

NNT : 2016SACLV074

THESE DE DOCTORAT  
DE  
L'UNIVERSITE PARIS-SACLAY  
PREPAREE A  
L'UNIVERSITE VERSAILLES SAINT-QUENTIN EN YVELINES

ECOLE DOCTORALE N° 566  
Sciences du sport, de la motricité et du mouvement humain

Par

**Melle Céline BONNYAUD**

Caractérisation de la cinématique et de la trajectoire du centre de masse  
des patients hémiplégiques lors d'une tâche de navigation

Thèse présentée et soutenue à l'hôpital Raymond Poincaré, Garches, le 20 septembre 2016.

Composition du Jury :

**Philippe THOUMIE**

PU-PH, Médecine Physique et Réadaptation, CHU Rothschild, Paris

Président

**Laurence CHEZE**

PU, LBMC, UMR-T 9406 INRETS, Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon

Rapporteur

**Serge MESURE**

MCU, HDR, CNRS Institut des Sciences du Mouvement, Marseille

Rapporteur

**Pierre BLAZEVIC**

PU, Directeur Institut des Sciences et Techniques des Yvelines, UVSQ, Vélizy

Examinateur

**Jacques VAILLANT**

Masseur-kinésithérapeute, PhD, Directeur IFMK, Grenoble

Examinateur

**Halim HICHEUR**

Responsable de projets scientifiques, PhD, Université de Fribourg, Suisse

Examinateur

**Nicolas ROCHE**

MCU-PH, Explorations fonctionnelles, CHU Raymond Poincaré, Garches

Directeur

**Djamel BENSMAIL**

PU-PH, Médecine Physique et Réadaptation, CHU Raymond Poincaré, Garches

Co-directeur





## **REMERCIEMENTS**

---

Je tiens tout d'abord à remercier tous les membres du jury d'avoir accepté de juger ce travail de thèse. Je remercie particulièrement Laurence Chèze et Serge Mesure qui m'ont fait l'honneur de lire, commenter et rapporter ce travail. Merci à Philippe Thoumie, merci à Pierre Blazevic, merci à Jacques Vaillant, et merci à Halim Hicheur. Leurs profils et l'hétérogénéité de leurs compétences sont une richesse pour la kinésithérapeute que je suis.

Je souhaite remercier profondément mes directeurs de thèse.

Merci à Nicolas Roche qui m'a fait grandir du DIU à la thèse et m'a toujours encouragé à aller plus loin. Nicolas, ta généreuse disponibilité, tes qualités pédagogiques, ta rigueur scientifique pour toujours tendre vers l'excellence font de ton aide un atout précieux. Tout ceci est indissociable de tes grandes qualités humaines. Nicolas, je te suis très reconnaissante pour tout ton accompagnement passé, actuel et à venir, car oui nous avons de belles perspectives à mener.

Merci à Djamel Bensmail qui m'a donné les moyens de réaliser ce travail. Djamel, tu es toujours bienveillant, tu nous montres l'importance de l'ouverture vers l'extérieur et surtout, tu me fais confiance et m'offre la possibilité de continuer dans l'équipe, ce qui est pour moi une opportunité inestimable.

Après ces directeurs de thèse officiels, il en est un autre non officiel sans qui ce travail n'aurait pu voir le jour. La collaboration « du » Pradon est en effet une richesse, bien que cela ne soit pas toujours simple. Il est toujours à la recherche de la thématique sexy qui doit devenir votre bébé, toujours plein de conseils avisés tant sur le fond que sur la forme. Surtout Didier, un grand merci pour le programme Matlab sans lequel des semaines de copier-coller n'auraient pas suffi. Je sais, un jour, il va falloir « bouffer du matlab », car c'est un outil précieux.

Mes remerciements s'adressent aussi à Nicolas Vuillerme, pour son accompagnement entre la fin de mon travail de master et le début de la thèse. Son esprit bouillonnant d'idées nous laisse nous autoriser à de multiples perspectives.

Un grand merci à Johanna Robertson, notre native english speaker, qui nous corrige efficacement, avec une juste critique et parvient toujours à enjoliver nos propos pour les reviewers dans des délais toujours courts.

Merci à mes compagnons de route, les doctorants, Samuel, Sophie, Boubou, Claire, Tong et Henri, un joli mélange de Staps, paramédicaux et ingénieurs. Nous avons partagé de beaux moments d'entraides, vécu les montagnes russes de la thèse, trop contents d'avoir un article accepté ou plus que déprimés à d'autres moments. Samuel, c'est un plaisir de partager nos instants de vie entre thèse et vie de jeunes parents. Notre collaboration efficace dans le milieu associatif et notre belle entente promet de belles perspectives en termes de projets. Boubou, merci pour tes conseils avisés à l'époque où il s'agissait de tracer des écart-types sur un graph, c'était un plaisir de travailler à tes côtés. Sophie, merci pour nos discussions sur la kiné, sur les caissières avec une thèse et pour les pauses chocolat. Claire, tu enjouais nos journées entre les histoires abracadabantes de ton chat et tes lectures de VDM. Henri, merci pour tes infos toujours pertinentes sur les molécules de certains médicaments, la diététique et les moments d'évasion au fil de quelques discussions kite ou ski. Tong, notre ingénieur toujours plongé dans ses capteurs, ses connectiques et ses codes ; merci pour ton exemple de quiétude. A vous tous « be strong » !

Merci aux nouveaux thésards Maxime, Anthony, Elodie qui font la nouvelle animation du bureau des thésards avec Corentin, l'ingénieur du groupe.

Merci aux séniors : à Zozo pour ses conseils sur la façon de répondre aux reviewers, à Gilbert pour le support informatique et Alicia pour nos discussions.

C'est un plaisir de faire partie de cette équipe, la diversité du groupe est une richesse et chacun est toujours prêt à épauler l'autre.

Merci au CIC et particulièrement à Isabelle Vaugier, toujours prête à se pencher sur nos questions stats.

Merci au Professeur Bussel pour son inépuisable curiosité scientifique qu'il nous fait partager, toujours à chercher le pourquoi du comment ; merci au Professeur Lofaso, chef de service du laboratoire d'analyse du mouvement et merci au Professeur Azouvi, chef de service de l'unité cérébro-lésés de l'hôpital de Garches.

Je tiens à remercier les services cliniques, les équipes de kiné et d'ergo, l'équipe hdj consultations de widal 1 et tous les patients pour avoir accepter de consacrer un peu de leur temps pour participer aux expérimentations, certains « anciens » volontaires bien connus pour leur participation à chacun de nos protocoles.

Merci à François Genet et Alexis Schnitzler pour leur regard bienveillant au fil des années ; mon implication dans le service pour de nouveaux projets à vos côtés est plaisant.

Merci aux collègues des écoles de suivre mes péripéties universitaires et de les ponctuer d'encouragements.

Une pensée particulière pour Annie et Jean qui ont accompagné mes premiers pas dans la kiné et l'enseignement. Merci de votre contribution à ce que je suis aujourd'hui ; j'ai beaucoup d'estime pour vous.

Un très grand merci à mes amis garchois Sophie, Erika, Elodie, Annabelle, Mélanie, Julie, Magali, Alexandra, Patou, Domdom, Matthieu, Aurélien, Emilie, Alice, à mes amis kinés Emmanuelle, Alba, Viviane, Guigui, Aline, Julie, Sophie, Anne, Pierre pour leur soutien et encouragements permanents. Nos moments se sont faits moins fréquents ces dernières années mais rien ne change, vous comptez !

Merci à mon équipe et à ma coach de hand pour leur soutien malgré mes nombreuses absences entre la maternité et la thèse. L'ambiance et la dynamique de l'équipe bien au-delà du terrain est un vrai bonheur.

Je tiens à vivement remercier ma famille, mes parents, mon frère, et ma belle-famille pour leur soutien permanent ! On est tous éternels étudiants, toujours au travail ;-)

Et je finirais par un merci particulier à mon homme et pas seulement pour ta belle contribution de la mise en page de cette thèse. Julien, tu as toujours cru en moi et su me soutenir dans les moments difficiles, merci de ta patience lorsque j'étais moins (pas ?) réceptive. La thèse, le bébé et la maison en même temps, je crois qu'on s'en est bien sortis quand même. J'ai quelques dettes en tâches ménagères maintenant ;-) à nos moments plus sereins..

J'espère n'avoir oublié personne, l'exercice n'est pas simple, vous m'en excuserez..

à mon amour de fille, Alexiane

## **CONTRIBUTION PERSONNELLE**

---

### **PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES DE CETTE THESE**

- [1] Bonnyaud C, Pradon D, Vuillerme N, Bensmail D, Roche N. **Spatiotemporal and Kinematic Parameters Relating to Oriented Gait and Turn Performance in Patients with Chronic Stroke.** PLoS One. 2015 Jun 19;10(6):e0129821.
- [2] Bonnyaud C, Pradon D, Bensmail D, Roche N. **Dynamic Stability and Risk of Tripping during the Timed Up and Go Test in Hemiparetic and Healthy Subjects.** PLoS One. 2015 Oct 15;10(10):e0140317.
- [3] Bonnyaud C, Roche N, Van Hamme A, Bensmail D, Pradon D. **Locomotor Trajectories of Stroke Patients during Oriented Gait and Turning.** PLoS One. 2016 Feb 19;11(2):e0149757.
- [4] Bonnyaud C, Pradon D, Vaugier I, Vuillerme N, Bensmail D, Roche N. **Timed Up and Go test: Comparison of kinematics between patients with chronic stroke and healthy subjects.** Gait Posture. 2016 Jun 18;49:258-263.

## AUTRES PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES

- [1] Roche N, Bonnyaud C, Geiger M, Bussel B, Bensmail D. **Relationship between hip flexion and ankle dorsiflexion during swing phase in chronic stroke patients.** Clin Biomech (Bristol, Avon). 2015 Mar;30(3):219-25.
- [2] Bonnyaud C, Pradon D, Zory R, Bensmail D, Vuillerme N, Roche N. **Gait parameters predicted by Timed Up and Go performance in stroke patients.** NeuroRehabilitation. 2014 Dec 29.
- [3] Bonnyaud C, Zory R, Robertson J, Bensmail D, Vuillerme N, Roche N. **Effect of an overground training session versus a treadmill training session on timed up and go in hemiparetic patients.** Top Stroke Rehabil. 2014 Nov-Dec;21(6):477-83.
- [4] Roche N, Zory R, Sauthier A, Bonnyaud C, Pradon D, Bensmail D. **Effect of rehabilitation and botulinum toxin injection on gait in chronic stroke patients: A randomized controlled study.** J Rehabil Med. 2014 Dec 18;47(1):31-7.
- [5] Roche N, Boudarham J, Hardy A, Bonnyaud C, Bensmail D. **Use of gait parameters to predict the effectiveness of botulinum toxin injection in the spastic Rectus Femoris muscle of stroke patients with Stiff Knee Gait.** Eur J Phys Rehabil Med. 2014 Sep 12.
- [6] Bonnyaud C, Pradon D, Zory R, Bensmail D, Vuillerme N, Roche N. **Does a single gait training session performed either overground or on treadmill induce specific short-term effects on gait parameters in patients with hemiparesis? A randomized controlled study.** Top Stroke Rehabil. 2013 Nov-Dec;20(6):509-18.
- [7] Bonnyaud C, Zory R, Boudarham J, Pradon D, Bensmail D, Roche N. **Effect of a robotic restraint gait training versus robotic conventional gait training on gait parameters in stroke patients.** Exp Brain Res. 2014 Jan;232(1):31-42.
- [8] Bonnyaud C, Pradon D, Boudarham J, Robertson J, Vuillerme N, Roche N. **Effects of gait training using a robotic constraint (Lokomat®) on gait kinematics and kinetics in chronic stroke patients.** J Rehabil Med. 2014 Jan 30;46(2):132-8.
- [9] Boudarham J, Roche N, Pradon D, Bonnyaud C, Bensmail D, Zory R. **Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients.** PLoS One. 2013 Jun 17;8(6):e66421.
- [10] Bonnyaud C, Zory R, Pradon D, Vuillerme N, Roche N. **Clinical and biomechanical factors which predict Timed Up and Down Stairs test performance in hemiparetic patients.** Gait Posture. 2013 Jul;38(3):466-70.
- [11] Bonnyaud C, Pradon D, Zory R, Bussel B, Bensmail D, Vuillerme N, Roche N. **Effects of a gait training session combined with a mass on the non-paretic lower limb on locomotion of hemiparetic patients: a randomized controlled clinical trial.** Gait Posture. 2013 Apr;37(4):627-30.

## **LISTE DES ABREVIATIONS**

---

**ABC:** Activities-specific Balance confidence

**AQM:** Analyse Quantifiée du Mouvement

**AVC:** Accident Vasculaire Cérébral

**BBS:** Berg Balance Scale

**CIF:** Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé

**COM:** Centre de Masse

**DH:** Distance de Hausdorff

**DTW:** Déformation Temporelle Dynamique (Dynamic Time Warping)

**HAS:** Haute Autorité de Santé

**HLH:** Hémianopsie Latérale Homonyme

**MFC:** Minimum Foot Clearance

**MRC:** Medical Research Council scale

**NFAC:** New Functional Ambulation Classification

**OMS:** Organisation Mondiale de la Santé

**TUG:** Timed Up and GO

**TUG-ABS:** TUG-Assessment of Biomechanical Strategies

# **TABLE DES MATIÈRES**

---

18	<b>INTRODUCTION</b>
20	<b>CHAPITRE 1 : CONTEXTE</b>
20	<b>I L'Accident Vasculaire Cérébral et ses répercussions</b>
20	<b>I.1 L'Accident Vasculaire Cérébral</b>
21	<b>I.2 Les troubles moteurs</b>
21	I.2.1 Paralysie ou parésie
22	I.2.2 Syncinésie
23	I.2.3 Spasticité
23	<b>I.3 Les troubles sensoriels</b>
23	I.3.1 Les troubles sensitifs
24	I.3.2 Les troubles visuels
24	<b>I.4 Les troubles cognitifs</b>
24	I.4.1 L'héminégligence
24	I.4.2 Les troubles attentionnels
24	I.4.3 Les troubles des fonctions exécutives et du comportement

25	<b>I.5 Association des symptômes induits par un AVC et répercussions fonctionnelles</b>
25	I.5.1 Association des symptômes
25	I.5.2 Répercussions fonctionnelles
26	<b>I.6 Les conséquences musculo-squelettiques</b>
28	<b>II La marche</b>
28	<b>II.1 Généralités sur la marche humaine</b>
28	II.1.1 Le cycle de marche
29	II.1.2 Les paramètres cinématiques de marche
31	<b>II.2 La marche chez les patients hémiparétiques</b>
31	II.2.1 Les paramètres cinématiques de marche des patients hémiparétiques
32	II.2.2 Conséquences des symptômes de l'AVC sur la marche
34	II.2.3 Les principaux schémas de marche décrits chez les patients hémiparétiques
35	<b>III La stabilité lors de la marche</b>
35	<b>III.1 La stabilité lors de la marche chez les sujets sains</b>
37	<b>III.2 La stabilité lors de la marche chez les patients hémiparétiques</b>
37	III.2.1 Les symptômes influençant la stabilité lors de la marche
38	III.2.2 Interactions entre stabilité et marche
40	<b>III.3 La chute chez les patients hémiparétiques</b>
41	<b>IV Restriction de capacités dans l'environnement du patient</b>
41	<b>V Navigation de l'homme dans l'environnement, trajectoires et adaptations aux contraintes environnementales</b>
41	<b>V.1 Navigation et trajectoires chez le sujet sain</b>
43	<b>V.2 Navigation et trajectoires chez les patients hémiparétiques</b>
45	<b>VI Vers une analyse instrumentée du Timed Up and Go</b>
45	<b>VI.1 Le test Timed Up and Go, représentatif de la navigation</b>
46	<b>VI.2 Une instrumentation du TUG</b>

48	<b>SYNTHÈSE ET OBJECTIFS</b>
52	<b>CHAPITRE 2: MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE</b>
52	<b>I Population</b>
53	<b>II Matériel de mesure et procédure expérimentale</b>
53	<b>II.1 Système optoélectronique et modèle biomécanique</b>
57	<b>II.2 Procédure expérimentale</b>
58	<b>III Traitement des données</b>
58	<b>IV Les paramètres analysés</b>
59	<b>IV.1 Les paramètres spatio-temporels</b>
59	<b>IV.2 Les paramètres de la cinématique articulaire</b>
59	<b>IV.3 Les déplacements du centre de masse, comme paramètres de stabilité, et le MFC</b>
60	<b>IV.4 Les paramètres de trajectoire</b>
63	<b>V Limites</b>
65	<b>VI Le bilan clinique</b>
67	<b>CHAPITRE 3: PARTIE EXPÉRIMENTALE</b>
67	<b>Etude 1:</b> Caractérisation de l'organisation des patients hémiparétiques à partir de paramètres cinématiques liés à la performance chronométrique lors des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG.
84	<b>Etude 2:</b> Caractérisation de l'organisation des patients hémiparétiques par rapport à des sujets sains, à partir de paramètres cinématiques lors des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG.

92 **Etude 3 : Caractérisation de l'organisation des patients hémiparétiques par rapport à des sujets sains, à partir de l'analyse de leurs déplacements du COM et du MFC, lors des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG.**

112 **Etude 4 : Caractérisation de l'organisation des patients hémiparétiques par rapport à des sujets sains, à partir de l'analyse de leur trajectoire locomotrice lors des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG.**

## 131 **CHAPITRE 4: DISCUSSION**

### 132 **I Caractérisation de l'organisation**

#### 132 **I.1 Critères de performance**

#### 133 **I.2 Critères explicatifs**

133 I.2.1 Paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire explicatifs de la performance pendant les phases de marche orientée

134 I.2.2 Paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire explicatifs de la performance pendant la phase du demi-tour

#### 136 **I.3 Critères organisationnels**

##### 136 **I.3.1 Stabilité**

136 I.3.1.1 Pendant les phases de marche orientée

137 I.3.1.2 Pendant la phase du demi-tour

##### 138 **I.3.2 Trajectoire**

### 139 **II La stratégie**

### 145 **III Intérêts cliniques**

#### 145 **III.1 Les tâches**

#### 146 **III.2 Les modalités et paramètres**

## 148 **CHAPITRE 5: CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES**

### 148 **I Conclusions**

150	<b>II Perspectives</b>
150	<b>II.1 Séquence de rotation axiale</b>
151	<b>II.2 Une caractérisation de la trajectoire par son oscillation ?</b>
154	<b>II.3 Le TUG avec contrainte</b>
154	II.3.1 Contrainte environnementale proprioceptive: la surface de marche
155	II.3.2 Contrainte cognitive : la double tâche
157	<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES</b>
180	<b>LISTE DES TABLES</b>
181	<b>LISTE DES FIGURES</b>
182	<b>ANNEXES</b>
187	<b>ABSTRACT</b>
188	<b>RÉSUMÉ</b>



"La connaissance est une navigation dans un océan d'incertitudes à travers des archipels de certitudes."

Edgar Morin

## **INTRODUCTION**

---

L'accident vasculaire cérébral (AVC) se définit, selon l'Organisation mondiale de la santé, comme « un déficit neurologique soudain d'origine vasculaire persistant plus de 24h ou entraînant la mort dans les 24h ». L'AVC constitue la première cause de handicap acquis de l'adulte dans les pays industrialisés. L'incidence annuelle est d'environ 130 000 nouveaux cas par an en France (prévalence estimée à 400 000 patients) (Fery-Lemonnier, 2009). Le nombre de personnes hospitalisées pour AVC a augmenté de 16,5% entre 2002 et 2010 en lien avec l'augmentation et le vieillissement de la population. Le coût socio-économique de cette pathologie est très élevé avec une dépense annuelle d'environ 8,3 milliards d'euros, notamment liée à l'importance des séquelles neurologiques. En France, 225000 personnes sont classées de façon permanente en affection longue durée « accident vasculaire cérébral invalidant » (Fery-Lemonnier, 2009).

Suite à un AVC, les patients présentent des troubles cognitifs et une hémiplégie ou une hémiparésie avec des déficits sensori-moteurs à l'origine notamment de limitations pour les déplacements et les activités de la vie quotidienne. Bien que la majorité des patients retrouve une capacité de marche (50 à 80%) (Andrews et al., 1981), (Skilbeck et al., 1983), (Partridge et al., 1987), la principale limitation rapportée par les patients à la suite d'un AVC est la perte d'indépendance à la marche (Bohannon et al., 1988), (Mumma, 1986) (Pound et al., 1998). La rééducation de la marche fait donc figure de priorité pour les patients présentant des séquelles d'AVC (Bohannon et al., 1988), (Mumma, 1986). Une évaluation précise des déplacements a pour objectif d'orienter et d'optimiser la rééducation de cette fonction.

La marche implique de multiples facteurs neurophysiologiques et biomécaniques. Le déséquilibre nécessaire au mouvement doit être maîtrisé au cours de la marche pour assurer la stabilité de celle-ci. Lorsque la stabilité au cours de la marche est perturbée, un risque de chute, et de possibles complications, peut survenir, ce qui peut être le cas à la suite d'un AVC.

