitre 1.3.1. pour une revue détaillée des critères métrologiques évalués et des outils statistiques utilisés dans le processus de validation.

### 2.2.1. Reproductibilité

Pour étudier les caractéristiques de reproductibilité de l'échelle, les patients inclus qui étaient hospitalisés ont bénéficié de deux évaluations supplémentaires : une seconde évaluation par un second évaluateur aveugle des résultats de la première évaluation pour les patients inclus au CHRU de Lille, dans les deux jours suivants la première, puis une troisième évaluation à J7 par l'examineur principal. La situation analytique et fonctionnelle était considérée comme stable entre ces trois évaluations.

L'analyse de la reproductibilité s'est faite autant sur le questionnaire que sur le test. Elle a été mesurée entre la première et la seconde évaluation (reproductibilité inter-examineurs) et entre la première et la troisième (reproductibilité intra-examineur). Dans ces deux cas, deux tests ont été utilisés :

- Le coefficient de corrélation intraclasse (ICC) pour chaque item, les sous-scores et les scores totaux, en considérant l'ICC pour mesures uniques. Pour le questionnaire, un modèle aléatoire à un facteur a été utilisé (ICC (1,1)) ; pour le test, la fidélité intra-examineur a été étudiée via un ICC selon un modèle mixte à deux facteurs de type « cohérence absolue » (ICC (3,1)), la fidélité inter-examineurs selon un modèle aléatoire à un facteur (ICC(1,1)) (146,150).
- Les diagrammes de Bland et Altman pour les sous-scores et les scores totaux de l'échelle.

D'autre part, l'analyse des différences entre les évaluations successives par l'examineur principal a permis la recherche d'un effet d'apprentissage pour le questionnaire et le test.

### 2.2.2. Cohérence interne

La cohérence interne a été évaluée en utilisant le coefficient alpha de Cronbach. Les analyses ont porté sur les sous-scores de chaque partie et les scores totaux du questionnaire et du test.

### 2.2.3. Validité du construit convergente

La validité du construit convergente a été évaluée en mesurant les liens entre les différents items et scores de l'échelle et les paramètres suivants : le degré de déficiences (déficiences motrice et sensorielle, spasticité, négligence spatiale), les capacités posturales, la sévérité des anomalies du schéma de marche, les capacités et performances de marche, la peur de la chute et les capacités fonctionnelles globales. Nous avons fait le choix d'approfondir les mesures de validité jusqu'à étudier celle de certains items pour mieux appréhender dans le détail la pertinence de l'évaluation par EVA.

Cette étape a fait appel à des tests de corrélation de Pearson ou de Spearman selon les conditions de normalité (pour les variables quantitatives) et le type de variable en jeu.

#### 2.2.3.1. *Validité contre les mesures de déficience*

La *déficience motrice* du membre inférieur parétique a été évaluée par un « score moteur » représentant la somme des résultats obtenus au testing musculaire de sept groupes musculaires (fléchisseurs, extenseurs et adducteurs de hanche, fléchisseurs et extenseurs de genou, fléchisseurs plantaires et dorsaux). Bien qu'imparfaitement adapté à l'évaluation motrice dans les atteintes neurologiques centrales, le testing adapté du Medical Research

Council est largement utilisé dans ce cadre. La cotation s'est faite sans les scores intermédiaires (+ et -) de 0 (absence de contraction musculaire) à 5 (mouvement possible dans toute son amplitude contre résistance maximale) ; le score total maximal était ainsi de 35. Cette méthode d'évaluation sommée a déjà été utilisée dans la littérature (61).

La sévérité globale de la *spasticité* a été évaluée analytiquement de la même façon par une sommation des scores à l'échelle d'Ashworth (0-5) (157) des groupes musculaires fréquemment spastiques après un AVC (fléchisseurs et adducteurs de hanche, fléchisseurs et extenseurs de genou, fléchisseurs plantaires). Cette méthode de sommation, qui a également été utilisée par plusieurs auteurs dont Bénéaim et al. (61), permet l'obtention d'un score de 0 (pas de spasticité) à 25 (spasticité sévère et diffuse).

Les *déficiences sensorielles* pouvant avoir un retentissement sur la posture et la marche ont été évaluées cliniquement selon une échelle ordinale (0 « absence de trouble », 1 « trouble modéré » et 2 « trouble sévère »). La sensibilité tactile épicrotiale a été testée cliniquement comparativement au côté sain, la sensibilité profonde par la perception de la pallesthésie à la malléole externe. On notait enfin la présence d'un syndrome cérébelleux et d'une baisse d'acuité visuelle non corrigée.

Enfin, la présence d'une *hémiparésie* a été évaluée par la passation d'une partie de la batterie d'évaluation de la négligence (BEN) (234), à savoir la mesure de l'anosognosie (4 niveaux) et le test de barrage des cloches (avec un seuil de significativité à 6 omissions).

#### 2.2.3.2. Validité contre les paramètres posturaux

L'évaluation de la posture s'est faite au moyen de la *Postural Assessment Scale for Stroke (PASS)* (61) (cf 1.3.4.1 et Annexe 5), en prenant en compte le score total et celui de certains items, l'*item transfert de l'indice de Barthel* (219) (cf 1.3.4.4.) et une évaluation en *posturographie statique* sur une plateforme Zebris FDM (Zebris Inc.) (cf 1.3.5.1. et Annexe

6). Pour cette dernière, une première acquisition était réalisée durant 30 secondes les yeux ouverts (avec pour consigne de fixer un objectif droit devant eux), puis une seconde les yeux fermés durant le même temps. Les paramètres d'étude retenus ont été la surface de la pelote yeux ouverts et yeux fermés, le coefficient de Romberg (surface yeux fermés/yeux ouverts \*100), le report de poids moyenné sur le temps d'acquisition yeux ouverts (en pourcentage du poids total du sujet) et la part relative d'appui sur le talon du côté parétique.

### 2.2.3.3. Validité contre les paramètres analytiques de marche

Les paramètres spatio-temporels de la marche ont été mesurés à l'aide du *tapis d'analyse de marche GAITRITE* (CIR systems Inc.) (cf 1.3.5.2.) dans sa version longue de 5,2 mètres, disposant de 16128 capteurs, qui permettent une analyse sur 4,3 mètres de longueur (Annexe 6). Cet outil calcule les empreintes podales en mesurant l'activation des capteurs à une fréquence d'échantillonnage de 30 Hz. Le logiciel fourni par le constructeur calcule automatiquement divers paramètres spatio-temporels de marche, cette méthode offre par ailleurs l'avantage de pouvoir utiliser des aides de marche. Dans le cadre de ce travail, nous avons retenu les paramètres suivants, moyennés sur 4 passages réalisés à vitesse confortable :

- Asymétrie spatiale (114): relative (rapport = pas le plus court/pas le plus long), absolue (différence = pas le plus long – pas le plus court).
- Largeur du pas : rapport entre la largeur du pas coté parétique et la largeur de pas coté non parétique.
- Mesure de l'angle du pas en phase portante : mesure brute et valeur absolue de la différence entre l'angle normal (15°) et l'angle de pas du coté parétique.

*L'échelle d'analyse visuelle de la marche GAIT* (212) (cf 1.3.4.2. et Annexe 7) a

permis l'analyse des anomalies du schéma de marche. L'enregistrement vidéo nécessaire à sa passation a été réalisé pour une première partie des évaluations à l'aide de deux caméras vidéo fixes placées orthogonalement, l'une face à la piste de marche et l'autre de profil, enregistrant de manière synchrone la marche des sujets. Pour la dernière partie des évaluations, les enregistrements ont été réalisés séparément (un passage de face puis un de profil) à l'aide une caméra vidéo fixée sur un pied réglable (en raison d'une défaillance du système vidéo de la salle d'analyse de marche). L'analyse des vidéos a été réalisée à l'aide du logiciel libre Kinovea (<http://www.kinovea.org/fr/>), qui dispose notamment de fonctions de lecture image à image, de mesure d'angles et de synchronisation des vidéos. Les sujets marchaient dans leurs conditions de marche habituelles (chaussage, appareillage, aides techniques), la jambe du pantalon coté parétique était relevée pour faciliter les mesures.

Dans le cadre de ce travail, nous avons considéré comme variables d'étude le score total de la GAIT et de certains de ses items pour l'analyse de la validité des items de notre échelle. Dans le détail, nous avons pris en compte les items 4, 5 et 19 (redressement en station debout et lors de la marche), 10 et 25 (rotation de hanche), 11, 12 et 13 (comportement du genou en phase portante), 15 et 29 (équin durant les deux phases), 16 et 30 (varus de cheville), 24 (flexion et abduction de hanche), et enfin 26 et 27 (flexion de genou en phase oscillante).

#### *2.2.3.4. Validité contre les paramètres fonctionnels de marche*

Les paramètres fonctionnels de marche ont été mesurés par quatre outils différents, que nous avons déjà décrits en détail (cf 1.3.4.2.) : la *NFAC* (188), la *vitesse maximale de marche sur 10 mètres* départ arrêté (en conditions de marche habituelles) (180), la version

française du *Rivermead Motor Index* (191) (score total et certains items) et les *deux items* « locomotion » de l'*indice de Barthel* (terrain plat et escaliers) (219).

#### 2.2.3.5. *Autres évaluations*

La  *Crainte de chuter* a été évaluée comme il est habituel de le faire dans la littérature par une EVA bornée de 0 « aucune peur » à 10 « peur majeure » (27,28).

Les score total de l'*indice de Barthel* a été utilisé pour évaluer l'autonomie globale des patients (cf 1.3.4.4).

#### 2.2.4. Validité du construit divergente

L'influence sur les résultats du questionnaire du sexe, du type d'AVC, du coté du déficit moteur, de la présence d'une aphasie et du score au Mini Mental State Examination (MMSE) (235) a été mesurée. Des coefficients de corrélation de Pearson ou de Spearman ont été utilisés selon le type de variable.

#### 2.2.5. Validité prédictive

Les patients hospitalisés ayant été inclus avant 12 semaines après leur AVC ont bénéficié d'une évaluation à distance, entre 6 et 12 semaines après la première évaluation. La validité prédictive a été mesurée en étudiant les corrélations entre les résultats de l'échelle (sous-scores ou scores totaux) lors de la première évaluation et les capacités posturales, de marche et le statut fonctionnel évalués à distance.



### 2.2.6. Sensibilité au changement

La sensibilité au changement spontanée des sous-scores et des scores totaux de l'échelle a été mesurée chez les mêmes patients hospitalisés ayant bénéficié d'une évaluation à distance. Elle a été étudiée selon deux logiques, intrinsèque et extrinsèque, entre la première et la dernière évaluation :

- Comparaison des moyennes entre les deux évaluations par un test de Wilcoxon.
- Mesure de la taille de l'effet (ES) et de la réponse moyenne standardisée (SRM) (146).
- Etude des corrélations entre la variation des sous-scores de l'échelle entre les deux évaluations (score total « station debout et transferts » et « marche ») et le changement global sur la station debout et la marche évalué par le patient et l'examineur par la Global Assessment Scale (GAS) (cf 1.3.4.5.). La GAS<sub>patient</sub> a été comparée à la variation des résultats du questionnaire, la GAS<sub>médecin</sub> à celle des résultats du test.

### 2.2.7. Comparaison des résultats du questionnaire et du test

Les liens entre les résultats du test et du questionnaire ont été étudiés pour chaque item et pour les scores totaux en comparant les niveaux moyens de réponse (test-t de comparaison de moyenne pour échantillons appariés), en mesurant leur degré de corrélation (coefficient de corrélation de Pearson) et en définissant l'ordre de difficulté des items pour chacun des deux versants d'étude.

Un effet plancher ou plafond était considéré comme significatif si plus de 30 % des

patients avaient des résultats (item ou score) respectivement inférieurs à 5% (effet plancher) ou supérieurs à 95% (effet plafond) du score minimal et maximal de la variable cotée.

#### 2.2.8. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été effectuées par nos soins à l'aide du logiciel SPSS v18 (SPSS Inc. Chicago, USA). Les données quantitatives sont présentées sous forme de moyennes et écart-types, les données qualitatives en effectifs et pourcentages. Le lecteur pourra trouver au chapitre portant sur les caractéristiques de validation d'une échelle (1.3.1.2) de plus amples informations sur chaque outil statistique utilisé. Les comparaisons de moyenne ont été réalisées à l'aide de tests de comparaison de moyenne pour échantillons indépendants ou appariés, paramétriques ou non selon les situations et la distribution des données. Les études de corrélation ont utilisé un coefficient de corrélation de Pearson ou de Spearman selon la nature des données et la distribution des données.

## **3. Résultats**

### **3.1. Patients**

#### **3.1.1. Caractéristiques démographiques**

Trente-cinq patients ont été inclus, dont 32 au CHRU de Lille (91,4%). Les analyses de reproductibilité ont porté sur 20 patients pour la reproductibilité intra-examineur (patients hospitalisés) et 15 pour la reproductibilité inter-examineurs ; l'écart entre les deux groupes était dû principalement à un problème de disponibilité des examinateurs ou du patient. Les mesures instrumentales ont été réalisées chez 25 patients. Enfin la sensibilité au changement et la validité prédictive ont été mesurées sur 10 patients hospitalisés entrant dans les critères de délai d'inclusion (moins de 12 semaines après l'AVC) et qui étaient encore présents à distance (à au moins 6 semaines de l'inclusion).

L'âge moyen des patients était de  $59,3 \pm 14,6$  ans (extrêmes de 24 à 88 ans), la majorité était de sexe masculin (N = 22 soit 62,9 %). Ils avaient présenté un AVC ischémique pour 30 d'entre eux (85,7%), la lésion était droite dans 18 cas (51,4 %) et située dans le territoire sylvien sauf pour 5 cas (une atteinte dans le territoire cérébral antérieur et quatre sous tentorielles) (figure 13). Dix-neuf patients (54,3 %) étaient hospitalisés dans les suites directes de leur AVC, à un délai de  $59,1 \pm 7,7$  jours (13 à 152 jours), les patients à la phase chroniques suivis en consultation ou en hôpital de jour se situaient à  $49,1 \pm 10,2$  mois (5,7 à 163 mois) de l'AVC. Neuf patients (25,7%) présentaient des troubles phasiques qui ne limitaient pas sévèrement leurs capacités de communication (score  $\geq 4$  sur l'échelle de gravité de l'aphasie de Boston).

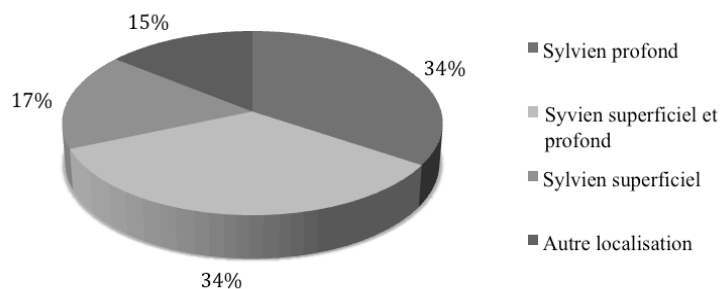


Figure 13 : Répartition des patients selon le territoire de l'AVC.

### 3.1.2. Bilan des déficiences

Les paramètres de tonus musculaire et de motricité sont figurés dans le tableau 2. Le niveau de spasticité était le plus important sur le triceps sural et le quadriceps. Les patients suivis en consultation avaient un niveau global de spasticité plus important (7,41 vs 4,63,  $p = 0,024$ ).

Tableau 2 : paramètres de tonus musculaire (Ashworth) et de motricité (total testing MRC)

	Moyenne	ET	Min - Max
<b>Tonus (total /25)</b>	6,09	4,22	0 - 17
Psoas (/5)	0,80	0,90	0 - 3
Adducteurs (/5)	1,31	1,11	0 - 4
Quadriceps (/5)	1,37	1,24	0 - 3
Ischio-jambiers (/5)	0,69	0,93	0 - 3
Triceps (/5)	1,83	1,22	0 - 4
<b>Motricité (/35)</b>	22,03	6,82	10 - 33

ET : Ecart Type

Un peu moins de la moitié des patients présentaient des troubles de la sensibilité superficielle alors que les troubles profonds étaient plus fréquents (Tableau 3). Seul un patient montrait des signes cliniques évidents de syndrome cérébelleux et aucun n'avait de baisse d'acuité visuelle non compensée. Quatre patients (parmi les vingt ayant participé à l'étude de reproductibilité, soit 20 %) présentaient une hémiparésie gauche, une patiente un degré minime d'anosognosie. Le MMS moyen s'élevait à  $28,2 \pm 1,8$  (24 – 30).

**Tableau 3** : Description des déficiences sensorielles des patients

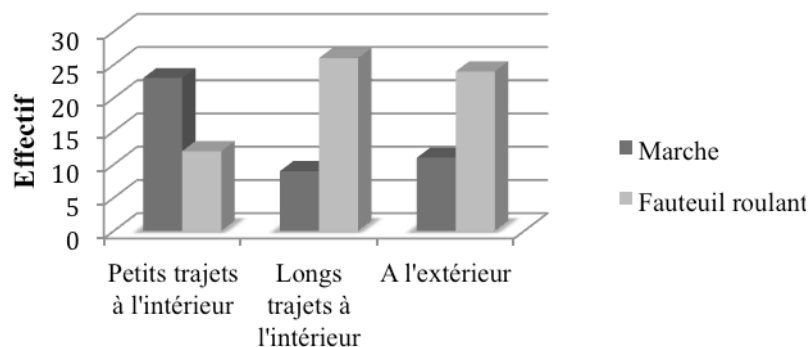
*BAV : baisse d'acuité visuelle*

<b>Trouble de sensibilité superficielle</b>	
Absent	19 (54,3 %)
Modéré	13 (37,1 %)
Sévère	3 (8,6 %)
<b>Trouble de sensibilité profonde</b>	
Absent	14 (40 %)
Modéré	16 (45,7 %)
Sévère	5 (14,3 %)
<b>Syndrome cérébelleux statique</b>	1 (2,9 %)
<b>BAV sévère non corrigée</b>	0

### 3.1.2. Statut fonctionnel

Le score moyen de l'indice de Barthel à l'inclusion était de  $71,4 \pm 19,7$  (/100), avec un spectre de performance large (30 – 100).

Tous les patients étaient capables de marcher au moins en situation de test. Si la plupart des patients utilisaient préférentiellement la marche pour les courts trajets à l'intérieur de leur domicile ou de leur chambre d'hôpital (65,7 %), le fauteuil roulant était d'avantage utilisé lorsque les déplacements se faisaient sur de plus longues distances ou à l'extérieur (respectivement 74,3 et 68,6 %) (Figure 14).



**Figure 14** : Mode de déambulation préférentiel selon les circonstances de marche.

La figure 15 résume les conditions de marche des patients en intérieur et en extérieur (16 patients dans ce dernier cas, soit 45,7 %) ; l'utilisation d'appareillages et d'adaptations du chaussage était peu importante, les patients n'avaient pour la plupart pas besoin d'aide ni de surveillance pour le transfert assis – debout.

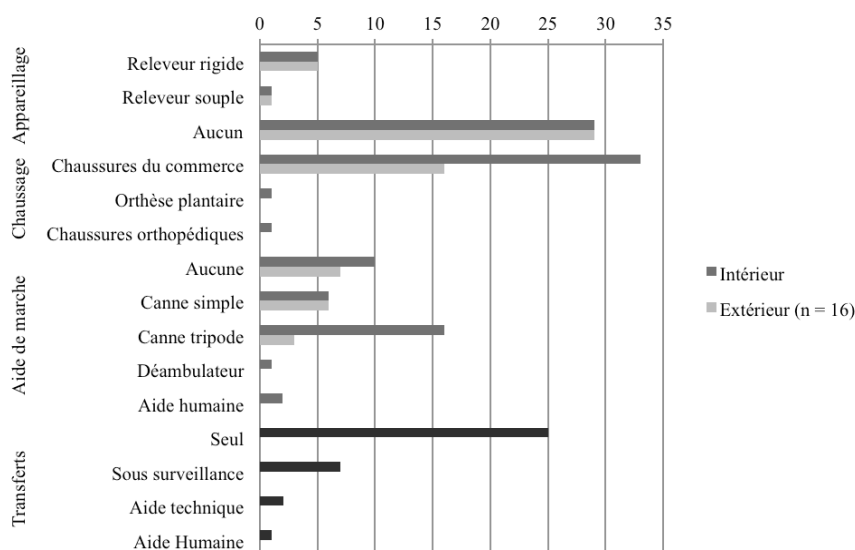


Figure 15 : Conditions d'appareillage, de chaussage, de transfert et aides techniques de marche utilisées par les patients en intérieur et en extérieur.

Le tableau 4 résume les principaux indices d'évaluation des capacités posturales et de marche dans la population de patients. Le score moyen de la PASS était élevé, la vitesse de marche était peu importante mais avait un écart type élevé. Près de deux tiers des patients (68,6 %) avaient un score de NFAC supérieur ou égal à 5 (marche possible dans les escaliers). Enfin, la peur de chuter était en moyenne peu élevée à 3/10, avec encore une fois un écart type important compte tenu de la moyenne (2,7).

Tableau 4 : Capacités posturales et de marche des patients à l'inclusion.  
RMI : Rivermead Motor Index ; ET : écart type

	Moyenne	ET	Min - Max
<b>PASS (/36)</b>	28,7	4,8	15 - 35
Transferts (/21)	18,5	3,3	16 - 35
Equilibre (/15)	10,3	1,8	6 - 14
<b>Vitesse de marche (m.s<sup>-1</sup>)</b>	0,53	0,40	0,1 - 1,66
<b>RMI (/15)</b>	9,7	3,4	2 - 14

## 3 .2. Reproductibilité

### 3.2.1. Reproductibilité intra-examineur

Pour le questionnaire, les indices de corrélation intraclasse (ICC) pour les scores totaux témoignaient d'une très bonne reproductibilité ( $ICC > 0,9$ ) (Tableau 5). Pour la partie « station debout et transferts », la reproductibilité était bonne ( $ICC > 0,7$ ) pour les sous-scores et modérée ( $> 0,50$ ) à bonne pour les items. Pour la partie « marche », la reproductibilité des sous-scores était légèrement meilleure (ICC entre 0,87 et 0,90) tandis que celle des items était modérée à bonne à l'exception de l'item évaluant l'équin en phase portante. Les intervalles de confiance des ICC étaient plus restreints pour les scores totaux et les sous-scores que pour les items.

La reproductibilité de chaque sous-score total et du score total de l'échelle, jugée par l'analyse des diagrammes de Bland et Altman, était également satisfaisante puisque la différence moyenne entre les deux évaluations par le même examinateur était faible (moins de 5%), les sujets étaient compris dans l'intervalle de confiance de la moyenne des différences et il n'y avait pas de tendance systématique (Figure 16).

Pour le test, les ICC pour les scores totaux témoignaient d'une très bonne reproductibilité. Pour la partie « station debout et transferts », elle était très satisfaisante pour les sous-scores et les items. Pour la partie « marche », la reproductibilité des sous-scores était excellente même si celle de certains items était moins bonne, notamment ceux étudiant les anomalies de cinématique du genou et la symétrie de marche.

Comme pour le questionnaire, la reproductibilité des sous-scores et du score total était bonne d'après l'analyse graphique des courbes de Bland et Altman (Figure 17).

Tableau 5 : ICC intra-examineur pour le questionnaire (Q) et le test (T).

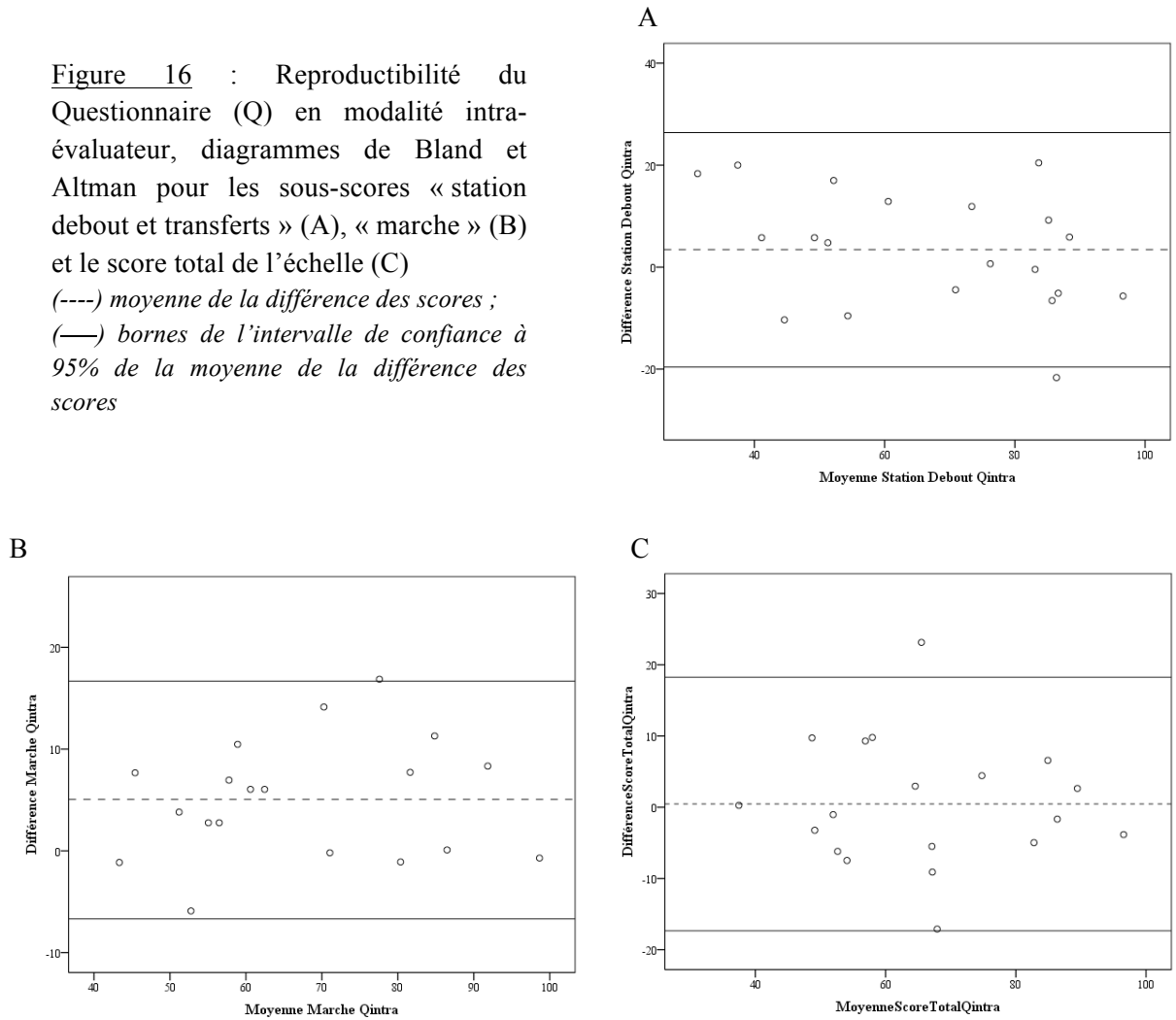
ICC : coefficient de corrélation intraclass

DE et AE: déficiences et activités « équilibre » (station debout et marche) ; DM et AM : déficiences et activités « marche »

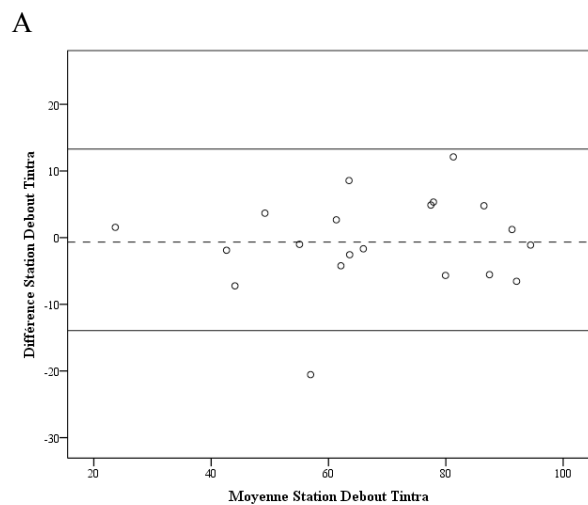
	Item	Questionnaire			Test		
		ICC Qintra	95 % IC		ICC Tintra	95 % IC	
DE1	<i>redressement</i>	0,77	0,52	0,90	0,78	0,53	0,91
DE2	<i>position proximale</i>	0,56	0,17	0,80	0,84	0,65	0,94
DE3	<i>position distale</i>	0,64	0,29	0,84	0,83	0,61	0,93
DE4	<i>report poids</i>	0,64	0,29	0,84	0,73	0,43	0,88
AE1	<i>transfert</i>	0,74	0,46	0,89	0,73	0,43	0,88
AE2	<i>équilibre debout</i>	0,73	0,44	0,88	0,90	0,75	0,96
AE3	<i>demi tour</i>	0,89	0,74	0,95	0,91	0,78	0,96
AE4	<i>exploration sup</i>	0,77	0,51	0,90	0,87	0,69	0,95
AE5	<i>ramasser objet</i>	0,68	0,35	0,86	0,95	0,89	0,98
<b>Total Déficiences station debout</b>		0,82	0,60	0,92	0,87	0,70	0,95
<b>Total Activités station debout</b>		0,86	0,68	0,94	0,93	0,82	0,97
<b>Total station debout</b>		0,84	0,65	0,94	0,94	0,85	0,98
DM1	<i>redressement</i>	0,81	0,59	0,92	0,77	0,49	0,90
DM2	<i>adduction hanche</i>	0,63	0,26	0,84	0,85	0,65	0,94
DM3	<i>rotation hanche</i>	0,81	0,57	0,92	0,77	0,50	0,91
DM4	<i>flex genou phase oscillante</i>	0,76	0,48	0,90	0,69	0,36	0,86
DM5	<i>extension genou phase portante</i>	0,72	0,41	0,88	0,66	0,31	0,86
DM6	<i>recurvatum genou</i>	0,66	0,32	0,85	0,33	-0,16	0,68
DM7	<i>équin phase oscillante</i>	0,77	0,51	0,91	0,85	0,67	0,94
DM8	<i>attaque du pas</i>	0,60	0,22	0,82	0,93	0,82	0,97
DM9	<i>équin phase portante</i>	0,23	-0,23	0,61	0,79	0,49	0,91
DM10	<i>varus/valgus</i>	0,89	0,75	0,96	0,90	0,75	0,96
DM11	<i>clonus</i>	0,75	0,46	0,89	0,85	0,66	0,94
DM12	<i>griffe d'orteils</i>	0,93	0,84	0,97	0,85	0,65	0,94
DM13	<i>fauchage</i>	0,83	0,62	0,93	0,72	0,41	0,88
DM14	<i>symétrie de marche</i>	0,57	0,18	0,81	0,68	0,35	0,86
AM1	<i>marche non contrainte</i>	0,76	0,49	0,90	0,94	0,86	0,98
AM2	<i>Port du sac</i>	0,83	0,63	0,93	0,91	0,79	0,96
AM3	<i>double tache</i>	0,84	0,64	0,93	0,94	0,85	0,97
AM4	<i>franchissement d'obstacle</i>	0,72	0,43	0,88	0,92	0,81	0,97
AM5	<i>privation visuelle</i>	0,87	0,70	0,94	0,94	0,86	0,98
AM6	<i>sol irrégulier</i>	0,62	0,26	0,83	0,95	0,87	0,98
AM7	<i>escaliers</i>	0,89	0,74	0,95	0,94	0,84	0,97
<b>Total Déficiences marche</b>		0,90	0,76	0,96	0,96	0,89	0,98
<b>Total Activités marche</b>		0,87	0,70	0,95	0,95	0,88	0,98
<b>Total marche</b>		0,90	0,76	0,96	0,97	0,92	0,99
<b>Score total Déficiences</b>		0,92	0,80	0,97	0,96	0,90	0,98
<b>Score total Activités</b>		0,92	0,81	0,97	0,95	0,89	0,98
<b>Score total Echelle</b>		0,90	0,77	0,96	0,96	0,91	0,99



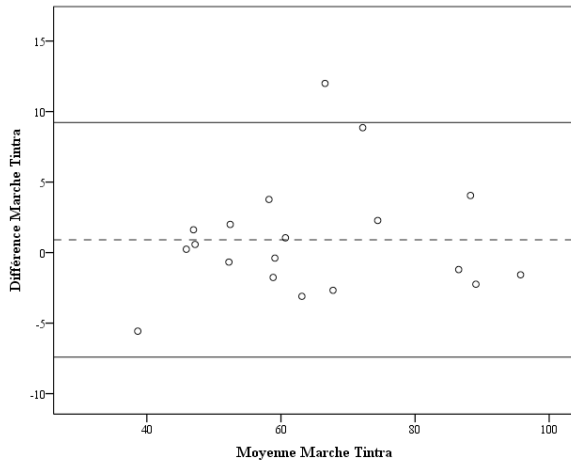
**Figure 16** : Reproductibilité du Questionnaire (Q) en modalité intra-évaluateur, diagrammes de Bland et Altman pour les sous-scores « station debout et transferts » (A), « marche » (B) et le score total de l'échelle (C)  
 (---) moyenne de la différence des scores ;  
 (—) bornes de l'intervalle de confiance à 95% de la moyenne de la différence des scores



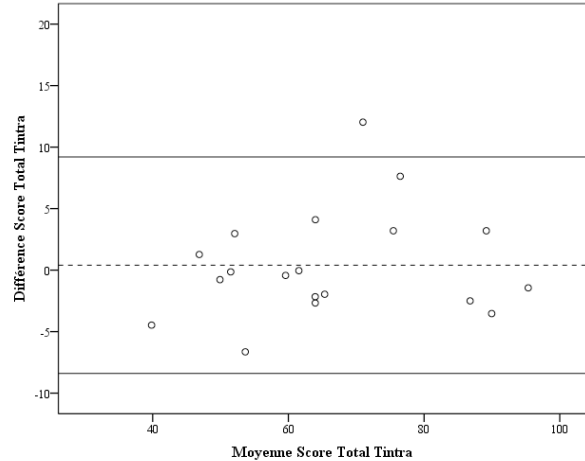
**Figure 17** : Reproductibilité du Test (T) en modalité intra-évaluateur, diagrammes de Bland et Altman pour les sous-scores « station debout et transferts » (A), « marche » (B) et le score total de l'échelle (C)  
 (---) moyenne de la différence des scores ;  
 (—) bornes de l'intervalle de confiance à 95% de la moyenne de la différence des scores



B



C



### 3.2.2. Reproductibilité inter-examineurs

Le tableau 6 rassemble les ICC pour le questionnaire et le test administrés par deux examinateurs différents.

Pour le questionnaire, les ICC pour les scores totaux témoignaient d'une bonne reproductibilité (Tableau 6). Pour la partie « station debout et transferts », elle était satisfaisante pour les sous-scores et modérée à bonne pour les items. Pour la partie « marche », la reproductibilité des sous-scores était également bonne, celle des items était au moins modérée sauf pour les items déficiences 2, 3 et 8 (ICC = 0,46 ; 0,47 et 0,28) et l'item activités 6 (marche sur sol irrégulier, ICC = 0,4), dont les intervalles de confiance étaient de plus assez vastes.

L'analyse des diagrammes de Bland et Altman pour chaque sous-score total et le score total de l'échelle montraient des résultats satisfaisants avec toutefois une limite sur la moyenne des différences entre les deux évaluations, supérieure à celle observée en intra-évaluateur, comprise entre 11 et 13% (ce qui reste à notre sens une marge acceptable) (Figure 18).

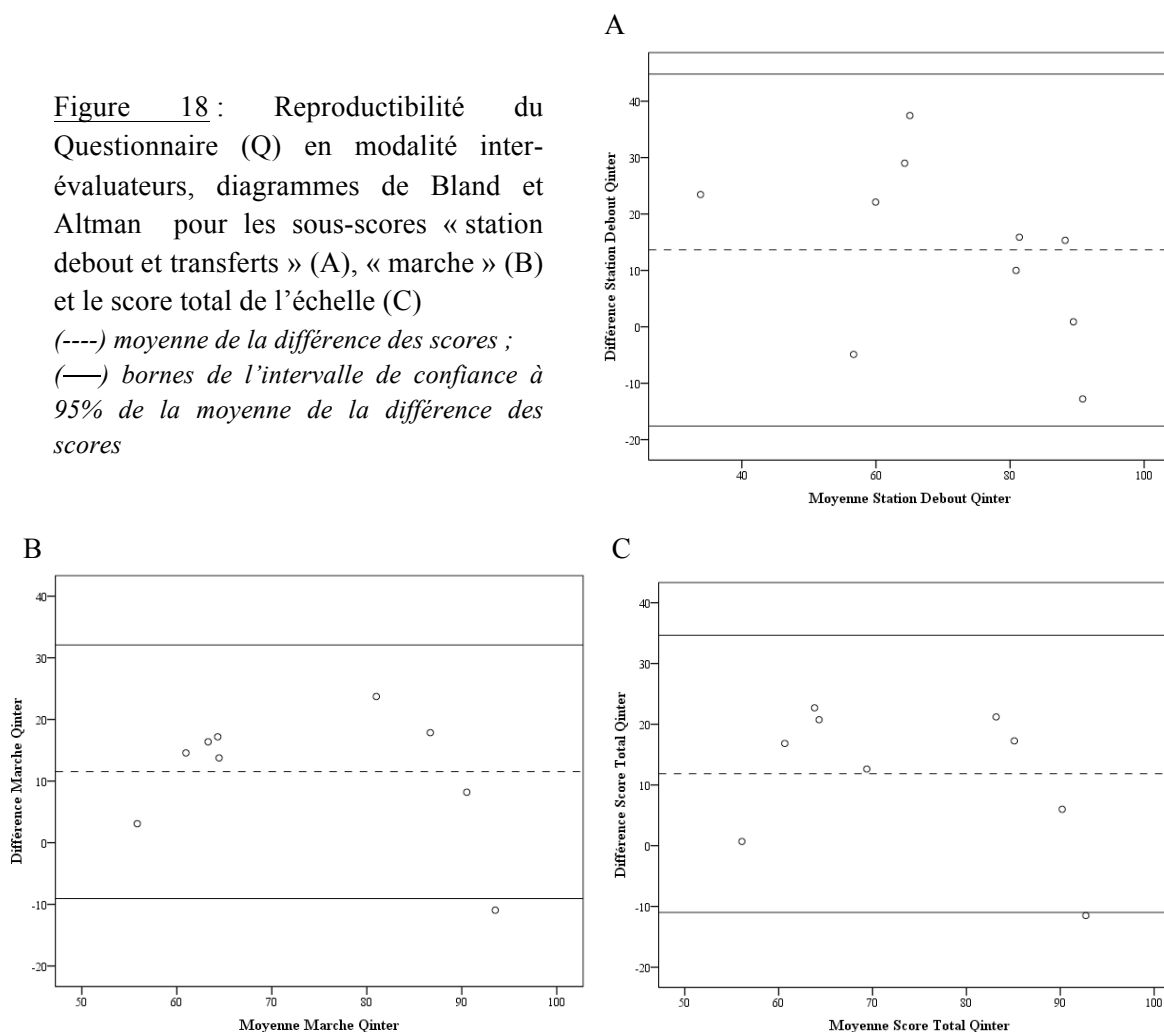
Tableau 6 : ICC inter-examineurs pour le questionnaire (Q) et le test (T).

ICC : coefficient de corrélation intraclass

DE et AE: déficiences et activités « équilibre » (station debout et marche) ; DM et AM : déficiences et activités « marche »

	Item	Questionnaire			Test		
		ICC Qinter	95 % IC		ICC Tinter	95 % IC	
DE1	<i>redressement</i>	0,79	0,49	0,92	0,48	0,00	0,79
DE2	<i>position proximale</i>	0,78	0,47	0,92	0,77	0,45	0,91
DE3	<i>position distale</i>	0,59	0,14	0,84	0,51	0,03	0,80
DE4	<i>report poids</i>	0,53	0,06	0,81	0,61	0,18	0,85
AE1	<i>transfert</i>	0,80	0,51	0,93	0,80	0,52	0,93
AE2	<i>équilibre debout</i>	0,64	0,22	0,86	0,82	0,56	0,94
AE3	<i>demi tour</i>	0,73	0,38	0,90	0,74	0,39	0,90
AE4	<i>exploration sup</i>	0,86	0,65	0,95	0,66	0,25	0,87
AE5	<i>ramasser objet</i>	0,80	0,51	0,93	0,87	0,67	0,96
<b>Total Déficiences station debout</b>		0,80	0,51	0,93	0,82	0,56	0,94
<b>Total Activités station debout</b>		0,87	0,66	0,95	0,88	0,68	0,96
<b>Total station debout</b>		0,90	0,73	0,96	0,90	0,74	0,97
DM1	<i>redressement</i>	0,59	0,12	0,84	0,52	0,02	0,81
DM2	<i>adduction hanche</i>	0,46	-0,05	0,79	0,67	0,25	0,88
DM3	<i>rotation hanche</i>	0,47	-0,04	0,79	0,13	-1,61	0,72
DM4	<i>flex genou phase oscillante</i>	0,61	0,16	0,86	0,54	0,06	0,82
DM5	<i>extension genou phase portante</i>	0,58	0,11	0,84	0,53	0,04	0,82
DM6	<i>recurvatum genou</i>	0,67	0,25	0,88	0,39	-0,85	0,80
DM7	<i>équin phase oscillante</i>	0,61	0,16	0,85	0,60	-0,20	0,87
DM8	<i>attaque du pas</i>	0,28	-0,26	0,69	0,83	0,57	0,94
DM9	<i>équin phase portante</i>	0,79	0,47	0,93	0,18	-1,46	0,74
DM10	<i>varus/valgus</i>	0,76	0,42	0,92	0,57	-0,29	0,86
DM11	<i>clonus</i>	0,76	0,42	0,92	0,66	0,23	0,87
DM12	<i>griffe d'orteils</i>	0,63	0,19	0,86	0,57	0,08	0,85
DM13	<i>fauchage</i>	0,68	0,28	0,88	0,45	-0,67	0,82
DM14	<i>symétrie de marche</i>	0,52	0,02	0,81	0,44	-0,68	0,82
AM1	<i>marche non contrainte</i>	0,69	0,32	0,88	0,72	0,36	0,89
AM2	<i>Port d'un sac</i>	0,65	0,23	0,86	0,72	0,36	0,90
AM3	<i>double tache</i>	0,78	0,47	0,92	0,70	0,14	0,90
AM4	<i>franchissement d'obstacle</i>	0,66	0,26	0,87	0,63	0,21	0,86
AM5	<i>privation visuelle</i>	0,74	0,40	0,90	0,83	0,59	0,94
AM6	<i>sol irrégulier</i>	0,40	-0,11	0,75	0,84	0,59	0,94
AM7	<i>escaliers</i>	0,90	0,73	0,96	0,86	0,64	0,95
<b>Total Déficiences marche</b>		0,85	0,62	0,95	0,71	0,32	0,89
<b>Total Activités marche</b>		0,90	0,75	0,97	0,83	0,57	0,94
<b>Total marche</b>		0,89	0,69	0,96	0,79	0,48	0,93
<b>Score total Déficiences</b>		0,90	0,73	0,97	0,67	0,25	0,88
<b>Score total Activités</b>		0,88	0,68	0,96	0,85	0,62	0,95
<b>Score total Echelle</b>		0,89	0,72	0,96	0,80	0,49	0,93

Figure 18 : Reproductibilité du Questionnaire (Q) en modalité inter-évaluateurs, diagrammes de Bland et Altman pour les sous-scores « station debout et transferts » (A), « marche » (B) et le score total de l'échelle (C)  
 (----) moyenne de la différence des scores ;  
 (—) bornes de l'intervalle de confiance à 95% de la moyenne de la différence des scores

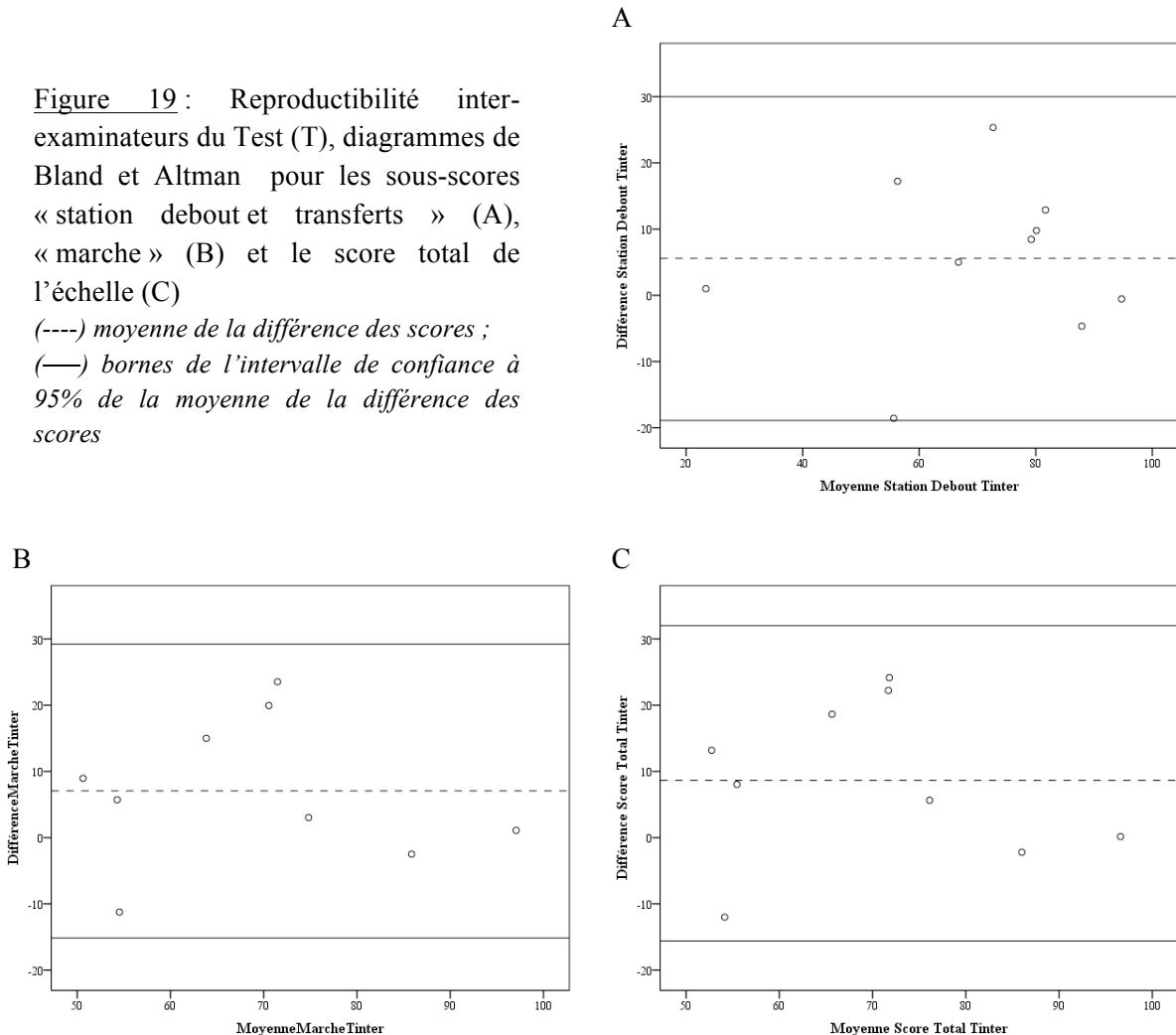


Pour le test, la reproductibilité était la moins bonne sur le score total de déficiences (ICC = 0,67), elle était satisfaisante pour les autres scores totaux. Pour la partie « station debout et transferts», les ICC témoignaient d'une bonne reproductibilité pour les sous-scores tandis que celle des items était modérée à bonne sauf pour un item (DE1). Pour la partie « marche », la reproductibilité des sous-scores était bonne, elle était globalement moins bonne pour les items analytiques de « marche », notamment pour les items 3, 6, 9, 13 et 14. Les intervalles de confiance des ICC étaient parfois vastes, notamment pour les items de déficiences de marche.

Comme pour le questionnaire, l'analyse des diagrammes de Bland et Altman pour chaque sous-score total (station debout et transferts / marche) et le score total de l'échelle

montrait des résultats satisfaisants, avec notamment une moyenne des différences entre les deux évaluations comprise entre 5 et 9% (Figure 19).

Figure 19 : Reproductibilité inter-examineurs du Test (T), diagrammes de Bland et Altman pour les sous-scores « station debout et transferts » (A), « marche » (B) et le score total de l'échelle (C)  
 (----) moyenne de la différence des scores ;  
 (—) bornes de l'intervalle de confiance à 95% de la moyenne de la différence des scores



En conclusion, cette première étape montre que la reproductibilité intra- et inter-examineurs était satisfaisante si on considère les différents sous-scores et scores totaux de l'échelle, même si l'évaluation de certains items était parfois moins fiable. La reproductibilité intra-examineur était meilleure que la reproductibilité inter-examineurs, pour le questionnaire et surtout pour le test. La cotation des items évaluant les activités était enfin plus fiable que celle des items évaluant les déficiences posturales et de marche.

### 3.2.3. Recherche d'un effet d'apprentissage (Tableau 7)

Chez les 20 patients évalués à deux reprises par le même examinateur, les sous-scores « activités » de chaque partie du questionnaire différaient significativement entre les deux évaluations, dans le sens d'un gain fonctionnel. D'autre part, le score total « déficiences » du questionnaire tendait à augmenter (et donc l'importance des anomalies posturales et de marche à diminuer). Les variations des résultats du test étaient plus minimes.

Tableau 7 : Scores du questionnaire et du test lors des deux évaluations successives par le même examinateur (n = 20). Scores en % ± DS.

	Questionnaire			Test	
	Evaluation 1	Evaluation 1 bis		Evaluation 1	Evaluation 1 bis
<b>Station debout et transferts</b>					
Score déficiences	65,43 ± 23,41	68,56 ± 21,79		78,43 ± 15,12	77,89 ± 13,19
Score activités	64,43 ± 24,58	71,61 ± 21,87	**	59,92 ± 23,69	60,24 ± 24,50
Score total	65,19 ± 23,01	68,63 ± 18,81		68,14 ± 19,07	67,48 ± 19,93
<b>Marche</b>					
Score déficiences	69,33 ± 16,65	70,15 ± 23,48		78,47 ± 12,20	74,58 ± 21,21
Score activités	54,07 ± 23,91	63,04 ± 22,77	**	33,09 ± 28,81	37,58 ± 29,47
Score total	65,19 ± 16,14	70,24 ± 16,97	*	63,95 ± 16,27	64,86 ± 16,77
<b>Score totaux</b>					
Déficiences	68,70 ± 17,47	72,95 ± 16,91	*	78,93 ± 11,69	78,60 ± 11,79
Activités	58,39 ± 23,38	64,37 ± 23,08	**	44,27 ± 25,58	45,17 ± 25,84
Echelle	65,87 ± 17,03	70,20 ± 16,26		65,93 ± 15,70	66,33 ± 16,45

\* Différence significative  $p < 0,05$  ; \*\*  $p < 0,01$ .

## 3.3. Validité du construit et cohérence interne

### 3.3.1. Validité du construit convergente

#### 3.3.1.1. Validité contre les mesures de déficience (Tableau 8)

La spasticité globale du membre inférieur parétique était corrélée négativement aux scores globaux et à tous les sous-scores du questionnaire et du test : ainsi, plus la spasticité

était sévère, plus le retentissement était important sur la station debout, les transferts et la marche. L'association était plus forte pour le test que pour le questionnaire.

Par ailleurs, nous avons retrouvé un lien entre l'importance du déficit moteur du membre inférieur parétique et le retentissement sur tous les paramètres évalués par l'échelle. Les corrélations étaient fortes sauf pour le sous-score activités de la partie « station debout et transferts » ( $p = 0,052$ ). Comme pour la spasticité, le test était d'avantage corrélé à la sévérité de la déficience motrice.

Tableau 8 : Corrélations entre les différents scores de l'échelle et la spasticité, le déficit moteur et les troubles sensitifs. Les résultats significatifs sont figurés en gras.