En milieu clinique, l'évaluation de la marche passe par des tests fonctionnels et peut être complétée par une analyse quantifiée de la marche (AQM) en laboratoire. L'AQM a rapidement constitué une aide au diagnostic permettant une prise en charge ciblée des patients hémiplégiques (Yavuzer et al., 2008), (McGinley et al., 2009). Ceci étant, les déplacements locomoteurs de la vie quotidienne ne peuvent se résumer pour le patient à une marche stabilisée en ligne droite sans objectif fonctionnel et sans contraintes environnementales. Ces dernières années des études analysant la réalisation de tâches fonctionnelles de la vie quotidienne (assis-debout, lever et marcher vers un but) par des patients hémiplégiques se sont multipliées. L'objectif de ce travail est de compléter ces études et de proposer au patient une évaluation quantifiée par analyse tridimensionnelle de la marche de déplacements fréquemment effectués dans la vie quotidienne.

Le Timed up and go (TUG) est un test couramment utilisé en routine clinique évaluant une partie de ces activités fonctionnelles quotidiennes telles que se lever d'une chaise, marcher vers une cible, effectuer un demi-tour et retourner s'asseoir. Par conséquent, l'objectif de ce travail est de quantifier et d'analyser les déplacements locomoteurs des patients hémiplégiques lors de la réalisation de ce test. Les déplacements locomoteurs au cours du TUG comprennent 3 phases que sont les phases de marche aller et retour et la phase de demi-tour. Une telle évaluation basée sur l'étude des paramètres spécifiques tels que la cinématique, la stabilité dynamique et les trajectoires locomotrices utilisées par les patients au cours des phases de déplacement du TUG pourrait permettre de mieux comprendre les déficits et les facteurs de risque de chute des patients hémiplégiques. Ces connaissances pourraient ainsi améliorer et mieux guider leur prise en charge thérapeutique afin que cette dernière soit plus spécifique et mieux adaptée aux besoins des patients.

La première partie de ce document présente le contexte théorique dans lequel s'inscrit ce travail, à savoir les déficiences sensori-motrices et limitations de capacités faisant suite à un AVC, la cinématique de marche, la navigation dans l'espace et une approche de la stabilité au cours de la marche chez les sujets sains et les patients hémiplégiques.

La seconde partie décrit la méthodologie générale mise en œuvre.

La troisième partie présente les déplacements locomoteurs de sujets hémiplégiques et de sujets sains, quantifiés par analyse quantifiée du mouvement, lors de la réalisation du TUG. Cette troisième partie s'articule autour de 4 études. Les deux premières études analysent les paramètres spatio-temporels des phases de marche aller et retour et de demi-tour du TUG et mettent en évidence les paramètres les plus explicatifs de chacune de ces trois phases locomotrices pour les deux populations. L'étude 3 et l'étude 4 comparent respectivement les paramètres de stabilité et la trajectoire locomotrice, lors de ces mêmes trois phases du TUG chez les patients hémiplégiques et les sujets sains.

Enfin, la quatrième partie propose une discussion des résultats de nos études et des perspectives qui en découlent.

# **CHAPITRE 1: CONTEXTE**

---

## **I L'Accident Vasculaire Cérébral et ses répercussions**

### **I.1 L'Accident Vasculaire Cérébral**

L'accident vasculaire cérébral (AVC) est, dans 80% des cas, provoqué par une ischémie (ou infarctus cérébral), causée par une occlusion résultant d'un thrombus, d'un embole ou d'une hypoperfusion systémique. L'ischémie prive les cellules nerveuses d'oxygène et de glucose entraînant une nécrose cellulaire (irréversible) et une pénombre ischémique périphérique.

Dans 20% des cas, une hémorragie, méningée ou cérébrale, peut être à l'origine de l'AVC (Caplan, 1997). Les AVC hémorragiques sont caractérisés par la rupture d'un vaisseau causée le plus souvent par une hypertension artérielle, un anévrisme, une malformation vasculaire ou des troubles de l'hémostase (Hauw JJ, Duyckaerts C, 1993). L'hématome induit une compression des structures.

Les facteurs de risque diffèrent selon le type d'AVC ; on retrouve le plus souvent l'athérosclérose, le diabète, l'hypertension, les troubles cardiaques et le tabagisme (Caplan, 1997). La fréquence des AVC augmente avec l'âge et le vieillissement du système artériel cérébral.

La symptomatologie de l'AVC va dépendre de l'étendue des lésions et de la topographie, selon que le territoire touché soit vascularisé par l'artère cérébrale antérieure, moyenne, postérieure ou le système vertébro-basilaire. De fait, l'AVC va être à l'origine d'altérations motrices, sensorielles et cognitives, qui peuvent différer en fonction de la topographie lésionnelle.

## I.2 Les troubles moteurs

L'AVC est très fréquemment à l'origine d'une atteinte de la voie cortico-spinale (support de la commande motrice volontaire, figure 1) engendrant un syndrome pyramidal. Celui-ci se caractérise par une atteinte de la motricité volontaire avec paralysie (ou parésie lorsqu'elle est incomplète) et perte de la sélectivité de la commande (syncinésie), une hypertonie spastique et une anomalie des réflexes ostéo-tendineux et cutanés (Arboix A, 2012). L'hémiplégie (ou hémiplasie lorsqu'elle est incomplète) conséquente est controlatérale à la lésion cérébrale.

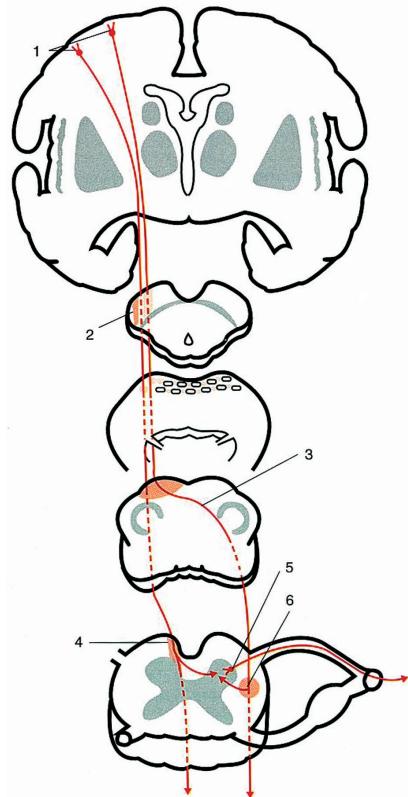


Figure 1 : La voie pyramidale d'après (Braillon, 1996).

1. Cellules pyramidales de l'aire 4 (premier neurone).
2. Faisceau pyramidal dans le pédoncule cérébral.
3. Décussation bulbaire du faisceau pyramidal croisé.
4. Faisceau pyramidal direct.
5. Comes antérieures de la moelle (deuxième neurone)
6. Faisceau pyramidal croisé

### I.2.1 Paralysie ou parésie

- Définition

Les déficits de la commande motrice volontaire faisant suite à l'AVC peuvent être complets (paralysie) ou incomplets (parésie) et siègent controlatéralement à la lésion hémisphérique. La paralysie ou parésie se définit comme l'incapacité ou la difficulté à recruter volontairement les unités motrices des muscles squelettiques pour générer un mouvement.

- Mécanismes physiopathologiques

Cette difficulté s'explique par l'interruption de l'exécution de la commande motrice, par lésion de la voie cortico-spinale. Le déficit moteur est alors proportionnel à la lésion de la voie (Ward et al., 2006). La topographie des paralysies et parésies dépend du siège des lésions cérébrales, mais prédomine en général en distal. Adams (1990) met ainsi en évidence une atteinte moins sévère des muscles proximaux (hanche et genou) parétiques par rapport aux muscles distaux (cheville et orteils) chez les patients atteints d'un syndrome pyramidal (Adams et al., 1990). Il existe également une distribution asymétrique de la faiblesse musculaire de part et d'autre d'une articulation avec un déficit plus marqué des muscles fléchisseurs du membre inférieur (Gracies, 2005). La réduction du trafic dans la voie cortico-spinale peut induire également une dégénérescence secondaire de cette voie (Orita et al., 1994), (Møller et al., 2007).

## I.2.2 Syncinésie

- Définition

Une syncinésie est un mouvement involontaire survenant au cours d'un mouvement volontaire, en lien avec une perte de la sélectivité de la commande, observable chez les patients ayant eu un AVC.

- Mécanismes physiopathologiques

Les syncinésies se manifestent par des co-contractions musculaires mettant en jeu d'autres muscles que ceux volontairement recrutés. Trois types de syncinésies sont décrits à la suite d'un AVC : les syncinésies de coordination, les syncinésies d'imitation et les syncinésies globales.

Les syncinésies de coordination mettent en jeu des groupes musculaires synergiques. Une syncinésie de coordination fréquemment rencontrée au membre inférieur est la coordination de la dorsiflexion de cheville avec la flexion de hanche du membre parétique notamment observée lors de la phase oscillante de la marche (Roche et al., 2015).

Les syncinésies d'imitation impliquent le membre controlatéral (mouvement de l'autre membre inférieur pour imiter le mouvement du membre inférieur sollicité, ou incriminant les membres supérieurs) ou le membre homolatéral (mouvement du membre supérieur pour imiter le mouvement du membre inférieur sollicité ou inversement).

Les syncinésies globales mettent en jeu plusieurs groupes musculaires de tout un membre selon des schémas globaux en flexion ou en extension.

Les origines des syncinésies sont assez peu connues et étudiées. Il semblerait que les syncinésies d'imitation observées du côté non-parétique soient en lien avec une activation du cortex sensori-moteur non lésé (Nelles et al., 1998). Les syncinésies de coordination incriminant des muscles synergiques semblent liées aux interconnexions segmentaires au niveau médullaire avec une facilitation des fibres afférentes hétéronymes projetant sur les noyaux moteurs des muscles synergiques (Roche et al., 2015).

### I.2.3 Spasticité

- Définition

En phase aigüe d'un AVC sévère, une flaccidité initiale associée à une abolition des réflexes est observée (Dietz and Sinkjaer, 2007). Dans la majorité des cas, une hypertonus spastique succède à la phase de flaccidité.

La spasticité a été initialement définie par Lance (1980) comme « une augmentation vitesse dépendante du réflexe tonique d'étirement et une augmentation des réflexes ostéo-tendineux, résultants d'une hyperexcitabilité du réflexe d'étirement, une composante du syndrome pyramidal » (Lance J., 1980). Au membre inférieur, la spasticité siège essentiellement sur les extenseurs.

- Mécanismes physiopathologiques

Les mécanismes explicatifs de la spasticité évoqués sont une augmentation de l'excitabilité du motoneurone alpha, une diminution de l'activité des interneurones inhibiteurs au niveau spinal (interneurones de l'inhibition présynaptique Ia, de l'inhibition récurrente, de l'inhibition réciproque Ia) et une modification du contrôle supra-spinal. De plus, il existe une diminution du seuil de l'activation des récepteurs sensibles à l'étirement musculaire (réponse réflexe pour une stimulation moins importante) en lien avec une augmentation de la sensibilité des récepteurs à l'étirement musculaire (fuseau neuromusculaire) elle-même liée à une modification du contrôle qu'exerce le motoneurone gamma sur le fuseau neuromusculaire (Pandyan et al., 2005), (Brown, 1994).

## I.3 Les troubles sensoriels

### I.3.1 Les troubles sensitifs

- Définition

Les déficits de la sensibilité faisant suite à un AVC touchent 50% des patients (Carey, 1995), peuvent être complets (anesthésie) ou incomplets (hypoesthésie) et siègent du côté de l'hémiparésie. La sensibilité superficielle (regroupant le tact, la douleur et le chaud/froid) et la sensibilité profonde (regroupant la position des membres et le sens du mouvement) peuvent être perturbées. De plus, les patients peuvent présenter des troubles de la sensibilité subjective avec des allodynies (stimulation non douloureuse ressentie comme douloureuse), des hyperpathies (douleur persistante à un stimulus répété non douloureux), des paresthésies (sensation désagréable, non douloureuse).

- Mécanismes physiopathologiques

Les troubles sensitifs à la suite d'un AVC peuvent tout d'abord s'expliquer par l'atteinte du cortex sensitif et des voies sensitives correspondantes (voies spino-thalamiques pour le tact grossier, la douleur et la température, voie lemniscale pour le tact fin et la sensibilité profonde consciente). De plus, la non-utilisation induite par la paralysie engendre, de manière directe, une non-utilisation des afférences sensitives et potentiellement une altération des voies ascendantes (Gracies, 2005). Parallèlement, de manière indirecte, l'altération des feedbacks afférents risque, à son tour, d'être une source de perturbation du mouvement par difficulté de calibration de la commande (Macefield et al.,

1993). Il a ainsi été montré que l'atteinte de la proprioception engendre des difficultés de coordination intersegmentaire (Sainburg et al., 1993).

### I.3.2 Les troubles visuels

Après un AVC, 8 à 20% des patients présentent un déficit du champ visuel, lié à l'atteinte du cortex visuel ou des voies optiques (Barker and Mullooly, 1997), (Singh Gilhotra et al., 2002). L'hémianopsie latérale homonyme (HLH) est une amputation d'un hémichamp visuel (généralement du côté de la paralysie) empêchant la détection de stimuli du côté atteint. Les mouvements oculaires ont été décrits pour compenser ce déficit (Jones and Shinton, 2006). Cependant, 60% des patients présentant une HLH n'adoptent pas un comportement compensatoire d'exploration visuelle (Zihl, 1995). Une désorganisation de l'exploration spatiale affecte l'intégration des informations visuelles de l'environnement.

## I.4 Les troubles cognitifs

Des troubles des fonctions supérieures (ou fonctions cognitives) peuvent faire suite à un AVC et notamment influencer la fonction locomotrice.

### I.4.1 L'héminégligence

L'héminégligence se définit comme une absence de réaction et d'orientation aux stimuli présentés controlatéralement à la lésion cérébrale, en l'absence de troubles moteurs ou sensoriels. Ce trouble touche particulièrement les personnes avec un AVC dans le territoire de l'artère cérébrale moyenne droite qui négligent l'espace gauche (Bowen et al., 1999). La négligence peut être corporelle concernant le côté hémiplégique, visuo-spatiale concernant l'hémiespace et/ou motrice correspondant à une sous-utilisation de l'hémicorps atteint alors que les possibilités sont présentes. Les patients négligents présentent un défaut d'exploration spatiale du côté atteint en spontané et/ou sur demande.

### I.4.2 Les troubles attentionnels

Les troubles attentionnels touchent 24 à 51% des patients en phase chronique d'un AVC (Hyndman et al., 2008). Les troubles attentionnels peuvent concerter l'attention sélective (fixer une tâche malgré des distractions), l'attention soutenue (maintenir la concentration sur la durée) et/ou l'attention divisée (gérer plusieurs tâches en même temps).

### I.4.3 Les troubles des fonctions exécutives et du comportement

Des troubles des fonctions exécutives et du comportement peuvent être observés à la suite d'un AVC, lorsque celui-ci touche essentiellement les zones frontales ou les voies correspondantes. Les fonctions exécutives regroupent l'anticipation, la planification, l'initiation, l'organisation, l'inhibition, la résolution de problèmes et la correction d'erreurs. Elles sont mises en jeu pour les tâches orientées vers un but et pour les situations nouvelles (Chung et al., 2013). Des troubles du comportement tels que l'apathie, la réduction d'initiative, de la flexibilité ou la désinhibition peuvent également être présents.

## I.5 Association des symptômes induits par un AVC et répercussions fonctionnelles

### I.5.1 Association des symptômes

De l'importance des lésions post AVC, vont dépendre les déficits qui s'ensuivent avec, généralement une association entre ces déficits. A la suite d'un AVC, il existe en effet une relation entre les déficits moteurs et les déficits sensitifs (Kusoffsky et al., 1982). De même, la spasticité est associée à la sévérité des parésies et à l'hypoesthésie, avec davantage de spasticité en cas de parésie sévère et en présence de troubles sensitifs superficiels (Sommerfeld et al., 2004), (Urban et al., 2010). Les patients présentant des syncinésies du côté non-parétique ont des troubles moteurs significativement plus importants (Nelles et al., 1998) que les patients n'en présentant pas, suggérant une participation plus importante du cortex non affecté lors de troubles moteurs importants. A l'inverse, une meilleure récupération motrice est retrouvée chez les patients présentant des syncinésies côté parétique comparativement à ceux n'en présentant pas (Hwang et al., 2005), (Nelles et al., 1998). Par ailleurs, il existe une relation entre la sévérité de l'AVC et l'indépendance fonctionnelle des patients à l'issue de la phase de rééducation (évaluée par l'Index de Barthel relatant l'indépendance dans les activités de vie quotidiennes et les déplacements) (Jorgensen et al., 1995).

### I.5.2 Répercussions fonctionnelles

Chaque symptôme décrit précédemment a des répercussions sur les capacités fonctionnelles. Ainsi, la parésie influence toutes les activités fonctionnelles de manière générale (R. Bohannon, 2007). Elle a, par exemple, été associée à l'indépendance dans les activités de vie quotidienne (évaluée par l'index de Barthel) et la mobilité (évaluée par le Rivermead Mobility Index) (Tyson et al., 2007). Aussi, la force des extenseurs de genoux a été montrée comme déterminante pour le passage assis debout (R. W. Bohannon, 2007) et la montée et descente des escaliers chez les patients hémiparétiques (Flansbjer et al., 2006).

La spasticité est reconnue comme perturbatrice de la mobilité active (Bobath B., 1990). Cependant, bien que les patients non spastiques aient une meilleure motricité que les patients spastiques (Urban et al., 2010), la corrélation entre le tonus musculaire et les scores fonctionnels est faible (Sommerfeld et al., 2004). Ainsi les incapacités sévères peuvent aussi bien toucher les patients non spastiques que les patients spastiques (Sommerfeld et al., 2004).

Le mouvement nécessitant une disponibilité des informations sensitives pour une action effective dans l'espace, les déficits sensitifs impactent négativement les mouvements et l'exploration de l'environnement. A ce titre, les patients n'ayant pas de déficiences sensitives (superficielles et profondes) présentent une meilleure indépendance dans les activités de vie quotidienne (évaluées par l'Index de Barthel) et une meilleure mobilité (évaluée avec le Rivermead mobility index) que les patients avec déficits (Kusoffsky et al., 1982), (Sommerfeld and von Arbin, 2004), (Stern et al., 1971). Aussi, après lésion focale du cortex moteur de singes, Nudo et al (2000) mettent en évidence de moindres performances motrices de saisie et un besoin de contrôle visuel, en lien avec des déficits sensitifs, démontrant ainsi que les afférences sensitives sont indispensables à la bonne exécution de mouvements (Nudo et al., 2000). Les troubles visuo-spatiaux ont également été corrélés à l'indépendance des patients dans les activités de vie quotidienne à l'issue de la prise en charge rééducative à la suite d'un AVC (Kaplan and Hier, 1982).

Au final, Patel et al (2000) montrent que le cumul des déficiences motrices, sensitives et visuelles induit davantage de dépendance fonctionnelle, évaluée avec l'Index de Barthel ou la Mesure d'Indépendance Fonctionnelle chez les patients hémiparétiques (Patel et al., 2000).

Les troubles cognitifs perturbent également l'indépendance dans les activités quotidiennes, la mobilité et l'équilibre des patients hémiparétiques (Fong et al., 2001), (Stephens et al., 2005), (Påhlman et al., 2011). Plusieurs études montrent une influence négative des troubles des fonctions exécutives sur l'indépendance dans les activités de vie quotidienne et la mobilité (évaluées par le Functional Independence Measure) (Fong et al., 2001) et sur la stabilité des patients à la suite d'un AVC (Påhlman et al., 2011). Stephens et al (2005) soulignent davantage de difficultés dans les activités de vie quotidienne pour les patients présentant des troubles attentionnels (Stephens et al., 2005).

## I.6 Les conséquences musculo-squelettiques

Une diminution de la mobilité passive est une complication fréquente suite à l'AVC (60% des patients à un an de leur AVC) (Sackley et al., 2008). Les troubles moteurs (parésie, spasticité), l'immobilité et les modifications tissulaires consécutives sont à l'origine des hypoextensibilités musculo-tendineuses et enraideissements articulaires chez les patients hémiparétiques. L'absence de mobilité est le premier facteur incriminé. Ainsi, l'immobilisation d'un membre dans une position raccourcie induit une diminution du nombre de sarcomères (Williams and Goldspink, 1984), (Ryan et al., 2002) et une atrophie (perte de masse musculaire par diminution du diamètre des fibres et du volume de section du muscle) (Ryan et al., 2002). L'immobilisation est également à l'origine d'une diminution de l'extensibilité de la jonction myo-tendineuse (Kannus et al., 1992) conduisant à des hypoextensibilités chez les patients hémiparétiques (Kwah et al., 2012), (Gracies, 2005), (Barnes., 2008) et limitant la mobilité autour d'une articulation (Gracies, 2005), (Barnes., 2008). De plus, l'immobilisation augmente les réponses des fuseaux, ce qui majore le réflexe myotatique et contribue à augmenter la sensibilité à l'étirement du muscle hyperactif (Gracies, 2005). Par ailleurs, l'immobilisation engendre une réduction des aires motrices et sensitives corticales correspondantes aux segments de membres immobilisés ainsi qu'une réduction du faisceau cortico-spinal, reflet des modifications des faisceaux afférents et efférents (Langer et al., 2012).