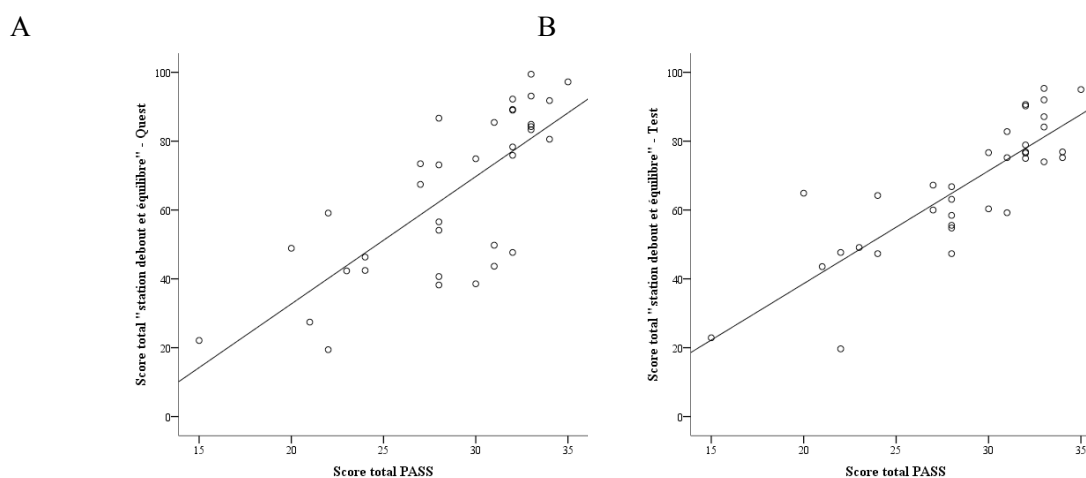
Questionnaire	Spasticité		Motricité		Tr. sensibilité superficielle		Tr. sensibilité profonde	
	r	p	r	p	r	p	r	p
<b>Station debout et transferts</b>								
Sous-score déficiences	<b>-0,43</b>	<b>0,011</b>	<b>0,42</b>	<b>0,012</b>	<b>-0,45</b>	<b>0,006</b>	<b>-0,48</b>	<b>0,003</b>
Sous-score activités	<b>-0,36</b>	<b>0,032</b>	0,33	0,052	<b>-0,55</b>	<b>0,001</b>	<b>-0,40</b>	<b>0,018</b>
Score total	<b>-0,40</b>	<b>0,017</b>	<b>0,39</b>	<b>0,022</b>	<b>-0,53</b>	<b>0,001</b>	<b>-0,45</b>	<b>0,006</b>
<b>Marche</b>								
Sous-score déficiences	<b>-0,49</b>	<b>0,003</b>	<b>0,55</b>	<b>0,001</b>	-0,28	0,103	<b>-0,35</b>	<b>0,044</b>
Sous-score activités	<b>-0,47</b>	<b>0,005</b>	<b>0,51</b>	<b>0,002</b>	<b>-0,35</b>	<b>0,038</b>	<b>-0,37</b>	<b>0,028</b>
Score total	<b>-0,64</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,62</b>	<b>&lt; 0,001</b>	-0,43	0,012	<b>-0,42</b>	<b>0,014</b>
<b>Score totaux</b>								
Déficiences	<b>-0,62</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,56</b>	<b>0,001</b>	<b>-0,46</b>	<b>0,007</b>	<b>-0,43</b>	<b>0,010</b>
Activités	<b>-0,45</b>	<b>0,007</b>	<b>0,46</b>	<b>0,006</b>	<b>-0,46</b>	<b>0,005</b>	<b>-0,40</b>	<b>0,016</b>
Echelle	<b>-0,59</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,57</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>-0,48</b>	<b>0,004</b>	<b>-0,45</b>	<b>0,008</b>
<b>Test</b>								
<b>Station debout et transferts</b>								
Sous-score déficiences	<b>-0,65</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,62</b>	<b>&lt; 0,001</b>	-0,28	0,100	<b>-0,33</b>	<b>0,050</b>
Sous-score activités	<b>-0,55</b>	<b>0,001</b>	<b>0,66</b>	<b>&lt; 0,001</b>	-0,34	0,046	<b>-0,40</b>	<b>0,016</b>
Score total	<b>-0,60</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,66</b>	<b>&lt; 0,001</b>	-0,37	0,031	<b>-0,40</b>	<b>0,018</b>
<b>Marche</b>								
Sous-score déficiences	<b>-0,84</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,66</b>	<b>&lt; 0,001</b>	-0,22	0,214	-0,28	0,114
Sous-score activités	<b>-0,51</b>	<b>0,002</b>	<b>0,73</b>	<b>&lt; 0,001</b>	-0,16	0,362	-0,26	0,130
Score total	<b>-0,75</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,78</b>	<b>&lt; 0,001</b>	-0,19	0,271	-0,29	0,095
<b>Score totaux</b>								
Déficiences	<b>-0,83</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,69</b>	<b>&lt; 0,001</b>	-0,24	0,179	-0,30	0,083
Activités	<b>-0,55</b>	<b>0,001</b>	<b>0,73</b>	<b>&lt; 0,001</b>	-0,23	0,177	-0,33	0,056
Echelle	<b>-0,74</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,79</b>	<b>&lt; 0,001</b>	-0,25	0,156	-0,34	0,052

Les liens entre les scores de l'échelle et l'importance des troubles sensitifs étaient moins univoques. Les résultats du questionnaire montraient des liens le plus souvent

significatifs entre la sévérité des troubles superficiels et profonds et le retentissement sur la station debout, les transferts et la marche. La tendance était identique pour l'évaluation de l'examineur mais de manière très nettement moins forte ; ainsi seuls les sous-scores « station debout et transferts » évalués par l'examineur étaient corrélés aux déficiences sensibles. Les liens étaient globalement plus forts avec les troubles profonds.

Enfin, les sous-scores de la partie « marche » et les scores totaux étaient significativement plus bas chez les patients présentant une négligence spatiale unilatérale ( $p < 0,05$ ). Ces derniers avaient également des capacités posturales et de marche (mesurées par les évaluations « standards ») inférieures à celles de patients non négligents ( $p < 0,05$ ).

### 3.3.1.2. Validité contre les paramètres posturaux



**Figure 20** : Liens entre le score total de la partie « station debout et transferts » de l'échelle et le score total de la PASS ; (A) pour le questionnaire ( $r = 0,75$  ;  $p < 10^{-5}$ ), (B) pour le test ( $r = 0,84$  ;  $p < 10^{-5}$ ).

Les trois sous-scores de la partie « station debout et transferts » de l'échelle étaient fortement corrélés au score total de PASS, à ses deux sous-scores (transferts et équilibre) et à l'item « transferts » de l'indice de Barthel. Cela valait autant pour le questionnaire ( $0,59 < r < 0,80$  ;  $0,003 < p < 10^{-5}$ ) que pour le test ( $0,67 < r < 0,84$  ;  $p < 10^{-4}$ ) (Annexe 8, Figure 20).



Ainsi, plus les capacités d'équilibre mesurées par les outils de référence étaient importantes, plus la facilité associée aux activités posturales était importante. Par contre, la surface totale des déplacements du CP en posturographie n'était pas corrélée à cette partie de l'échelle.

Tableau 9 : Validité du construit des items de la partie « station debout et transferts » : corrélations entre certains items de la partie « station debout et transferts » et les critères d'analyse de référence de ces items. Les résultats significatifs sont figurés en gras.

Item	Critère comparatif	Questionnaire		Test	
		r	p	r	p
DE 1 <i>redressement du tronc</i>	Item 4 GAIT	-0,22	0,335	-0,55	0,011
DE 3 <i>Equin station debout</i>	Posturographie (appui talon)	0,37	0,079	0,28	0,185
DE 4 <i>Report de poids</i>	Posturographie (appui membre parétique)	0,41	0,05	0,64	0,001
AE 1 <i>Transfert assis debout</i>	Item Transfert Barthel	0,46	0,005	0,65	< 10 <sup>-3</sup>
	Item transfert assis debout PASS	0,40	0,016	0,66	< 10 <sup>-3</sup>
AE 2 <i>Station debout</i>	Item station debout PASS	0,24	0,18	0,70	< 10 <sup>-3</sup>
	Posturographie (surface CP)	-0,11	0,621	-0,35	0,095
AE 4 <i>Exploration espace supérieur</i>	Item station debout PASS	0,49	0,003	0,63	< 10 <sup>-3</sup>
AE 5 <i>Ramasser un objet</i>	Item ramasser un objet PASS	0,80	< 10 <sup>-3</sup>	0,86	< 10 <sup>-3</sup>

L'étude de validité du construit de certains des items de la partie « station debout et transferts » de l'échelle a montré les résultats suivants (Tableau 9) :

- L'item étudiant le redressement du tronc lors de la station debout immobile (DE 1) lors du test était significativement corrélé à l'item de la GAIT l'évaluant (item 4).
- L'item évaluant la position distale du membre (DE 3) n'était pas corrélé au pourcentage d'appui sur le talon évalué en posturographie, que ce soit pour le questionnaire ou le test.
- Par contre, le défaut de report de poids (item DE 4) évalué par le patient et l'évaluateur était significativement lié à son évaluation en posturographie, de manière plus franche pour le test.
- Les items évaluant les activités de transferts et en station debout étaient globalement liées à leurs évaluations concurrentes fonctionnelles (items transfert du Barthel, items spécifiques de la PASS), là encore de manière plus nette pour le test. Par contre, la

surface de déplacement du CP les yeux ouverts n'était pas liée à la facilité de maintien de l'équilibre bipodal.

### 3.3.1.3. Validité contre les paramètres analytiques de marche

Il existait un lien étroit entre le score total de la GAIT et le sous-score « déficiences » de la partie « marche » pour le questionnaire ( $r = -0,65$  ;  $p = 0,001$ ) et le test ( $r = -0,83$  ;  $p < 10^{-5}$ ).

**Tableau 10** : Validité du construit des items de la partie « déficiences de marche » : corrélation entre certains items et les critères d'analyse de référence de ces items. Les résultats significatifs sont figurés en gras.

Item	Critère comparatif	Questionnaire		Test	
		r	p	r	p
DM 1 redressement du tronc	Item 5 GAIT (Ph Portante)	-0,04	0,867	<b>-0,45</b>	<b>0,032</b>
	Item 19 GAIT (Ph Oscill)	-0,17	0,445	<b>-0,51</b>	<b>0,013</b>
DM 2 adduction hanche	Largeur de pas (GAITRITE)	-0,23	0,284	0,14	0,525
DM 3 rotation de hanche	Item 10 GAIT (Ph Portante)	0,03	0,879	0,03	0,879
	Item 25 GAIT (Ph Oscill)	0,03	0,905	-0,22	0,306
	Angle du pas (GAITRITE)	0,19	0,372	-0,10	0,646
DM 4 flex genou phase oscillante	Item 26 GAIT (début Ph Oscill)	-0,35	0,102	<b>-0,61</b>	<b>0,002</b>
	Item 27 GAIT (milieu Ph Oscill)	-0,29	0,18	<b>-0,62</b>	<b>0,002</b>
DM 5 extension genou phase portante	Item13 GAIT (milieu Ph Portante)	0,24	0,264	<b>0,61</b>	<b>0,002</b>
DM 6 recurvatum genou	Item 13 GAIT (milieu Ph Portante)	-0,24	0,278	-0,33	0,13
DM 7 équin phase oscillante	Item 29 GAIT	-0,33	0,12	<b>-0,51</b>	<b>0,014</b>
DM 8 attaque du pas	Item 15 GAIT	-0,35	0,107	<b>-0,65</b>	<b>0,001</b>
DM 9 équin phase portante	Item 15 GAIT	-0,34	0,122	<b>-0,44</b>	<b>0,036</b>
DM 10 Inversion / éversion	Item 16 GAIT (Ph Portante)	-0,40	0,059	-0,70	<10-3
	Item 30 GAIT (Ph Oscill)	<b>-0,50</b>	<b>0,016</b>	<b>-0,57</b>	<b>0,005</b>
DM13 Fauchage	Item 24 GAIT (adapté)	-0,32	0,139	<b>-0,41</b>	<b>0,05</b>
DM14 Symétrie de marche	Asymétrie absolue (GAITRITE)	<b>0,50</b>	<b>0,014</b>	<b>0,79</b>	<b>&lt;10-3</b>
	Asymétrie relative (GAITRITE)	-0,41	0,055	<b>-0,68</b>	<b>&lt;10-3</b>

L'analyse item à item est présentée tableau 10. L'évaluation par le patient de ses anomalies de marche était mauvaise en ce qui concerne les troubles liés à la hanche, elle était un peu meilleure pour les troubles plus distaux mais les corrélations avec les paramètres objectifs restaient souvent non significatives. A l'opposé, l'évaluation par l'examineur était plus proche des mesures objectives des défauts du schéma de marche, surtout pour les troubles distaux et globaux, alors que les liens avec troubles proximaux étaient moins forts.

### 3.3.1.4. Validité contre les paramètres fonctionnels de marche

Les sous-scores de la partie évaluant la marche et le score total de l'échelle étaient fortement corrélés aux paramètres fonctionnels de marche évalués par la NFAC, la vitesse de marche sur 10 mètres et le RMI (Tableau 11). Cela valait autant pour le questionnaire que pour le test. Ainsi, plus la facilité de réalisation des activités de marche (mesurée par l'échelle) était importante, meilleure étaient les performances et capacités de marche.

Tableau 11 : Validité du construit des sous-scores de la partie « marche » et du score total de l'échelle contre la NFAC, la vitesse maximale de marche sur 10 mètres et le score total du Rivermead Motor Index (RMI).

	NFAC		Vitesse marche (10m)		RMI	
	r	p	r	p	r	p
<b>Questionnaire</b>						
Déficiences Marche	0,47	0,006	0,40	0,024	0,46	0,006
Activités Marche	0,77	< 10 <sup>-3</sup>	0,69	< 10 <sup>-3</sup>	0,81	< 10 <sup>-3</sup>
Score total Marche	0,64	< 10 <sup>-3</sup>	0,57	0,001	0,64	< 10 <sup>-3</sup>
Score total Echelle	0,65	< 10 <sup>-3</sup>	0,54	0,001	0,67	< 10 <sup>-3</sup>
<b>Test</b>						
Déficiences Marche	0,48	0,004	0,49	0,004	0,48	0,004
Activités Marche	0,75	< 10 <sup>-3</sup>	0,90	< 10 <sup>-3</sup>	0,78	< 10 <sup>-3</sup>
Score total Marche	0,71	< 10 <sup>-3</sup>	0,80	< 10 <sup>-3</sup>	0,70	< 10 <sup>-3</sup>
Score total Echelle	0,76	< 10 <sup>-3</sup>	0,81	< 10 <sup>-3</sup>	0,74	< 10 <sup>-3</sup>

L'analyse item à item est quant à elle présentée tableau 12. Les résultats du questionnaire et du test étaient significativement liés aux évaluations concurrentes sauf pour la marche avec privation visuelle qui n'était pas lié à la valeur du coefficient de Romberg.

Tableau 12 : Validité du construit des items de la partie « activités de marche » : corrélation entre certains items et les critères d'analyse objective de ces items. Les résultats significatifs sont figurés en gras.

Item	Critère comparatif	Questionnaire		Test	
		r	p	r	p
<b>AM 1</b> <i>marche non contrainte</i>	Vitesse de marche	<b>0,33</b>	<b>0,045</b>	<b>0,83</b>	< 10 <sup>-3</sup>
	Item Déplacement du Barthel	<b>0,45</b>	<b>0,007</b>	<b>0,57</b>	< 10 <sup>-3</sup>
<b>AM5</b> <i>privation visuelle</i>	Coefficient de Romberg	-0,03	0,876	-0,06	0,797
<b>AM6</b> <i>sol irrégulier</i>	Items 9 du RMI (extérieur)	<b>0,56</b>	<b>0,001</b>	<b>0,63</b>	< 10 <sup>-3</sup>
	Item 12 du RMI (sol instable)	<b>0,64</b>	< 10 <sup>-3</sup>	<b>0,72</b>	< 10 <sup>-3</sup>
<b>AM7</b> <i>escaliers</i>	Item 8 du RMI	<b>0,62</b>	< 10 <sup>-3</sup>	<b>0,71</b>	< 10 <sup>-3</sup>

### 3.3.1.5. Validité contre les autres évaluations (Annexe 9)

Les sous-scores « station debout et transferts », « marche » ainsi que le score total du questionnaire et du test étaient inversement corrélés à la crainte de la chute mesurée par l'EVA ( $-0,3 < r < -0,41$  ;  $p < 0,05$ ).

Il existait par ailleurs un lien souvent fort entre l'ensemble des scores du questionnaire et du test et le niveau d'autonomie des patients mesuré par l'indice de Barthel ( $0,39 < r < 0,86$  ;  $0,023 < p < 10^{-4}$ ). Les liens du niveau d'autonomie avec les sous-scores « activités » de l'échelle (« station debout et transferts », « marche » et score total activités) étaient les plus forts.

### 3.3.1.6. Synthèse

Si on considère les sous-scores et les scores totaux, l'échelle jouissait d'une validité du construit convergente très satisfaisante contre les paramètres de déficiences notamment neuromotrices, les paramètres posturaux (schéma et capacités), la sévérité des anomalies du schéma de marche, les capacités et performances de marche, le niveau d'indépendance fonctionnelle et la peur de la chute. La validité de l'évaluation faite par l'examineur était meilleure que celle effectuée par le patient.

La validité des items explorés était globalement bonne à l'exception tout de même de ceux de la partie « déficiences de marche » du questionnaire (évaluation par le patient) et ceux du test évaluant les troubles analytiques de la posture et de la marche d'origine proximale.

### 3.3.2. Validité du construit divergente

Les résultats du questionnaire (sous-scores et scores totaux) étaient indépendants du sexe du patient, du score de MMS, du type d'AVC, du coté du déficit moteur et de la présence d'une aphasie.

### 3.3.3. Cohérence interne

Comme le montre le tableau 13, le coefficient alpha de Cronbach ( $\alpha$ ) sur l'ensemble des items témoignait d'une excellente cohérence interne, que ce soit pour le questionnaire ou le test. Il en était de même pour l'analyse de chaque sous-score et au sein de ces derniers de chaque dimension (déficiences et activités). Les valeurs de  $\alpha$  étaient un peu supérieures pour le test.

Tableau 13 : Mesures de cohérence interne ( $\alpha$  de Cronbach) pour le questionnaire et le test.

<u>Questionnaire</u>		<u>Test</u>	
	$\alpha$		$\alpha$
<u>Station debout</u>		<u>Station debout</u>	
<i>Déficiences</i>	0,87	<i>Déficiences</i>	0,92
<i>Activités</i>	0,88	<i>Activités</i>	0,94
<i>Ensemble des items</i>	0,93	<i>Ensemble des items</i>	0,95
<u>Marche</u>		<u>Marche</u>	
<i>Déficiences</i>	0,84	<i>Déficiences</i>	0,89
<i>Activités</i>	0,89	<i>Activités</i>	0,99
<i>Ensemble des items</i>	0,90	<i>Ensemble des items</i>	0,94
<u>Ensemble des items</u>	0,94	<u>Ensemble des items</u>	0,97

## 3.4. Validité prédictive

Chez les 10 patients réévalués à au moins 6 semaines de la première évaluation, la validité prédictive de l'échelle sur les capacités fonctionnelles, posturales et de marche semblait satisfaisante

(Tableau 14). Ainsi, le score total de l'échelle (questionnaire et test) lors de la première évaluation était prédictif du statut fonctionnel (Barthel), de la vitesse de marche et du score total du RMI. Par ailleurs, le sous-score total de la partie « station debout et transferts » du questionnaire et du test était prédictif des capacités fonctionnelles, posturales et de marche. Enfin, le sous-score total de la partie « marche » était corrélé aux capacités fonctionnelles et de marche.

**Tableau 14** : Validité prédictive des scores de l'échelle sur les capacités fonctionnelles, posturales et de marche.

*Corrélations entre les scores de l'échelle (questionnaire et test) lors de la première évaluation et les capacités fonctionnelles (indice de Barthel), posturales (score total de la PASS) et de marche (vitesse de marche sur 10 mètres et score total du Rivermead Mobility index) évaluées à distance. Les résultats significatifs sont figurés en gras.*

	Barthel		PASS		Vitesse de marche		RMI	
	r	p	r	p	r	p	r	p
<b>Questionnaire</b>								
Score total Station debout et transferts	<b>0,85</b>	<b>0,002</b>	<b>0,67</b>	<b>0,034</b>	<b>0,80</b>	<b>0,017</b>	<b>0,89</b>	<b>0,001</b>
Score total Marche	<b>0,92</b>	<b>&lt; 10<sup>-3</sup></b>	0,49	0,186	<b>0,76</b>	<b>0,031</b>	<b>0,93</b>	<b>&lt; 10<sup>-3</sup></b>
Score total échelle	<b>0,82</b>	<b>0,007</b>	0,40	0,286	<b>0,76</b>	<b>0,031</b>	<b>0,83</b>	<b>0,006</b>
<b>Test</b>								
Score total Station debout et transferts	<b>0,88</b>	<b>0,001</b>	<b>0,79</b>	<b>0,007</b>	<b>0,72</b>	<b>0,043</b>	<b>0,90</b>	<b>&lt; 10<sup>-3</sup></b>
Score total Marche	<b>0,82</b>	<b>0,006</b>	0,33	0,383	<b>0,71</b>	<b>0,05</b>	<b>0,79</b>	<b>0,011</b>
Score total échelle	<b>0,87</b>	<b>0,003</b>	0,60	0,085	<b>0,73</b>	<b>0,04</b>	<b>0,88</b>	<b>0,002</b>

### 3.5. Sensibilité au changement

Les données de sensibilité au changement concernant les 10 patients évalués à distance (au moins 6 semaines) de la première évaluation figurent dans le tableau 15. Les scores du questionnaire étaient tous significativement plus élevés lors de l'évaluation à distance, la tendance était la même pour le test. La sensibilité au changement étudiée par la taille de l'effet (ES) et la réponse moyenne standardisée (SRM) était modérée à bonne (> 0,5 et > 0,8 respectivement) pour le questionnaire sauf pour le score « activités de marche » (ES = 0,46) ; elle était par contre plus mauvaise pour le test puisqu'elle était faible pour la plupart des scores. Enfin, l'évolution des sous-scores totaux des parties « station debout et transferts » et

« marche » du questionnaire et du test était corrélée positivement à l'évolution subjective mesurée par la Global Assessment Scale (GAS) dans chacun de ces domaines. Ces corrélations étaient significatives sauf pour la variation des capacités posturales évaluée par l'examineur.

Au total, la sensibilité au changement de l'échelle sur notre échantillon était modérée pour le questionnaire, médiocre pour le test.

Tableau 15 : Sensibilité au changement des sous-scores et des scores totaux pour le questionnaire et le test (n = 10).

*Tdistance - TO* : moyenne des différences entre les évaluations ; *ES* : taille de l'effet ; *SRM* : réponse moyenne standardisée ; *GAS* : Global Assessment Scale

<b>Questionnaire</b>	<b>Tdistance - T0</b>		<b>ES</b>	<b>SRM</b>	<b>corrél. GAS (r)</b>
	<b>Diff</b>	<b>p</b>			
<b>Station debout et transferts</b>					
Score déficiences	9,80	0,037	0,53	0,79	
Score activités	16,06	0,037	0,60	0,79	
Score total	13,65	0,028	0,59	0,87	0,791*
<b>Marche</b>					
Score déficiences	9,52	0,038	0,63	1,04	
Score activités	13,30	0,038	0,46	0,80	
Score total	11,53	0,021	0,69	1,12	0,971**
<b>Score totaux</b>					
Déficiences	9,67	0,038	0,69	1,12	
Activités	14,45	0,022	0,58	0,99	
Echelle	11,84	0,021	0,95	0,93	
<b>Test</b>					
<b>Station debout et transferts</b>					
Score déficiences	0,20	0,053	0,01	0,02	
Score activités	9,90	0,093	0,38	0,62	
Score total	5,59	0,028	0,27	0,46	0,692 (p = 0,08)
<b>Marche</b>					
Score déficiences	3,86	0,11	0,37	0,54	
Score activités	12,13	0,086	0,37	0,60	
Score total	7,06	0,086	0,42	0,64	0,926**
<b>Score totaux</b>					
Déficiences	3,06	0,236	0,32	0,37	
Activités	11,20	0,074	0,39	0,65	
Echelle	6,77	0,11	0,43	0,60	

\*  $p < 0,05$  ; \*\*  $p < 0,01$

### 3.6. Analyse qualitative du protocole de validation et des temps de passation de l'échelle

#### 3.6.1. Critères de qualité du protocole d'évaluation

Quelques déviations mineures au protocole se sont produites :

- Quatre évaluations se sont faites moins d'une heure après une séance de rééducation, mais après une pause d'au moins 15 minutes.
- Trois évaluations par l'examineur secondaire ont été faite 3 ou 4 jours après la première évaluation au lieu des deux jours maximum prévus.
- Pour quatre patients, les évaluations instrumentales ne se sont pas déroulées le même jour que les évaluations cliniques mais ont été réalisées les jours suivants.

Un patient a chuté de sa hauteur lors de l'évaluation de la marche par GAITRITE, sans conséquence traumatique.