Un lien entre hypoextensibilités et spasticité est fréquemment suggéré. Cependant, il semblerait que la limitation à l'étirement musculaire soit plus liée à la composante résistance passive de l'hypertonie qu'au réflexe d'étirement en tant que tel (O'Dwyer et al., 1996), (Barnes., 2008). La résistance passive est effectivement augmentée du côté spastique due à des modifications structurelles du complexe muscle-tendon-articulation (Sinkjaer and Magnussen, 1994), (O'Dwyer et al., 1996), (Singer et al., 2003), (Dietz and Sinkjaer, 2007).

A distance de l'AVC, la contribution musculaire semble laisser place aux phénomènes d'enraideissements articulaires (structures capsulo-ligamentaires) (Gracies, 2005). Ceux-ci s'expliquent par une prolifération de tissu conjonctif dans l'espace articulaire et son adhésion au cartilage, des adhérences de la membrane synoviale et un rétrécissement de la capsule (Akeson et al., 1987), (Trudel and Uhthoff, 2000). Une désorganisation de l'alignement ligamentaire et une diminution de l'extensibilité ligamentaire sont également mises en cause (Akeson et al., 1987), (Trudel and Uhthoff, 2000). Une atrophie et des ulcérations du cartilage sont également mentionnées dans ces phénomènes (Akeson et al., 1987), (Trudel and Uhthoff, 2000).

Ces changements tissulaires et articulaires peuvent restreindre l'expression motrice des muscles antagonistes aux muscles spastiques, s'ajoutant ainsi aux restrictions imposées par la parésie (Pandyan et al., 2005), (Barnes., 2008), (Hufschmidt and Mauritz, 1985), (Gray et al., 2012).

A terme, ces limitations d'extensibilité et raideurs articulaires peuvent aboutir à des déformations, avec par exemple un équin irréductible de la cheville observé chez certains patients hémiparétiques (Thilmann et al., 1991), (Sinkjaer and Magnussen, 1994).

Tableau 1 : Récapitulatif de la symptomatologie à la suite d'un AVC.

Type de trouble	Physiopathologie
<b>Parésie</b>	Lésion voie cortico-spinale, Dégénérescence secondaire
<b>Syncinésie</b>	Co-contractions, mécanismes peu connus (interconnexions segmentaires médullaires pour les syncinésies de coordination, activation cortex non-lésé pour syncinésie d'imitation suggérées)
<b>Spasticité</b>	Augmentation de l'excitabilité du motoneurone alpha, Diminution de l'activité des interneurones inhibiteurs au niveau spinal (interneurones de l'inhibition présynaptique Ia, de l'inhibition récurrente, de l'inhibition réciproque Ia) Modification du contrôle supra-spinal Modification de l'excitabilité des fuseaux neuro-musculaires
<b>Troubles sensitifs</b>	Atteinte cortex sensitif et voies correspondantes Non-utilisation des afférences sensitives et des voies ascendantes
<b>Troubles visuels (HLH)</b>	Atteinte cortex visuel et voies correspondantes
<b>Troubles cognitifs</b>	
<b>Héminégligence</b>	Essentiellement lors d'une atteinte dans le territoire de l'artère cérébrale moyenne droite
<b>Troubles attentionnels</b>	
<b>Troubles dysexécutifs</b>	Essentiellement lors d'une atteinte des zones frontales ou des voies correspondantes
<b>Conséquences musculo-squelettiques</b>	Hypoextensibilités myo-tendineuses Immobilisation induite par la non-utilisation Réduction des aires motrices et sensitives corticales correspondantes Enraideissements articulaires (structures capsulo-ligamentaires) Déformations possibles (équin par exemple)

La symptomatologie de l'AVC engendre un certain nombre de complications et conséquences fonctionnelles comme la difficulté pour les patients de réaliser les passages assis debout, les transferts fauteuil, le maintien de la position debout. Néanmoins, ces notions ne seront pas développées, ce travail ciblant essentiellement la fonction de navigation dans l'espace, elle-même basée sur les fonctions de marche et de l'équilibre au cours de la marche.

## II La marche

Afin de comprendre les anomalies de marche des patients hémiparétiques, il est nécessaire de présenter au préalable la marche du sujet non pathologique. La marche se définit comme un mode de locomotion bipède avec une activité alternée des membres inférieurs et un maintien de l'équilibre au cours du mouvement (Plas et al., 1983). En ce sens, la marche nécessite de la stabilité pour fournir un support antigravitaire, de la mobilité des segments et un contrôle moteur pour les transferts du poids du corps d'un membre vers l'autre. D'un autre point de vue, la marche peut être présentée comme le déplacement d'un individu d'un point à un autre. Lorsque cela implique la finalité du déplacement et la prise en compte de l'environnement, le terme de navigation est alors proposé pour l'étude de la marche dans des situations de vie quotidienne comme la marche orientée vers un but, les trajectoires non rectilignes, le contournement d'obstacles, les demi-tours (Berthoz and Viaud-Delmon, 1999), (Vallis and McFadyen, 2003), (Gérin-Lajoie et al., 2005).

### II.1 Généralités sur la marche humaine

#### II.1.1 Le cycle de marche

La marche est décrite comme une fonction cyclique. Un cycle est déterminé par l'ensemble des événements survenant entre deux événements successifs identiques, l'attaque du pas au sol définissant communément le début et la fin d'un cycle. Les différentes phases constituant le cycle de marche sont exprimées en pourcentage de celui-ci, normalisé par rapport à la durée du cycle sur 100%. Deux principales phases composent le cycle de marche : la phase d'appui et la phase oscillante (lorsque le pied n'est pas en contact avec le sol). La phase d'appui comprend elle-même une première phase de double appui (le double appui initial), une phase de simple appui et une seconde phase de double appui (le double appui final). La distribution des phases lors de la marche normale est de 60% pour la phase d'appui avec 10% pour chaque phase de double appui et 40% pour la phase de simple appui et, 40% pour la phase oscillante (figure 2) (Perry, 1992).

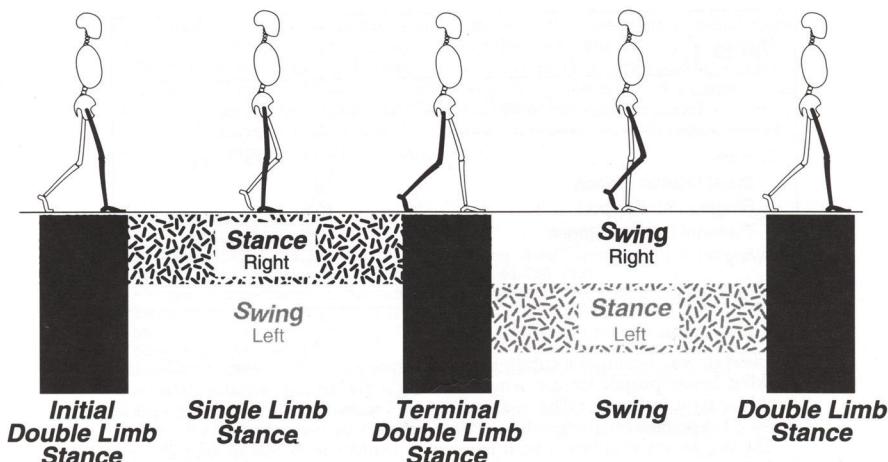


Figure 2 : Le cycle de marche d'après (Perry, 1992)

Plus précisément, la marche se divise en 8 phases selon Perry (1992) (Perry, 1992) à savoir :

- Phase 1 : Contact initial (0-2% du cycle de marche) : contact du pied avec le sol ;
- Phase 2 : Mise en charge (0-10% du cycle de marche) : phase de double appui initial, les objectifs sont l'amortissement, la stabilisation et la préservation de la progression ;
- Phase 3 : Milieu d'appui (10-30% du cycle de marche) : première moitié de la phase de simple appui allant du décollement du sol du pied controlatéral jusqu'à ce que le centre de gravité atteigne la verticale au-dessus du pied, les objectifs sont la progression et la stabilité du membre et du tronc ;
- Phase 4 : Appui terminal (30-50% du cycle de marche) : seconde moitié de la phase de simple appui se terminant lorsque le membre controlatéral touche le sol, l'objectif est la progression du corps au-delà du membre portant ;
- Phase 5 : Pré-phase oscillante (50-60% du cycle de marche) : phase de double appui final au cours de laquelle s'effectue le transfert de poids d'un membre inférieur à l'autre. La phase se termine par le décollement des orteils. Les objectifs sont la propulsion vers l'avant et le positionnement du membre pour la phase oscillante ;
- Phase 6 : Début de phase oscillante (60-73% du cycle de marche) : cette phase débute lorsque le pied quitte le sol et se termine lorsque le pied est aligné avec le pied controlatéral. Les objectifs sont la clairance du pied par rapport au sol et l'avancement du membre ;
- Phase 7 : Milieu de phase oscillante (73-87% du cycle de marche) : cette phase se termine lorsque le membre oscillant est en avant et le tibia est vertical, les objectifs sont la clairance du pied par rapport au sol et l'avancement du membre ;
- Phase 8 : Fin de phase oscillante (87-100% du cycle de marche) : cette phase se termine lorsque le pied entre en contact avec le sol. L'avancement du membre est complet lorsque le segment jambe se situe en avant du segment cuisse. Les objectifs sont l'avancement complet du membre et la préparation à l'appui.

### II.1.2 Les paramètres cinématiques de marche

La cinématique correspond à la description du mouvement et plus précisément au déplacement des segments (et non aux forces internes et externes qui expriment la cause du mouvement). La cinématique comprend les paramètres spatio-temporels et la cinématique articulaire.

Les paramètres spatio-temporels comprennent :

- La vitesse de marche est définie comme le temps nécessaire pour couvrir une distance donnée. C'est la variable la plus utilisée pour représenter la performance de marche (Olney et al., 1994). La valeur moyenne pour les sujets sains est comprise entre 1.3 et 1.46 m/s selon l'âge et le genre (Bohannon, 1997). La vitesse de marche est le produit de la longueur de pas avec la cadence.
- La cadence de marche est définie comme le nombre de pas par minute. La valeur moyenne pour les sujets sains est de 117 pas/min pour les femmes et 111 pas/min pour les hommes (Perry, 1992).
- La longueur de pas est définie comme la distance, dans le plan de l'avancement, entre les deux

pieds posés au sol. La valeur moyenne pour les sujets sains est comprise entre 0.6 et 0.8m (Viel, 2000).

- La longueur de l'enjambée est définie comme la distance, dans le plan de l'avancement, entre deux poses successives du même pied. La valeur moyenne pour les sujets sains est de 1.41m (Perry, 1992).

- La largeur de pas est définie comme la distance, dans le plan frontal de l'avancement, entre les deux pieds posés au sol. La valeur moyenne pour les sujets sains est comprise entre 8 et 12cm (Viel, 2000).

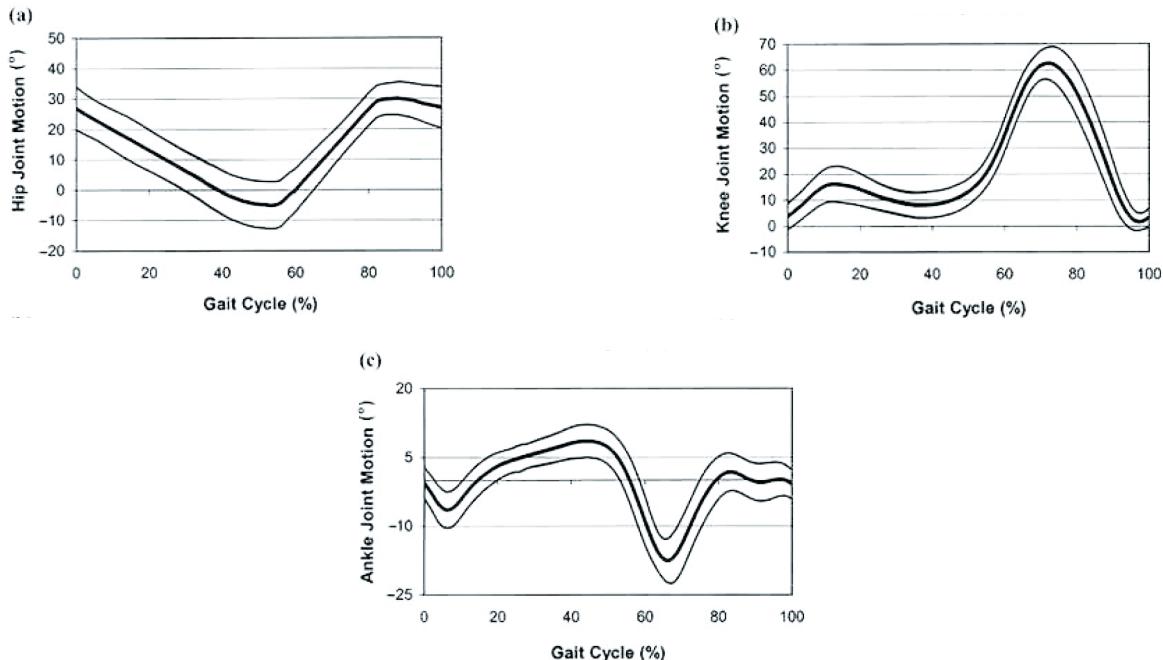
- Le pourcentage de phase d'appui est défini comme le pourcentage de phase correspondant à la période de toute la phase d'appui. La valeur moyenne pour les sujets sains est de 60% (Perry, 1992).

- Le pourcentage de phase oscillante est défini comme le pourcentage de phase correspondant à la période entre le décollement des orteils et la pose du pied au sol. La valeur moyenne pour les sujets sains est de 40% (Perry, 1992).

- Le pourcentage de phase de simple appui est défini comme le pourcentage de phase correspondant à la période de la phase de simple appui du membre correspondant. La valeur moyenne pour les sujets sains est de 40% (Perry, 1992).

Les paramètres de la cinématique articulaire les plus fréquemment analysés sont les amplitudes articulaires dans le plan sagittal, à savoir les pics de flexion et d'extension des hanches, genoux et chevilles (de chaque membre inférieur). La figure 3 présente les valeurs normatives de la cinématique articulaire au cours du cycle de marche de sujets sains.

Figure 3 : Cinématique articulaire dans le plan sagittal de sujets sains au cours d'un cycle de marche: (a)



hanche, (b) genou et (c) cheville. Les courbes présentent les moyennes et  $\pm 1$  écart-type de la moyenne (Winter, 1987).

Le minimum foot clearance (MFC) est le résultat du raccourcissement du membre inférieur. Ce paramètre se définit comme la distance verticale minimale entre le point le plus bas du pied oscillant et la surface au sol pendant la phase oscillante du cycle de marche (figure 4) (Winter, 1991).

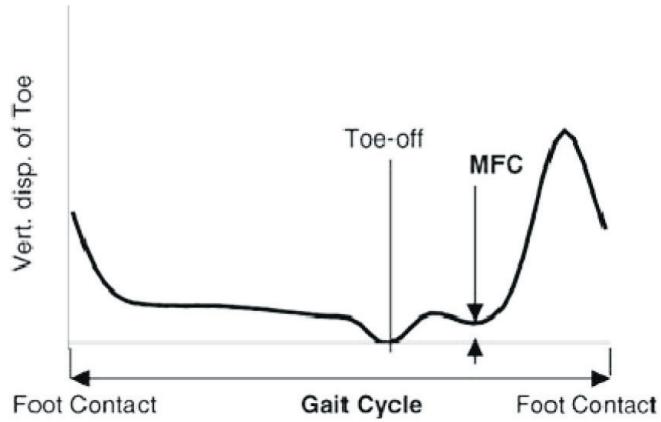


Figure 4: Minimum Foot Clearance (MFC) lors de la marche. Déplacement vertical du marqueur orteil au cours d'un cycle de marche montrant que le MFC a lieu au milieu de la phase oscillante (Begg et al., 2005).

## II.2 La marche chez les patients hémiparétiques

A la suite d'un AVC, les patients présentent leurs difficultés de marche comme une préoccupation primaire (Bohannon et al., 1988). De plus, les profils d'activités reportés dans la littérature pour des patients hémiparétiques sont restreints et très variables : entre 1.4 et 7.4 pas par jour (English et al., 2014) pour des patients plutôt sédentaires à 2800 pas par jour pour d'autres plus actifs, comparativement aux sujets sains sédentaires de même âge (5000 à 6000 pas par jour) (Michael et al., 2005). Ce faible niveau d'activité est lié aux déficiences faisant suite à l'AVC (parésie, hypertonie, troubles orthopédiques, troubles sensoriels..) perturbant le schéma de marche, la vitesse et les capacités d'équilibre des patients (Michael et al., 2005). Il existe bien un cercle vicieux liant les déficiences à la diminution de performance et aux limitations d'activités.

### II.2.1 Les paramètres cinématiques de marche des patients hémiparétiques

Bien que 65% à 85% des patients sont capables de marcher seul à la suite d'un AVC (Wade et al., 1987), (Jørgensen et al., 1995), des anomalies de la marche persistent. La marche de patients hémiparétiques est ainsi caractérisée par une modification des paramètres spatio-temporels et une diminution de la cinématique articulaire. On note en effet une diminution de la cadence du pas, de la longueur du pas et de la vitesse de marche (Brandstater et al., 1983), (Bohannon, 1987), (Pinzur et al., 1987), (Olney et al., 1994), (von Schroeder et al., 1995), une augmentation de la largeur de pas (Chen et al., 2005) et du temps de double appui, une diminution de la durée de la phase oscillante du côté atteint et une augmentation de la durée du cycle de marche (Bohannon, 1987), (Pinzur et al., 1987), (von Schroeder et al., 1995), (Viel, 2000), (Goldie et al., 2001).

Il existe également des déviations de la cinématique articulaire :

- Lors de la phase oscillante, il existe ainsi une diminution du pic de flexion de hanche (Olney and Richards, 1996), (De Quervain et al., 1996), (Chen et al., 2005) et de flexion de genou (Lehmann et al., 1987), (De Quervain et al., 1996), (Olney and Richards, 1996), (Kerrigan et al., 1991), (Chen et al., 2005) et un déficit de dorsiflexion de cheville (Lehmann et al., 1987), (De Quervain et al., 1996), (Olney and Richards, 1996), (Chen et al., 2005). Le MFC apparaît pourtant augmenté du côté parétique par rapport à la norme (Little et al., 2014), probablement pour permettre une marche sécurisée. Une élévation du bassin et une circumduction du membre inférieur sont observées pour atteindre une clearance suffisante (Kerrigan et al., 2000), (Cruz and Dhaher, 2009). Dans le plan frontal, une abduction de hanche (Lehmann et al., 1987), (Olney and Richards, 1996) ou un varus de pied (Perry, 1992) peuvent également être observés.
- Lors de la phase d'appui, on note un déficit d'extension de hanche en fin de phase d'appui (De Quervain et al., 1996), (Chen et al., 2005), au niveau du genou, un possible recurvatum (Perry, 1992), (Olney and Richards, 1996) ou une flexion excessive (Olney and Richards, 1996) et, au niveau de la cheville, un déficit de flexion dorsale (Olney and Richards, 1996) puis un déficit de flexion plantaire en pré-phase oscillante (Viel, 2000).

### II.2.2 Conséquences des symptômes de l'AVC sur la marche

Les déficits de la commande motrice faisant suite à un AVC sont reconnus comme gênants pour la marche. Ainsi, la force des extenseurs de genou côté parétique conditionne l'indépendance à la marche (Bohannon and Andrews, 1995), (Gerrits et al., 2009). De même de nombreuses études montrent que la force des extenseurs et fléchisseurs de hanche, des extenseurs et fléchisseurs de genou et des fléchisseurs dorsaux et plantaires de cheville du côté parétique est corrélée à la vitesse et/ou à la cadence de marche des patients hémiparétiques (Bohannon, 1986), (Bohannon and Walsh, 1992), (Bohannon and Andrews, 1995), (Davies et al., 1996), (Nadeau et al., 1999b), (Nadeau et al., 1999a), (Kim and Eng, 2003), (Hsu et al., 2003), (Lin, 2005). Hsu et al (2003) montrent que, chez les patients hémiparétiques ayant subi un AVC, la force des fléchisseurs de hanche est le paramètre qui détermine le plus la vitesse spontanée de marche et que la force des extenseurs de genou est le paramètre le plus impliqué dans la vitesse rapide de marche (Hsu et al., 2003). Les troubles de la motricité volontaire peuvent donc s'avérer gênants pour la marche. A l'inverse, les syncinésies peuvent être utiles, comme les syncinésies de coordination en flexion du membre inférieur pour faciliter le MFC du pied et ainsi probablement limiter le risque d'accrochage du pied au sol et donc le risque de chute (Roche et al., 2015).

Concernant la spasticité, elle peut, dans quelques cas, s'avérer aidante pour compenser une parésie importante comme l'hypertonie des extenseurs de genou contribuant à la phase d'appui de la marche (Berger et al., 1984). Néanmoins, il est fréquemment suggéré qu'elle perturbe la marche, mais de nombreuses études montrent qu'elle n'est que peu liée aux performances de marche que sont la vitesse, la cadence et l'indépendance (Nakamura et al., 1985), (Bohannon and Andrews, 1995), (Nadeau et al., 1999a), (Hsu et al., 2003), (Lin et al., 2006).

Au final, de récentes études suggèrent que la force est l'élément déterminant pour la vitesse de marche des patients hémiparétiques (Dietz and Sinkjaer, 2007), alors que la spasticité des fléchisseurs plantaires est déterminante pour l'asymétrie temporelle (phase de simple appui) (Hsu et al., 2003) et

spatiale de la marche (longueur de pas) (Hsu et al., 2003), (Lin et al., 2006). Par ailleurs, la combinaison de l'hyperexcitabilité réflexe avec la parésie semble associée à la diminution de vitesse de marche (Singer et al., 2003).

Les déficits de sensibilité faisant suite à un AVC sont également évoqués comme gênants pour la marche, avec notamment une moindre indépendance à la marche (Keenan et al., 1984). Certains auteurs, en revanche, ne trouvent pas de relation entre les déficits de sensibilité et les performances de marche des patients que sont la vitesse et la cadence (Brandstater et al., 1983), (Dettmann et al., 1987). Nadeau et al (1999) montrent que la sensibilité n'est effectivement pas déterminante pour la vitesse confortable de marche mais l'est pour la vitesse rapide (Nadeau et al., 1999a). Hsu et al (2003) trouvent une corrélation entre les déficits sensitifs (superficiels et profonds) et la vitesse de marche bien que la contribution des déficits sensitifs soit moindre que les déficits moteurs. Lin et al (2006) ont spécifiquement étudié les paramètres spatio-temporels de la marche et montrent que la proprioception de cheville est corrélée à la vitesse de marche, la cadence, la longueur et la largeur de pas et l'asymétrie temporelle et fait partie des déterminants de la vitesse et de l'asymétrie temporelle de marche (Lin et al., 2006). Les patients présentant un déficit proprioceptif marchent plus lentement avec de petits pas. Une compensation visuelle lors de la marche (en regardant le sol et les pieds) peut alors expliquer les résultats de marche plus lente en cas de déficiences sensitives (Hsu et al., 2003).

Les troubles visuels et d'exploration faisant suite à un AVC vont également gêner le patient lors de ses déplacements. Ainsi, les patients présentant une HLH à la suite d'un AVC ont une probabilité plus faible de marcher sans assistance par rapport aux patients sans HLH (Reding and Potes, 1988). Il a aussi été montré que les patients présentant des erreurs au test de bisection de droite ont une moins bonne indépendance dans les activités de vie quotidiennes (index de Barthel) et une vitesse de marche plus lente que les patients réalisant le test sans erreur (Friedman, 1990).

Les troubles des fonctions cognitives des patients ayant subi un AVC ont également un impact sur leur marche. Les patients présentant une négligence unilatérale spatiale ont par exemple une vitesse de marche moins élevée que les patients sans négligence (Friedman, 1990). Les troubles des fonctions exécutives ont également un impact négatif sur la vitesse de marche et le risque de chute des patients ayant subi un AVC (Yogev-Seligmann et al., 2008), (Rapport et al., 1993), (Liu-Ambrose et al., 2007). Par ailleurs, l'augmentation de la complexité d'une tâche locomotrice va induire davantage de sollicitations cognitives et donc une dégradation de la marche en cas de déficits des fonctions supérieures (Yogev-Seligmann et al., 2008).

Le besoin de concentration lors d'activités de marche et la distractibilité sont rapportés par les patients ayant subi un AVC lorsqu'ils décrivent le contexte de leurs chutes (Stapleton et al., 2001), (Hyndman et al., 2002). Plusieurs auteurs se sont de ce fait intéressés à l'influence de l'ajout d'une seconde tâche au cours d'une tâche de marche chez des patients hémiparétiques ayant subi un AVC (Bowen et al., 2001), (Yang et al., 2007), (Baetens et al., 2013). Le paradigme de double tâche permet ainsi (i) d'évaluer le coût en ressources attentionnelles pour contrôler une tâche locomotrice et (ii) de quantifier l'automaticité d'une tâche (Canning et al., 2006). Il a notamment été montré que la condition

double tâche (réaliser deux tâches simultanément) affecte les paramètres spatio-temporels de marche des patients hémiplégiques qui réduisent leur vitesse de marche, leur cadence et longueur de pas et augmentent leur phase de double appui lorsqu'ils doivent effectuer une tâche cognitive au cours de la marche (Plummer-D'Amato et al., 2008), (Plummer-D'Amato et al., 2010), (Bowen et al., 2001), (Baetens et al., 2013).

Les conséquences musculo-squelettiques peuvent perturber la marche. Par exemple, au cours de la marche, l'équin diminue l'absorption en flexion de genou lors de la mise en charge, peut induire une hyperextension de genou à la phase d'appui et un accrochage du pied lors de la phase oscillante (Perry, 1992). Ces perturbations s'accompagnent d'une diminution de la vitesse de marche de patients hémiplégiques (Perry, 1992), (Roy et al., 2013). Néanmoins, il semblerait que ces gênes soient à relativiser selon l'importance des déficiences orthopédiques. Ainsi, Lamontagne et al (2000) et Lin et al (2006) ne trouvent pas de corrélation entre la raideur passive de cheville en flexion dorsale et la vitesse de marche, la cadence, la longueur de pas des patients hémiplégiques (Lamontagne et al., 2000), (Lin et al., 2006). Cependant les déficits de flexion dorsale présentés par les patients inclus dans ces études ne semblaient pas suffisamment importants pour limiter la vitesse de marche. A l'inverse, certains auteurs suggèrent que la raideur pourrait parfois s'avérer bénéfique comme par exemple l'augmentation du moment en flexion plantaire de cheville lors de la phase d'appui de la marche permis par la raideur passive de cheville, pour compenser le manque de moment actif (Lamontagne et al., 2000).

### II.2.3 Les principaux schémas de marche décrits chez les patients hémiplégiques

La littérature décrit des schémas de marche fréquemment rencontrés chez le patient hémiplégique :

- Le fauchage est un mouvement de circumduction pour compenser un déficit de raccourcissement du membre inférieur parétique, par manque de flexion de hanche et/ou de genou et de flexion dorsale de cheville lors de phase oscillante (Kerrigan et al., 2000), (Kim and Eng, 2004), (Chen et al., 2005).

- Le stiff knee gait est caractérisé par un déficit de flexion de genou lors de phase oscillante du cycle de marche (Kerrigan et al., 1991). Les causes identifiées du stiff knee gait sont une hyperactivité d'un ou plusieurs chefs du quadriceps (fréquemment le rectus femoris), une flexion de hanche insuffisante et un défaut de propulsion en fin de phase d'appui (Campanini et al., 2013).

- Le recurvatum, ou hyperextension de genou, survenant lors de la phase d'appui (Olney and Richards, 1996), (Kim and Eng, 2004). Un déficit de force des extenseurs et des fléchisseurs de genou, une hyperactivité des extenseurs de genou, une hyperactivité et/ou une hypoextensibilité des fléchisseurs plantaires peuvent être incriminés dans ce trouble de marche (Moseley et al., 1993).

- L'équin se définit comme une position de flexion plantaire de cheville avec l'avant-pied plus bas que le talon (Perry, 1992). Une flexion plantaire excessive en phase oscillante majore le risque d'accrochage du pied au sol et un équin en phase d'appui peut induire un appui sur la pointe du pied ou un recul du tibia (induisant un possible recurvatum) (Perry, 1992). Les causes évoquées pour une flexion plantaire excessive sont un déficit de force des fléchisseurs dorsaux de cheville, une hyperactivité des fléchisseurs plantaires et les changements histologiques associés à l'immobilisation pouvant induire une hypoextensibilité du triceps sural (Perry, 1992).

### III La stabilité lors de la marche

#### III.1 La stabilité lors de la marche chez les sujets sains

Afin de comprendre les difficultés de stabilisation des patients hémiparétiques au cours de la marche, il est également nécessaire de présenter au préalable la stabilisation du sujet non pathologique au cours de cette dernière. La stabilité à la marche peut être considérée comme la capacité à maintenir une locomotion fonctionnelle et contrôler le centre de masse malgré les perturbations (Winter, 1990), (Viel, 2000), (England and Granata, 2007). Ce contrôle est permis par des réactions antigravitationnelles et des réactions d'équilibration (réactions compensatrices des forces extérieures ou des mouvements intentionnels) (Winter et al., 1998). Cette régulation passe par des changements géométriques opérés grâce aux informations issues des afférences cutanées plantaires, proprioceptives (des membres, du tronc et du cou pour permettre une organisation par rapport à la verticale), vestibulaires et visuelles. Une intégration multisensorielle autorise la comparaison à une référence. On parle de contrôle rétroactif (en feedback) permis par un système auto-adaptatif sensori-moteur. Par ailleurs, le contrôle de l'équilibre n'est pas simplement dû à une chaîne de réponses à des stimuli. Il implique également la comparaison de l'état des récepteurs avec une prédiction (Berthoz, 1997). Cette prédiction consiste en une anticipation des conséquences de l'action, basée sur nos apprentissages passés. On parle alors de contrôle proactif (feedforward) permis par des ajustements posturaux anticipés. L'équilibre est ainsi assuré par un contrôle rétroactif et proactif.

La marche doit ainsi répondre aux exigences de propulser le corps vers l'avant et de, conjointement, maintenir l'équilibre pour une adaptation aux contraintes environnementales (Outrequin G., 1991). La stabilité est considérée comme une stratégie globale impliquant une réponse du corps entier à la suite de perturbations de l'équilibre (Berthoz, 1997), (Marigold and Misiaszek, 2009). Le centre de masse (COM), point équivalent à la masse totale corporelle pondéré des masses de chaque segment corporel, est donc envisagé comme la variable contrôlée par le système pour maintenir l'équilibre (Winter and Eng, 1995). La stabilité pendant la marche n'est pas simple, nécessitant, pour contrôler le COM à une distance importante du sol, un équilibre basé sur de petites surfaces en contact avec le sol (en phase de simple appui et en double appui, avec uniquement le talon du pied avant et l'avant-pied du pied arrière) et une pose du membre oscillant en position optimale (Winter and Eng, 1995). La translation du COM au cours de la marche décrit une sinusoïde dans le plan vertical et horizontal. Ces déplacements du COM dans l'espace au cours de la marche sont gérés de façon à être aussi limités que possible pour obtenir une marche optimale et dépenser un minimum d'énergie (Saunders et al., 1953), (Perry, 1992). Les changements brusques de direction sont ainsi évités dans cet esprit d'économie d'énergie (Perry, 1992).

Divers paramètres ont été suggérés pour quantifier la stabilité au cours de la marche. Les mesures directes des déplacements du COM sont considérées comme des indicateurs de défaut de stabilité en cas de déplacements en dehors des amplitudes et vitesses habituelles. L'amplitude et la vitesse du COM dans le plan médio-latéral sont augmentées chez les sujets âgés lors d'une marche avec une base étroite (Kelly et al., 2008) et chez les sujets âgés présentant des troubles de l'équilibre lors d'une tâche instable d'enjambement d'obstacles (Chou et al., 2003), (Hahn and Chou, 2003) traduisant une moindre stabilité. Cette même tâche d'enjambement n'entraîne pas de telles modifications chez les

sujets jeunes, traduisant une maîtrise de l'équilibre (Chou et al., 2001). Les déplacements du COM dans le plan vertical peuvent également traduire une difficulté à maintenir l'équilibre, avec une augmentation de l'amplitude retrouvée chez les patients vestibulaires lorsqu'on leur impose un rythme de marche, par rapport à une marche à vitesse spontanée (Tucker et al., 1998).

Une condition fréquemment évoquée pour un maintien de l'équilibre est la projection du COM dans le polygone de sustentation. En condition de marche, la base de sustentation étant mobile, Pai et Patton recommandent de prendre en considération la vitesse pour identifier les risques de chute (Pai and Patton, 1997). Ainsi, le COM peut être dans le polygone mais l'équilibre impossible si la vitesse est dirigée vers l'extérieur et inversement, le COM peut être hors du polygone mais l'équilibre possible si la vitesse est dirigée vers l'intérieur. L'homme est alors considéré comme un pendule inversé, modélisé par une masse  $m$  se balançant au-dessus d'un segment de longueur  $l$ . En se basant sur la théorie de Pai et Patton, Hof et al (2005) proposent une mesure de la marge de stabilité, définie comme la distance entre le COM extrapolé et les limites de la base de sustentation, le COM extrapolé prenant en compte la position et la vitesse du COM (Hof et al., 2005). La limite de cette approche est la considération du corps humain comme un pendule inversé. Ceci nous orientera vers le choix des paramètres de déplacements du COM (amplitude et vitesse) et des paramètres spatio-temporels de la marche, la littérature étant riche dans l'exploration de ces paramètres, pour traduire la stabilité lors de la marche. Le suivi des mouvements du COM au cours de la marche est d'ailleurs recommandé en pratique clinique pour les patients présentant des troubles de marche (Detrembleur et al., 2000).

Les paramètres spatio-temporels de la marche constituent une mesure indirecte de la stabilité. La largeur de pas est souvent nommée comme un critère de stabilité au cours de la marche, avec une augmentation de celle-ci pour compenser des difficultés de stabilité (Gabell and Nayak, 1984), (Heitmann et al., 1989), (Hak et al., 2012), (Hak et al., 2013a). En plus d'augmenter leur largeur de pas lorsqu'une perturbation de l'équilibre est ajoutée à une tâche de marche, les sujets sains et personnes âgées diminuent leur vitesse et leur longueur de pas pour assurer une bonne stabilité (Hak et al., 2012), (Hak et al., 2013a), (Aboutorabi et al., 2015), (Woollacott and Tang, 1997). Lors d'une marche sur des obstacles déstabilisants, une augmentation de la longueur de pas peut également être retrouvée, pour minimiser les contacts au sol, source de perturbation de la stabilité (Menz et al., 2003). Le pourcentage de double appui lors de la marche, paramètre temporel, est également suggéré comme lié à l'équilibre avec une augmentation des phases de double appui pour assurer la stabilité en péril (Cromwell and Newton, 2004), (Tucker et al., 1998).

La stabilité pendant la marche comprend également la phase oscillante avec une hauteur du pas suffisante pour éviter tout accrochage du pied et trébuchement (Weerdesteyn et al., 2008). Le Minimum Foot clearance (MFC) est ainsi identifié comme un moyen de contrôler la stabilité au cours de la marche (Hamacher et al., 2011) et apparaît comme le premier mode de correction pour assurer la stabilité lors de nos déplacements. Il permet d'évaluer le risque de trébuchement et donc de chute (Barrett et al., 2010).

Les perturbations de la stabilité ne viennent pas nécessairement de l'extérieur, mais peuvent être induites par un mouvement complexe exécuté par le sujet lui-même. Un déplacement nécessitant le contournement d'obstacles implique une orientation particulière de la marche en plus des besoins de progression et de maintien de l'équilibre. Faire face aux contraintes agissant comme perturbateurs de la stabilité apparaît alors plus complexe lors de déplacements variés impliquant des changements de direction, des contournements d'obstacles par exemple que lors d'une marche lancée en ligne droite.

La diminution de stabilité (traduite par des chancellements) lors d'un demi-tour en marchant est ainsi une caractéristique des mouvements des personnes âgées chuteuses et des personnes âgées présentant des difficultés à effectuer cette tâche (Thigpen et al., 2000). Les personnes chuteuses adaptent donc leur mouvement en augmentant le nombre de pas et le temps pour réaliser un demi-tour afin d'améliorer leur stabilité (Wall et al., 2000), (Dite and Temple, 2002).

## **III.2 La stabilité lors de la marche chez les patients hémiplégiques**

### **III.2.1 Les symptômes influençant la stabilité lors de la marche**

Suite à un AVC, la stabilité à la marche peut être compromise du fait des troubles de motricité, de sensibilité et des limitations orthopédiques (Kligyte et al., 2003), (Niam et al., 1999), (Tyson et al., 2006), (Weerdesteyn et al., 2008). Les déficits de la commande motrice faisant suite à un AVC influencent en effet les capacités d'équilibre dynamique des patients hémiplégiques. Tyson et al (2006) trouvent effectivement une relation positive entre les déficits de force (Motricity index) et les troubles de l'équilibre mis en évidence par le Brunel Balance Assessment (comprenant des épreuves statiques et dynamiques dont la marche) (Tyson et al., 2006). De même, Kligyte et al (2003) trouvent des corrélations entre la parésie des fléchisseurs de hanche, extenseurs de genou et fléchisseurs plantaires de cheville et le Timed Up and Go, test impliquant, entre autres, un besoin de stabilité lors de tâches de marche orientée vers une cible et de demi-tours (Kligyte et al., 2003). Au-delà du déficit de force, le retard de contraction musculaire observé à la suite d'un AVC semble avoir un impact sur le contrôle de l'équilibre et le risque de chute (Di Fabio and Badke, 1988), (Marigold et al., 2004a), (Marigold and Eng, 2006). Ceci a été illustré par Marigold et al (2004, 2006), mettant en évidence un allongement du délai de réaction posturale côté parétique plus important chez les patients chuteurs que chez les non-chuteurs (Marigold et al., 2004a), (Marigold and Eng, 2006). Par ailleurs, il a été suggéré que la combinaison d'une spasticité des fléchisseurs plantaires de cheville et d'un déficit de flexion dorsale en phase oscillante de marche diminue la surface d'appui au sol et réduit la stabilité au cours de la marche (Weerdesteyn et al., 2008).

Les déficiences sensitives peuvent également influencer les capacités d'équilibre des patients hémiplégiques. Ainsi, les déficits de sensibilité du membre inférieur parétique (superficielle et proprioceptive) apparaissent associés aux déficits d'équilibre dynamiques des patients hémiplégiques (Niam et al., 1999), (Tyson et al., 2013). Niam et al (1999) montrent par exemple, que les déficits de proprioception de cheville sont associés à des scores inférieurs à la Berg Balance Scale (comprenant des épreuves dynamiques dont l'exécution d'un demi-tour, la pose alternative des pieds sur une marche) (Niam et al., 1999). Tyson et al (2013) présentent également l'existence d'une corrélation entre les déficits sensitifs superficiel et profond et les troubles de l'équilibre évalués par la Berg Balance Scale et le Brunel Balance Assessment (Tyson et al., 2013). Pour autant, l'influence des déficits sensitifs sur les capacités d'équilibration semble moindre que celle de la faiblesse musculaire (Tyson et al., 2013). Toutefois, lorsque des déficits sensitifs s'ajoutent aux troubles moteurs, le risque de chute des patients hémiplégiques devient alors trois fois plus élevé (Yates et al., 2002).

Les déficiences visuelles peuvent aussi être associées à un défaut de stabilité lors de la marche des patients hémiplégiques. Ainsi les troubles visuels et d'exploration peuvent induire des trébuchements voire potentiellement des chutes chez les patients hémiplégiques (Pollock et al., 2011), (Jongbloed, 1986), sachant que la perte d'un champ visuel est associée au risque de chute (Ramrattan et al., 2001).

Les troubles des fonctions cognitives influencent également la stabilité des patients hémiplégiques lors de la marche. Il existe, en effet, des corrélations entre les déficits attentionnels et, les capacités d'équilibre, les activités de mobilité en intérieur et extérieur et le nombre de chutes des patients hémiplégiques à la suite d'un AVC (Hyndman and Ashburn, 2003), (Hyndman et al., 2008).

Les troubles musculo-squelettiques peuvent aussi affecter la stabilité au cours de la marche des patients hémiplégiques. Un équin peut, par exemple, induire un appui sur la pointe du pied avec donc une moindre surface portante et un risque d'accrochage du pied au sol en phase oscillante (Perry, 1992).

### **III.2.2 Interactions entre stabilité et marche**

Il existe une association entre les capacités d'équilibre et les performances de marche. Il a ainsi été montré que les capacités d'équilibre (évaluées par le Brunel Balance Assessment) font figure de premier prédicteur des capacités de mobilité (évaluées par le Rivermead mobility index, regroupant essentiellement des tâches de marche) des patients hémiplégiques devant les déficits de force et de sensibilité (Tyson et al., 2007). De plus, les capacités d'équilibre (évaluées par la BBS comprenant des épreuves dynamiques dont l'exécution d'un demi-tour, la pose alternative des pieds sur une marche) sont corrélées à la vitesse de marche et à la distance de marche lors du test des 6 minutes (parcourir le plus de distance possible en 6 minutes) (Eng et al., 2002), (Patterson et al., 2007) et au nombre de pas réalisés dans la journée par les patients hémiplégiques (Michael et al., 2005).