#### 3.6.2. Temps de passation

Tableau 16 : Evolution des temps de passation pour les 15 patients ayant été évalués par les deux évaluateurs. Temps en minutes

	Evaluation 1	Evaluation 2	Evaluation 1 bis
<b>Temps Questionnaire</b>	13,6 ± 3,1	8,7 ± 2,4 **	9,4 ± 2,6 ++
<b>Temps Test</b>	11,3 ± 3,7	12,9 ± 3	10,2 ± 2,6 <sup>§</sup>
<b>Temps Total</b>	25 ± 6,2	21,8 ± 4,4	19,6 ± 4,3 <sup>+</sup>

\*\* E1 vs E2 ;  $p < 0,01$

<sup>+</sup> E1 vs E1 bis ;  $p < 0,05$  / <sup>++</sup>  $p < 0,01$

<sup>§</sup> E2 vs E1 bis ;  $p < 0,05$

Le temps de passation de l'ensemble de l'échelle lors de la première administration (35 patients) était de  $24,9 \pm 5,8$  minutes, dont  $14,2 \pm 4,1$  minutes pour le questionnaire et  $10,7$



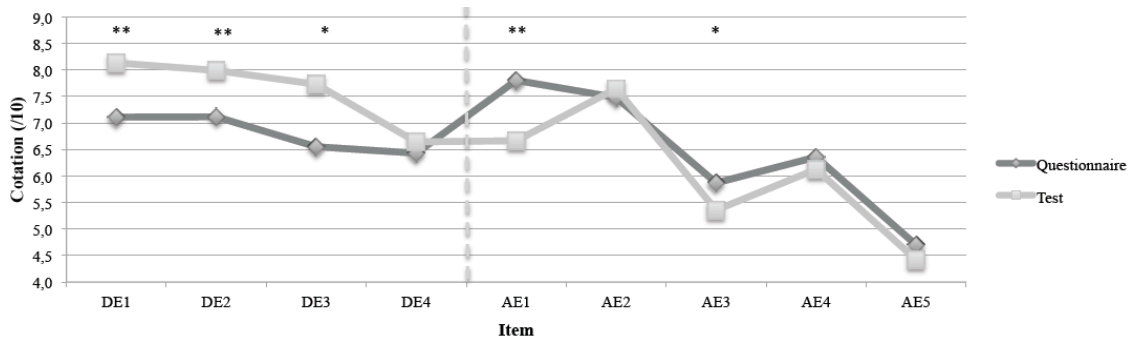
± 4,1 minutes pour le test. Chez les 15 patients ayant bénéficié de 3 évaluations, le temps de passation du questionnaire diminuait significativement dès la seconde évaluation pour se porter aux alentours des 9 minutes, la durée du test variait moins (Tableau 16).

### **3.7. Analyse des cotations du questionnaire et du test**

#### **3.7.1. Comparaison des scores du questionnaire et du test**

Chez les 35 patients évalués au moins une fois, la comparaison des scores entre le questionnaire et le test amenait à des résultats opposés selon qu'était considérée l'évaluation des déficiences ou des activités (Annexe 10, Figures 21, 22 et 23). Pour les déficiences, les résultats du questionnaire étaient moins bons que ceux du test, souvent de manière significative ; l'évaluation des activités était par contre moins bonne lors du test, surtout pour les activités de marche (Figures 21A et 22A). Les sous-scores de chaque partie de l'échelle et les scores totaux « déficiences » et « activités » étaient différents, sauf pour les activités de la partie « station debout et transferts » (Figures 21B et 22B). Ces différences se faisaient dans le même sens que celles des items, leur opposition faisait que les scores totaux par partie et le score total de l'échelle ne différaient pas entre le test et le questionnaire (Figures 21B, 22B et 23). La situation était identique quelque soit la phase dans laquelle le patient se trouvait (aiguë vs chronique). Le lecteur trouvera en annexe 10 le détail chiffré des résultats.

A



B

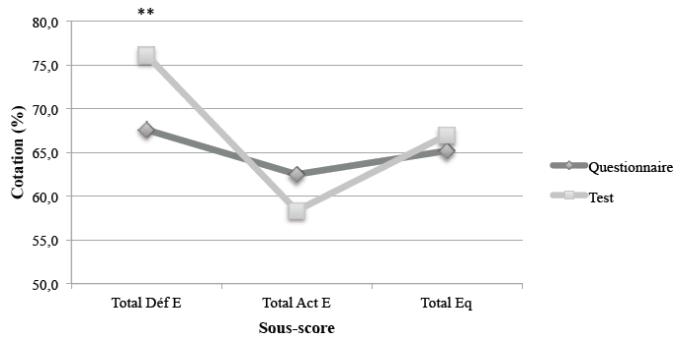
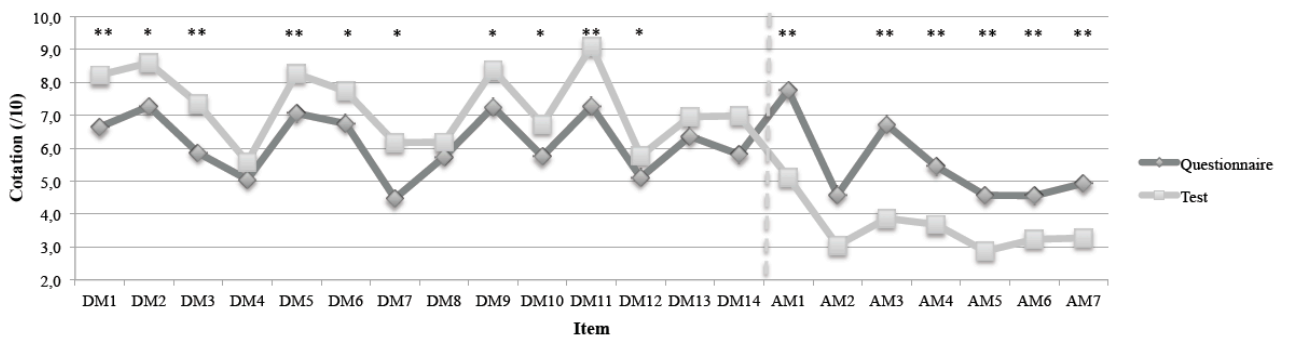


Figure 21 : Comparaison des résultats du questionnaire et du test pour les items (A) et les sous-scores (B) de la partie « station debout et transferts ».  
\*  $p < 0,05$  ; \*\*  $p < 0,01$ .  $N = 35$ .  
Déf : déficiences ; Act : Activités

A



B

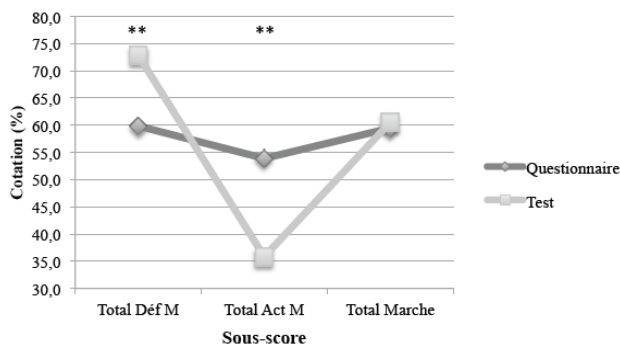
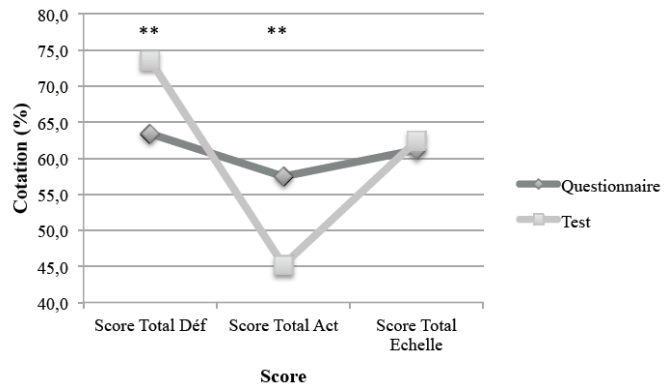


Figure 22 : Comparaison des résultats du questionnaire et du test pour les items (A) et les sous-scores (B) de la partie « marche ».  
\*  $p < 0,05$  ; \*\*  $p < 0,01$ .  $N = 35$ .  
Déf : déficiences ; Act : Activités

Figure 23 : Comparaison des scores totaux du questionnaire et du test.  
 \*  $p < 0,05$  ; \*\*  $p < 0,01$ .  $N = 35$ .



Par contre, les scores totaux et les différents sous-scores du questionnaire et du test étaient fortement corrélés entre eux ( $p < 10^{-5}$  ; Annexe 11). Il en était de même des corrélations des items du questionnaire et du test entre eux, sauf pour le second item de l'évaluation des déficiences de marche (adduction de hanche). Les liaisons entre les résultats du questionnaire et du test étaient moins fortes pour l'évaluation de la marche par rapport à l'évaluation de la station debout, surtout pour les items analytiques mesurant les troubles proximaux (Annexe 11).

Enfin, les scores « déficiences » et « activités » de chaque partie du questionnaire et du test étaient fortement positivement corrélés entre eux ( $r \geq 0,64$  ;  $p < 10^{-5}$ ).

En conclusion, patient et examinateur s'évaluaient à des niveaux différents, le patient majorant ses déficiences posturales et de marche et minorant leur retentissement fonctionnel par rapport à l'examinateur, mais leurs évaluations n'en restaient pas moins fortement liées.

### 3.7.2. Ordre de difficulté des items

Dans la lignée des liens mis en évidence par les corrélations entre les évaluations du patient et de l'examinateur, l'ordre de difficulté des items était proche pour le questionnaire et le test.

Pour la partie « station debout et transferts », l'ordre était le suivant (difficulté croissante) :

- Pour le questionnaire : DE1, DE2, DE3, DE4 /// AE1, AE2, AE4, AE3, AE5
- Pour le test : DE1, DE3, DE2, DE4 /// AE2, AE1, AE4, AE3, AE5

Pour la partie « marche », l'ordre était le suivant :

- Pour le questionnaire : DM11, DM9, DM2, DM6, DM5, DM1, DM10, DM13, DM12, DM3, DM14, DM8, DM7, DM4 /// AM1, AM3, AM4, AM7, AM6, AM5, AM2
- Pour le test : DM11, DM9, DM2, DM1, DM6, DM5, DM3, DM10, DM13, DM14, DM12, DM7, DM8, DM4 /// AM1, AM3, AM4, AM6, AM7, AM5, AM2

### 3.7.3. Recherche d'un effet plancher ou plafond (Annexe 12)

Il n'existait aucun effet plancher ni plafond en ce qui concerne les sous-scores et les scores totaux de l'échelle. Lors de l'analyse de la station debout et des transferts, seul le premier item du questionnaire montrait un effet plafond minime ; pour l'évaluation de la marche, les items évaluant le recurvatum de genou (DM6), l'appui du talon en phase portante (DM9) et le clonus de cheville (DM11) présentaient un effet plafond lors du test (et du questionnaire seulement pour le dernier item cité). Enfin, l'évaluation de la marche avec port d'une charge était source d'un effet plancher important, il en existait un plus modéré pour la pratique des escaliers.

## **4. Discussion**

L'échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiparétiques vasculaires est un nouvel outil d'évaluation des conséquences de l'AVC sur les capacités posturales et de marche. Elle représente à notre connaissance la première échelle évaluant cliniquement à la fois (i) les anomalies des schémas postural et de marche mais aussi leur retentissement fonctionnel au quotidien, (ii) en se plaçant du côté du patient (questionnaire) et de l'examineur (test). Ce travail avait pour objectifs de débiter le processus de validation de cette échelle et d'en étudier les premières données, en particulier en comparant les évaluations du patient et de l'examineur.

Notre étude a permis de mettre en évidence des qualités psychométriques intéressantes de cet outil : la *reproductibilité* intra-examineur était très satisfaisante, alors que la reproductibilité inter-examineurs était un peu moins bonne mais restait acceptable, grevée en partie pour le questionnaire par un petit effet d'apprentissage. L'échelle (questionnaire et test) disposait par ailleurs d'une bonne *validité du construit* contre les déficiences (neuromotrices et visuo-spatiales principalement), les capacités posturales, les capacités de marche et le statut fonctionnel ; la validité contre les paramètres analytiques de marche était pour sa part plus modérée pour le questionnaire. La *cohérence interne* était excellente, la *validité prédictive* était bonne sur les capacités posturales, de marche et sur l'autonomie évaluées à distance. Enfin, la *sensibilité au changement* de l'échelle était limitée sur notre échantillon.

L'analyse comparative des résultats du questionnaire et du test montrait que, si souvent le patient et l'examineur cotaient les items à un niveau différent (les patients ayant tendance à surcoter leur niveau fonctionnel et l'importance de leur déficiences posturales et de

marche), leurs évaluations étaient toutefois très corrélées et l'ordre de difficulté des items était quasiment identique, ce qui témoigne d'une association forte entre les deux évaluations.

## **4.1. Discussion générale autour de l'échelle : cadre conceptuel, analyse des items, faisabilité pratique**

### 4.1.1. Cadre conceptuel, méthodologie d'évaluation

Comme nous l'avons vu, l'arsenal d'évaluation des troubles de l'équilibre et de la marche après un AVC est important. L'échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiplegiques vasculaires offre toutefois une vision novatrice et complémentaire de ces outils. Elle se place en effet du côté du patient et de l'examineur, prend en compte les anomalies analytiques et de leur retentissement fonctionnel et constitue une mesure à dimension écologique d'une notion différente des capacités ou de la performance, à savoir la facilité associée à la réalisation d'une activité. Cela peut paraître un objectif élevé d'introduire autant d'éléments dans un outil de mesure, mais cela offre des perspectives potentielles intéressantes.

Attardons nous d'abord sur certaines spécificités des activités évaluées. Le maintien de l'équilibre et la marche font intervenir un ensemble de mouvements coordonnés, en partie automatiques, qui diffèrent grandement des activités fonctionnelles du membre supérieur qui sont pour la plupart balistiques (231). Ainsi, les activités du membre supérieur sont a priori plus aisément évaluables que celles des membres inférieurs (pour l'examineur et le patient), d'autant plus que le sujet doit porter une part importante de son attention pour éviter la chute. L'étude de validité apporte en ce sens des éléments rassurants sur la pertinence de la mesure (cf infra).

Par ailleurs, la facilité associée à la pratique des activités est certes une notion liée aux capacités fonctionnelles, mais elle les dépasse. En effet, le ressenti du patient et de l'œil extérieur sur la façon dont est réalisée une activité tient compte des performances dans cette activité mais également de la qualité du mouvement, de la coordination, des réactions du patient lors de son exécution, de son vécu... Si cette définition s'applique bien à l'évaluation des activités, elle s'apparente plus pour l'analyse des anomalies du postural et de marche à l'évaluation de leur sévérité lors d'activités « basiques » (station debout immobile, marche non contrainte sur terrain plat) qui sont les conditions les plus fréquentes d'analyse.

De plus, si l'évaluation par le patient du niveau d'activité est bien admise en pratique, comme le montre les échelles que nous avons passées en revue, l'évaluation des anomalies du schéma postural et de marche par le patient l'est beaucoup moins. Or, même s'il paraît clair que son analyse est moins précise que celle de l'examineur ou que celles issues de moyens instrumentaux, l'avis du patient est important à plusieurs titres : tout d'abord il vit avec ce problème au jour le jour et l'expérimente donc plus longtemps et dans des conditions plus écologiques que lors d'une consultation, d'autre part il n'est pas toujours possible de suivre l'évolution du patient aussi souvent que nous le voudrions. C'est dans la discussion entre le patient et le thérapeute que peuvent se dégager des objectifs opérationnels consensuels et les priorités de prise en charge. L'échelle permet en ce sens de standardiser l'évaluation du patient, de la comparer aux données cliniques de l'examineur, et d'aider à définir des objectifs communs. Cet outil pourrait enfin avoir une dimension d'éducation du patient sur les troubles qu'il présente.

Sur le plan thérapeutique, la prise en charge des troubles neuromoteurs consécutifs à une cérébrolésion comporte une phase d'analyse des déficiences (limitations articulaires, spasticité, déficit moteur) puis celle de leur retentissement fonctionnel (équilibre et marche pour ce qui nous intéresse) (155,158), permettant de définir des objectifs et des cibles

thérapeutiques. Dans ce cadre, l'évaluation des anomalies des schémas postural et de marche est primordiale, mais à notre connaissance seules les échelles d'évaluation visuelles voire l'Analyse Quantifiée de la Marche permettaient leur évaluation standardisée. Notre échelle offre un moyen clinique plus aisé d'approche de ce pont entre l'évaluation analytique sur table et la fonction. Cela nous semble d'autant plus primordial que nombre de manifestations de l'hypertonie pyramidale n'ont pas ou peu de traduction lors de l'examen sur table (40).

Sur le plan méthodologique, nous avons fait le choix d'utiliser une cotation continue par une EVA. Cet outil ne présente pas les limites d'une échelle ordinale, elle permet en particulier d'exprimer un spectre de réponse plus large. Longtemps réservée aux évaluations de données subjectives comme la douleur, elle prend une place de plus en plus importante dans l'évaluation de la fonction (231,232,236). Un inconvénient potentiel de cette mesure moins « cadrée » est le risque pour l'évaluateur de ne pas savoir où se situer clairement sur la mesure. De plus, l'utilisation de l'EVA pour mesurer des phénomènes concrets peut déstabiliser (donnée recueillie après une discussion informelle avec une dizaine de médecins rééducateurs et kinésithérapeutes qui n'avaient pas expérimenté l'échelle). C'est pour ces raisons que nous ne nous sommes pas limités à l'étude des différents sous-scores et scores totaux de l'échelle, mais avons analysé autant que possible la validité des items.

Enfin, nous avons fait le choix de situer l'évaluation dans les conditions d'aide et d'appareillage habituels, ce qui peut rendre plus difficile les comparaisons interindividuelles. Ce choix renforce toutefois le caractère écologique de la mesure, et par conséquent son utilité clinique, tout comme il permet d'ouvrir l'évaluation à un nombre plus important de patients.



#### 4.1.2. Analyse des items

L'échelle comprend 30 items dont la répartition est asymétrique entre les parties « station debout et transferts » et « marche ». Cette inégalité est principalement le fait des items « déficiences de marche », mais elle s'est imposée devant la complexité de l'étude des anomalies du schéma de marche.

La partie « station debout et transferts » permet d'abord l'évaluation du schéma postural en station debout sans contrainte selon une logique d'analyse proximo-distale (items 1 à 3) puis globale (report de poids, item 4). En effet, la récupération d'une station debout bipodale correcte est un objectif majeur après un AVC (55,66), l'amélioration de la qualité de l'appui et un report de poids plus important sur le membre parétique représentent deux des principaux objectifs des traitements focaux de la spasticité (17,140,237). Les 5 items de la dimension « activités » sont le reflet d'activités réalisées dans la vie quotidienne, quelles soient « basiques » comme le transfert assis debout et le maintien de l'équilibre bipodal, ou dynamiques comme l'étude des contraintes induites par le demi-tour, l'exploration de l'espace péri-personnel supérieur (item 4) ou le ramassage d'objets (item 5).

La partie « marche » est d'abord composée de 14 items analytiques, dont 12 organisés selon une logique d'analyse proximo-distale étudiant les principaux défauts de marche lors des deux temps du cycle de marche, et deux items étudiant des troubles globaux (fauchage et symétrie de marche).

Les troubles de la cinématique du bassin dans les trois plans de l'espace n'ont pas été pris en compte car ils sont plus difficiles à évaluer et leurs cibles thérapeutiques sont moins nombreuses. A la hanche, le défaut de flexion en phase oscillante n'a pas été intégré à

l'échelle, mais cela pourrait être un ajout intéressant tant ce défaut peut avoir de conséquences en aval. L'évaluation du genou lors de la phase oscillante et de la phase portante nous paraît exhaustive, tandis que les items évaluant le comportement du pied sont un peu plus nombreux pour refléter les différents aspects des troubles distaux : gêne au passage du pas en phase oscillante, défaut de positionnement du pied en équin en phase portante (dès le début lors de l'attaque du pas et/ou en milieu d'appui), en varus ou valgus, et étude des phénomènes phasiques présents chez certains patients. Enfin, l'étude des orteils est la seule se faisant à pieds nus, ce qui occasionne un délai supplémentaire pour la passation du test, mais elle revêt selon nous un intérêt certain tant les griffes d'orteils sont fréquentes et à l'origine d'inconfort lors de la marche. La gêne de marche liée au membre supérieur (144,145) n'a pas été prise en compte pour ne pas complexifier l'analyse.

Le fauchage est l'expression du défaut de flexion du membre parétique en phase oscillante quelles qu'en soit l'origine, il est ainsi un indice global de raideur du membre inférieur. L'asymétrie de marche est une donnée quasi-constante chez le patient hémiparétique et ses liens avec les performances de marches ont été démontrés (113,120). Elle est toutefois influencée par l'aide technique utilisée (114) et l'analyse clinique ne peut prendre en compte que l'asymétrie spatiale, pas l'asymétrie temporelle.

A la suite des items analytiques, les 7 items de la dimension « activités » permettent l'étude de la marche dans des conditions de contraintes et de difficultés croissantes ; ainsi, outre la marche non contrainte, sont testés l'impact du poids cognitif de la double tâche (238), de la privation visuelle (53), d'une contrainte biomécanique (port de charge) et la qualité de réalisation de trois activités supérieures de marche (franchissement, marche sur sol irrégulier ou instable, escaliers). L'ensemble de ces activités sont réalisées de manière courante par les patients hémiparétiques et peuvent faire l'objet d'un travail rééducatif ciblé.

#### 4.1.3. Faisabilité pratique

Les conditions de passation de l'échelle la rendent accessible en milieu de rééducation, où on trouve habituellement les quelques matériels nécessaires (tapis de mousse, escalier). De plus, l'échelle s'adresse autant aux patients en phase subaiguë qu'à la phase chronique de l'AVC. Sur le plan humain, même si certaines précisions sont apportées sur le formulaire de passation, cet outil exige de la personne qui l'utilise un minimum de connaissances sur l'analyse de la posture et de la marche.

Le temps de passation de l'échelle était d'environ 25 minutes lors d'une première administration, la phase la plus longue était la passation du questionnaire. Ce temps de passation modérément long s'explique par le nombre d'items de l'échelle (30 items), par la nécessité de s'assurer de leur bonne compréhension durant le questionnaire, et de bénéficier de bonnes conditions d'analyse lors du test. Le temps de passation du test diminuait avec l'expérience de l'examineur dans l'utilisation de l'échelle (donnée subjective). Le calcul des différents scores nécessite par ailleurs un temps de quelques minutes après la passation. Au final, les conditions de passation rendent l'échelle accessible en pratique clinique chez les patients hospitalisés et les patients de consultation, d'autant plus que l'échelle aborde des points (ou certains d'entre eux) nécessairement abordés lors de l'évaluation des troubles de la posture et de la marche du patient hémiparétique. A minima, les tests de validation réalisés sur les sous-parties et les items de l'échelle autorisent à en utiliser certains isolément.

Le système de cotation par EVA permet une évaluation simple, rapide, unique et accessible au plus grand nombre (en particulier pour le questionnaire aux patients peu communicants si la compréhension est suffisante). L'expression des résultats par sous-scores et par dimensions (déficiences et activités) permet une analyse détaillée, leur expression en

pourcentage rend l'interprétation plus intuitive, l'analyse graphique aide à la lisibilité des résultats l'échelle.

En pratique, l'échelle a été bien accueillie par les patients, la compréhension des items était globalement bonne. Les items « activités » étaient d'emblée mieux compris que les items « déficiences », l'explication des items de la partie « déficiences de marche » devait être plus souvent approfondie (soit par oral, soit par le mime). Les différentes étapes du test ont bien été acceptées, grâce notamment aux pauses autorisées ; les conditions d'évaluation lors du test étaient toutefois moins faciles chez les patients ayant les capacités fonctionnelles les moins bonnes, chez qui l'examineur devait en plus prévenir toute chute.

## **4.2. Qualités psychométriques de l'échelle**

### **4.2.1. Population**

L'effectif de trente-cinq patients nous paraît convenable pour l'étude de validité, mais tous les patients n'ont pas pu bénéficier de l'ensemble des mesures du protocole. Ainsi l'effectif de sujets était limité pour certaines analyses en particulier de reproductibilité et de sensibilité au changement. Les raisons du manque de données tiennent principalement à des problèmes de disponibilité humaine (patient ou examinateur) et technique. La participation de patients suivis en consultation a contribué à augmenter les inclusions mais au risque d'un biais d'extrapolation qui est assumé. Enfin, les inclusions ont eu lieu très majoritairement au CHRU de Lille (32 vs 3), pour des raisons de disponibilité de l'évaluateur principal et de possibilités de recrutement ; la question d'un éventuel effet centre peut cependant être éludée car l'évaluateur principal était le même dans les deux centres.

La proportion d'AVC ischémiques se rapprochait de l'épidémiologie habituelle, les lésions droites et gauches étaient réparties de manière équivalente ; nous pourrions nous étonner de cette égalité tant les lésions gauches peuvent être source de troubles phasiques, mais le mode de réponse autorisait la participation de patients indemnes de troubles de la compréhension. Sur le plan fonctionnel, le large spectre des scores de l'indice de Barthel montre que les patients inclus avaient des niveaux variés de récupération après leur AVC. Nous n'avons pas inclus de patients non marchants, l'objectif de l'évaluation n'étant pas d'étudier l'épidémiologie des troubles posturaux et de marche après un AVC, mais d'évaluer les troubles de patients réalisant ces activités.

#### 4.2.2. Reproductibilité

L'étude de reproductibilité a été réalisée sur deux échantillons de patients de taille modérée (20 en intra-, 15 en inter-examineurs), ce qui limite la portée des résultats. Même si certains auteurs ont pu utiliser de faibles échantillons pour leurs études de reproductibilité (61), il nous paraît indispensable de poursuivre à l'avenir l'inclusion de patients pour augmenter la puissance des résultats. D'autre part, les évaluations ont été menées sur une semaine pendant laquelle la situation clinique du patient était considérée comme stable. Mais bien que la récupération après un AVC s'étale sur plusieurs mois au regard desquels une semaine puisse paraître réhabilitatoire, il a pu arriver que les conditions de locomotion évoluent entre deux évaluations (changement d'aide de marche, d'appareillage) où qu'une complication survienne (chute, complication viscérale...), cela concourant à biaiser les résultats.

Ces limites étant posées, la reproductibilité intra- et inter-examineurs de l'échelle était satisfaisante si on considère les différents scores de l'échelle. La reproductibilité intra-

examineur était toutefois meilleure que la reproductibilité inter-examineurs. Ainsi, l'évaluation du patient paraît plus fiable lorsqu'elle est « guidée » par une même personne lors du questionnaire, tandis que cela fait poser plus globalement un double problème pour le test : celui de l'expérience de l'examineur dans l'analyse de la posture et de la marche et celui de son expérience dans l'utilisation de l'outil d'évaluation. Pour le premier, le fait de prendre en charge régulièrement des patients cérébrolésés est un gage positif (164,165), mais la pratique régulière d'analyses cliniques en particulier dans le cadre de consultations de « spasticité » en est un encore plus fort, or l'expérience des évaluateurs était inégale lors de l'étude. Pour ce qui est de l'utilisation de l'échelle, la prise en compte de la complexité de la cinématique de marche tout en cotant chaque item peut paraître difficile au premier abord, là encore la pratique semble corriger ce biais.

L'analyse de la reproductibilité des items a montré une fiabilité moins importante des items analytiques par rapport aux items fonctionnels, en particulier pour le test. En plus des raisons déjà énoncées qui ont motivé les analyses de validité des items, un impératif statistique est venu s'y ajouter, car plus le nombre d'items est élevé, plus la probabilité de masquer la variation des scores totaux est importante.

#### 4.2.3. Validité du construit et cohérence interne

##### 4.2.3.1. *Validité du construit convergente*

Nous avons retrouvé des liens forts entre les résultats de l'échelle et les paramètres de déficiences neuromotrices. Cela valide l'hypothèse déjà bien établie que ces dernières ont un retentissement sur les activités posturales (61,105) et sur la marche (121,122,239–241). Comme on pouvait s'y attendre, les résultats du test étaient corrélées plus fortement aux

déficiences neuromotrices. En ce qui concerne les troubles sensitifs, les liens entre les résultats de l'échelle et la sévérité des troubles superficiels et profonds étaient moins nets mais une tendance péjorative se dégagait tout de même ; cela validait en partie le rôle aggravant des troubles sensitifs sur la posture et sur la marche (61). Le rôle délétère de la négligence spatiale unilatérale transparaissait enfin dans les résultats de l'échelle (60).

Notre échelle présentait par ailleurs des liens étroits avec les évaluations des capacités posturales : le score « déficiences », le score « activité » et le sous-score total de la partie « station debout et transferts » étaient ainsi d'autant plus élevés que les capacités posturales étaient importantes. Cela était vrai en comparaison avec les tests cliniques (PASS et Item « transfert » de l'indice de Barthel), mais pas contrairement à certains auteurs en comparaison aux données de posturographie statique (89,90). L'absence de lien pour ce dernier paramètre peut être liée à une insuffisance de temps d'enregistrement (30 secondes dans notre étude contre 51 le plus souvent) et aux conditions d'enregistrement avec chaussage et appareillage.

L'étude de la validité du construit de certains items de l'échelle contre des critères d'analyse objective montre des résultats intéressants, en particulier pour les items fonctionnels. Cependant, le redressement du tronc était mal évalué par le patient, mais cela était vrai pour la plupart des troubles proximaux ; la position distale évaluée par l'échelle n'était pas corrélée au pourcentage d'appui talonnier sur le plateau de posturographie, ce qui peut être expliqué par une faible sensibilité de l'échelle (évaluation chaussée donc limitant la mesure de l'équin) ou par une compensation du patient lors de la station debout érigée les pieds au même niveau (en particulier via un recurvatum de genou).

L'évaluation globale des anomalies du schéma de marche par l'échelle (questionnaire et test) paraissait satisfaisante comme le montrent les corrélations importantes avec le score

total de l'échelle GAIT. Or, cette dernière offre la possibilité, à partir d'une analyse vidéo, d'évaluer les principales anomalies de marche de manière précise. On peut ainsi considérer que les items que nous avons choisis sont représentatifs du degré de retentissement des déficiences neuromotrices sur la marche.

L'analyse item à item montrait que l'évaluation du patient reflétait mal la sévérité des anomalies du schéma de marche. Il paraît ainsi difficile au patient de pouvoir évaluer de manière précise la façon dont il marche en décomposant la cinématique de chaque articulation. L'évaluation des phénomènes distaux et des troubles globaux (fauchage, symétrie de marche) était tout de même meilleure, probablement parce qu'ils sont mieux visibles et que leur retentissement est plus net du point de vue du patient (conflit pied – sol). Les résultats du test étaient à l'inverse très corrélés aux mesures objectives, sauf pour les anomalies proximales dont l'évaluation est moins facile. Le problème spécifique du recurvatum de genou tient à une différence de définition de l'item de l'échelle (qui évalue le recurvatum en tant que tel) par rapport à l'item de la GAIT qui cote le mouvement d'extension en phase portante pouvant aller jusqu'au recurvatum.

Par ailleurs, la validité du construit des sous-scores de la partie « marche » contre les paramètres fonctionnels de marche était excellente, que ce soit pour la NFAC, la vitesse de marche ou le score total de RMI. Ces constatations confirment que la facilité de réalisation des activités de marche est associée au niveau fonctionnel du patient dans ces activités. Il reste à déterminer si, comme nous le pensons, la sensibilité de la mesure par l'échelle est meilleure que celle des évaluations de performances de marche.

La validité des items « activités » de la partie « marche » était également satisfaisante sauf pour la marche avec privation visuelle qui était sur le plan méthodologique peut être injustement mise en regard du coefficient posturographique de Romberg. Pour la validité de



l'item marche en double tâche, nous aurions pu réaliser un paradigme expérimental sur tapis GAITRITE tel que l'ont effectué Yang et al. (238).

Chez les patients, la crainte de la chute était associée aux résultats de tous les sous-scores de l'échelle, analytiques comme fonctionnels, comme cela a déjà été démontré pour les capacités posturales et de marche (21–23) ; enfin, le retentissement bien établi des troubles de l'équilibre et de la marche sur l'autonomie globale (104,105,107,242–244) était également fortement mis en valeurs au travers des résultats de chaque partie de l'échelle.

#### *4.2.3.2. Validité du construit divergente*

Le sexe du patient, le type d'AVC, le coté du déficit moteur, le score de MMS et la présence d'une aphasie n'influençaient pas les résultats du questionnaire. Il faut cependant souligner deux éléments limitant l'extrapolation de ces résultats : les aphasiques inclus avaient un niveau de communication en situation courante assez bon (avec notamment peu de trouble de compréhension), et d'autre part les critères d'inclusions excluaient de fait les patients ayant un MMS franchement pathologique.

#### *4.2.3.3. Cohérence interne*

L'échelle dispose d'une très bonne cohérence interne, l'ensemble des items participe donc à faire de cet outil une mesure cohérente et homogène de la qualité et de la facilité associées aux activités d'équilibre et de marche. Les valeurs des coefficients alpha de Cronbach sont même pour certaines très élevées et pourraient signifier une redondance de certains items (146). Toutefois, l'objectif de l'échelle est de permettre l'évaluation la plus

exhaustive possible des troubles de l'équilibre et de la marche (compte tenu de la nécessité d'une évaluation comparative patient-examineur) et pas de produire l'outil le plus simple ou le plus court. Ainsi, la borne supérieure du coefficient alpha peut être ignorée.

#### 4.2.4. Validité prédictive

Dans la limite du faible effectif étudié, la validité prédictive des sous-scores de chaque partie du questionnaire et du test était bonne sur les capacités posturales, de marche et fonctionnelles. La forte association des troubles posturaux lors de la première évaluation avec le statut fonctionnel à distance confirme leur importance sur l'autonomie globale (61,104,105).

#### 4.2.5. Sensibilité au changement

Si l'ensemble des mesures de l'échelle s'améliorait lors de l'évaluation à distance et que les corrélations avec les scores de GAS étaient bonnes, la sensibilité au changement était modérée pour le questionnaire et globalement médiocre pour le test. En comparaison aux autres tests utilisés dans le protocole, la sensibilité au changement de l'échelle était moins bonne (SRM aux alentours de 1,8 pour la PASS (61,104,105), 0,83 pour la vitesse de marche (245), 1,67 pour le RMI (246)).

Les limites sur la sensibilité au changement peuvent s'expliquer d'abord par le très faible effectif étudié (10 patients), et par le fait que nombre d'entre eux aient été inclus à un délai important de l'AVC et donc avaient un potentiel de récupération moindre. D'autre part, les patients devaient avoir repris la marche, ce qui limite le spectre de sensibilité au changement : il est en effet plus difficile de mettre en évidence une évolution chez un patient

tenant debout et marchant aux deux évaluations que lorsque la reprise de ces activités se fait entre les deux évaluations.

### **4.3. Analyse des cotations du questionnaire et du test**

#### 4.3.1. Comparaison des scores du questionnaire et du test

Si un certain nombre d'items et de scores étaient cotés différemment entre le patient et l'examineur, contrairement à l'évaluation des capacités du membre supérieur par l'ULADL (231), leurs évaluations n'en étaient pas moins corrélées et l'ordre de difficulté des items était très proche. Les phénomènes évalués paraissent donc bien les mêmes mais sous un prisme différent ; ces éléments apportent du sens à la comparaison des deux évaluations et des arguments (s'il en fallait encore) pour prendre en compte l'avis du patient.

Dans le détail, les patients avaient tendance à majorer leurs défauts de marche ou lors de la station debout mais à considérer la facilité de réalisation des activités comme meilleure. Pour les activités, la reprise récente de la station debout et de la marche pour les patients à la phase subaiguë, après une période d'alitement et de locomotion en fauteuil roulant, peut entraîner une telle satisfaction qu'elle peut être la source de la surestimation ; à la phase chronique, l'habituación aux troubles et les compensations mises en place pourraient expliquer le même phénomène. Pour ce qui est de l'analyse des anomalies des schémas postural et de marche, leur surestimation peut provenir de l'emphase qui en est faite lors des séances de rééducation et de la moindre validité relative de leur évaluation.

Enfin, les liens étroits mis en évidence entre déficiences et activités posturales et de marche vont dans le sens de ce qui a déjà été montré (127,129) et accèdent la prise en

compte des déficiences de marche comme cible opérationnelle de traitement et du niveau fonctionnel comme objectif de traitement.

#### 4.3.2. Effets plancher et plafond

La cotation des items se faisant sur un mode continu (EVA), nous avons choisi arbitrairement de considérer les extrêmes des cotations en deçà du 5<sup>ème</sup> percentile (plancher) et au delà du 95<sup>ème</sup> percentile (plafond) de la cotation maximale. Les sous-scores par partie et les scores totaux ne présentaient aucun effet plancher ou plafond ; les items sources de tels effets évaluaient pour l'un un phénomène phasique (le clonus) rarement observé lors du test mais pouvant être constaté par le patient avec la fatigue, et pour les autres deux phénomènes dont l'évaluation était plus difficile : le recurvatum de genou et l'équin en phase portante. L'effet plancher de l'item « marche avec port de charge » est lié à l'importante proportion de patients marchant avec une aide technique unilatérale chez qui cet item n'était pas réalisable.

## **5. Conclusion**

L'évaluation des conséquences de l'AVC sur l'équilibre et la marche revêt des aspects nombreux et complémentaires. L'échelle analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiparétiques vasculaires permet une évaluation combinée des troubles des schémas postural et de marche et de leur retentissement sur les activités, en se plaçant du point de vue du patient et de l'examineur.

Cette première étude de validation montre que l'échelle dispose de qualités psychométriques intéressantes notamment en termes de reproductibilité intra-examineur, de validités du construit et prédictive et de cohérence interne. Par contre, la reproductibilité inter-examineurs et la sensibilité au changement sont plus modérées. Enfin, patients et examineurs livrent des niveaux d'évaluation différents mais qui sont fortement corrélés entre eux, témoignant d'une association intéressante pour la pratique clinique.

Ces premiers résultats de validation sont encourageants, mais de nouveaux travaux restent nécessaires pour approfondir la validation de l'échelle et en étudier les applications dans l'évaluation des différents moyens thérapeutiques proposés aux patients hémiparétiques.

## **Perspectives de recherche**

Ce travail constitue une première étape dans la validation de l'échelle. Il se poursuivra dans les mois à venir dans plusieurs optiques :

- Poursuivre les inclusions selon le même protocole d'évaluation pour majorer le nombre de patients et ainsi la puissance statistique de l'étude
- Etudier la pertinence et la sensibilité au changement de l'échelle, et en particulier du ressenti du patient en vie quotidienne, après traitement de la spasticité du membre inférieur par la toxine botulinique (protocole en cours de rédaction) ou chez des patients vasculaires présentant des troubles de la marche et bénéficiant d'une neurotomie des branches motrices du nerf tibial (un travail de thèse a débuté en ce sens il y a quelques semaines).
- Approfondir l'analyse de la perception par le patient de ses difficultés posturales et de marche.

## **Bibliographie**

1. Massion J, Woollacott M. Posture and equilibrium. *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*, 2Ed. 2<sup>e</sup> éd. Hodder Arnold; 2004. p. 1-19.
2. Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*. 1985;8(01):135-72.
3. Rougier P, Farenc I, Berger L. Effets sur le contrôle de la station debout de l'échelle de représentation de la trajectoire du centre des pressions sur l'écran d'un moniteur. *Kinésithérapie scientifique*. 2001;(410):6-13.
4. Amblard B, Crémieux J, Marchand AR, Carblanc A. Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues. *Exp Brain Res*. 1985;61(1):21-37.
5. Rougier PR. Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(11):2477-82.
6. Massion J. Cerveau et motricité : Fonctions sensori-motrices. Presses Universitaires de France - PUF; 1997.
7. Yelnik AP, Lebreton FO, Bonan IV, Colle FMC, Meurin FA, Guichard JP, et al. Perception of verticality after recent cerebral hemispheric stroke. *Stroke*. 2002;33(9):2247-53.
8. Pérennou D, Decavel P, Manckoundia P, Penven Y, Mourey F, Launay F, et al. Évaluation de l'équilibre en pathologie neurologique et gériatrique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*. 2005;48(6):317-35.
9. Woollacott MH, von Hosten C, Rösblad B. Relation between muscle response onset and body segmental movements during postural perturbations in humans. *Exp Brain Res*. 1988;72(3):593-604.
10. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 3<sup>e</sup> éd. Wiley; 2004.
11. Patla AE. Adaptive human Locomotion : influence of neural, biological and mechanical factors on controls mechanisms. *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*, 2Ed. Hodder Arnold; 2004. p. 20-38.
12. Whittle MW. *An Introduction to Gait Analysis*. 4<sup>e</sup> éd. Butterworth-Heinemann; 2007.
13. Vaughan CL. *Dynamics of Human Gait*. Human Kinetics Publishers; 1992.
14. Willems P, Schepens B, Detrembleur C. Marche normale. EMC - Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation 2012:1-30 [Article 26-007-B-75].
15. Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 1st éd. Slack Incorporated; 1992.
16. Enoka RM. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Human Kinetics Publishers; 1988.
17. Gage JR. *Gait Analysis in Cerebral Palsy (Clinics in Developmental Medicine)*. Cambridge University Press; 1991.
18. 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](http://www.sante.gouv.fr/IMG/pdf/AVC_-_rapport_final_-_vf.pdf)
19. Hochstenbach J, Donders R, Mulder T, Van Limbeek J, Schoonderwaldt H. Long-term outcome after stroke: a disability-orientated approach. *Int J Rehabil Res*. 1996;19(3):189-200.
20. Batchelor F, Hill K, Mackintosh S, Said C. What works in falls prevention after stroke?: a systematic review and meta-analysis. *Stroke*. 2010;41(8):1715-22.
21. Weerdesteijn V, Niet M de, van Duijnhoven HJR, Geurts ACH. Falls in individuals with stroke. *JRRD*. 2008;45(8):1195.
22. Forster A, Young J. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *BMJ*. 1995;311(6997):83-6.
23. Pérennou D, El Fatimi A, Masmoudi M, Benaim C, Loigerot M, Didier JP, et al. Incidence, circonstances et conséquences des chutes chez les patients en rééducation après un premier accident vasculaire cérébral. *Ann Readapt Med Phys*. 2005 avr;48(3):138-45.
24. Bast BA, Greenwald BD. Preventing hip fracture after stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2007 août;14(4):67-79.
25. Myint PK, Poole KES, Warburton EA. Hip fractures after stroke and their prevention. *QJM*. 2007;100(9):539-45.
26. Hamdy RC, Krishnaswamy G, Cancellaro V, Whalen K, Harvill L. Changes in bone mineral content and density after stroke. *Am J Phys Med Rehabil*. 1993;72(4):188-91.
27. Schmid AA, Rittman M. Fear of falling: an emerging issue after stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2007;14(5):46-55.
28. Schmid AA, Acuff M, Doster K, Gwaltney-Duiser A, Whitaker A, Damush T, et al. Poststroke fear of falling in the hospital setting. *Top Stroke Rehabil*. 2009;16(5):357-66.
29. Pound P, Gompertz P, Ebrahim S. A patient-centred study of the consequences of stroke. *Clin Rehabil*. 1998;12(4):338-47.
30. Fallahpour M, Tham K, Joghataei MT, Jonsson H. Perceived participation and autonomy: aspects of functioning and contextual factors predicting participation after stroke. *J Rehabil Med*. 2011;43(5):388-97.

31. 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.* 2008;40(1):23-7.
32. 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.* 2004;85(2):234-9.
33. Gracies J-M. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle Nerve.* 2005;31(5):535-51.
34. Bourbonnais D, Vanden Noven S. Weakness in patients with hemiparesis. *Am J Occup Ther.* 1989;43(5):313-9.
35. Newham DJ, Hsiao SF. Knee muscle isometric strength, voluntary activation and antagonist co-contraction in the first six months after stroke. *Disabil Rehabil.* 2001;23(9):379-86.
36. Ryan AS, Dobrovolny CL, Smith GV, Silver KH, Macko RF. Hemiparetic muscle atrophy and increased intramuscular fat in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(12):1703-7.
37. 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. (Lond.).* 1972;224(1):231-44.
38. 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.* 1997;190 ( Pt 4):613-22.
39. Given JD, Dewald JP, Rymer WZ. Joint dependent passive stiffness in paretic and contralateral limbs of spastic patients with hemiparetic stroke. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr.* 1995;59(3):271-9.
40. Gracies J-M. Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle Nerve.* 2005;31(5):552-71.
41. Lance JW. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. *Neurology.* 1980;30(12):1303-13.
42. Landau WM. *Clinical neuromyology and other arguments and essays, pertinent and impertinent.* Wiley-Blackwell; 2001.
43. Powers RK, Campbell DL, Rymer WZ. Stretch reflex dynamics in spastic elbow flexor muscles. *Ann. Neurol.* 1989;25(1):32-42.
44. Gracies J. Pathophysiology of impairment in patients with spasticity and use of stretch as a treatment of spastic hypertonia. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2001;12(4):747-68.
45. Denny-Brown D. *The cerebral control of movement.* Liverpool: University press; 1966.
46. Hutin E, Pradon D, Barbier F, Gracies J-M, Bussel B, Roche N. Lower limb coordination patterns in hemiparetic gait: factors of knee flexion impairment. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26(3):304-11.
47. Diener HC, Dichgans J. Pathophysiology of cerebellar ataxia. *Mov. Disord.* 1992;7(2):95-109.
48. Corcos DM, Chen CM, Quinn NP, McAuley J, Rothwell JC. Strength in Parkinson's disease: relationship to rate of force generation and clinical status. *Ann. Neurol.* 1996;39(1):79-88.
49. Thanvi B, Lo N, Robinson T. Vascular parkinsonism--an important cause of parkinsonism in older people. *Age Ageing.* 2005;34(2):114-9.
50. Catz A, Ron S, Solzi P, Korczyn AD. The vestibulo-ocular reflex and dysequilibrium after hemispheric stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* 1994;73(1):36-9.
51. Marsden JF. The vestibular control of balance after stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry.* 2005;76(5):670-9.
52. 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.* 2004;85(2):268-73.
53. Bonan I, Derighetti F, Gellez-Leman M-C, Bradaï N, Yelnik A. Dépendance visuelle après accident vasculaire cérébral récent. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique.* 2006;49(4):166-71.
54. Yelnik A, Kassouha A, Bonan I, Leman M, Jacq C, Vicaut E, et al. Postural visual dependence after recent stroke: Assessment by optokinetic stimulation. *Gait & Posture.* 2006;24(3):262-9.
55. Yelnik AP, Le Breton F, Colle FM, Bonan IV, Hugeron C, Egal V, et al. Rehabilitation of balance after stroke with multisensorial training: a single-blind randomized controlled study. *Neurorehabil Neural Repair.* 2008;22(5):468-76.
56. Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture.* 2002;16(1):1-14.
57. Stapleton T, Ashburn A, Stack E. A Pilot Study of Attention Deficits, Balance Control and Falls in the Subacute Stage Following Stroke. *Clin Rehabil.* 2001;15(4):437-44.
58. Hyndman D, Ashburn A. People with stroke living in the community: Attention deficits, balance, ADL ability and falls. *Disability & Rehabilitation.* 2003;25(15):817-22.



59. Bensoussan L, Viton J-M, Schieppati M, Collado H, Milhe de Bovis V, Mesure S, et al. Changes in Postural Control in Hemiplegic Patients After Stroke Performing a Dual Task. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007;88(8):1009-15.
60. Cherney LR, Halper AS, Kwasnica CM, Harvey RL, Zhang M. Recovery of functional status after right hemisphere stroke: relationship with unilateral neglect. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(3):322-8.
61. 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*. 1999;30(9):1862-8.
62. Sandin KJ, Smith BS. The measure of balance in sitting in stroke rehabilitation prognosis. *Stroke*. 1990;21(1):82-6.
63. Smith MT, Baer GD. Achievement of simple mobility milestones after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80(4):442-7.
64. Garland SJ, Willems DA, Ivanova TD, Miller KJ. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84(12):1753-9.
65. Bohannon RW, Larkin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. *Phys Ther*. 1985;65(9):1323-5.
66. Geurts ACH, de Haart M, van Nes IJW, Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture*. 2005;22(3):267-81.
67. 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*. 2008;39(2):489.
68. Bohannon RW. Is the measurement of muscle strength appropriate in patients with brain lesions? A special communication. *Phys Ther*. 1989;69(3):225-36.
69. Sackley. The relationships between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice*. 1990;6(4):179-85.
70. Pérennou D. Weight bearing asymmetry in standing hemiparetic patients. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr*. 2005;76(5):621.
71. Rode G, Tiliket C, Boisson D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med*. 1997;29(1):11-6.
72. Barra J, Oujamaa L, Chauvineau V, Rougier P, Pérennou D. Asymmetric standing posture after stroke is related to a biased egocentric coordinate system. *Neurology*. 2009;72(18):1582-7.
73. Engardt M, Ribbe T, Olsson E. Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand J Rehabil Med*. 1993;25(1):41-8.
74. Genthon N, Rougier P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *J Biomech*. 2005;38(10):2037-49.
75. Winstein CJ, Gardner ER, McNeal DR, Barto PS, Nicholson DE. Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 1989;70(10):755-62.
76. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. *Phys Ther*. 1986;66(10):1548-50.
77. Laufer Y. Effects of one-point and four-point canes on balance and weight distribution in patients with hemiparesis. *Clin Rehabil*. 2002;16(2):141-8.
78. Laufer Y. The effect of walking aids on balance and weight-bearing patterns of patients with hemiparesis in various stance positions. *Phys Ther*. 2003;83(2):112-22.
79. Genthon N, Rougier P, Gissot A-S, Froger J, Péliissier J, Pérennou D. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke*. 2008;39(6):1793-9.
80. Goldie PA, Matyas TA, Evans OM, Galea M, Bach TM. Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996;11(6):333-42.
81. Eng JJ, Chu KS. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(8):1138-44.
82. Kirker SG, Simpson DS, Jenner JR, Wing AM. Stepping before standing: hip muscle function in stepping and standing balance after stroke. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr*. 2000;68(4):458-64.
83. Kirker SG, Jenner JR, Simpson DS, Wing AM. Changing patterns of postural hip muscle activity during recovery from stroke. *Clin Rehabil*. 2000;14(6):618-26.
84. Engardt M, Olsson E. Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand J Rehabil Med*. 1992;24(2):67-74.
85. Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(9):1043-6.
86. Chou S-W, Wong AMK, Leong C-P, Hong W-S, Tang F-T, Lin T-H. Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003;82(1):42-7.

87. Dickstein R, Abulaffio N. Postural sway of the affected and nonaffected pelvis and leg in stance of hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(3):364-7.
88. Paillex R, So A. Posture debout chez des sujets adultes : spécificités de l'hémiplégie. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique.* 2003;46(2):71-8.
89. Pyöriä O, Era P, Talvitie U. Relationships between standing balance and symmetry measurements in patients following recent strokes (3 weeks or less) or older strokes (6 months or more). *Phys Ther.* 2004;84(2):128-36.
90. Kerdoncuff V, Durufle A, Petrilli S, Nicolas B, Robineau S, Lassalle A, et al. Intérêt de la rééducation par biofeedback visuel sur plateforme de stabilométrie dans la prise en charge des troubles posturaux des hémiplégiques vasculaires. *Ann Readapt Med Phys.* 2004;47(4):169-176; discussion 177-178.
91. Di Fabio RP, Badke MB. Relationship of sensory organization to balance function in patients with hemiplegia. *Phys Ther.* 1990;70(9):542-8.
92. Holt RR, Simpson D, Jenner JR, Kirker SG, Wing AM. Ground reaction force after a sideways push as a measure of balance in recovery from stroke. *Clin Rehabil.* 2000;14(1):88-95.
93. Di Fabio RP. Lower extremity antagonist muscle response following standing perturbation in subjects with cerebrovascular disease. *Brain Res.* 1987;406(1-2):43-51.
94. Ikai T, Kamikubo T, Takehara I, Nishi M, Miyano S. Dynamic postural control in patients with hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003;82(6):463-469
95. Di Fabio RP, Badke MB, Duncan PW. Adapting human postural reflexes following localized cerebrovascular lesion: analysis of bilateral long latency responses. *Brain Res.* 1986;363(2):257-64.
96. Di Fabio RP, Badke MB. Influence of cerebrovascular accident on elongated and passively shortened muscle responses after forward sway. *Phys Ther.* 1988;68(8):1215-20.
97. Horak FB, Esselman P, Anderson ME, Lynch MK. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr.* 1984;47(9):1020-8.
98. Garland SJ, Stevenson TJ, Ivanova T. Postural responses to unilateral arm perturbation in young, elderly, and hemiplegic subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(10):1072-7.
99. Dickstein R, Dvir Z, Ben Jehosua E, Rois M, Pillar T. Automatic and Voluntary Lateral Weight Shifts in Rehabilitation of Hemiparetic Patients. *Clin Rehabil.* 1994;8(2):91-9.
100. Pérennou DA, Amblard B, Leblond C, Pélissier J. Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neurosci. Lett.* 1998;252(2):75-8.
101. Pérennou D. Vers une meilleure compréhension et une évaluation quantifiée du «pushing», un comportement postural dû à certains AVC. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique.* 2005;48(4):198-206.
102. Kerkhoff G. Multimodal spatial orientation deficits in left-sided visual neglect. *Neuropsychologia.* 1999;37(12):1387-405.
103. Bonan IV, Hubeaux K, Gellez-Leman MC, Guichard JP, Vicaut E, Yelnik AP. Influence of subjective visual vertical misperception on balance recovery after stroke. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr.* 2007;78(1):49-55.
104. Keenan MA, Perry J, Jordan C. Factors affecting balance and ambulation following stroke. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1984;(182):165-71.
105. Bohannon RW, Leary KM. Standing balance and function over the course of acute rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(11):994-6.
106. Pérennou D. Postural disorders and spatial neglect in stroke patients: a strong association. *Restor. Neurol. Neurosci.* 2006;24(4-6):319-34.
107. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(1):27-32.
108. Wade DT, Wood VA, Heller A, Maggs J, Langton Hewer R. Walking after stroke. Measurement and recovery over the first 3 months. *Scand J Rehabil Med.* 1987;19(1):25-30.
109. Turnbull GI, Charteris J, Wall JC. A comparison of the range of walking speeds between normal and hemiplegic subjects. *Scand J Rehabil Med.* 1995;27(3):175-82.
110. D'Angéli-Chevassut M, Pélissier J, Gaviria M, Micallef J, Péruchon E. Caractérisation de la marche de l'hémiplégique adulte par analyse des pressions plantaires. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique.* 1996;39(8):515-26.
111. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture.* 1996;4(2):136-48.
112. Pélissier J, Pérennou D, Laassel E. Analyse instrumentale de la marche de l'hémiplégique adulte: revue de la littérature. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique.* 1997;40(5):297-313.
113. 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.* 2008;89(2):304-10.