Les études précitées renseignent des capacités d'équilibre des patients au moyen d'échelles et de tests comprenant des tâches dynamiques comme la Berg Balance Scale (BBS) ou le test Timed Up and Go (TUG). Le score à une échelle comme la BBS qualifie la réalisation de la tâche or, bien que des liens aient été montrés entre un score à la BBS et les capacités de marche, ce type d'évaluation n'implique pas directement l'évaluation de la stabilité au cours de la marche. D'autre part, le TUG implique bien une évaluation de déplacements locomoteurs nécessitant de la stabilité, mais la performance chronométrique obtenue à l'issue du test peut paraître insuffisante quant aux informations relatives à la stabilité du patient au cours de la marche.

Certains auteurs se sont par conséquent intéressés à l'évaluation spécifique de la stabilité au cours de la marche chez les patients hémiplégiques. Nous avons vu précédemment qu'un défaut de stabilité à la marche pouvait se traduire par une augmentation des déplacements du COM avec une majoration de l'amplitude et de la vitesse de déplacement de celui-ci. Chez les patients hémiplégiques, il existe, au cours de la marche, une augmentation des déplacements du bassin dans le plan frontal, en lien avec un défaut de stabilité latérale, par rapport aux sujets sains (Tyson, 1999), (De Bujanda et al., 2004). Clark et al (2012) ont évalué l'amplitude du déplacement médio-latéral du COM lors d'une tâche de marche dans différentes conditions (avec ou sans assistance) chez des patients cérébro-lésés et des sujets sains (Clark et al., 2012). Comparativement aux sujets sains, les sujets cérébro-lésés avaient un déplacement plus important, qui pouvait être réduit lorsqu'un support était autorisé (suspension du poids du corps, appui des membres supérieurs, assistance du thérapeute). Ces mêmes résultats mettant en évidence davantage de déplacements médio-latéraux du COM chez les patients cérébro-lésés par rapport aux sujets sains ont également été retrouvés par d'autres auteurs (Catena et al., 2007). Dans le plan vertical, des déplacements du COM de plus grande amplitude que

ceux observés lors de la marche de sujets sains ont également été mis en évidence chez les patients hémiplégiques (Detrembleur et al., 2003). Certains auteurs se sont intéressés aux déplacements du COM dans un contexte de situations complexes comme la marche en double tâche ou l'exécution de tâches locomotrices complexes. Ainsi, une amplitude et une vitesse plus importantes du COM dans le plan médio-latéral ont été retrouvées chez les patients cérébro-lésés lors de l'adjonction d'une tâche cognitive à une tâche locomotrice par rapport à une simple tâche de marche (Catena et al., 2007), (Howell et al., 2014). Un autre type de situation complexe, l'enjambement d'obstacles, engendre également une augmentation des déplacements latéraux du COM chez les patients traumatisés crâniens par rapport à des sujets sains (Chou et al., 2004). Ces déplacements étaient d'autant plus importants que la tâche était instable (obstacles plus hauts).

Les paramètres spatio-temporels de la marche font également figure d'indicateurs de la stabilité des patients hémiplégiques au cours de la marche. Patterson et al (2008) suggèrent qu'une asymétrie temporelle aux dépens du membre parétique peut s'expliquer par la difficulté à maintenir l'équilibre en phase de simple appui du côté parétique (Patterson et al., 2008). De la même manière, une augmentation de la largeur de pas des patients hémiplégiques au cours de la marche est proposée comme un mécanisme de compensations de défaut d'équilibre (Chen et al., 2005), (De Bujanda et al., 2004), (Kao et al., 2014). Ces modifications biomécaniques peuvent aussi bien apparaître comme des conséquences de l'AVC sans causalité induite par un manque de stabilité. Hak et al (2013) se sont récemment intéressés à l'impact d'une perturbation de l'équilibre pendant une tâche de marche sur tapis roulant chez des patients hémiplégiques comparativement à des sujets sains (Hak et al., 2013b). En condition de perturbation, la réduction de la longueur de pas était plus importante pour les patients que les sujets sains, l'augmentation de la largeur de pas n'était pas différente entre les deux populations et seuls les patients diminuaient leur vitesse de marche. Ces résultats mettent en évidence une possible adaptation des paramètres spatio-temporels de marche chez les patients hémiplégiques, en réponse à des perturbations de l'équilibre, afin d'assurer une stabilité optimale. Le sens de ces adaptations peut alors être le même que chez les sujets sains, dans des amplitudes différentes. Par ailleurs, plusieurs études montrent que l'adjonction d'une tâche cognitive lors de la marche requiert une adaptation des paramètres spatio-temporels de la part des patients hémiplégiques pour maintenir une stabilité efficace (Bowen et al., 2001), (Hyndman et al., 2006), (Plummer-D'Amato et al., 2008). On retrouve notamment une diminution de la vitesse (Bowen et al., 2001), (Plummer-D'Amato et al., 2008), de la longueur de pas (Plummer-D'Amato et al., 2008) et une augmentation de la durée des phases de double appui (Bowen et al., 2001).

Le minimum foot clearance (MFC), identifié comme « contrôleur » de la stabilité au cours de la marche, est incriminé par les patients hémiplégiques qui reportent un accrochage du pied parétique par manque d'élévation comme une cause de chute (Hyndman et al., 2002). Or une étude récente montre que le MFC chez les sujets hémiplégiques est augmenté du côté parétique (3.2cm) par rapport aux sujets sains (1.5cm) (Little et al., 2014). Par ailleurs, lors d'une tâche de marche impliquant la montée sur un obstacle, étaient observés un MFC significativement plus important et une longueur de pas post-obstacle réduite chez les patients hémiplégiques comparativement aux sujets sains (Said et al., 2001). Cela suggère que le MFC est le reflet d'adaptations des patients hémiplégiques ayant conscience du risque d'accroche de leur pied au sol. L'augmentation du MFC vise alors à éviter la chute. En cas de tâche complexe nécessitant par exemple de monter sur un obstacle au cours de la marche, la même

stratégie de minimisation du risque de trébuchement est mise en place (Said et al., 2001). Malgré cette stratégie de précaution, les patients présentaient une variabilité importante du MFC pouvant conduire à un contact involontaire du pied avec l'obstacle à franchir. Ce potentiel risque était également mis en évidence par le raccourcissement du pas post-obstacle pouvant traduire une difficulté pour effectuer cette tâche complexe. Dans un autre contexte, lors d'une perturbation de l'équilibre au cours de la marche par un blocage soudain du membre inférieur non-parétique (ou dominant pour les sujets sains), les patients hémiplégiques utilisent une stratégie d'abaissement du membre bloqué, minimisant ainsi la durée d'appui sur le membre parétique au sol, alors que les sujets sains élèvent leur membre (Krasovsky et al., 2013). Il semblerait donc que les stratégies de stabilisation des patients hémiplégiques diffèrent en fonction de la tâche incriminée et de la possible anticipation de la perturbation.

Au final, les patients hémiplégiques adaptent les mouvements de leur COM, leurs paramètres spatio-temporels et leur MFC pour assurer le maintien de la stabilité pendant la marche et pendant des tâches plus complexes comme l'enjambement d'obstacles ou la marche en condition de double tâche. Par conséquent, il semblerait légitime de retrouver ces adaptations lors des tâches de navigation rencontrées au quotidien comme le contournement d'obstacles.

### **III.3 La chute chez les patients hémiplégiques**

Bien que les patients hémiplégiques mettent en place des adaptations afin d'obtenir une marche précautionneuse, la chute est une complication fréquente après un AVC, que ce soit en phase aiguë (Davenport et al., 1996), (Teasell et al., 2002) ou en phase dite "chronique" (au-delà des 6 mois suivant l'AVC selon l'HAS (Haute autorité de Santé, 2012), (Wagner et al., 2009). Le taux de patients chuteurs est compris entre 10,5 et 47% lors de la phase de rééducation et entre 23 et 70% lorsque les patients vivent au domicile (Weerdesteyn et al., 2008). Ces chutes ne sont pas sans conséquence, avec un risque sept fois plus élevé de fracture chez les patients à la suite d'un AVC, en lien avec la déminéralisation osseuse, par rapport à la population générale (Kanis et al., 2001). Le plus souvent, ce sont des fractures de hanche sachant que la récupération de la mobilité complète qui s'ensuit est de 38% chez les patients hémiplégiques et de 69% dans la population générale (Kanis et al., 2001), (Weerdesteyn et al., 2008), (Ramnemark et al., 1998). Par ailleurs, de nombreux patients chuteurs développent une peur de chuter à nouveau, menant à une sédentarité et un déconditionnement pouvant conduire à une diminution de leur indépendance (Weerdesteyn et al., 2008). Ces données font du dépistage du risque de chute une question importante chez les patients ayant subi un AVC, sachant que les prédictions par les scores cliniques comme la performance au TUG ont récemment été remises en cause (Persson et al., 2011), (Barry et al., 2014). Concernant les circonstances des chutes, celles-ci surviennent essentiellement lors de changements de position pour les patients en phase de rééducation et lors d'activités de marche variées pouvant impliquer des demi-tours, principalement en intérieur, pour les patients rentrés à leur domicile (Nyberg and Gustafson, 1995), (Hyndman et al., 2002), (Harris et al., 2005), (Belgen et al., 2006), (Kerse et al., 2008), (Weerdesteyn et al., 2008). Les difficultés de contrôle de l'équilibre au cours de la marche sont largement incriminées pour expliquer les chutes des patients hémiplégiques (Nyberg and Gustafson, 1995), (Forster and Young, 1995), (Hyndman et al., 2002), (Belgen et al., 2006). Tout cela mène à l'intérêt d'explorer les tâches de navigation rencontrées au quotidien chez les patients hémiplégiques.

## IV Restriction de capacités dans l'environnement du patient

L'AVC est à l'origine d'un certain nombre de déficiences (sensitivo-motrices, cognitives) et de complications ce qui, comme nous l'avons vu, concourt à restreindre voire parfois rendre impossible certaines capacités telles que l'équilibre et la marche. La Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (CIF), élaborée par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) et entérinée en 2001 propose une étude des fonctions organiques et structures anatomiques, des activités et de la participation du patient, et des facteurs environnementaux et personnels (Organisation Mondiale de la Santé OMS, 2001). Prendre en compte le patient dans son environnement et sa vie quotidienne apparaît en effet incontournable pour l'analyse des limitations de capacités de celui-ci, d'autant plus que deux tiers des patients retournent à leur domicile au terme de la rééducation faisant suite à l'AVC (Jorgensen et al., 1995), (Fery-Lemonnier, 2009). La marche s'envisage ainsi comme la navigation du patient dans son environnement avec des contournements d'obstacles, des demi-tours plus qu'une marche en ligne droite stricte sans prise en compte des éléments extérieurs, pourtant présents dans la vie quotidienne. De la même manière, les capacités d'équilibre s'envisagent selon leur composante statique mais également dynamique, lors d'une tâche de déplacement par exemple. Les données et études présentées précédemment relatives aux capacités de marche et d'équilibre pendant la marche sont essentiellement issues d'évaluations de marche en ligne droite sans cible ni contraintes environnementales à prendre en compte. Pourtant la prise en compte de ces éléments pourrait permettre d'envisager le patient dans un environnement quotidien et de contextualiser sa navigation et le risque de chute.

## V Navigation de l'homme dans l'environnement, trajectoires et adaptations aux contraintes environnementales

### V.1 Navigation et trajectoires chez le sujet sain

La présentation de la marche ne peut se suffire à une description de sa fonction cyclique. Nos déplacements quotidiens s'effectuent dans un environnement dont la prise en compte est indispensable tant il conditionne notre marche. Que ce soit en intérieur ou en extérieur, la marche est fréquemment orientée vers un but. Elle comprend, par conséquent, des trajectoires courbes, des demi-tours et nécessite le contournement d'obstacles, anticipé ou imprévu. Glaister et al (2007) ont ainsi observé des changements de direction comptant pour 8 à 50% des déplacements quotidiens (Glaister et al., 2007). De la même manière, Patterson et al (2014) montrent que le contexte environnemental extérieur affecte la marche des sujets sains (Patterson et al., 2014). La marche est ainsi influencée par les caractéristiques de l'espace environnant et par l'objectif de marche (Saelens and Handy, 2008).

Le terme de navigation a été proposé par Berthoz pour relater la marche du sujet en prenant en compte l'environnement (Berthoz and Viaud-Delmon, 1999). La navigation est définie comme le processus ou l'activité de déterminer avec précision sa position et planifier un itinéraire (Belmonti et al., 2013). Le guidage de cette navigation pour obtenir un mouvement optimal passe par une intégration multisensorielle. Les modalités sensorielles particulièrement impliquées sont les afférences visuelles, proprioceptives et vestibulaires (Berthoz and Viaud-Delmon, 1999). L'intégration de ces afférences par le système nerveux va permettre une représentation des relations du corps et de l'environnement et, une comparaison avec la trajectoire planifiée, le schéma corporel et les expériences passées (Berthoz

and Viaud-Delmon, 1999). Pour permettre une navigation efficace et sécurisée, le sujet a ainsi besoin de connaître et actualiser les relations spatiales entre lui et les obstacles environnants. Les activités locomotrices quotidiennes orientées vers un but, pouvant nécessiter le contournement d'obstacles, ont besoin d'une adaptation permanente du guidage de cette navigation, basée sur l'intégrité de la boucle afférences-centres intégrateurs-efférences.

Ces dernières décennies, les études sur l'analyse de la trajectoire locomotrice lors de la navigation chez l'homme se sont multipliées. Courtine et Schieppati (2003) ont étudié le suivi de trajectoires rectilignes et curvilignes par six sujets sains en condition yeux ouverts et yeux fermés (Courtine and Schieppati, 2003). La suppression de la vision induisait peu de déviation de la trajectoire rectiligne mais davantage pour la trajectoire curviligne. Par rapport à la trajectoire rectiligne, la trajectoire curviligne provoquait une diminution de la vitesse de progression et une adaptation de la longueur de pas avec un allongement de la longueur du pas côté extérieur de la courbe et une réduction de la longueur du pas interne. Les auteurs montraient également une relation entre la position des pieds et le changement d'orientation du corps lors des trajectoires curvilignes. L'orientation de la tête suggérait une anticipation de la rotation en direction de la courbure. Les résultats de cette étude mettent en évidence une adaptation du patron locomoteur lors d'un passage d'une trajectoire rectiligne à curviligne, sans changements brusques de déplacement ou de vitesse. Les modifications cinématiques segmentaires observées étaient étroitement liées au changement de la trajectoire globale du corps, suggérant que les synergies responsables de ces adaptations font partie de notre librairie interne (ensemble des caractéristiques physiques du corps, du monde extérieur et de leurs interactions, construites par apprentissage) (Wolpert and Ghahramani, 2000).

Hicheur et al (2007) ont également étudié les trajectoires locomotrices de six sujets sains mais dans un contexte de contraintes environnementales où les trajectoires étaient spontanées et non imposées comme dans l'étude de Courtine et Schieppati (2003). Dans l'étude de Hicheur et al, les sujets devaient marcher vers et passer au travers de portes dont la position et l'orientation changeaient au cours de l'expérimentation (Hicheur et al., 2007). Une analyse de la géométrie et de la cinématique des trajectoires et du cycle de marche était réalisée. Les résultats montrent des trajectoires locomotrices très similaires en termes de vitesse et de géométrie entre les sujets et les répétitions. Cette stéréotypie se caractérisait par des trajectoires d'autant plus déviées que l'amplitude du tour était grande. De même, l'orientation du corps était proportionnelle à la courbure des trajectoires avec une rotation précoce de la tête anticipatrice du tour. A l'inverse, un placement différent des pieds était retrouvé au cours des répétitions. Les auteurs concluent à un contrôle global de la trajectoire locomotrice dans l'espace plutôt qu'à un contrôle de pas successifs.

Ces deux études montrent une adaptation segmentaire et une adaptation globale de la trajectoire locomotrice aux contraintes environnementales chez les sujets sains. Le contrôle de la navigation apparaît basé plutôt sur la trajectoire globale que sur une séquence de pointages de pied. Notons que, pour ces deux études, la déviation de la trajectoire locomotrice a été quantifiée par une approche spatiale, la distance euclidienne, et que d'autres méthodes sont possibles.

D'autres auteurs se sont intéressés à la négociation d'obstacles lors de navigation. Vallis et McFadyen (2003) ont étudié le comportement locomoteur de six sujets sains lors du contournement

spontané d'un obstacle situé à 3m du point de départ de la marche (Vallis and McFadyen, 2003). Par rapport à une situation contrôle sans obstacle, les sujets déviaient latéralement leur centre de masse, diminuaient leur vitesse de marche, augmentaient leur largeur de pas avant l'atteinte de l'obstacle, sans modification de la longueur de pas. Ces modifications en amont du croisement de l'obstacle suggèrent un ajustement planifié pour assurer une déviation contrôlée de la trajectoire et un contournement sécurisé.

Gérin-Lajoie et al (2005) ont analysé, chez 10 sujets sains, l'évitement d'un sujet immobile ou mobile, lors d'une marche orientée vers une cible (Gérin-Lajoie et al., 2005). Deux conditions étaient envisagées, une condition connue, pour laquelle la position et le déplacement du sujet « obstacle » étaient connus et une condition inconnue pour laquelle ces informations n'étaient pas mentionnées. La stratégie d'évitement se décomposait en une phase anticipatoire et une phase d'évitement. Des adaptations locomotrices anticipatrices étaient effectivement trouvées avec, une déviation de la trajectoire locomotrice, un élargissement des pas et une diminution de la longueur des pas. Une diminution de la vitesse de marche était observée en condition inconnue (réduction plus importante lorsque le sujet à éviter était mobile) mais la vitesse n'était pas modifiée en condition connue. En condition connue, la mise en place des adaptations locomotrices anticipatrices était plus précoce, autorisant un mouvement plus efficace. Quelle que soit la condition, la distance d'évitement était la même (un tiers de la longueur de pas) et correspondait à la marge de sécurité lors de l'évitement d'un obstacle. Les résultats de cette étude mettent en évidence l'existence d'adaptations locomotrices anticipatrices, préplanifiées, dans l'environnement considéré, lors d'une tâche de navigation avec évitement sécurisé d'obstacles.

Au final, la littérature suggère que les trajectoires locomotrices sont anticipées et adaptables selon les contraintes environnementales de manière à procurer la navigation la plus efficace possible.

Au-delà des contraintes environnementales, le terme de contrainte peut aussi être entendu comme des impératifs auxquels doit répondre la tâche. Les déplacements de l'homme dans l'environnement répondent ainsi aux contraintes de performance et de stabilité. La régulation de la navigation va alors dépendre de la priorisation de telle ou telle contrainte (performance ou stabilité) en fonction de l'individu et du contexte environnemental.

## V.2 Navigation et trajectoires chez les patients hémiparétiques

Les paramètres de marche des patients ayant subi un AVC peuvent être influencés par différents facteurs comme l'environnement dans lequel les patients se déplacent. Il a par exemple été montré que les patients hémiparétiques réduisent leur vitesse de marche de presque 20% lorsqu'ils évoluent dans un centre commercial, comparativement au couloir calme de l'hôpital (Lord et al., 2006). L'imprévisibilité du lieu public semblait orienter le patient vers une marche précautionneuse. Quelques études récentes se sont intéressées à l'analyse de tâches de navigation réalisées par des patients hémiparétiques. Lorsque la tâche locomotrice implique de suivre une trajectoire en cercle, les patients adaptent leur cinématique de marche avec une diminution de la vitesse de marche et de la cinématique articulaire des membres inférieurs et, une augmentation du rayon de courbure des trajectoires (Duval et al., 2011). Hollands et al (2010) ont proposé une analyse cinématique de la réalisation du contournement d'obstacles (demi-tour du Timed Up and go test) par 18 patients hémiparétiques et 18 sujets sains (Hollands et al., 2010). Les auteurs mettaient en évidence une réorientation de la tête plus près du point de demi-tour chez

les sujets hémiplégiques, un nombre de pas identique et une durée plus importante chez les patients chuteurs, comparativement aux sujets sains.

A ce jour peu de recherches se sont focalisées sur l'étude des trajectoires locomotrices des patients hémiplégiques. A notre connaissance, une seule équipe a proposé deux études récentes explorant cette thématique, dans un contexte d'environnement virtuel constitué par des flux optiques translationnels. Lamontagne et al (2010) ont ainsi comparé les comportements locomoteurs de 10 patients hémiplégiques et 11 sujets sains soumis à des flux optiques orientés dans cinq directions différentes (-40° et -20° vers la gauche ou le côté non-parétique, 0° et +20° et +40° vers la droite ou le côté parétique) et devant respecter la consigne de marcher en ligne droite (Lamontagne et al., 2010). Les sujets sains adoptaient un comportement stéréotypé avec une déviation de la trajectoire locomotrice dans la direction opposée du flux optique (déviation proportionnelle à la perturbation optique). Les patients hémiplégiques avaient, quant à eux, différents comportements locomoteurs. Trois groupes pouvaient être distingués : les patients présentant peu ou pas de déviation de leur trajectoire, les patients ayant une direction de trajectoire incongrue et les patients déviant leur trajectoire du côté non-parétique quelle que soit la direction du flux optique. Les auteurs suggéraient que l'altération de la perception ou de l'intégration sensori-motrice des patients pouvaient être en cause dans la déviation anormale de leur trajectoire locomotrice.

Aburub et Lamontagne (2013) ont comparé le comportement locomoteur de 10 sujets hémiplégiques et 10 sujets sains soumis à des flux optiques lors d'une tâche de navigation réalisée en marchant et en position assise (navigation par la souris d'un ordinateur). Cette condition assise, réalisée par la main non-parétique, avait pour but d'éliminer l'impact des déficiences sensori-motrices et difficultés de marche (Aburub and Lamontagne, 2013). La tâche de navigation impliquait 3 positions de la cible à atteindre et 3 orientations du flux optique (20° à gauche, 20° à droite et 0°). En réponse aux flux optiques, les patients hémiplégiques déviaient leur trajectoire vers la direction désirée, mais avec des ajustements moindres que les sujets sains. Ce résultat diffère de l'étude précédente de Lamontagne et al (2010) qui mettait en évidence une déviation erronée et variée de la trajectoire des patients hémiplégiques soumis à un flux optique (Lamontagne et al., 2010). L'ajout d'une cible dans la présente étude pourrait expliquer, selon les auteurs, cette différence de résultats en rapport avec un guidage locomoteur permis par la cible à atteindre. Ainsi la cible fournirait une information visuelle moins complexe que les flux optiques. Les performances des patients hémiplégiques lors de la navigation manuelle en position assise n'étaient pas différentes de celles des sujets sains. Ceci suggère que les défauts de perception visuelle chez les patients ne sont pas les principaux facteurs explicatifs des déviations locomotrices. D'autres déficits sensori-moteurs et une priorisation de la marche avec les fonctions de maintien de l'équilibre et progression dans l'espace semblent être les facteurs privilégiés.

A notre connaissance, aucune étude n'a exploré les trajectoires locomotrices des patients hémiplégiques en environnement réel (par contraste avec un environnement virtuel avec flux optiques) lors de tâches de navigation impliquant des contournements d'obstacles par exemple, tâches couramment rencontrées au quotidien. Seule une étude focalisant sur la négligence a évalué les trajectoires locomotrices de patients à la suite d'un AVC par rapport à une trajectoire rectiligne demandée (Huitema et al., 2006). Les résultats ont mis en évidence une déviation latérale de la trajectoire (écart de la trajectoire rectiligne) chez les patients négligents par rapports aux patients ne présentant pas de négligence.

## VI Vers une analyse instrumentée du Timed Up and Go

### VI.1 Le test Timed Up and Go, représentatif de la navigation

Le test Timed Up and Go (TUG) évalue la capacité des patients à se lever d'une chaise, marcher 3m, faire demi-tour et revenir s'asseoir (Podsiadlo and Richardson, 1991). Ce test fait partie des évaluations locomotrices validées chez le patient hémiplégique et couramment réalisées en routine clinique comme le test de 10m pour évaluer la vitesse de marche et le test de 6 minutes pour évaluer le périmètre de marche (Ng and Hui-Chan, 2005). Le TUG est rapide de passation et, est connu comme un bon indicateur de la fonction locomotrice (Flansbjer et al., 2005). Il présente l'avantage d'évaluer les déplacements dans un contexte proche du quotidien, comprenant une marche orientée vers un but et un demi-tour et, semble donc représentatif des tâches de navigation locomotrices. Aussi le TUG nécessite une coordination entre les phases le composant et des capacités de stabilisation (Ng and Hui-Chan, 2005).

La performance au TUG est un score chronométrique renseignant sur la durée d'exécution de l'ensemble des activités le composant. Cette performance est suggérée comme indicateur permettant d'identifier les patients chuteurs (parmi les personnes âgées et les personnes hémiplégiques) (Shumway-Cook et al., 2000), (Simpson et al., 2011). Cependant, le TUG peut apparaître peu informatif des facteurs incriminés dans l'altération de la performance, rendant l'orientation thérapeutique spécifique difficile. De plus, la performance au TUG peut ne pas être suffisamment sensible pour discriminer les effets de telle ou telle thérapeutique ou dépister certains patients à risque de chute. Nous avons par exemple précédemment comparé l'impact d'un entraînement à la marche sur tapis roulant à un entraînement de marche au sol sur la performance des patients hémiplégiques au test TUG (Bonnyaud et al., 2014). L'absence de différence selon le terrain d'entraînement a soulevé la question de la sensibilité de la performance chronométrique globale au TUG et d'un possible effet plafond chez des sujets présentant une récupération motrice plutôt bonne, ces limites ayant été suggérées par ailleurs (Knorr et al., 2010). Ainsi, dans cette étude, la performance globale pouvait masquer l'amélioration spécifique de telle phase du TUG selon l'entraînement réalisé. De plus, de récentes études suggèrent que la capacité du TUG à prédire les chutes est limitée (Andersson et al., 2006), (Persson et al., 2011), (Barry et al., 2014). Au final, le TUG s'avère comme représentatif des déplacements locomoteurs du quotidien pour les patients hémiplégiques mais le score chronométrique à l'issue du test apparaît comme peu informatif.

A l'inverse, l'analyse quantifiée du mouvement (AQM) permet une évaluation très précise de la marche, faisant aujourd'hui figure de gold standard pour la quantification des paramètres biomécaniques de marche des patients (McGinley et al., 2009). Cette analyse tridimensionnelle autorise une approche de la compréhension des troubles du patient hémiplégique et constitue donc une aide à la décision thérapeutique ; elle permet également une évaluation objective et précise de l'impact des interventions (Yavuzer et al., 2008). Cependant, l'analyse de la marche par AQM réalisée en routine clinique consiste en une évaluation de la marche lancée en ligne droite, ce qui s'avère peu représentatif des activités locomotrices quotidiennes.

## VI.2 Une instrumentation du TUG

Au vu des données précédentes, il existerait un réel intérêt d'évaluer les tâches de navigation composant le TUG au moyen de l'analyse quantifiée du mouvement et proposer ainsi une instrumentation du TUG. L'étude biomécanique du TUG permettrait une analyse des différentes composantes (cinématique, stabilité) aboutissant à une performance donnée. Ceci est en accord avec de récentes études soulignant l'utilité d'approfondir le TUG (Wall et al. 2000), (Faria et al., 2013). En effet, Wall et al (2000) ont proposé le Expanded Timed Up and Go test permettant une analyse indépendante des phases constituant le TUG afin d'identifier celles incriminées dans la diminution de performance (Wall et al. 2000). Plus récemment, Faria et al (2013) ont suggéré l'utilisation d'une échelle d'évaluation biomécanique de chaque sous-tâche du TUG, le TUG-Assessment of Biomechanical Strategies (TUG-ABS) (Faria et al., 2013). Développée en 15 items, cette échelle permet aux thérapeutes de coter 3 items relatifs à la tâche assise debout, 5 relatifs à la marche, 4 relatifs au demi-tour et 3 relatifs à la tâche debout assise, avec 3 réponses possibles pour chaque item, lors de la réalisation du TUG par les patients. L'objectif d'une analyse du TUG par phase et d'une approche biomécanique de chacune de ses phases permettrait de mettre en évidence les difficultés rencontrées par le patient et ainsi d'orienter spécifiquement la prise en charge thérapeutique. Cela répondrait également aux besoins récemment mis en évidence comme, par exemple, la nécessité d'approfondir l'étude du demi-tour du TUG réalisé par des patients hémiplégiques (Hollands et al., 2010), l'importance de l'évaluation de la stabilité au cours de la marche (Hak et al., 2013b), (Little et al., 2014) et l'intérêt d'analyser les stratégies possiblement utilisées par les patients lors de tâches de navigation et de négociation d'obstacles en situation réelle (Vallis and McFadyen, 2003), (Hicheur et al., 2007).

Nous avons également précédemment montré qu'il existait des liens entre le score chronométrique du TUG et les paramètres biomécaniques de marche (obtenus au cours d'une AQM conventionnelle) chez les patients hémiplégiques (Bonnyaud et al., 2015). Ainsi, le pourcentage de simple appui côté parétique était le facteur le plus explicatif de la performance chronométrique. Ceci suggère que la performance globale du TUG est un indicateur du côté parétique et plus spécifiquement du contrôle de la stabilité du côté parétique. Bien que ces données s'avèrent intéressantes, l'existence d'un lien entre un score fonctionnel représentant les activités locomotrices du quotidien et des paramètres biomécaniques précis au cours d'une marche en ligne droite ne semblent pas aussi pertinent que l'analyse directe des paramètres biomécaniques au cours d'une tâche de navigation. Par conséquent, une approche quantitative des mouvements au cours de tâches de navigation, par instrumentation du TUG, pourrait permettre de mieux comprendre les mécanismes biomécaniques sous-tendant la performance aux différentes phases du TUG et, de fait, pourrait permettre de mieux guider la prise en charge thérapeutique des patients en fonction des phases du TUG les plus altérées.

Ces dernières années, les études évaluant des gestes quotidiens en laboratoire se sont multipliées, renseignant sur les stratégies de réalisation et ouvrant le champ de ce type d'analyse pour évaluer les patients. De nombreux auteurs ont ainsi mené une analyse biomécanique instrumentale des tâches assis debout et lever marche chez des sujets hémiplégiques et des sujets sains (Cheng et al., 1998), (Galli et al., 2008), (Lecours et al., 2008), (Dion et al., 2003), (Frykberg et al., 2009). Cheng et al (1998) ont ainsi montré que les patients hémiplégiques chuteurs exerçaient moins d'appui et présentaient plus d'oscillations médio-latérales par rapport aux patients non-chuteurs et aux sujets sains lors d'une tâche assis debout (Cheng et al., 1998). Pour cette même tâche, une flexion excessive du tronc associée à

une flexion dorsale de cheville majorée ont été trouvées chez les patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains, mouvements supposés répondre à une stratégie de stabilisation (Galli et al., 2008).

De récentes études ont porté sur l'analyse biomécanique du TUG dans sa globalité ou en partie chez des patients hémiplégiques, des patients parkinsoniens et des sujets sains (Weiss et al., 2010), (Zampieri et al., 2010), (Herman et al., 2014), (Salarian et al., 2010), (Hollands et al., 2010). Hollands et al (2010) ont ainsi étudié la phase du demi-tour du TUG chez des patients hémiplégiques (chuteurs et non-chuteurs) et des sujets sains (Hollands et al., 2010). Les résultats mettaient en évidence une durée de demi-tour plus importante chez les patients hémiplégiques chuteurs par rapport aux sujets sains (mais pas de différence avec les patients non-chuteurs), un nombre de pas identique entre les groupes et une orientation de la tête plus proche du point de rotation pour les patients hémiplégiques, lors du demi-tour côté non-parétique, comparativement aux sujets sains. Aucune différence cinématique de rotation axiale n'était retrouvée, ne permettant pas la discrimination des patients chuteurs. Ceci suggérait que d'autres paramètres explicatifs pouvaient être mis en jeu. D'autre part, l'instrumentation du TUG a récemment été réalisée au moyen de capteurs embarqués (accéléromètres, gyroscopes) chez des patients parkinsoniens et des sujets sains (Weiss et al., 2010), (Zampieri et al., 2010), (Salarian et al., 2010), (King et al., 2012), (Herman et al., 2014). Cette approche a notamment permis de montrer que les patients parkinsoniens adoptaient une amplitude lors de la phase de lever, une vitesse de rotation du tronc plus faibles et une durée ainsi qu'un nombre de pas aux demi-tours plus importants que les sujets sains (traduisant une stratégie précautionneuse), alors que le score chronométrique ne trouvait pas de différence entre les deux populations (Zampieri et al., 2010), (Salarian et al., 2010), (Weiss et al., 2010), (King et al., 2012). Ces études suggèrent que l'analyse biomécanique du TUG complète l'analyse de la performance chronométrique avec une quantification des mouvements permettant une meilleure compréhension des mécanismes sous-tendant la performance. Cependant, à ce jour, ce genre d'analyse du TUG n'a jamais été proposé pour les patients hémiplégiques.

## **SYNTHÈSE ET OBJECTIFS**

---

A la suite d'un AVC, les patients hémiplégiques présentent des troubles de la marche dont l'origine est multifactorielle (déficits de la commande motrice volontaire, spasticité, syncinésies, déficits sensoriels, troubles cognitifs, complications orthopédiques). Ces troubles se traduisent par une perturbation des paramètres spatio-temporels (avec notamment une diminution de la vitesse et de la longueur de pas et une augmentation de la largeur de pas et du temps de double appui) et des paramètres de la cinématique articulaire (avec une diminution des pics de flexion en phase oscillante et des pics d'extension en phase d'appui côté parétique, à l'exception d'une possible hyperextension de genou en phase d'appui), comparativement à des sujets sains. Ces paramètres permettent une meilleure compréhension de la diminution de la performance de marche des patients et donc d'orienter la prise en charge thérapeutique.

Par ailleurs, ces dernières décennies, plusieurs études ont mis en évidence l'intérêt d'étudier la stabilité au cours de la marche chez les patients hémiplégiques. Parmi les paramètres utilisés pour évaluer cette stabilité au cours de la marche figurent les déplacements du COM, les paramètres spatio-temporels et le minimum foot clearance. Les déplacements du COM sont augmentés chez les patients hémiplégiques, signe d'un défaut de leur stabilité (Detrembleur et al., 2003), (Clark et al., 2012). La vitesse de marche, la largeur et la longueur de pas, le pourcentage de phase de double appui et de simple appui côté parétique sont également proposés comme indicateurs de stabilité des patients hémiplégiques (Patterson et al., 2008), (Chen et al., 2005), (Kao et al., 2014), (Hak et al., 2013b). Le MFC, augmenté chez les patients hémiplégiques (Little et al., 2014), est proposé comme étant le reflet d'adaptations pour prévenir les risques de chute par accrochage du pied au sol. De plus, les patients hémiplégiques diminuent leur vitesse et la cinématique articulaire des membres inférieurs pour répondre aux contraintes environnementales, comme la marche en cercle ou la marche en centre commercial (Lord et al., 2006), (Duval et al., 2011).

D'autre part, de récentes études suggèrent que l'évaluation des trajectoires locomotrices chez les patients hémiplégiques, renseigne sur leur adaptation aux contraintes environnementales. L'analyse des trajectoires locomotrices dans un contexte d'environnement virtuel avec flux optique a ainsi permis de mettre en évidence une déviation de la trajectoire des patients hémiplégiques différente de celle des sujets sains (Lamontagne et al., 2010), (Aburub and Lamontagne, 2013). Ces modifications peuvent être envisagées comme une prise en compte par le patient de la complexité de la tâche.

Au final, les récentes propositions d'analyse de la stabilité au cours de la marche et des trajectoires locomotrices complètent l'évaluation plus fréquente de la cinématique de marche chez les patients hémiplégiques. Ces évaluations, autorisant une meilleure compréhension des déplacements des patients dans l'environnement, pourraient permettre d'orienter plus spécifiquement la prise en charge thérapeutique.

L'évaluation des capacités de marche des patients hémiplégiques en routine clinique passe par des tests fonctionnels aboutissant à l'obtention d'une performance globale, souvent chronométrique. A l'inverse, l'AQM offre la possibilité d'obtenir une quantification des paramètres de marche. La limite de chacune de ces approches constitue le point fort de l'autre approche. Ainsi le TUG permet d'envisager la marche comme une navigation du patient dans son environnement avec des tâches de marche orientée et de demi-tour, mais n'est, à ce jour, évalué qu'avec un score chronométrique global ne permettant pas la compréhension des mécanismes impliqués dans les variations de la performance. A l'inverse, l'évaluation de la marche par AQM offre des résultats concernant chacune des composantes du mouvement, mais, conventionnellement, se limite à l'étude de la marche lancée, en ligne droite stricte sans prise en compte des éléments environnants, pourtant présents dans la vie quotidienne. L'instrumentation du TUG pour une analyse biomécanique des tâches de navigation répond donc aux besoins soulignés par la littérature avec notamment une analyse spatio-temporelle et de la cinématique articulaire (Faria et al., 2013), (Zampieri et al., 2010), (Salarian et al., 2010), une analyse spécifique du demi-tour (Hollands et al., 2010) et une analyse des trajectoires locomotrices. Une analyse instrumentée du TUG permettra ainsi une étude biomécanique des troubles locomoteurs des patients hémiplégiques au plus proche des conditions quotidiennes et donc une meilleure compréhension des mécanismes impliqués dans la diminution de la performance observée chez ces patients. Ceci pourrait permettre à terme d'envisager une orientation optimale de la prise en charge thérapeutique des patients présentant des séquelles d'AVC. Au total, pour caractériser précisément les déplacements des patients, une quantification (1) de la cinématique, (2) de la stabilité et (3) des trajectoires locomotrices en fonction de la tâche locomotrice réalisée (marche orientée vers une cible, demi-tour) semble nécessaire et pertinente.

L'objectif principal de cette thèse était donc de caractériser l'organisation des patients hémiplégiques au cours des tâches de navigation du TUG (marche orientée vers la cible, demi-tour et marche orientée vers le siège) et de définir la ou les stratégies d'adaptations possiblement utilisées par les patients. Pour cela nous proposons une analyse biomécanique de leurs déplacements locomoteurs lors de 3 phases du TUG (Aller, Demi-tour, Retour) permettant une étude de la cinématique, de la stabilité et des trajectoires locomotrices. Ce travail repose sur 4 études évaluant et comparant ces différents paramètres au moyen d'un système optoélectronique chez des patients hémiplégiques et des sujets sains.

La première étude avait pour objectif de déterminer quels paramètres spatio-temporels et cinématiques évalués au cours des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG étaient le plus liés à la performance chronométrique des phases correspondantes chez des patients hémiplégiques. Nous avons émis l'hypothèse que le pourcentage de phase de simple appui et le pic d'extension de hanche du côté parétique seraient particulièrement liés à la performance des sous-tâches de marche orientée et de demi-tour du TUG. Ces hypothèses étaient basées sur le fait que le pourcentage de phase de simple appui au cours de la marche en ligne droite a été montré comme étant le principal facteur explicatif de la performance totale au TUG (Bonnyaud et al., 2015) et que le pic d'extension de hanche a été montré comme associé à la vitesse de marche (Lamontagne and Fung, 2004).

La seconde étude avait pour objectifs de (1) comparer les paramètres spatio-temporels et cinématiques évalués au cours des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG entre les patients hémiplégiques et des sujets sains et de (2) déterminer si les paramètres explicatifs de la performance de chacune des phases étudiées différaient entre les patients hémiplégiques et des sujets sains. Les paramètres spatio-temporels et cinématiques étant diminués chez les patients hémiplégiques au cours de la marche en ligne droite (Kerrigan et al., 1991), (Olney and Richards, 1996), (Perry, 1992), (von Schroeder et al., 1995) nous avons émis l'hypothèse qu'ils seraient également diminués au cours des phases de navigation du TUG. Nous émettions aussi l'hypothèse que les paramètres explicatifs des phases du TUG différaient entre les patients hémiplégiques et des sujets sains.

La troisième étude visait à (1) analyser la stabilité au cours des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG en étudiant les déplacements verticaux et médio-latéraux du COM et le MFC des patients hémiplégiques et de les comparer à ceux des sujets sains ; (2) évaluer les relations entre les paramètres du COM et le MFC et la performance chronométrique des phases correspondantes ; et (3) comparer les paramètres du COM et le MFC entre les patients hémiplégiques chuteurs et non-chuteurs. Nous supposons que les déplacements verticaux et médio-latéraux du COM seraient de plus grande amplitude et de plus grande vitesse et que, le MFC serait plus important chez les patients hémiplégiques que chez les sujets sains, en se basant sur les données publiées sur la stabilité à la marche en ligne droite chez les patients hémiplégiques (Detrembleur et al., 2003), (Little et al., 2014). Nous émettions également l'hypothèse que les paramètres du COM et le MFC seraient positivement corrélés à la performance chronométrique des phases correspondantes du TUG et que les déplacements du COM seraient plus importants et le MFC serait réduit chez les patients hémiplégiques chuteurs, en comparaison avec les non-chuteurs.

La quatrième étude avait pour objectifs (1) d'analyser les trajectoires locomotrices des patients hémiplégiques lors des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG et les comparer à celles des sujets sains ; (2) de comparer les paramètres des trajectoires entre les patients hémiplégiques chuteurs et les non-chuteurs et entre les patients hémiplégiques droits et gauches; et (3) évaluer la corrélation entre les paramètres de trajectoire et le score à la BBS des patients hémiplégiques. Nous émettions l'hypothèse que les trajectoires des patients hémiplégiques seraient déviées par rapport à celles des sujets sains et particulièrement lors de la phase du demi-tour du TUG, phase la plus complexe en terme de stabilité (Lamontagne et al., 2010). Nous émettions également l'hypothèse que

les trajectoires seraient différentes entre les patients hémiparétiques chuteurs et les non-chuteurs et seraient plus déviées chez les patients hémiparétiques gauches que chez les patients hémiparétiques droits du fait de l'altération de la perception de la verticale à la suite d'un AVC hémisphérique droit. Nous supposons par ailleurs que les trajectoires les plus longues seraient associées à de faibles scores à la BBS, en considérant que les patients les plus instables dévierait le plus de la trajectoire optimale pour assurer une bonne stabilité.