114. 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*. 2010;24(9):783-90.
115. Wall JC, Turnbull GI. Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67(8):550-3.
116. Mizrahi J, Susak Z, Heller L, Najenson T. Variation of time-distance parameters of the stride as related to clinical gait improvement in hemiplegics. *Scand J Rehabil Med*. 1982;14(3):133-40.
117. Tyson S. The influence of walking aids on hemiplegic gait, *Physiotherapy Theory and Practice*, Informa Healthcare. *Physiotherapy Theory and Practice*. 1994;10(2):77-86.
118. Allet L, Leemann B, Guyen E, Murphy L, Monnin D, Herrmann FR, et al. Effect of different walking aids on walking capacity of patients with poststroke hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90(8):1408-13.
119. Beauchamp MK, Skrela M, Southmayd D, Trick J, Kessel MV, Brunton K, et al. Immediate effects of cane use on gait symmetry in individuals with subacute stroke. *Physiother Can*. 2009;61(3):154-60.
120. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture*. 2010;31(2):241-6.
121. Goldberg SR, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscles that influence knee flexion velocity in double support: implications for stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics*. 2004;37(8):1189-96.
122. Casey Kerrigan D, S Roth R, Riley. The modelling of adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data. *Gait Posture*. 1998;7(2):117-24.
123. Piazza SJ, Delp SL. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *J Biomech*. 1996;29(6):723-33.
124. Kerrigan DC, Bang MS, Burke DT. An algorithm to assess stiff-legged gait in traumatic brain injury. *J Head Trauma Rehabil*. 1999;14(2):136-45.
125. Kerrigan DC, Burke DT, Nieto TJ, Riley PO. Can toe-walking contribute to stiff-legged gait? *Am J Phys Med Rehabil*. 2001;80(1):33-7.
126. Goldberg SR, Ounpuu S, Delp SL. The importance of swing-phase initial conditions in stiff-knee gait. *J Biomech*. 2003;36(8):1111-6.
127. Robertson JVG, Pradon D, Bensmail D, Fermanian C, Bussel B, Roche N. Relevance of botulinum toxin injection and nerve block of rectus femoris to kinematic and functional parameters of stiff knee gait in hemiplegic adults. *Gait Posture*. 2009;29(1):108-12.
128. Stoquart GG, Detrembleur C, Palumbo S, Deltombe T, Lejeune TM. Effect of botulinum toxin injection in the rectus femoris on stiff-knee gait in people with stroke: a prospective observational study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(1):56-61.
129. Caty GD, Detrembleur C, Bleyenheuft C, Deltombe T, Lejeune TM. Effect of simultaneous botulinum toxin injections into several muscles on impairment, activity, participation, and quality of life among stroke patients presenting with a stiff knee gait. *Stroke*. 2008;39(10):2803-8.
130. Pradon D, Hutin E, Khadir S, Taiar R, Genet F, Roche N. A pilot study to investigate the combined use of Botulinum toxin type-a and ankle foot orthosis for the treatment of spastic foot in chronic hemiplegic patients. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(8):867-72.
131. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech*. 2001;34(11):1387-98.
132. Morris ME, Matyas TA, Bach TM, Goldie PA. Electrogoniometric feedback: its effect on genu recurvatum in stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73(12):1147-54.
133. Bleyenheuft C, Bleyenheuft Y, Hanson P, Deltombe T. Treatment of genu recurvatum in hemiparetic adult patients: A systematic literature review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2010;53(3):189-99.
134. Cooper A, Alghamdi GA, Alghamdi MA, Altowaijri A, Richardson S. The Relationship of Lower Limb Muscle Strength and Knee Joint Hyperextension during the Stance Phase of Gait in Hemiparetic Stroke Patients. *Physiotherapy Research International*. 2011.
135. Olney SJ, Griffin MP, Monga TN, McBride ID. Work and power in gait of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991;72(5):309-14.
136. Verdié C, Daviet JC, Borie MJ, Popielarz S, Munoz M, Salle JY, et al. Épidémiologie des pieds varus et/ou équin un an après un premier accident vasculaire cérébral hémisphérique : à propos d'une cohorte de 86 patients. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*. 2004;47(2):81-6.
137. Pelissier J. Le pied hémiplégique : classification et indications thérapeutiques. *Le pied neurologique, trophique et vasculaire*. Paris: Masson; 1994. p. 43 - 53.
138. Cioni M, Esquenazi A, Hirai B. Effects of botulinum toxin-A on gait velocity, step length, and base of support of patients with dynamic equinovarus foot. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006;85(7):600-6.

139. Caillet F, Mertens P, Rabaséda S, Boisson D. Intérêt de l'analyse tridimensionnelle de la marche, dans la prise en charge du pied spastique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*. 2003;46(3):119-31.
140. Rousseaux M, Buisset N, Daveluy W, Kozlowski O, Blond S. Comparison of botulinum toxin injection and neurotomy in patients with distal lower limb spasticity. *Eur. J. Neurol*. 2008;15(5):506-11.
141. Foley N, Murie-Fernandez M, Speechley M, Salter K, Sequeira K, Teasell R. Does the treatment of spastic equinovarus deformity following stroke with botulinum toxin increase gait velocity? A systematic review and meta-analysis. *Eur. J. Neurol*. 2010;17(12):1419-27.
142. Vogt JC, Bach G, Cantini B, Perrin S. Split anterior tibial tendon transfer for varus equinus spastic foot deformity Initial clinical findings correlate with functional results: A series of 132 operated feet. *Foot Ankle Surg*. 2011;17(3):178-81.
143. Laurent G, Valentini F, Loiseau K, Hennebelle D, Robain G. Griffe des orteils chez le patient hémiplégique après un accident vasculaire cérébral. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2010;53(2):77-85.
144. Hirsch MA, Westhoff B, Toole T, Hauptenthal S, Krauspe R, Hefter H. Association between botulinum toxin injection into the arm and changes in gait in adults after stroke. *Mov. Disord*. 2005;20(8):1014-20.
145. Esquenazi A, Mayer N, Garreta R. Influence of botulinum toxin type A treatment of elbow flexor spasticity on hemiparetic gait. *Am J Phys Med Rehabil*. 2008;87(4):305-310.
146. Fermanian J. Validation des échelles d'évaluation en médecine physique et de réadaptation : comment apprécier correctement leurs qualités psychométriques. *Ann Readapt Med Phys*. 2005;48(6):281-7.
147. Béthoux F, Calmels P. Guide des outils de mesure et d'évaluation en médecine physique et de réadaptation. éditions Frison-Roche. 2003.
148. Bruton A, Conway J, Holgate S. Reliability: What is it, and how is it measured? *Physiotherapy*. 2000;86(2):94-9.
149. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986;1(8476):307-10.
150. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*. 1979;86(2):420-8.
151. Wright JG, Young NL. A comparison of different indices of responsiveness. *J Clin Epidemiol*. 1997;50(3):239-46.
152. Hsueh I-P, Wang C-H, Sheu C-F, Hsieh C-L. Comparison of psychometric properties of three mobility measures for patients with stroke. *Stroke*. 2003;34(7):1741-5.
153. Tyson S, Connell L. The psychometric properties and clinical utility of measures of walking and mobility in neurological conditions: a systematic review. *Clin Rehabil*. 2009;23(11):1018-33.
154. Oremus M, Santaguida P, Walker K, Wishart LR, Siegel KL, Raina P. Studies of stroke rehabilitation therapies should report blinding and rationalize use of outcome measurement instruments. *J Clin Epidemiol*. 2012;65(4):368-74.
155. Yelnik AP, Simon O, Parratte B, Gracies JM. How to clinically assess and treat muscle overactivity in spastic paresis. *J Rehabil Med*. 2010;42(9):801-7.
156. Ashworth B. Preliminary trial of carisoprolol in multiple sclerosis. *Practitioner*. 1964 avr;192:540-2.
157. Bohannon RW, Smith MB. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Physical Therapy*. 1987;67(2):206 -207.
158. Gracies J-M, Bayle N, Vinti M, Alkandari S, Vu P, Loche CM, et al. Five-step clinical assessment in spastic paresis. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2010;46(3):411-21.
159. Gracies J. Évaluation de la spasticité - Apport de l'échelle de Tardieu. *Motricité cérébrale*. 2001;22(1):1-15.
160. Gracies J-M, Burke K, Clegg NJ, Browne R, Rushing C, Fehlings D, et al. Reliability of the Tardieu Scale for Assessing Spasticity in Children With Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2010;91(3):421-8.
161. Collin C, Wade D. Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1990;53(7):576-9.
162. Yelnik A, Bonan I. Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2008;38(6):439-45.
163. Bohannon RW, Walsh S, Joseph MC. Ordinal and timed balance measurements: reliability and validity in patients with stroke. *Clin Rehabil*. 1993;7(1):9-13.
164. Watelain E, Froger J, Barbier F, Lensel G, Rousseaux M, Lepoutre F-X, et al. Comparison of clinical gait analysis strategies by French neurologists, psychiatrists and physiotherapists. *J Rehabil Med*. 2003;35(1):8-14.
165. Watelain E, Froger J, Rousseaux M, Lensel G, Barbier F, Lepoutre F-X, et al. Variability of video-based clinical gait analysis in hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties. *J Rehabil Med*. 2005;37(5):317-24.

166. Berg KO, Wood-Dauphinee SL, Williams JI, Maki B. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can J Public Health*. 1992;83 Suppl 2:S7-11.
167. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med*. 1995;27(1):27-36.
168. Stevenson TJ. Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. *Aust J Physiother*. 2001;47(1):29-38.
169. Mao H-F, Hsueh I-P, Tang P-F, Sheu C-F, Hsieh C-L. Analysis and comparison of the psychometric properties of three balance measures for stroke patients. *Stroke*. 2002;33(4):1022-7.
170. Vellas BJ, Wayne SJ, Romero L, Baumgartner RN, Rubenstein LZ, Garry PJ. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *J Am Geriatr Soc*. 1997;45(6):735-8.
171. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol*. 1990;45(6):192-197.
172. Katz-Leurer M, Fisher I, Neeb M, Schwartz I, Carmeli E. Reliability and validity of the modified functional reach test at the sub-acute stage post-stroke. *Disabil Rehabil*. 2009;31(3):243-8.
173. Smith PS, Hembree JA, Thompson ME. Berg Balance Scale and Functional Reach: determining the best clinical tool for individuals post acute stroke. *Clin Rehabil*. 2004;18(7):811-8.
174. Tinetti ME, Richman D, Powell L. Falls efficacy as a measure of fear of falling. *J Gerontol*. 1990;45(6):239-243.
175. Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci*. 1995;50A(1):M28-34.
176. Jørstad EC, Hauer K, Becker C, Lamb SE. Measuring the psychological outcomes of falling: a systematic review. *J Am Geriatr Soc*. 2005;53(3):501-10.
177. Botner EM, Miller WC, Eng JJ. Measurement properties of the Activities-specific Balance Confidence Scale among individuals with stroke. *Disabil Rehabil*. 2005;27(4):156-63.
178. Pyöriä O, Talvitie U, Villberg J. The reliability, distribution, and responsiveness of the Postural Control and Balance for Stroke Test. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(2):296-302.
179. Brun V, Dhoms G, Henrion G, Codine P, Founau H, Terraza M. L'équilibre postural de l'hémiplégique par accident vasculaire cérébral: méthodologie d'évaluation et étude corrélative. *Annales de réadaptation et de médecine physique*. 1993;36(3):169-77.
180. Bohannon RW. Walking after stroke: comfortable versus maximum safe speed. *Int J Rehabil Res*. 1992;15(3):246-8.
181. Kollen B, Kwakkel G, Lindeman E. Hemiplegic gait after stroke: is measurement of maximum speed required? *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(3):358-63.
182. Collen FM, Wade DT, Bradshaw CM. Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability. *Int Disabil Stud*. 1990;12(1):6-9.
183. Kosak M, Smith T. Comparison of the 2-, 6-, and 12-minute walk tests in patients with stroke. *J Rehabil Res Dev*. 2005;42(1):103-7.
184. Liu J, Drutz C, Kumar R, McVicar L, Weinberger R, Brooks D, et al. Use of the six-minute walk test poststroke: is there a practice effect? *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(9):1686-92.
185. Podsiadlo D, Richardson S. The timed « Up & Go »: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991;39(2):142-8.
186. Flansbjerg U-B, Holmbäck AM, Downham D, Patten C, Lexell J. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J Rehabil Med*. 2005;37(2):75-82.
187. Andersson AG, Kamwendo K, Seiger A, Appelros P. How to identify potential fallers in a stroke unit: validity indexes of 4 test methods. *J Rehabil Med*. 2006;38(3):186-91.
188. Brun V, Mousbeh Z, Jouet-Pastre B, Benaim C, Kunnert JE, Dhoms G, et al. Evaluation clinique de la marche de l'hémiplégique vasculaire: proposition d'une modification de la fonctionnelle ambulation classification. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*. 2000;43(1):14-20.
189. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, Nathan J, Piehl-Baker L. Clinical Gait Assessment in the Neurologically Impaired. *Physical Therapy*. 1984;64(1):35-40.
190. Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*. 1995;26(6):982-9.
191. Collen FM, Wade DT, Robb GF, Bradshaw CM. The Rivermead Mobility Index: a further development of the Rivermead Motor Assessment. *Int Disabil Stud*. 1991;13(2):50-4.
192. Hsieh CL, Hsueh IP, Mao HF. Validity and responsiveness of the rivermead mobility index in stroke patients. *Scand J Rehabil Med*. 2000;32(3):140-2.
193. Lennon S, Johnson L. The modified rivermead mobility index: validity and reliability. *Disabil Rehabil*. 2000;22(18):833-9.

194. Wolf SL, Catlin PA, Gage K, Gurucharri K, Robertson R, Stephen K. Establishing the reliability and validity of measurements of walking time using the Emory Functional Ambulation Profile. *Phys Ther.* 1999;79(12):1122-33.
195. Baer HR, Wolf SL. Modified emory functional ambulation profile: an outcome measure for the rehabilitation of poststroke gait dysfunction. *Stroke.* 2001;32(4):973-9.
196. Caty GD, Arnould C, Stoquart GG, Thonnard J-L, Lejeune TM. ABILOCO: a Rasch-built 13-item questionnaire to assess locomotion ability in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(2):284-90.
197. Caty GD, Theunissen E, Lejeune TM. Reproducibility of the ABILOCO questionnaire and comparison between self-reported and observed locomotion ability in adult patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(6):1061-3.
198. Roorda LD, Roebroek ME, van Tilburg T, Molenaar IW, Lankhorst GJ, Bouter LM, et al. Measuring activity limitations in walking: development of a hierarchical scale for patients with lower-extremity disorders who live at home. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(12):2277-83.
199. Roorda LD, Roebroek ME, van Tilburg T, Lankhorst GJ, Bouter LM. Measuring activity limitations in climbing stairs: development of a hierarchical scale for patients with lower-extremity disorders living at home. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(6):967-71.
200. Shumway-Cook A, Woollacott MHW. *Motor Control: Theory and Practical Applications.* Second. Lippincott Williams & Wilkins; 2000.
201. Jonsdottir J, Cattaneo D. Reliability and validity of the dynamic gait index in persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(11):1410-5.
202. Wrisley DM, Marchetti GF, Kuharsky DK, Whitney SL. Reliability, internal consistency, and validity of data obtained with the functional gait assessment. *Phys Ther.* 2004;84(10):906-18.
203. Thieme H, Ritschel C, Zange C. Reliability and validity of the functional gait assessment (German version) in subacute stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(9):1565-70.
204. Toro B, Farren P, Nester C. Review of Observational Gait Assessment in Clinical Practice. *Physiotherapy.* 2002;88(11):701.
205. Lord SE, Halligan PW, Wade DT. Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale. *Clin Rehabil.* 1998;12(2):107-19.
206. Hughes KA, Bell F. Visual assessment of hemiplegic gait following stroke: pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75(10):1100-7.
207. Read HS, Hazlewood ME, Hillman SJ, Prescott RJ, Robb JE. Edinburgh visual gait score for use in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 2003;23(3):296-301.
208. Hillman, Hazlewood, Loudon, Robb. Can transverse plane rotations be estimated from video tape gait analysis? *Gait Posture.* 1998;8(2):87-90.
209. Rodriguez AA, Black PO, Kile KA, Sherman J, Stellberg B, McCormick J, et al. Gait training efficacy using a home-based practice model in chronic hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(8):801-5.
210. Turani N, Kemiksizoglu A, Karataş M, Ozker R. Assessment of hemiplegic gait using the Wisconsin Gait Scale. *Scand J Caring Sci.* 2004;18(1):103-8.
211. Pizzi A, Carlucci G, Falsini C, Lunghi F, Verdesca S, Grippo A. Gait in hemiplegia: evaluation of clinical features with the Wisconsin Gait Scale. *J Rehabil Med.* 2007;39(2):170-4.
212. 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.* 2009;178(2):334-9.
213. Zimbelman 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. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2012;93(1):129-36.
214. Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med.* 1975;7(1):13-31.
215. Lincoln N, Leadbitter D. Assessment of motor function in stroke patients. *Physiotherapy.* 1979;65(2):48-51.
216. Carr JH, Shepherd RB, Nordholm L, Lynne D. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Phys Ther.* 1985;65(2):175-80.
217. Katz S, Ford AB, Moskowitz RW, Jackson BA, Jaffe MW. Studies of illness in the aged. The index of ADL: a standardized measure of biological and psychosocial function. *JAMA.* 1963;185:914-9.
218. Rankin J. Cerebral vascular accidents in patients over the age of 60. II. Prognosis. *Scott Med J.* 1957;2(5):200-15.
219. Mahoney FI, Barthel DW. Functional evaluation: the barthel index. *Md State Med J.* 1965;14:61-5.
220. Collin C, Wade DT, Davies S, Horne V. The Barthel ADL Index: a reliability study. *Int Disabil Stud.* 1988;10(2):61-3.

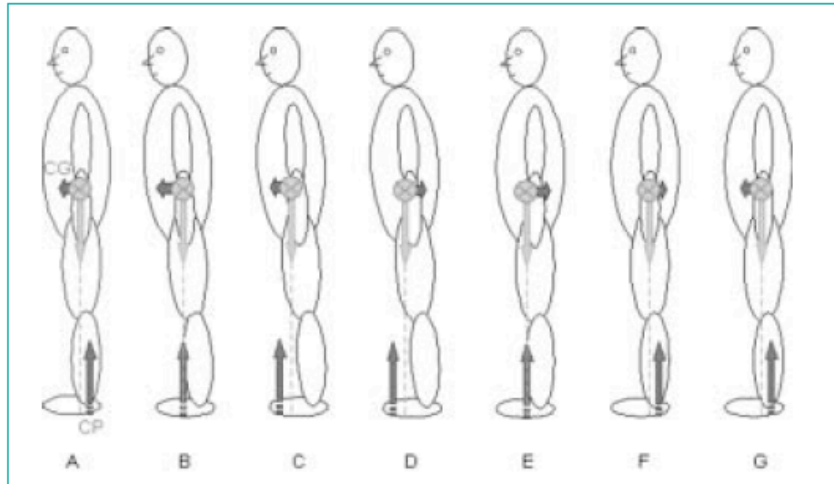
221. Keith RA, Granger CV, Hamilton BB, Sherwin FS. The functional independence measure: a new tool for rehabilitation. *Adv Clin Rehabil.* 1987;1:6-18.
222. Ottenbacher KJ, Hsu Y, Granger CV, Fiedler RC. The reliability of the functional independence measure: a quantitative review. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(12):1226-32.
223. Kiresuk TJ, Lund SH, Larsen NE. Measurement of goal attainment in clinical and health care programs. *Drug Intell Clin Pharm.* 1982;16(2):145-53.
224. Turner-Stokes L. Goal attainment scaling (GAS) in rehabilitation: a practical guide. *Clin Rehabil.* 2009;23(4):362-70.
225. Ashford S, Turner-Stokes L. Goal attainment for spasticity management using botulinum toxin. *Physiother Res Int.* 2006;11(1):24-34.
226. Ertzgaard P, Ward A, Wissel J, Borg J. Practical considerations for goal attainment scaling during rehabilitation following acquired brain injury. *Journal of Rehabilitation Medicine.* 2011;43(1):8-14.
227. Chaléat-Valayer E, Parratte B, Colin C, Denis A, Oudin S, Bérard C, et al. A French observational study of botulinum toxin use in the management of children with cerebral palsy: BOTULOSCOPE. *Eur. J. Paediatr. Neurol.* 2011;15(5):439-48.
228. 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.* 2000;14(1):5-13.
229. Pascual-Pascual SI, Pascual-Castroviejo I, Garcia Ruiz PJ. Treating Spastic Equinus Foot from Cerebral Palsy with Botulinum Toxin Type A: What Factors Influence the Results? *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation.* 2011;90:554-63.
230. Gebruers N, Vanroy C, Truijien S, Engelborghs S, De Deyn PP. Monitoring of physical activity after stroke: a systematic review of accelerometry-based measures. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(2):288-97.
231. Rousseaux M, Bonnin-Koang H-Y, Darné B, Marque P, Parratte B, Schnitzler A, et al. Construction and pilot assessment of the Upper Limb Assessment in Daily Living Scale. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr.* 2012;83(6):594-600.
232. Heitz C, Bachmann LM, Leibfried A, Kissling R, Kessels AG, Perez RS, et al. Translating the Dutch Walking Stairs, Walking Ability and Rising and Sitting Questionnaires into German and assessing their concurrent validity with VAS measures of pain and activities in daily living. *BMC Musculoskelet Disord.* 2010;11:108.
233. Mazaux JM, Orgogozo JM. [Analysis and quantitative study of language disorders in lesions of the left thalamus: thalamic aphasia]. *Cortex.* 1982;18(3):403-16.
234. Rousseaux M, Beis JM, Pradat-Diehl P, Martin Y, Bartolomeo P, Bernati T, et al. Présentation d'une batterie de dépistage de la négligence spatiale : Normes et effets de l'âge, du niveau d'éducation, du sexe, de la main et de la latéralité. *Revue neurologique.* 2001;157(11):1385-400.
235. Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. « Mini-mental state ». A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res.* 1975;12(3):189-98.
236. Blanchard-Dauphin A, Perrouin-Verbe B, Thévenon A. Effet de la spasticité sur les capacités fonctionnelles des patients atteints de lésion médullaire : intérêt de l'évaluation par échelle visuelle analogique (étude préliminaire). *Ann Readapt Med Phys.* 2001;44(9):591-9.
237. Rousseaux M, Buisset N, Daveluy W, Kozłowski O, Blond S. Long-term effect of tibial nerve neurotomy in stroke patients with lower limb spasticity. *J. Neurol. Sci.* 2009;278(1-2):71-6.
238. Yang Y-R, Chen Y-C, Lee C-S, Cheng S-J, Wang R-Y. Dual-task-related gait changes in individuals with stroke. *Gait Posture.* 2007;25(2):185-90.
239. Hsu A-L, Tang P-F, Jan M-H. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003 août;84(8):1185-93.
240. Moriello C, Finch L, Mayo NE. Relationship between muscle strength and functional walking capacity among people with stroke. *J Rehabil Res Dev.* 2011;48(3):267-75.
241. Hall AL, Peterson CL, Kautz SA, Neptune RR. Relationships between muscle contributions to walking subtasks and functional walking status in persons with post-stroke hemiparesis. *Clinical Biomechanics.* 2011;26(5):509-15.
242. Danielsson A, Willen C, Sunnerhagen KS. Is walking endurance associated with activity and participation late after stroke? *Disabil Rehabil.* 2011;33(21-22):2053-7.
243. Kaczmarczyk K, Wit A, Krawczyk M, Zaborski J, Gajewski J. Associations between gait patterns, brain lesion factors and functional recovery in stroke patients. *Gait Posture.* 2012;35(2):214-7.
244. Taylor-Piliae RE, Latt LD, Hepworth JT, Coull BM. Predictors of gait velocity among community-dwelling stroke survivors. *Gait Posture.* 2012;35(3):395-9.
245. Clark E, Hill KD, Punt TD. Responsiveness of 2 scales to evaluate lateropulsion or pusher syndrome recovery after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93(1):149-55.

246. Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(9):1204-12.



## Annexes

Annexe 1 : Contrôle de l'équilibre par les variations du CP en fonction de celles du CG. Tiré de Rougier et al. (12).

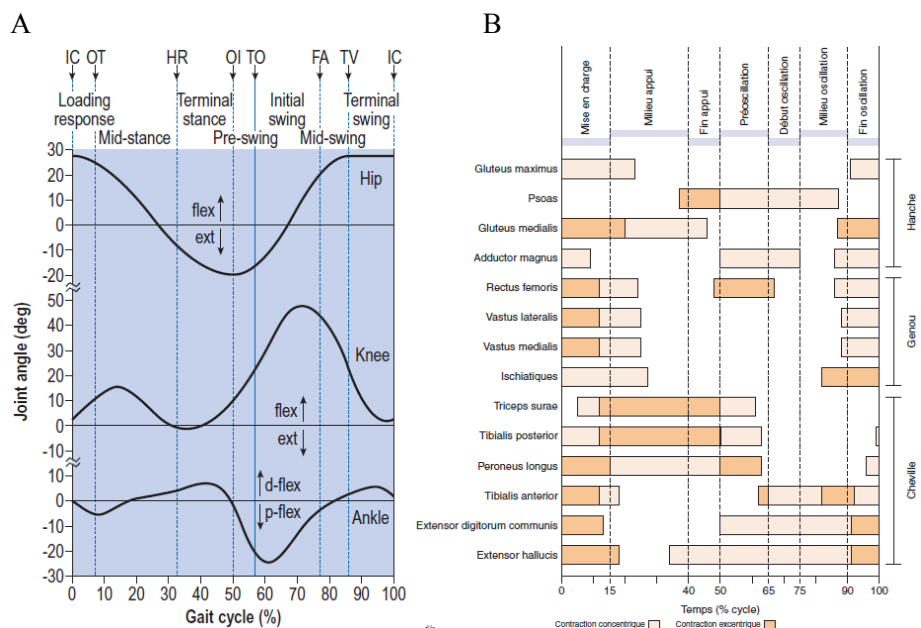


▲ Fig. 1 : schéma montrant la relation entre CP et CG pour le maintien de la station debout.  
 A un instant donné (A), le point d'application du CP (flèche foncée située au niveau des pieds) est situé en arrière de la projection verticale du CG (flèche gris clair partant du CG et se terminant par la ligne tiretée verticale). Comme il a été montré [18], la différence entre ces deux vecteurs détermine l'accélération horizontale communiquée au CG et, par suite, sa vitesse horizontale (flèche foncée horizontale partant du CG). Dans le cas présent, la différence CP-CG va induire dans les instants suivants une augmentation de la vitesse instantanée. Celle-ci sera maximale jusqu'au moment où la différence CP-CG va devenir nulle (B). A partir de là, l'accélération s'inverse, la vitesse du CG va progressivement diminuer (C) et finir même par s'inverser (D). Le CG se déplaçant en sens opposé, le contrôle de la trajectoire va donc passer par un déplacement de la gauche vers la droite du CP. Comme en (B), la vitesse maximale du CG sera atteinte lorsque le CP et la projection verticale du CG seront confondus (E). Le CP repassant en arrière du CG (F), la vitesse de ce dernier va progressivement diminuer et s'inverser à nouveau, ce qui replace CP et CG dans des positions similaires à (A). Ces mouvements décrits ici selon la direction antéro-postérieure, sont naturellement de même nature selon la direction médio-latérale.

## Annexe 2 :

cinématique de chaque articulation du membre inférieur dans le plan sagittal (A, tiré de Whittle) et séquences de mise en jeu des muscles au cours de la marche (B, tiré de Willems 2012).

IC = contact initial ; OT = hallux opposé ; HR = levé du talon ; OI = contact initial du membre controlatéral ; TO = toe off ; FA = pieds adjacents ; TV = tibia vertical.



Annexe 3 : échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiparétiques.

## **Echelle d'évaluation de l'équilibre et de la marche du patient hémiplegique vasculaire – Passation**

### Principes généraux

Cette échelle a été construite pour évaluer les capacités de station debout, de transfert et de marche des patients hémiparétiques, tant sur un plan des déficiences que des activités.

Elle comporte deux parties équivalentes : La première est un hétéroquestionnaire sur les capacités d'équilibre (station debout et transferts) d'une part et de marche d'autre part, la seconde est une évaluation de ces mêmes capacités en situation de test. Le questionnaire est toujours présenté avant le test. Chaque partie de l'échelle comporte des items évaluant les défauts du schéma postural ou de marche (déficiences) et d'autres évaluant le retentissement sur les activités (évaluation fonctionnelle). Chaque item est évalué par une échelle visuelle analogique selon la possibilité et la facilité de leur réalisation entre 0 « impossible » à 10 « possible sans aucune difficulté ».

Lors de la passation du questionnaire et du test, les items sont présentés selon un ordre logique. Un report des différents scores obtenus sur la grille de résultats permet une évaluation séparée des volets déficiences et activités dans chaque domaine (station debout / marche).

L'évaluation est faite dans les conditions de chaussage, appareillage et avec les aides techniques ou humaines habituellement utilisés par le patient sauf pour un item où le patient devra être pieds nus. La lenteur du mouvement, sa précision et la nécessité d'aides humaines ou techniques doit être prise en compte dans la cotation de chaque item.

En plus de l'évaluation par l'examineur, la comparaison des résultats du questionnaire et du test permet à l'examineur de se faire une idée sur la perception que le patient a de ses capacités.

## Echelle d'évaluation de l'équilibre et de la marche du patient hémiplégique vasculaire - Questionnaire

### Consignes :

L'évaluation s'effectue avec une échelle visuelle analogique en présentation verticale. La barre est initialement au milieu du curseur (5/10). Le patient mobilise la barre de 0, quand l'activité est impossible (en bas), à 10, quand l'activité est totalement possible et effectuée sans difficultés (en haut). L'examineur visualise ensuite le score au dos de la règle. La note est sur 10.

Présenter les questions dans l'ordre indiqué. Enregistrer la réponse à une question avant de passer à la suivante. Ne pas faire de corrections après coup, c'est à dire après présentation d'autres questions.

Si nécessaire, des explications peuvent être apportées par l'examineur pour garantir une bonne compréhension de chaque item, y compris en les mimant ou en utilisant des photos. Concernant l'évaluation des déficiences, il convient de s'assurer que le patient prend bien en compte la sévérité de la déficience évaluée.

Si le patient ne peut répondre parce qu'il n'a jamais testé une capacité donnée, essayer de forcer la réponse en se fondant sur ses capacités quotidiennes supposées. En cas d'échec, indiquer en dernier recours non applicable (NA).

Dire au patient: « **Je vais vous présenter des items, correspondant à des troubles que les patients victimes d'accident vasculaire cérébral peuvent présenter et à des activités de vie quotidienne qui peuvent être gênées après un AVC. Ces phrases concernent vos capacités de transfert, d'équilibre debout et de marche. Vous me direz votre capacité actuelle, dans les deux dernières semaines, à effectuer ce type d'action dans la vie quotidienne. Pour répondre, vous devrez déplacer le curseur de la règle au niveau que vous estimez être le mieux adapté à vos capacités, entre « impossible » en bas et « possible sans aucune difficulté » en haut. Votre évaluation doit également prendre en compte le niveau d'aide nécessaire, qu'elles soient humaines ou technique (cannes, appareillages...).**

**Par ailleurs, je serais amené parfois à vous montrer certains gestes avant de vous interroger pour que vous compreniez bien de quoi il s'agit. N'hésitez pas à me demander des explications si vous ne comprenez pas bien le sens de la phrase ».**

✓ Heure de début du questionnaire :                    :                    (h : min)

### Evaluation des transferts et de la station debout (déficiences = DE ; activités = AE)

AE1 J'arrive à passer de la position assise à la position debout.	<input type="text"/>
AE2 J'arrive à tenir debout avec un bon équilibre.	<input type="text"/>
DE1 J'arrive à tenir debout avec le tronc bien redressé	<input type="text"/>
DE2 J'arrive à tenir debout avec les hanches et les genoux tendus	<input type="text"/>
DE3 J'arrive à tenir debout avec une position normale des deux pieds (c'est-à-dire bien à plat)	<input type="text"/>
DE4 J'arrive à tenir debout en mettant autant de poids sur le pied droit que sur le pied gauche	<input type="text"/>
AE3 J'arrive à faire un demi-tour sur place	<input type="text"/>

AE4 J'arrive à tenir debout en faisant une action avec un ou les deux bras, comme par exemple prendre un objet en hauteur

AE5 J'arrive à ramasser un objet au sol avec mon bras sain (comme par exemple un verre)

**Evaluation de la marche (déficiences = DM ; activités = AM)**

AM1 J'arrive à marcher à l'intérieur sur un sol régulier

DM13 J'arrive à marcher sans devoir écarté le membre paralysé plus que le membre sain  
*Mimer le fauchage du membre parétique*

DM14 J'arrive à marcher avec des pas symétriques, c'est-à-dire en avançant autant le membre sain que le membre paralysé.

DM1 J'arrive à marcher avec le tronc bien redressé

DM2 J'arrive à marcher avec les cuisses et les pieds suffisamment écartés quand j'avance le membre paralysé  
*Dépister un excès d'adduction de la hanche parétique*

DM3 J'arrive à marcher sans que ma jambe et mon pied ne tournent vers l'intérieur ou l'extérieur quand j'avance le membre paralysé  
*Dépister une rotation excessive de hanche en dehors des troubles distaux évalués par la suite*  
*Si un excès de rotation est présent :  rotation interne       rotation externe*

DM4 J'arrive à marcher en pliant bien le genou quand j'avance le membre paralysé

DM5 J'arrive à marcher en tendant bien le genou quand j'appuie sur le membre paralysé

DM6 J'arrive à marcher sans que mon genou ne parte en arrière quand j'appuie sur le membre paralysé

DM7 J'arrive à marcher sans que mon pied ne frotte ou ne butte sur le sol quand j'avance le membre paralysé, ou sans avoir à faire un effort pour l'éviter.

DM8 J'arrive à marcher en attaquant le sol avec le talon du côté paralysé.  
*Attention de bien séparer l'attaque du pas (DM8) de l'attitude du pied en phase portante (DM9)*

DM9 J'arrive à marcher en posant le talon au sol quand j'appuie sur le membre paralysé.  
*Cet item s'intéresse à la présence d'un équin en phase portante sans préjuger d'un éventuel trouble de torsion étudié dans l'item DM10*

DM10 J'arrive à marcher sans que mon pied du côté paralysé ne se torde vers l'intérieur ou l'extérieur  
*Dépister un varus ou valgus du pied qu'il soit présent en phase oscillante ou portante*  
*Si présence :  varus       valgus*

DM11 J'arrive à marcher sans tremblement du pied et de la jambe quand j'appuie sur le pied paralysé

AM2 J'arrive à marcher en portant un sac de courses

AM3 J'arrive à marcher tout en parlant à quelqu'un

AM4 J'arrive à enjamber un obstacle comme une marche

AM5 J'arrive à marcher sur quelques mètres les yeux fermés

AM6 J'arrive à marcher sur un sol irrégulier, comme par exemple sur un chemin ou un sol meuble.

AM7 J'arrive à monter et descendre un escalier

DM 12 J'arrive à marcher pieds nus sans que mes orteils ne se crispent ni ne s'élèvent

✓ Heure de fin du questionnaire :           :           (h : min)

✓ Durée du questionnaire :           min

## Echelle d'évaluation du membre inférieur de l'hémiplégique

### Test

#### Consignes :

L'évaluation s'effectue avec une échelle visuelle analogique sur la feuille de cotation reproduisant la réglette EVA prévue à cet effet, les scores sont ensuite mesurés et rapportés sur la feuille de notation.

L'examineur demande au patient de réaliser les différentes activités correspondant aux items de l'échelle. Un deuxième essai peut être accordé en cas d'échec au premier.

La présentation des items se fait dans l'ordre. La jambe du pantalon doit au besoin être remontée à mi-cuisse. Noter la réponse à un item avant de passer au suivant. La marche étant une activité globale, une évaluation séparée de chaque item des déficiences de marche n'est pas possible : l'évaluation se basera sur un examen répété du schéma de marche en se focalisant à chaque fois sur une articulation étudiée. Des pauses sont possibles.

L'évaluation de l'examineur doit prendre en compte l'activité en elle-même mais également le niveau d'aide nécessaire à sa réalisation. En ce qui concerne les déficiences, l'évaluation prendra en compte la sévérité du trouble étudié.

Des précisions sur les conditions de passation de certains items sont apportées si nécessaire au moment de les aborder.

Conditions de passation et matériel nécessaire : l'évaluation peut être réalisée dans une salle disposant d'un espace suffisant pour permettre une bonne analyse de la marche. Elle nécessite par ailleurs la proximité d'un escalier.

Le matériel nécessaire est le suivant :

- Un cube de 5cm\*5cm.
- un sac type sac de courses chargé (une bouteille d'eau par exemple).
- un tapis de mousse d'au moins 2 mètres de long et un mètre de large.
- Un morceau de mousse d'environ 10cm\*10cm\*40cm qui servira d'obstacle à franchir.

Dire au patient: « **Je vais vous demander de réaliser des activités qui impliquent les membres inférieurs telles que vous pourriez les faire dans votre vie quotidienne. Si vous n'y arrivez pas une première fois, je vous demanderai de faire un deuxième essai. Vous pouvez à tout moment faire une pause.**

✓ Heure de début du test :                    :                    (h : min)

## Evaluation des transferts et de la station debout (déficiences = DE ; activités = AE)

AE1 *Transfert assis debout.* « Pouvez-vous passer de la position assise à la position debout ».

➤ Pour 5 items suivants, observer le patient en station debout bipodale

AE2 *Equilibre statique.* Le patient arrive à tenir debout avec un bon équilibre.

DE1 *Redressement du tronc.* Le patient arrive à tenir debout avec le tronc bien redressé

DE2 *Position proximale.* Le patient arrive à tenir debout avec les hanches et les genoux tendus

DE3 *Position distale.* Le patient arrive à tenir debout avec une position normale des deux pieds

(c'est-à-dire bien à plat)

*On dépistera un équin et un trouble de torsion (varus, valgus)*

DE4 *Asymétrie des appuis.* Le patient arrive à tenir debout en mettant autant de poids sur le

pied droit que sur le pied gauche

*L'examineur en jugera notamment sur la présence d'une déviation de la verticale posturale*

AE3 *Demi-tour.* « Pouvez-vous faire un demi-tour sur place »

AE4 *Exploration espace supérieur.* « Pouvez-vous saisir ce cube de mousse avec votre

bras sain »

*Le mouvement de saisie est fait vers l'avant bras tendu (en face du patient), la main doit dépasser le sommet de la tête.*

AE5 *Exploration espace inférieur.* « Pouvez-vous ramasser ce cube de mousse »

*Le cube est placé environ 20cm en avant de l'extrémité antérieure des pieds.*

## Evaluation de la marche (déficiences = DM ; activités = AM)

Dire au patient : « **Je vais maintenant examiner la façon dont vous marchez. Vous allez réaliser plusieurs passages en marchant comme vous en avez l'habitude. Vous pourrez vous reposer à tout moment si nécessaire** ».

Le rythme des passages est donné à titre indicatif, tout doute sur l'évaluation d'un item devra faire réitérer le passage.

➤ Premier passage (aller-retour) : examen de face

AM1 *Evaluation globale de la marche en intérieur.* Le patient arrive à marcher à

l'intérieur sur un sol régulier

DM13 *Fauchage.* Le patient arrive à marcher sans fauchage du membre parétique

DM2 *Abduction de hanche.* Le patient arrive à marcher avec une bonne abduction de

hanche

*Dépister excès d'adduction de la hanche parétique*

DM3 *Excès de rotation de hanche.* Le patient marche sans rotation excessive de hanche,

interne ou externe.

*Dépister une rotation excessive de hanche en dehors des troubles distaux évalués par la suite*

*Si un excès de rotation est présent :  rotation interne       rotation externe*

➤ Second passage : examen de profil

DM14 *Symétrie de marche*. Le patient marche avec des pas symétriques

DM1 *Redressement*. Le patient marche avec le tronc bien redressé

➤ Troisième passage (genou) : examen de profil

DM4 *Flexion du genou en phase oscillante*. Le patient arrive à marcher avec une bonne flexion du genou parétique en phase oscillante.

DM5 *Extension du genou en phase portante*. Le patient arrive à marcher avec une bonne extension du genou parétique en phase portante.

DM6 *Recurvatum de genou en phase portante*. Le patient arrive à marcher sans recurvatum du genou parétique en phase portante

➤ Quatrième et cinquième passages : examen du positionnement du pied

DM7 *Equin phase oscillante*. Le patient arrive à marcher sans accrochage de la pointe du pied parétique en phase oscillante.

DM8 *Attaque du pas*. Le patient arrive à marcher en attaquant le sol par le talon du côté parétique.

*Attention de bien séparer l'attaque du pas (DM8) de l'attitude du pied en phase portante (DM9)*

DM9 *Equin phase portante*. Le patient arrive à marcher en posant le talon au sol lors de la phase portante

*Cet item s'intéresse à la présence d'un équin en phase portante sans préjuger d'un éventuel trouble de torsion étudié dans l'item DM10*

DM10 *Varus/valgus du pied*. Le patient arrive à marcher sans varus ou valgus du pied parétique.

*Dépister un varus ou un valgus du pied qu'il soit présent en phase oscillante ou portante*  
*Si présence :  varus       valgus*

DM11 *Clonus*. Le patient arrive à marcher sans tremblement du pied et de la jambe quand il appuie sur le membre parétique.

Dire au patient : « **Maintenant je vais vous demander de marcher dans des situations particulières** »

AM2 *Port de charge*. « Pouvez-vous marcher en portant ce sac dans votre main saine »

AM3 *Marche en double tache*. Le patient arrive à marcher alors que vous lui parlez

*L'examineur accompagnera le patient sur quelques mètres, l'interrogera sur un élément biographique et jugera des modifications induites sur la marche.*

AM4 *Passage d'obstacle*. « Pouvez-vous enjamber cet obstacle »

*Placer l'obstacle de mousse face au trajet du patient*

AM5 *Marche avec privation visuelle*. « Pouvez-vous marcher quelques mètres les yeux fermés »

AM6 *Marche sur un sol irrégulier*. « Pouvez-vous marcher sur le tapis »

*Placer le tapis devant le patient dans le sens de la longueur*

AM7 *Escalier*. « Pouvez-vous emprunter cet escalier »

*Pour plus de sécurité, préférer l'utilisation d'un escalier de rééducation.*



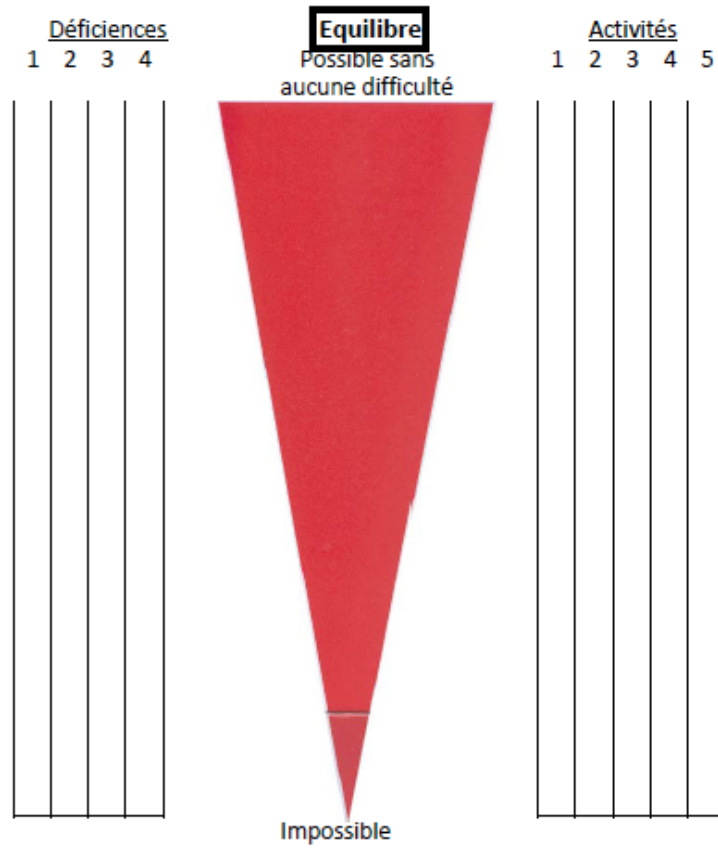
DM 12 *Griffe et dystonie des orteils*. « Pouvez vous ôter vos chaussures et marcher une dernière fois »

*Dépister une griffe des orteils et une dystonie de l'extenseur de l'hallux*

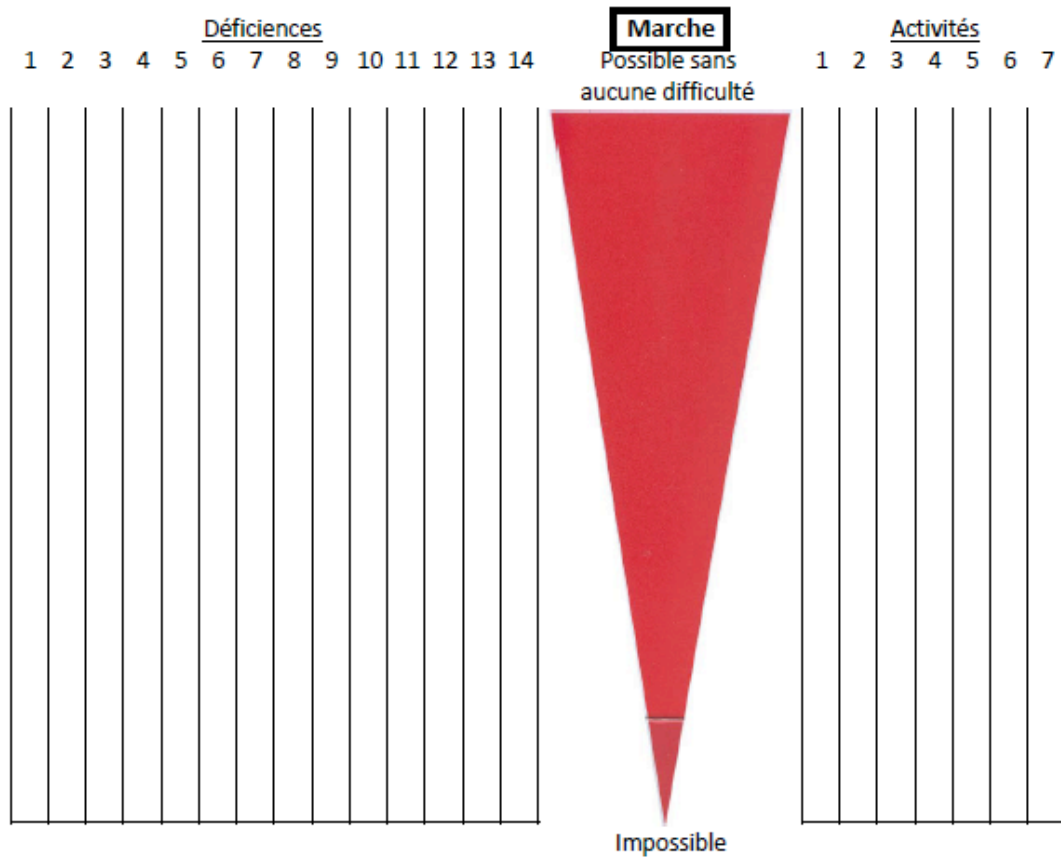
✓ Heure de la fin du test :            :            (h : min)

✓ Durée du test :            min

✓ Durée totale de passation de l'échelle :            min



(Document non présenté à l'échelle 1)





Genou

DM4 Flexion du genou en phase oscillante.

--	--

DM5 Extension du genou en phase portante.

--	--

DM6 Recurvatum de genou en phase portante.

--	--

Pied

DM7 Equin en phase oscillante.

--	--

DM8 Attaque du pas.

--	--

DM9 Equin en phase portante.

--	--

DM10 Varus/valgus du pied.

--	--

DM11 Clonus de cheville.

--	--

DM 12 Griffes et dystonie des orteils.

--	--

Global

DM13 Fauchage.

--	--

DM14 Symétrie de la marche.

--	--

ETUDE DES ACTIVITES DE MARCHÉ

AM1 Evaluation globale de la marche en intérieur.

--	--

AM2 Marche avec port de charge.

--	--

AM3 Marche en double tâche.

--	--

AM4 Passage d'obstacle.

--	--

AM5 Marche avec privation visuelle.

--	--

AM6 Marche sur un sol irrégulier.

--	--

AM7 Montée et descente des escaliers.

--	--

Scores pour la partie « marche » :

- Sous-score « déficiences » : somme des items DM  $\times 5/7$
- Sous-score « activités » : somme des items AM  $\times 10/7$
- Score total : somme des items  $\times 10/21$

	%		%
	%		%
	%		%

Score total « déficiences »

Somme des items « déficiences » de chaque partie  $\times 5/9$

	%		%
--	---	--	---

Score total « activités »

Somme des items « activités » de chaque partie  $\times 5/6$

	%		%
--	---	--	---

Score total de l'échelle : total des cotations  $\times 1/3$

	%		%
--	---	--	---

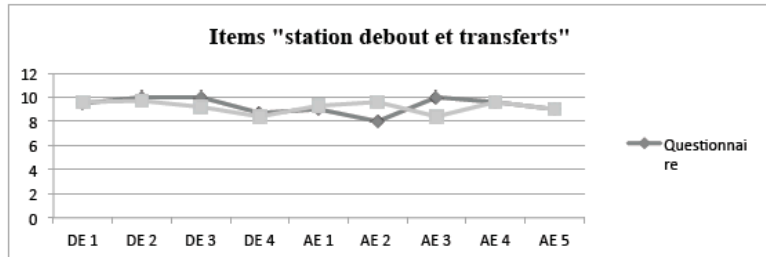
Exemple de résultats chez une patiente.

### Echelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de de la station debout et de la marche chez l'hémiplégique vasculaire

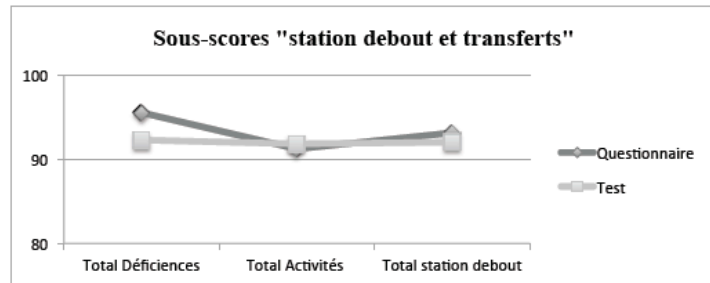
Nom : GALLI Prénom : Crista Date de Naissance : 01/01/19...  
Date de l'évaluation :

#### Station debout et transferts

		Questionnaire	Test
redressement	DE 1	9,5	9,6
position proximale	DE 2	10	9,7
position distale	DE 3	10	9,2
report poids	DE 4	8,7	8,4
transfert	AE 1	9	9,3
équilibre debout	AE 2	8	9,6
demi tour	AE 3	10	8,4
exploration sup	AE 4	9,6	9,6
ramasser objet	AE 5	9	9,0



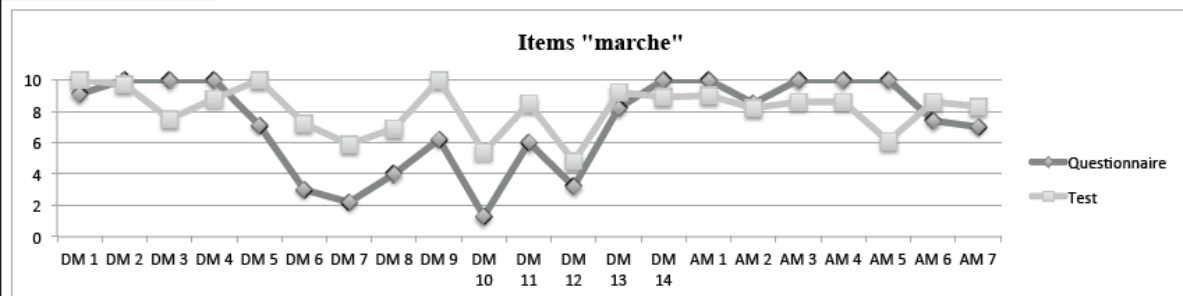
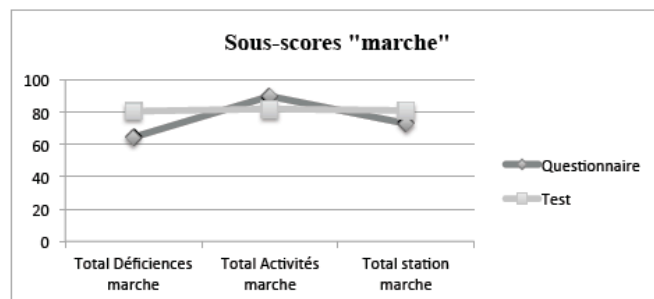
	Questionnaire	Test
Total Déficiences	95,50	92,25
Total Activités	91,20	91,80
Total station debout	93,11	92,00



#### Marche

		Questionnaire	Test
redressement	DM 1	9,1	10
adduction hanche	DM 2	10	9,7
rotation hanche	DM 3	10	7,5
flex genou phase	DM 4	10	8,8
ext genou phase	DM 5	7,1	10
recurvatum genou	DM 6	3	7,2
équin phase oscillante	DM 7	2,2	5,9
attaque du pas	DM 8	4	6,9
équin phase portante	DM 9	6,2	10
varus/valgus	DM 10	1,3	5,4
clonus	DM 11	6	8,5
griffe d'orteils	DM 12	3,2	4,8
fauchage	DM 13	8,2	9,2
symétrie de marche	DM 14	10	8,9
marche non contrainte	AM 1	10	9
port du sac	AM 2	8,5	8,2
double tache	AM 3	10	8,6
franchissement d'obstacle	AM 4	10	8,6
privation visuelle	AM 5	10	6,1
sol irrégulier	AM 6	7,4	8,6
escaliers	AM 7	7	8,3

	Questionnaire	Test
Total Déficiences marche	64,50	80,57
Total Activités marche	89,86	82,00
Total station marche	72,95	81,05



Annexe 4 : échelle de gravité de la *Boston Diagnostic Aphasia Examination* (BDAE) (233).

**Echelle de gravité de l'aphasie de Boston**

- 0** - Aucune expression intelligible et aucune compréhension orale.
- 1** - Communication par expressions très fragmentaires, nécessitant de la part de l'auditeur beaucoup de déductions, de questions et d'attention. Peu d'informations peuvent être échangées et c'est l'auditeur qui mène la conversation.
- 2** - Une conversation sur des sujets familiers et concrets est possible avec l'aide de l'auditeur. Le malade est souvent incapable de se faire comprendre, mais il participe au déroulement de la conversation.
- 3** - Pratiquement tous les sujets courants peuvent être discutés avec peu ou pas d'aide de l'auditeur. Cependant, les troubles de l'expression et/ou de la compréhension rendent difficile ou impossible la conversation sur certains sujets.
- 4** - Diminution manifeste de la fluence verbale ou de la facilité et de la rapidité de compréhension, sans limitation significative de l'expression ou de la communication.
- 5** - Handicap linguistique à peine perceptible, ou seulement ressenti par le malade, sans que l'auditeur puisse l'objectiver.

Annexe 5 : Postural Assessment Scale for Stroke (61).

**1) Transferts**

***Couché sur le dos :***

Se tourne sur le coté hémiplégique :

*<sub>0</sub>  Ne peut pas <sub>1</sub>  Peut avec aide importante <sub>2</sub>  Aide modérée <sub>3</sub>  sans aide*

Se tourne sur le côté sain :

*<sub>0</sub>  Ne peut pas <sub>1</sub>  Peut avec aide importante <sub>2</sub>  Aide modérée <sub>3</sub>  sans aide*

S'assoit sur le plan de Bobath :

*<sub>0</sub>  Ne peut pas <sub>1</sub>  Peut avec aide importante <sub>2</sub>  Aide modérée <sub>3</sub>  sans aide*

***Assis sur le plan de Bobath :***

Se couche sur le dos

*<sub>0</sub>  Ne peut pas <sub>1</sub>  Peut avec aide importante <sub>2</sub>  Aide modérée <sub>3</sub>  sans aide*

Se lève

*<sub>0</sub>  Ne peut pas <sub>1</sub>  Peut avec aide importante <sub>2</sub>  Aide modérée <sub>3</sub>  sans aide*

***Debout :***

S'assoit

*<sub>0</sub>  Ne peut pas <sub>1</sub>  Peut avec aide importante <sub>2</sub>  Aide modérée <sub>3</sub>  sans aide*

Peut ramasser un objet à terre

*<sub>0</sub>  Ne peut pas <sub>1</sub>  Peut avec aide importante <sub>2</sub>  Aide modérée <sub>3</sub>  sans aide*

**TOTAL transferts : /21**

## 2) Equilibre

Assis sans support

- 0 impossible
- 1 nécessite un support modéré
- 2 plus de 10 secondes sans support
- 3 plus de 5 minutes sans support

Debout avec support

- 0 impossible
- 1 nécessite deux personnes
- 2 aide modérée d'une personne
- 3 ne nécessite que l'aide d'une main

Debout sans support

- 0 impossible
- 1 peut rester debout au moins dix secondes sans support (éventuellement de façon très asymétrique)
- 2 peut rester debout au moins 1 minute sans support
- 3 idem 2, peut en plus faire des mouvements amples du (des) membre(s) supérieur(s)

Appui monopodal coté hémiplegique

- 0 impossible
- 1 quelques secondes seulement
- 2 > 5sec
- 3 > 10 sec

Appui monopodal côté sain

- 0 impossible
- 1 quelques secondes seulement
- 2 > 5sec
- 3 > 10 sec

**TOTAL Equilibre : /15**

**TOTAL PASS : / 36**

### Annexe 6 : Salle d'analyse de la marche.

Tapis de marche GAITRITE (flèche grise) ; emplacement des caméra vidéo (flèches noires) ; plateforme de posturographie ZEBRIS (flèche pointillée).



Annexe 7 : Echelle GAIT (212)

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

Name \_\_\_\_\_ Date \_\_\_\_\_ Examiner \_\_\_\_\_  
Diagnosis \_\_\_\_\_ Limb assessed \_\_\_\_\_ Device/Orthosis/Assist \_\_\_\_\_

**A. Stance and Swing Phases**

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

**B. Stance Phase**

- |   |       |
|---|-------|
| 5. Trunk posture/movement (Dynamic) (sagittal plane) (lateral view)<br>0 = normal (static trunk alignment maintained).<br>1 = trunk <input type="checkbox"/> flexes or <input type="checkbox"/> extends (check one) < 30°.<br>2 = trunk <input type="checkbox"/> flexes or <input type="checkbox"/> extends (check one) 30° or more.  | _____ |
| 6. Trunk posture/movement (Dynamic) (coronal plane) (front/back view)<br>0 = normal (static trunk alignment maintained).<br>1 = trunk laterally flexes to <input type="checkbox"/> right or to <input type="checkbox"/> left (check one) < 30°.<br>2 = trunk laterally flexes to <input type="checkbox"/> right or to <input type="checkbox"/> left (check one) 30° or more.            | _____ |
| 7. Weight shift (lateral displacement of head, trunk and pelvis) (coronal plane) (front/back view)<br>0 = normal weight shift (~ 25 mm shift over stance limb).<br>1 = reduced weight shift.<br>2 = almost none or no weight shift.<br>2 = excessive weight shift.  | _____ |
| 8. Pelvic position (coronal plane) (front/back view)<br>0 = normal (no Trendelenberg sign)<br>1 = mild pelvic drop on contralateral side.<br>2 = severe or abrupt pelvic drop on contralateral side.  | _____ |
| 9. Hip extension (sagittal plane) (lateral view)<br>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).<br>1 = hip extends to neutral by midstance but lacks further hip extension during terminal stance.<br>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.

## II. 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 \_\_\_\_/

Annexe 8 : Corrélations entre les scores de la partie « station debout et transferts » de l'échelle, la PASS et l'item transferts de l'indice de Barthel.

	PASS		PASS - Transferts		PASS - Equilibre		Barthel - Transfert	
	r	p	r	p	r	p	r	p
<b>Questionnaire</b>								
Sous-score déficiences	0,66	< 10-4	0,60	< 10-4	0,66	< 10-4	0,48	0,003
Sous-score activités	0,74	< 10-5	0,65	< 10-4	0,80	< 10-5	0,63	< 10-4
Score total	0,75	< 10-5	0,67	< 10-5	0,79	< 10-5	0,59	< 10-3
<b>Test</b>								
Sous-score déficiences	0,72	< 10-5	0,68	< 10-5	0,69	< 10-5	0,67	< 10-4
Sous-score activités	0,80	< 10-5	0,75	< 10-5	0,78	< 10-5	0,73	< 10-5
Score total	0,84	< 10-5	0,79	< 10-5	0,82	< 10-5	0,76	< 10-5

Annexe 9 : Corrélations entre les scores de l'échelle et (i) la peur de chuter, (ii) l'autonomie du patient.

	Station debout et transferts						Marche						Score totaux					
	Score déficiences		Score activités		Score total		Score déficiences		Score activités		Score total		Déficiences		Activités		Echelle	
	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
<b>QUEST</b>																		
Peur chute	-.382*	.024	-.362*	.033	-.401*	.017	-.315	.070	-.300	.080	-.370*	.031	-.414*	.015	-.368*	.032	-.345*	.043
Barthel	.530**	.001	.543**	.001	.571**	.000	.401*	.019	.788**	.000	.557**	.001	.571**	.000	.388*	.023	.722**	.000
<b>TEST</b>																		
Peur chute	-.271	.115	-.309	.071	-.347*	.041	-.288	.099	-.330*	.046	-.360*	.036	-.386*	.024	-.308	.077	-.341*	.045
Barthel	.604**	.000	.815**	.000	.780**	.000	.303*	.022	.820**	.000	.680**	.000	.724**	.000	.440**	.008	.857**	.000

\* p < 0,05 ; \*\* p < 0,01

**Annexe 10** : Comparaison des résultats du questionnaire et du test chez les 35 patients évalués au moins une fois.

Item		Questionnaire	Test	p
		Moyenne ( $\pm$ ET)	Moyenne ( $\pm$ ET)	
DE1	redressement	7,05 $\pm$ 2,78	8,25 $\pm$ 1,46	<b>0,003</b>
DE2	position proximale	7,03 $\pm$ 2,30	7,95 $\pm$ 1,70	<b>0,009</b>
DE3	position distale	6,78 $\pm$ 3,02	7,98 $\pm$ 2,12	<b>0,015</b>
DE4	report poids	6,24 $\pm$ 2,52	6,74 $\pm$ 2,00	0,156
AE1	transfert	7,70 $\pm$ 2,38	6,64 $\pm$ 2,15	<b>0,002</b>
AE2	équilibre debout	7,05 $\pm$ 2,70	7,36 $\pm$ 1,90	0,798
AE3	demi tour	6,06 $\pm$ 3,28	5,11 $\pm$ 2,36	<b>0,045</b>
AE4	exploration sup	6,31 $\pm$ 3,35	6,23 $\pm$ 2,36	0,837
AE5	ramasser objet	4,92 $\pm$ 3,81	4,56 $\pm$ 3,35	0,298
<b>Total Déficiences station debout</b>		<b>67,46 <math>\pm</math> 22,93</b>	<b>77,24 <math>\pm</math> 16,52</b>	<b>0,002</b>
<b>Total Activités station debout</b>		<b>62,83 <math>\pm</math> 25,88</b>	<b>58,43 <math>\pm</math> 22,87</b>	0,074
<b>Total station debout</b>		<b>65,07 <math>\pm</math> 23,38</b>	<b>67,28 <math>\pm</math> 18,60</b>	0,481
DM1	redressement	6,86 $\pm$ 2,41	8,26 $\pm$ 1,49	<b>0,003</b>
DM2	adduction hanche	7,36 $\pm$ 2,22	8,28 $\pm$ 1,62	<b>0,044</b>
DM3	rotation hanche	6,08 $\pm$ 3,04	7,47 $\pm$ 1,85	<b>0,003</b>
DM4	flex genou phase oscillante	5,44 $\pm$ 2,79	5,87 $\pm$ 2,51	0,292
DM5	extension genou phase portante	7,09 $\pm$ 2,07	7,93 $\pm$ 1,73	<b>0,004</b>
DM6	recurvatum genou	7,18 $\pm$ 2,43	8,06 $\pm$ 2,28	<b>0,025</b>
DM7	équin phase oscillante	5,57 $\pm$ 2,84	6,58 $\pm$ 1,96	<b>0,017</b>
DM8	attaque du pas	5,89 $\pm$ 2,24	6,44 $\pm$ 2,17	0,07
DM9	équin phase portante	7,76 $\pm$ 2,69	8,61 $\pm$ 1,62	<b>0,022</b>
DM10	varus/valgus	6,70 $\pm$ 3,03	7,43 $\pm$ 2,10	<b>0,033</b>
DM11	clonus	7,80 $\pm$ 2,77	9,39 $\pm$ 1,63	< <b>10-3</b>
DM12	griffe d'orteils	6,14 $\pm$ 3,36	6,77 $\pm$ 2,91	0,039
DM13	fauchage	6,49 $\pm$ 3,07	7,35 $\pm$ 1,93	0,124
DM14	symétrie de marche	6,04 $\pm$ 2,88	6,85 $\pm$ 2,35	0,061
AM1	marche non contrainte	7,31 $\pm$ 2,27	4,95 $\pm$ 2,60	< <b>10-3</b>
AM2	Port d'un sac	3,87 $\pm$ 4,04	2,96 $\pm$ 3,48	0,136
AM3	double tache	6,67 $\pm$ 2,78	3,94 $\pm$ 2,95	< <b>10-3</b>
AM4	franchissement d'obstacle	5,39 $\pm$ 3,47	3,54 $\pm$ 2,99	<b>0,001</b>
AM5	privation visuelle	4,39 $\pm$ 3,45	3,00 $\pm$ 2,69	<b>0,003</b>
AM6	sol irrégulier	4,73 $\pm$ 2,94	3,21 $\pm$ 2,87	<b>0,001</b>
AM7	escaliers	5,04 $\pm$ 3,51	3,19 $\pm$ 3,22	<b>0,001</b>
<b>Total Déficiences marche</b>		<b>64,61 <math>\pm</math> 18,97</b>	<b>75,21 <math>\pm</math> 13,04</b>	< <b>10-3</b>
<b>Total Activités marche</b>		<b>52,64 <math>\pm</math> 25,07</b>	<b>35,37 <math>\pm</math> 28,67</b>	< <b>10-3</b>
<b>Total marche</b>		<b>62,21 <math>\pm</math> 16,67</b>	<b>62,29 <math>\pm</math> 16,40</b>	0,824
<b>Score total Déficiences</b>		<b>63,45 <math>\pm</math> 17,67</b>	<b>64,18 <math>\pm</math> 16,19</b>	< <b>10-3</b>
<b>Score total Activités</b>		<b>66,65 <math>\pm</math> 16,38</b>	<b>75,92 <math>\pm</math> 13,09</b>	< <b>10-3</b>
<b>Score total Echelle</b>		<b>56,89 <math>\pm</math> 24,07</b>	<b>44,98 <math>\pm</math> 25,24</b>	0,811

ET : Ecart type

**Annexe 11** : corrélation entre les résultats du questionnaire et du test : pour les sous-scores et le score total (A) et les différents items (B<sub>1</sub>, station debout et transferts ; B<sub>2</sub> Marche)

A	r	p
<b>Equilibre</b>		
Score déficiences	0,695**	< 10-5
Score activités	0,709**	< 10-5
Score total	0,806**	< 10-5
<b>Marche</b>		
Score déficiences	0,726**	< 10-5
Score activités	0,779**	< 10-5
Score total	0,838**	< 10-5
<b>Scores par dimension</b>		
Total score déficiences	0,825**	< 10-5
Total score activités	0,786**	< 10-5
<b>Score total de l'échelle</b>	<b>0,830**</b>	< 10-5

r = coeff de corrélation de Pearson ; \*\* p < 10<sup>-4</sup>

B <sub>1</sub>			
Station debout et transferts			
		r	p
DE1	redressement	0,671**	< 10 <sup>-3</sup>
DE2	position proximale	0,557**	< 10 <sup>-3</sup>
DE3	position distale	0,619**	< 10 <sup>-3</sup>
DE4	report poids	0,521**	< 10 <sup>-3</sup>
AE1	transfert	0,647**	< 10 <sup>-3</sup>
AE2	équilibre debout	0,615**	< 10 <sup>-3</sup>
AE3	demi tour	0,602**	< 10 <sup>-3</sup>
AE4	exploration sup	0,677**	< 10 <sup>-3</sup>
AE5	ramasser objet	0,806**	< 10 <sup>-3</sup>

\*\* p < 10<sup>-3</sup>

B<sub>2</sub>

		Marche	
		r	p
DM1	redressement	0,416*	0,014
DM2	adduction hanche	,249	0,156
DM3	rotation hanche	0,623**	< 10 <sup>-3</sup>
DM4	flex genou phase oscillante	0,533**	0,001
DM5	extension genou phase	0,552**	0,001
DM6	recurvatum genou	0,386*	0,024
DM7	équin phase oscillante	0,588**	< 10 <sup>-3</sup>
DM8	attaque du pas	0,655**	< 10 <sup>-3</sup>
DM9	équin phase portante	0,671**	< 10 <sup>-3</sup>
DM10	varus/valgus	0,764**	< 10 <sup>-3</sup>
DM11	clonus	0,596**	< 10 <sup>-3</sup>
DM12	griffe d'orteils	0,792**	< 10 <sup>-3</sup>
DM13	fauchage	0,509**	0,002
DM14	symétrie de marche	0,629**	< 10 <sup>-3</sup>
AM1	marche non contrainte	0,458**	0,006
AM2	port du sac	0,763**	< 10 <sup>-3</sup>
AM3	double tache	0,574**	< 10 <sup>-3</sup>
AM4	franchissement d'obstacle	0,608**	< 10 <sup>-3</sup>
AM5	privation visuelle	0,741**	< 10 <sup>-3</sup>
AM6	sol irrégulier	0,665**	< 10 <sup>-3</sup>
AM7	escaliers	0,670**	< 10 <sup>-3</sup>

\*  $p < 10^{-2}$ ; \*\*  $p < 10^{-3}$

Annexe 12 : Recherche d'effets plancher et plafond : *pourcentage des observations inférieures à 5 % et supérieures à 95 % de la cotation maximale pour chaque item, les sous-scores et le score total du questionnaire et du test.*

	Questionnaire		Test	
	< 5 % total	> 95 % total	< 5 % total	> 95 % total
DE1	0,0	31,4	0,0	25,7
DE2	0,0	14,3	0,0	22,9
DE3	2,9	20,0	2,9	0,0
DE4	0,0	11,4	2,9	8,6
AE1	2,9	25,7	0,0	2,9
AE2	0,0	22,9	0,0	8,6
AE3	11,4	8,6	2,9	5,7
AE4	11,4	17,1	2,9	11,4
AE5	25,7	11,4	25,7	2,9
Total Déficiences station debout	0,0	8,6	0,0	8,6
Total Activités station debout	0,0	2,9	0,0	0,0
Total station debout	0,0	2,9	0,0	5,7
DM1	0,0	8,6	0,0	25,7
DM2	0,0	14,3	0,0	34,3
DM3	0,0	11,4	0,0	14,3
DM4	2,9	5,7	2,9	2,9
DM5	0,0	11,4	0,0	17,1
DM6	0,0	17,1	0,0	<b>42,8</b>
DM7	2,9	2,9	0,0	8,6
DM8	0,0	5,7	0,0	11,4
DM9	5,7	26,6	0,0	<b>48,6</b>
DM10	0,0	22,9	0,0	11,4
DM11	0,0	<b>34,3</b>	0,0	<b>71,4</b>
DM12	0,0	25,7	0,0	28,6
DM13	2,9	22,9	0,0	14,3
DM14	5,7	14,3	0,0	8,6
AM1	2,9	11,4	2,9	2,9
AM2	<b>48,6</b>	5,7	<b>48,6</b>	2,9
AM3	8,6	11,4	8,6	0,0
AM4	17,1	8,6	17,1	2,9
AM5	17,1	5,7	14,3	0,0
AM6	17,1	2,9	17,1	0,0
AM7	22,9	11,4	<b>31,4</b>	0,0
Total Déficiences marche	2,9	2,9	0,0	2,9
Total Activités marche	0,0	2,9	11,4	5,7
Total marche	0,0	2,9	0,0	2,9
Score total Déficiences	0,0	2,9	0,0	2,9
Score total Activités	2,9	2,9	2,9	0,0
Score total Echelle	0,0	2,9	0,0	2,9

**AUTEUR :** ALLART Etienne

**Date de soutenance :** Vendredi 28 Septembre 2012

**Titre de la thèse :** Validation d'une échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiplegiques vasculaires.

**Thèse, Médecine, Lille, 2012**

**Cadre de classement :** DES de Médecine Physique et de Réadaptation

**Mots-clés :** Accident vasculaire cérébral, hémiplegie, marche, équilibre, posture, évaluation, échelle, spasticité.

**Résumé :**

**Contexte :** Les troubles de l'équilibre et de la marche sont fréquents après un Accident Vasculaire Cérébral. Leurs moyens d'évaluation, qui revêtent différents aspects complémentaires, négligent le plus souvent le ressenti du patient, manquent de caractère écologique et ne permettent pas dans le même temps l'analyse des défauts du schéma postural et de marche et de leur retentissement.

**Méthode :** L'échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiplegiques vasculaires comprend 30 items permettant l'analyse par le patient (questionnaire) et l'examineur (test) des principaux troubles du schéma postural et de marche et de leur retentissement dans la vie quotidienne. Cette étude pilote avait pour buts de débiter le processus de validation de l'échelle (reproductibilité, validité du construit, cohérence interne, validité prédictive, sensibilité au changement, faisabilité) et d'étudier les premières comparaisons des évaluations du patient et de l'examineur.

**Résultats :** 35 patients ont été inclus, ayant des niveaux divers de déficiences et de limitations d'activités (Barthel =  $71,4 \pm 19,7$ ). Le temps de passation moyen était de  $25 \pm 6$  min, la faisabilité pratique était satisfaisante. La *reproductibilité* intra-examineur des scores du test et du questionnaire était bonne voire excellente ( $ICC > 0,82$ ), la reproductibilité inter-examineurs était plus modérée ( $0,67 < ICC < 0,9$ ). La *validité du construit* convergente était satisfaisante contre les déficiences neuromotrices ( $p < 10^{-3}$ ) et visuo-spatiales ( $p < 0,05$ ), les paramètres posturaux ( $p < 10^{-4}$ ), l'analyse globale des déficiences de marche ( $p < 10^{-3}$ ), les paramètres fonctionnels de marche ( $p < 0,01$ ) et le niveau d'autonomie ( $p < 10^{-4}$ ). La *cohérence interne* ( $\alpha$  de Cronbach  $> 0,84$ ) et la *validité prédictive* sur les capacités fonctionnelles étaient excellentes. La *sensibilité au changement* naturel était limitée sur notre échantillon. Enfin, les résultats du questionnaire et du test étaient très liés ( $p < 10^{-3}$ ).

**Conclusion :** L'échelle d'évaluation analytique et fonctionnelle de l'équilibre et de la marche chez les patients hémiplegiques vasculaires dispose de qualités psychométriques intéressantes. Elle représente un outil novateur qui pourrait constituer une aide dans l'évaluation et la prise en charge des patients hémiplegiques présentant des troubles posturaux et de la marche.

**Composition du jury :**

**Président du Jury :** Monsieur le Professeur A. THEVENON

**Assesseurs :** Monsieur le Professeur C. FONTAINE

Monsieur le Professeur C. BENAÏM

Monsieur le Docteur M. ROUSSEAU