## **CHAPITRE 2: MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE**

### **I Population**

Vingt-neuf patients hémiplégiques et vingt-cinq sujets sains ont accepté de participer au protocole après explication de celui-ci et ont donné leur consentement écrit. Les patients inclus étaient hospitalisés ou régulièrement suivis dans le service de médecine physique et rééducation de l'hôpital Raymond Poincaré, Garches. Les critères d'inclusion étaient: avoir plus de 18 ans, une hémiplégie due à un AVC, la capacité de réaliser plusieurs TUG sans aide technique et être suffisamment stable médicalement pour participer au protocole. Les patients étaient exclus s'ils présentaient d'autres troubles neurologiques, orthopédiques ou médicaux pouvant interférer avec le test. Dans les études 2, 3 et 4, les patients hémiplégiques ont été comparés à des sujets sains, appariés en âge. Les sujets sains n'avaient pas d'antécédents neurologiques ou orthopédiques pouvant interférer avec la locomotion. Ce protocole a reçu l'approbation du comité d'éthique institutionnel (Comité de protection des personnes Ile de France XI, Ref 13005. CNIL, Ref DR-2013-283) et a fait l'objet d'un dépôt sur le site ClinicalTrials.gov (Identifier: NCT01807273).

Les caractéristiques des patients hémiplégiques et des sujets sains figurent dans le tableau 2.

Tableau 2 : Caractéristiques des patients hémiparétiques et des sujets sains.

Sujets	Sexe	Age	Taille	Poids	Côté Hémiparétique pour les patients Côté non dominant pour les sujets sains
Patients hémiparétiques	18 H / 11 F	$54,2 \pm 12,2$	$1,68 \pm 0,09$	$73,2 \pm 16,2$	17 gauches / 12 droits
Sujets sains	11 H / 14 F	$51,6 \pm 8,7$	$1,67 \pm 0,11$	$65,6 \pm 14,7$	23 gauches / 2 droits

## II Matériel de mesure et procédure expérimentale

Afin de répondre à nos objectifs, les données biomécaniques de tâches de navigation ont été quantifiées au moyen d'une analyse tridimensionnelle du mouvement. Ce chapitre décrit le système et le modèle utilisés, la procédure expérimentale, le traitement des données, les paramètres biomécaniques analysés et enfin les données cliniques.

### II.1 Système optoélectronique et modèle biomécanique

Un système d'analyse du mouvement optoélectronique a été utilisé (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA), avec une fréquence d'échantillonnage de 100Hz. Ce système se compose de 8 caméras infrarouges (Eagle, 1.3 Mpixels) et de marqueurs passifs réfléchissants. Les caméras sont placées de façon à correspondre au volume dans lequel évoluaient les sujets lors de la réalisation du TUG. Chaque marqueur doit ainsi être perçu simultanément par au moins deux caméras afin de pouvoir reconstruire son positionnement dans les trois plans de l'espace (Bonnefoy et al., 2005a). Le logiciel Cortex (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) permet l'acquisition, la visualisation en temps réel des marqueurs et la première phase de traitement des données (traitement des trajectoires des marqueurs).

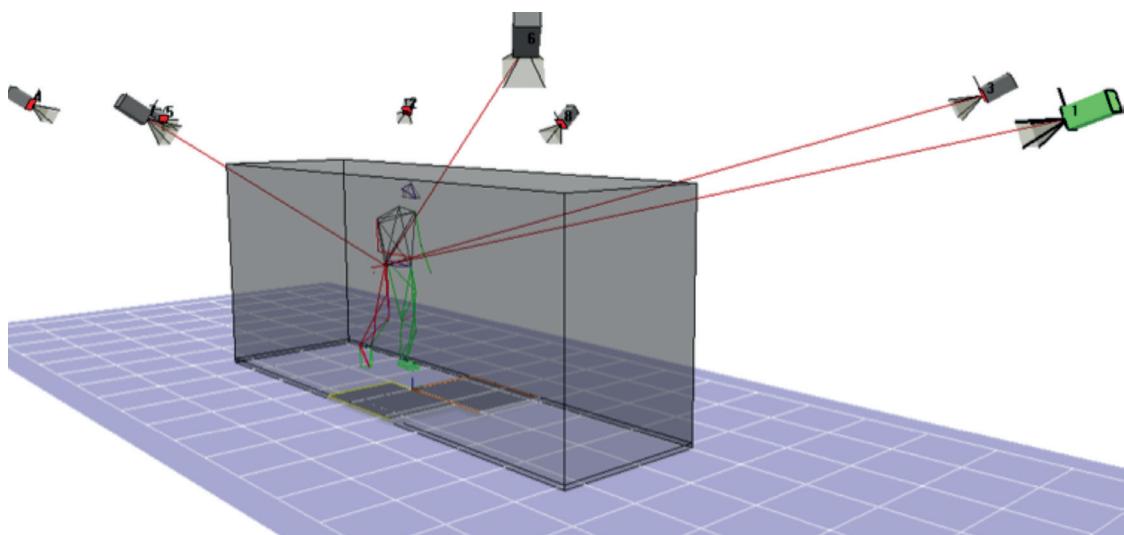


Figure 5: Capture d'écran d'une scène de visualisation du set de marqueurs utilisé pour la modélisation du corps entier. Exemple d'identification et de suivi d'un des capteurs du pelvis par les caméras 1-3-5-6.

Le modèle Helen Hayes a été utilisé (Kadaba et al., 1990). Il définit le placement de marqueurs identifiant les segments des participants (modèle à 12 segments). Le tableau 3 présente les marqueurs du modèle et les repères anatomiques de placement et l'annexe 1 présente le placement de ces marqueurs sur un sujet.

Tableau 3 : Marqueurs du modèle Helen Hayes et repères anatomiques de placement.

<b>Appellation du marqueur</b>	<b>Repères anatomiques</b>
R. Shoulder	sommet de l'acromion droit
L. Shoulder	sommet de l'acromion gauche
R. Elbow	épicondyle latéral de l'humérus droit
L. Elbow	épicondyle latéral de l'humérus gauche
R. Wrist	milieu des styloïdes radiale et ulnaire droites, face dorsale
L. Wrist	milieu des styloïdes radiale et ulnaire gauches, face dorsale
Offset	pointe de la scapula droite
R. Asis	épine iliaque antéro-supérieure droite
L. Asis	épine iliaque antéro-supérieure gauche
V. Sacral	partie supérieure du sacrum, jonction avec L5
R. Thigh	segment cuisse droit
L. Thigh	segment cuisse gauche
R. Knee	condyle latéral du fémur droit, dans l'axe de flexion/extension de genou
L. Knee	condyle latéral du fémur gauche, dans l'axe de flexion/extension de genou
R. Knee medial	condyle médial du fémur droit, dans l'axe de flexion/extension de genou
L. Knee medial	condyle médial du fémur gauche, dans l'axe de flexion/extension de genou
R. Shank	segment jambier droit
L. Shank	segment jambier gauche
R. Ankle	malléole latérale de la cheville droite dans l'axe de flexion/extension de cheville
L. Ankle	malléole latérale de la cheville gauche dans l'axe de flexion/extension de cheville
R. Ankle Medial	malléole médiale de la cheville droite dans l'axe de flexion/extension de cheville
L. Ankle Medial	malléole médiale de la cheville gauche dans l'axe de flexion/extension de cheville
R. Heel	partie postérieure du calcaneum droit dans l'alignement du marqueur orteil
L. Heel	partie postérieure du calcaneum gauche dans l'alignement du marqueur orteil
R. Toe	entre le 2eme et le 3eme métatarsé droit dans l'alignement du marqueur talon
L. Toe	entre le 2eme et le 3eme métatarsé gauche dans l'alignement du marqueur talon

Des marqueurs ont été ajoutés sur les grands trochanters et les crêtes iliaques afin de faciliter la reconstruction des trajectoires des marqueurs du pelvis. Au total, trente marqueurs ont été utilisés. Les mesures sont influencées par le système utilisé mais également par le placement des marqueurs (McGinley et al., 2009). Par conséquent, le même examinateur a positionné les marqueurs pour l'ensemble des sujets étudiés.

Le positionnement de ce set de marqueurs permet de définir des repères segmentaires afin de quantifier leurs déplacements relatifs ou absolu. Cette quantification des déplacements relatifs correspond à la cinématique articulaire et se déroule en deux étapes:

- la définition des repères segmentaires représentatifs de la structure osseuse: pour chaque segment, un repère est défini à partir des marqueurs posés sur le sujet et des centres articulaires. Le tableau 4 présente les repères segmentaires.

- le calcul des angles d'Euler: ce calcul consiste en la quantification de trois rotations successives autour des axes XYZ selon la séquence choisie. Pour le modèle Helen Hayes et avec les repères définis précédemment, nous avons la séquence ZYX soit flexion/extension puis, abduction/adduction ou varus/valgus puis, rotation interne/rotation externe (Grood and Suntay, 1983), (Kadaba et al., 1990).

Tableau 4 : Repères segmentaires d'après le modèle Helen Hayes.

<b>Segment</b>	<b>Origine et axes</b>	<b>Direction</b>
<b>Pelvis</b>	o	origine au milieu des 2 épines iliaques antéro-supérieures
	x	dirigé vers le bas, orthogonal au plan formé par les marqueurs Asis et sacrum
	y	dirigé vers l'avant
	z	dirigé latéralement vers la droite
<b>Cuisse</b>	o	origine au centre articulaire de la hanche
	x	dirigé vers le centre articulaire du genou
	y	dirigé vers l'avant
	z	dirigé latéralement pour la cuisse droite, médialement pour la cuisse gauche
<b>Segment jambier</b>	o	origine au centre articulaire du genou
	x	dirigé vers le centre articulaire de la cheville
	y	dirigé vers l'avant
	z	dirigé latéralement pour la jambe droite, médialement pour la jambe gauche
<b>Pied</b>	o	origine au centre articulaire de la cheville
	x	dirigé vers le bas, orthogonal aux axes y et z
	y	dirigé vers l'avant du marqueur talon vers le marqueur orteil
	z	dirigé latéralement pour le pied droit, médialement pour le pied gauche, orthogonal au plan formé par le marqueur talon, le marqueur orteil et le centre articulaire de la cheville

Le positionnement de ce set de marqueurs permet également la quantification des déplacements du centre de masse, COM, dans les trois plans de l'espace (COMx pour le plan antéro-postérieur, COMy pour le plan médio-latéral et COMz pour le plan vertical). La position du COM du sujet est le barycentre des centres de masses des segments modélisant le sujet. Son calcul est permis par l'utilisation de la table anthropométrique proposée par Dempster en 1955 (Dempster, 1955), la masse de chaque segment étant proportionnelle à la masse totale du sujet et la position du centre de masse de chaque segment étant proportionnelle aux marqueurs du segment considéré.

La table anthropométrique proposée par Dempster en 1955 a été utilisée chez les patients hémiplégiques à défaut d'une table anthropométrique spécifique à cette population. D'autres auteurs ont également fait ce choix méthodologique pour la détermination des déplacements du COM chez des patients neurologiques et des sujets âgés au cours de la marche (Catena et al., 2007) (Hahn and Chou, 2003). Des modifications morphologiques comme l'atrophie, les infiltrations adipeuses, la décalcification font suite à l'AVC (Hachisuka et al., 1997), (Ryan et al., 2002), (Lam et al., 2016) et légitimeraient l'utilisation d'une table anthropométrique pour les patients hémiplégiques. Néanmoins, à notre connaissance, aucune table spécifique pour cette population n'existe. Idéalement, la détermination du centre de masse des patients hémiplégiques peut se faire à partir de données issues de l'imagerie médicale, ce qui n'était pas possible dans le cadre de nos études. D'autres tables existent comme celle de Zatsiorsky (1990) ou celle de McConville (1980) (Zatsiorsky et al., 1990), (McConville et al., 1980). Cependant ces tables ont été établies à partir de données de sujets jeunes (âge moyen de 24,8 ans pour la table de Zatsiorsky et de 27 ans pour McConville), alors que les données de la table de Dempster correspondent à des sujets d'une moyenne d'âge de 69 ans, ce qui est plus proche de l'âge de la population inclue dans nos études. La table proposée par Dempster est par ailleurs fréquemment utilisée par la communauté biomécanique pour l'analyse tridimensionnelle de la marche de patients hémiplégiques (Chen et al., 2005), (Cruz et al., 2009), (Hollands et al., 2010).

Parallèlement à cette approche multisegmentaire basée sur une table anthropométrique, une autre méthode est proposée pour suivre les déplacements du COM lors de la marche : la quantification des trajectoires d'un marqueur unique positionné sur le sacrum (Clark et al., 2012). Situer le COM sur le sacrum, en périphérie, nous paraît moins pertinent que l'approche multisegmentaire. L'implication de la totalité des segments dans la stabilité d'un sujet légitime la détermination multisegmentaire du COM par rapport à un marqueur unique (Marigold and Misiaszek, 2009). Gard et al (2004) trouvent une supériorité de l'analyse multisegmentaire par rapport au marqueur unique pour l'analyse des déplacements verticaux du COM lors de la marche, lorsque la vitesse de celle-ci dépasse 0,8m/s (Gard et al., 2004). Aussi, la très récente étude de Tisserand et al (2016) montre qu'un modèle par marqueur unique sur le sacrum n'est pas approprié pour estimer le positionnement du COM lors de mouvements dynamiques comme la marche et le rattrapage d'équilibre (Tisserand et al., 2016). Dans nos études, la tâche impliquant des mouvements dynamiques avec marche et maintien de la stabilité et, la vitesse moyenne des participants excédant 0,8m/s, l'approche multisegmentaire nous a semblé de fait justifiée. De plus, Rabuffetti et Baroni (1999) montrent qu'un modèle multisegmentaire est plus précis qu'un modèle dit « approximatif » basé sur le pelvis (modélisé par 4 marqueurs) pour déterminer le COM lors de mouvements libres et de sauts (Rabuffetti and Baroni, 1999). Du fait de l'ensemble des raisons précitées, notre choix s'est porté sur l'utilisation de la méthode multisegmentaire avec la table proposée par Dempster pour le suivi du COM des patients hémiplégiques et des sujets sains lors du TUG.

## II.2 Procédure expérimentale

Les patients hémiparétiques et les sujets sains ont réalisé le TUG sans aide technique à vitesse spontanée.

La littérature souligne l'influence des conditions de passation du TUG ou des tâches assis debout sur la performance. Ainsi Janssen et al (2002) ont montré que la hauteur de chaise, la présence d'accoudoirs, le positionnement des pieds, des genoux et du tronc et l'utilisation des bras impactent le mouvement assis debout (la première phase du TUG), avec une diminution des moments articulaires des membres inférieurs lorsque le siège est haut, lorsque des accoudoirs sont utilisés et lorsque le positionnement des pieds est postérieur (Janssen et al., 2002). Brunt et al (2002) ont également mis en évidence une durée de passage assis debout plus importante lorsque le membre inférieur non-parétique était placé en avant ou sur une cale (en hauteur) par rapport au membre inférieur parétique (Brunt et al., 2002). Heung et Ng (2009) ont montré que la hauteur du siège et le côté du demi-tour influençaient la performance au TUG des patients hémiparétiques, avec une performance plus rapide lorsque l'assise était haute et le demi-tour était effectué du côté parétique (Heung and Ng, 2009). De même, le port et le type de chaussures peuvent impacter la performance au TUG (Arnadottir and Mercer, 2000). De ce fait, deux conditions ont été évaluées : la condition spontanée et la condition standardisée.

Dans les deux conditions, les participants portaient le même modèle de chaussures, étaient assis sur un même tabouret fixe et les bras étaient positionnés le long du corps (Gilleard et al., 2008), (Frykberg et al., 2009).

La condition spontanée représente les conditions de vie quotidienne, avec une hauteur de siège conventionnelle (45cm) (Frykberg et al., 2009), une position de départ spontanée pour les membres inférieurs (Frykberg et al., 2012) et le tronc (les bras restant le long du corps pour ne pas participer au lever) et aucune instruction quant au sens du demi-tour n'était délivrée. La consigne était alors «Au signal, vous vous lèverez, irez faire le tour du cône et vous reviendrez vous asseoir, à vitesse normale, sans utiliser les bras pour vous lever et vous asseoir».

La condition standardisée vise à rendre l'examen comparable entre les participants. La hauteur du siège correspondait à la distance tête de la fibula / sol (Gilleard et al., 2008), (Janssen et al., 2002), les genoux sont fléchis à 100° et les pieds placés symétriquement (Brunt et al., 2002), (Cheng et al., 1998). Une marque au sol et une vérification goniométrique des amplitudes des genoux permettaient de reproduire cette position. Au départ, les participants devaient se redresser (Roy et al., 2006), (Gilleard et al., 2008) et effectuer le demi-tour côté parétique (non-dominant pour les sujets sains). La consigne était «Au signal, vous vous lèverez, irez faire le tour du cône du côté droit/gauche (selon le côté de l'hémiparésie pour les patients hémiparétiques/ le côté non-dominant pour les sujets sains) et vous reviendrez vous asseoir, à vitesse normale, sans utiliser les bras pour vous lever et vous asseoir».

Trois essais ont été réalisés et enregistrés pour chaque condition. Afin que le positionnement et les consignes de la condition standardisée n'influencent pas la condition spontanée, cette dernière était réalisée en premier (Roy et al., 2006). Les consignes étaient redonnées aux participants avant chaque essai, spécifiquement selon la condition à effectuer et les participants étaient repositionnés avant chaque essai pour la condition standardisée.

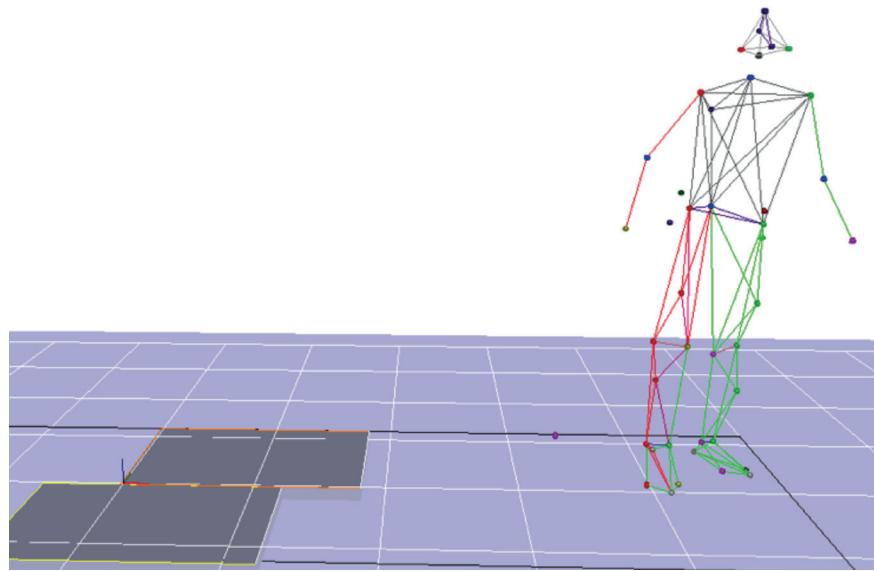


Figure 6: Capture d'écran d'une scène de demi-tour (vue sagittale) d'un patient hémiparétique lors de la passation du TUG au laboratoire.

### III Traitement des données

Une première phase de traitement des données consiste à analyser les trajectoires des différents marqueurs positionnés (interpolation et filtrage : filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4 avec une fréquence de coupure à 6Hz). Ce traitement a été réalisé via le logiciel fourni avec le système optoélectronique (Cortex, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA).

La seconde phase de traitement des données consiste à identifier :

- Les évènements du cycle de marche: un cycle correspondant à une pose talon jusqu'à la prochaine pose talon du même pied (Perry, 1992). Les événements de contact du pied avec le sol et décollement des orteils sont identifiés pour découper le cycle en phase oscillante et phase d'appui.

- Les 3 phases du TUG: (i) la phase *Aller* de marche orientée vers le cône. Elle commençait du décollement du premier pied et se terminait lors de la première pose du pied en direction du demi-tour ; (ii) la phase *Demi-tour* (contournement du cône). Elle commençait de la première pose du pied en direction du demi-tour et se terminait lors de la première pose du pied dans l'alignement du tabouret (Thigpen et al., 2000) ; (iii) la phase *Retour* de marche orientée vers le tabouret. Elle commençait lors de la première pose du pied dans l'alignement du tabouret et se terminait avec la dernière pose du pied avant le demi-tour pour s'asseoir (Frykberg et al., 2009), (Thigpen et al., 2000), (Faria et al., 2012).

Cette identification des événements a été réalisée au moyen du logiciel Mokka (Motion Kinematic & Kinetic Analyzer, <http://biomechanical-toolkit.github.io/mokka/index.html>).

### IV Les paramètres analysés

A l'issue du découpage des cycles et des phases, une routine développée sous Matlab (R14, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) a été utilisée pour le calcul des paramètres biomécaniques de chacune des trois phases du TUG analysées. Le déplacement relatif des segments permet le calcul des paramètres cinématiques articulaires du TUG.

## IV.1 Les paramètres spatio-temporels

La performance de chacune des phases étudiées du TUG correspond à la durée (en sec) de ces phases.

Les paramètres spatio-temporels analysés au cours de chaque cycle de marche et chaque phase du TUG étaient :

- La vitesse de marche (en cm/s), calculée à partir de la longueur de l'enjambée (distance entre le marqueur talon lors de la pose du pied et le même marqueur talon de la pose de pied suivante) et la durée du cycle ;
- La cadence (en nombre de pas / min), calculée à partir des événements pose talon ;
- La longueur de pas (en cm) des deux côtés, distance calculée, pour la longueur du pas gauche, entre le marqueur talon du pied droit et la projection du marqueur talon du pied gauche sur la ligne d'avancement du pied droit, et inversement pour le pas droit;
- La largeur de pas (en cm), distance calculée entre un marqueur talon et sa projection sur la ligne d'avancement du pied opposé;
- Le pourcentage de phase de simple appui (en % du cycle de marche) des deux côtés, calculé entre l'événement pose du pied considéré et l'événement suivant décollement du même pied;
- Le pourcentage de phase oscillante (en % du cycle de marche) des deux côtés, calculé entre l'événement décollement du pied considéré et l'événement suivant pose du même pied;

## IV.2 Les paramètres de la cinématique articulaire

Les paramètres de la cinématique articulaire analysés au cours de chaque cycle de marche, pour les phases Aller, Demi-tour et Retour, étaient les pics de flexion et extension de hanches, de genoux et de chevilles des deux côtés. Pour la cheville, le pic de dorsiflexion était calculé uniquement sur la phase oscillante.

Les principaux déficits d'amplitude et schémas de marche décrits chez les patients hémiplégiques ont orienté ce choix d'une analyse dans le plan sagittal. Ainsi, la phase oscillante est souvent caractérisée par un déficit des pics de flexion (Kerrigan et al., 1991), (Olney and Richards, 1996), (Chen et al., 2005) et la phase d'appui par un déficit d'extension de hanche (De Quervain et al., 1996), par un possible recurvatum de genou ou une flexion excessive (Olney and Richards, 1996) et un déficit de dorsiflexion (possible équin) et de plantarflexion de cheville (Olney and Richards, 1996), (Viel, 2000).

## IV.3 Les déplacements du centre de masse, comme paramètres de stabilité, et le MFC

Nous avons vu dans le chapitre précédent que les déplacements du COM peuvent être considérés comme des indicateurs d'un défaut de stabilité, lorsque l'amplitude et la vitesse de ces déplacements sont excessives (Chou et al., 2001), (Chou et al., 2003), (Hahn and Chou, 2003), (Kelly et al., 2008). Plusieurs auteurs suggèrent effectivement que la majoration des déplacements du COM chez les

patients cérébro-lésés par rapport à des sujets sains lors de la marche (Tyson, 1999), (De Bujanda et al., 2004), (Clark et al., 2012), (Detrembleur et al., 2003) et de tâches plus instables comme l'enjambement d'obstacles (Chou et al., 2004) traduit un défaut de stabilité des patients.

Pour quantifier la stabilité des patients, les paramètres des déplacements du COM sont préférés à la marge de stabilité (et au COM extrapolé) proposée par Hof et al (2005) (Hof et al., 2005). L'approche proposée par Hof et al considère le corps humain comme un simple pendule inversé, soit une masse se balançant au-dessus d'un segment rigide unique (Hof et al., 2005). L'influence des mouvements des différents segments des membres inférieurs et des segments sus-jacents ne sont donc pas pris en compte dans ce modèle simplifié. La détermination du COM par l'approche multisegmentaire décrite précédemment apparaît par conséquent plus proche de la réalité.

Dans la littérature, l'analyse des déplacements du COM lors de la marche en ligne droite se fait par rapport à la ligne d'avancement du sujet (Chou et al., 2001), (Catena et al., 2007), (Kelly et al., 2008), (Clark et al., 2012). Le TUG induit des changements de direction du sujet dans l'espace. La marche est d'abord orientée vers le cône, puis il y a une rotation autour de celui-ci et enfin une marche orientée vers le siège, en sens inverse de la première phase de marche. La ligne d'avancement des sujets lors du TUG est définie par la droite passant par les positions du marqueur sacrum à chaque début et fin de cycle avec un repère local mobile (x pour le plan antéro-postérieur, y pour le plan médiolatéral et z pour le plan vertical).

Les paramètres de déplacements du COM analysés, par rapport à cette ligne d'avancement, pour évaluer la stabilité des participants lors du TUG étaient l'amplitude et la vitesse des déplacements du COM à chaque cycle de marche dans le plan vertical et dans le plan médiolatéral.

Le minimum foot clearance (MFC), est l'autre paramètre de contrôle de la stabilité que nous avons choisi d'analyser (Hamacher et al., 2011). Ce paramètre est ainsi reconnu comme le reflet d'adaptations pour éviter tout accrochage du pied au sol et trébuchement (Weerdesteyn et al., 2008), (Barrett et al., 2010). De plus, le MFC nous apparaît intéressant à quantifier du fait qu'il représente la résultante de la cinématique articulaire du membre inférieur. Le calcul du MFC est permis par la mesure de la hauteur du marqueur orteil à la phase oscillante par rapport à sa hauteur à la phase d'appui, à chaque cycle de marche. Le milieu de la phase oscillante est choisi pour identifier ce minimum puisque cet instant correspond à une réduction de la clearance, qui est à l'origine du risque d'accrochage du pied au sol (Winter, 1992), (Mills and Barrett, 2001), (Menant et al., 2009).

#### **IV.4 Les paramètres de trajectoire**

L'étude de la trajectoire locomotrice lors de tâches de navigation nous renseigne sur l'adaptation des sujets aux contraintes environnementales. L'analyse de la déviation de la trajectoire locomotrice est relativement récente chez les sujets sains (Courtine and Schieppati, 2003), (Hicheur et al., 2007) et plus récente chez les sujets présentant une atteinte neurologique (Lamontagne et al., 2010). Certains auteurs analysent le suivi d'une trajectoire imposée, d'autres analysent la trajectoire spontanée lors d'une tâche de navigation dont seule la cible à atteindre est imposée.

Nous proposons, dans le cadre de ce travail, le suivi du COM des participants lors du TUG pour une approche globale de la trajectoire locomotrice spontanée lors de tâches de navigation. Deux types de paramètres sont analysés : la longueur de la trajectoire totale (Hicheur et al., 2007) et la déviation de la trajectoire par rapport à une trajectoire de référence.

Le terme de déviation de la trajectoire est utilisé pour quantifier l'écart de la trajectoire de chaque participant (patients hémiplégiques et sujets sains) par rapport à une trajectoire de référence. Cette référence correspond généralement à la moyenne des trajectoires normalisées des sujets sains (Hicheur et al., 2007). Dans l'objectif de créer cette trajectoire de référence, une analyse préliminaire de nos mesures a été réalisée à partir des acquisitions des sujets sains. La normalisation temporelle de la trajectoire du COM a été choisie en tenant compte de la performance chronométrique des patients hémiplégiques. Nous avons choisi de conserver le plus possible les caractéristiques temporelles et spatiales de la trajectoire du COM des patients hémiplégiques. Pour cela, la trajectoire du COM a été suréchantillonnée afin d'obtenir une normalisation temporelle sur 1300 points (équivalent à 13 sec à 100 Hz, performance moyenne des patients hémiplégiques).

Plusieurs approches existent pour quantifier un écart entre deux trajectoires, l'approche spatiale et l'approche spatio-temporelle. La distance euclidienne entre deux trajectoires est l'approche spatiale la plus couramment utilisée pour l'étude des trajectoires locomotrices des sujets sains (Courtine and Schieppati, 2003), (Hicheur et al., 2007). Cette méthode peut être adaptée lorsque les trajectoires comparées sont proches d'un point de vue temporel. Cependant, dans le cas de notre étude, les patients hémiplégiques mettent plus de temps que les sujets sains pour réaliser le TUG. Le choix de méthodes permettant de comparer des signaux de longueur différente paraît donc plus adapté que le calcul d'une distance euclidienne entre deux points par pas de temps (Ding et al., 2008), (Etienne, 2011). La distance de Hausdorff (DH) et la déformation temporelle dynamique (Dynamic Time Warping, DTW) répondent à ce besoin. La DH est une approche spatiale et la DTW est une approche spatio-temporelle. Ces paramètres ont été utilisés pour quantifier la déviation de la trajectoire de chaque participant par rapport à la trajectoire de référence précédemment définie. Ces paramètres ont largement été utilisés dans différents domaines tels que l'analyse de comportements de marche (Psarrou et al., 2002), (Laxhammar and Falkman, 2011), le suivi d'objets mobiles (Etienne, 2011) ou la reconnaissance d'écriture (Di Brina et al., 2008).

DH est largement utilisée dans la reconnaissance de forme notamment dans le traitement de l'image (Huttenlocher et al., 1993). Elle est aussi proposée pour détecter les événements critiques de trajectoires locomotrices pour des applications de surveillance (Laxhammar and Falkman, 2011). Pour chaque point de chaque trajectoire, l'algorithme recherche le point le plus proche de l'autre trajectoire (distance minimale). DH est la plus grande distance parmi ces distances, elle est donc sensible aux points excentrés. L'équation correspondant au calcul de DH est la suivante, équation n°1 :

$$DH(A, B) = \max \{d(A, B), d(B, A)\}$$

Où  $d(A,B)$  et  $d(B,A)$  sont les distances directes euclidiennes entre deux signaux A et B (Laxhammar and Falkman, 2011).

La figure 7 illustre la représentation de la DH pour une phase du TUG.

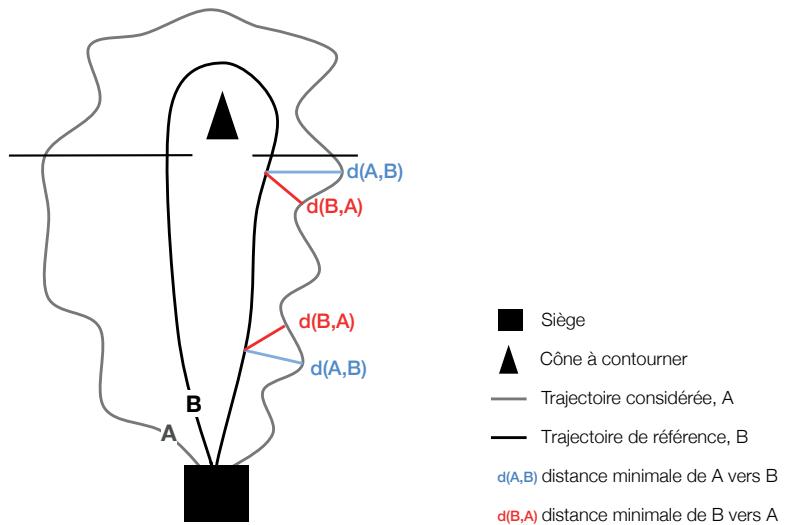


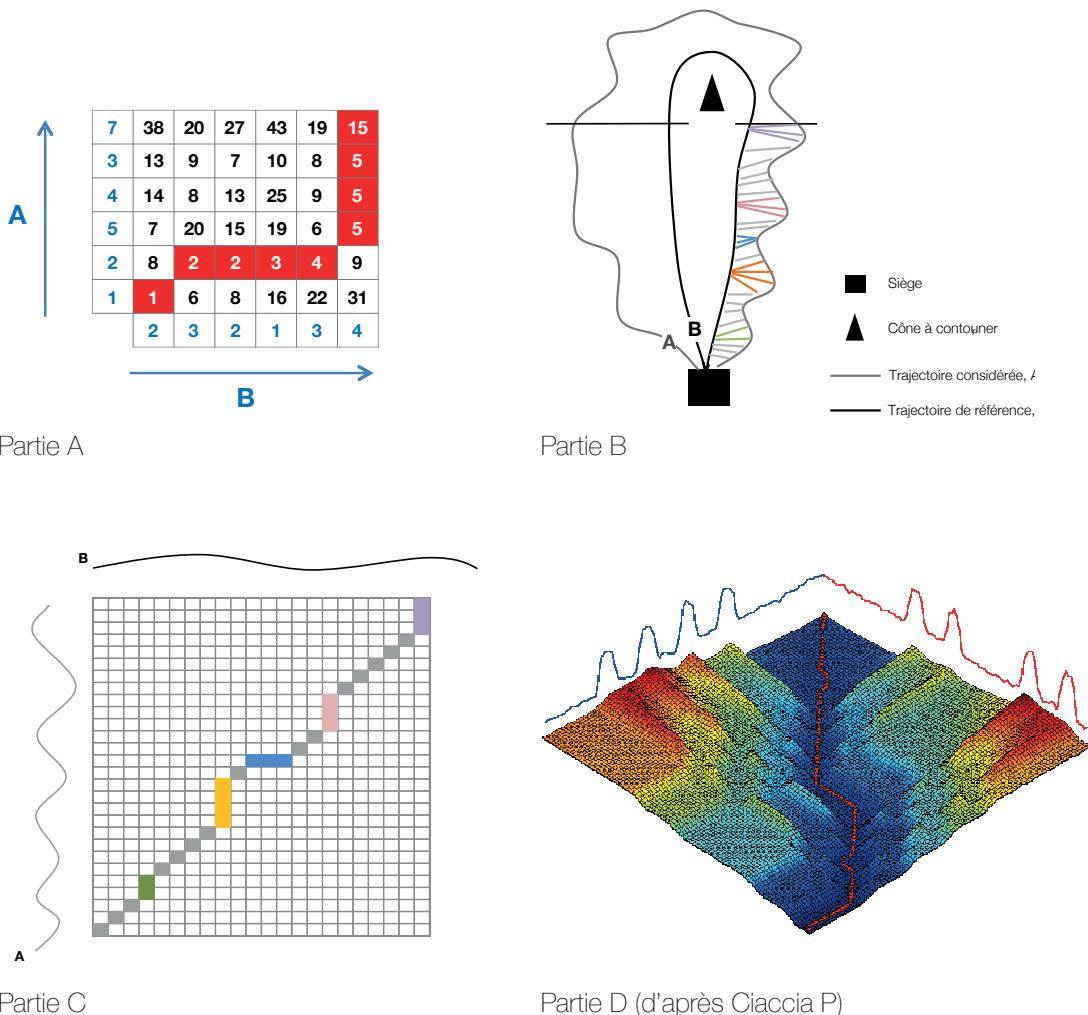
Figure 7: Représentation de la distance de Hausdorff pour une phase du Timed Up and Go.

DTW permet de mesurer la similarité entre deux séquences évoluant au cours du temps, indépendamment de la vitesse ou des accélérations/décélérations. Cette méthode a d'abord été appliquée dans le domaine de la reconnaissance vocale (Sakoe and Chiba, 1978). Ce paramètre a récemment été utilisé pour identifier le pattern de cheville lors de la marche, enregistré par accéléromètre (Sun and Yuao, 2012). DTW correspond aux distances cumulées qui minimisent le chemin de deux séries A et B (Berndt and Clifford, 1994) (Fu, 2011). L'équation correspondant au calcul de DTW est la suivante, équation n°2 :

$$DTW(A, B) = \min \left[ \sum_{k=1}^K d(a_{ik}, b_{ik}) \right]$$

Où  $d(a_{ik}, b_{ik})$  est la distance euclidienne entre deux points des séries A et B.

Le principe revient, dans un premier temps, à calculer la distance entre chaque point des séquences A et B. Ces distances sont ensuite entrées dans une matrice et l'algorithme cherche un appariement optimal (coût minime) entre les points des séquences. Un point d'une séquence est associé à un ou plusieurs points de l'autre séquence. La DTW correspond ainsi au chemin optimal qui apparie les points des séquences ; sachant que ce chemin est construit selon des contraintes. Les contraintes sont la monotonie qui consiste en une recherche chronologique (sans revenir en arrière sur l'échelle temps), la continuité qui consiste en une exploration voisine (sans saut dans la trajectoire), la limite qui considère toute la séquence de son début à la fin, le fenêtrage qui considère qu'un point est forcément dans la région voisine de l'autre trajectoire et la contrainte de pente qui évite les larges excursions (restriction de la pente) (Berndt and Clifford, 1994). Le résultat de DTW est sans unité, sachant que les grandes valeurs correspondent à de grandes déviations entre la trajectoire considérée et la trajectoire de référence. La figure 8 illustre la représentation de la DTW.



**Figure 8 : Représentation de la déformation temporelle dynamique (DTW) pour une phase du Timed Up and Go** (Partie A : Matrice de la DTW pour les séquences A et B et chemin optimal en rouge minimisant le coût des distances; Partie B : Représentation de la DTW lors d'une phase du TUG ; Partie C : Matrice de la DTW pour les trajectoires A et B lors de la phase considérée du TUG et chemin optimal minimisant le coût des distances pour cette phase ; Partie D : exemple graphique de DTW en 3 dimensions).

DH et DTW ont été calculés pour quantifier la déviation entre la trajectoire considérée et la trajectoire de référence en considérant la totalité du TUG et en considérant chacune des sous-phases analysées du TUG. DH et DTW sont complémentaires dans la mesure où DH permet de déterminer le point le plus extrême entre la trajectoire du sujet et la trajectoire de référence et, DTW permet de quantifier la déviation sur la globalité de la phase considérée (et sur la trajectoire totale).

## V Limites

L'objectif de ce travail étant de caractériser l'organisation des patients hémiparétiques au cours de tâches de navigation, l'analyse biomécanique du TUG s'est focalisée sur les phases du test impliquant des déplacements locomoteurs. Ainsi les phases de marche Aller, du Demi-tour et de marche Retour ont été étudiées alors que les phases de lever et d'assise n'ont pas fait l'objet d'analyse. Précisons cependant que de nombreuses études ont déjà porté sur l'analyse biomécanique des tâches

assis debout et debout assis chez des patients hémiplégiques et des sujets sains alors, qu'à notre connaissance, aucune n'a proposé une telle analyse pour des tâches de navigation (Cheng et al., 1998), (Galli et al., 2008), (Lecours et al., 2008), (Dion et al., 2003), (Frykberg et al., 2009). Néanmoins, cette absence d'analyse dans nos études pourrait constituer une limite. En effet, nous ne pouvons exclure une possible influence de la tâche de lever sur la réalisation des tâches de navigation lui succédant.

Des sources d'erreurs liées à la capture du mouvement par système optoélectronique existent. On distingue les erreurs instrumentales des erreurs expérimentales. Les premières sont liées aux outils de mesure utilisés (précision des caméras, performance de l'algorithme de reconstruction 3D). Pour le système Motion Analysis, cette erreur est de l'ordre de 2 à 5mm et de 0.5° lorsque l'on considère le déplacement de 2 marqueurs sur une baguette rigide (Richards, 1999), (Bonnefoy et al., 2005b). Les erreurs expérimentales comprennent le placement des marqueurs, le mouvement des tissus mous comme le glissement de la peau sur les repères osseux, le mouvement des masses musculaires et graisseuses, la possible perte de localisation des marqueurs lors du TUG, le découpage des cycles de marche et des phases du TUG, basé sur une analyse visuelle. Afin de limiter ces sources d'erreur, le même matériel a été utilisé et le même intervenant a mené toutes les expérimentations, en veillant à conserver la standardisation des passations des TUG. Nous pouvons donc considérer les artefacts liés à ces sources d'erreurs comme constants et reproductibles entre les sujets et les conditions analysées. De plus, les études de reproductibilité de l'analyse de marche évaluée par système optoélectronique montrent une très grande reproductibilité de la cinématique articulaire dans le plan sagittal avec moins de 4° d'erreur, paramètres que nous analysons dans nos études (McGinley et al., 2009). Spécifiquement chez le patient hémiplégique, les coefficients de corrélations intrasession et intersession, compris entre 0.85 et 0.99 pour les paramètres spatio-temporels et la cinématique articulaire dans le plan sagittal, montrent une très bonne reproductibilité de ces mesures plaçant l'analyse tridimensionnelle de la marche comme un outil de choix dans la quantification des paramètres biomécaniques (Yavuzer et al., 2008).

Le choix de la table anthropométrique de Dempster peut constituer une limite à partir du moment où elle a été établie à partir de données de sujets sains. Cependant, l'impossibilité d'utiliser l'imagerie médicale et l'absence de table anthropométrique spécifique aux patients hémiplégiques nous a conduits au choix de la table établie avec des sujets dont l'âge est le plus proche de notre population étudiée.

Concernant les paramètres cinématiques étudiés, notre analyse a ciblé le plan sagittal, correspondant aux déficits d'amplitude et aux schémas de marche les plus fréquemment décrits chez les patients hémiplégiques. Cependant, l'absence d'analyse des paramètres de la cinématique articulaire dans le plan frontal et transversal et, de la cinématique du pelvis peut constituer une limite quant à l'interprétation de certains de nos résultats. En effet, une possible mise en jeu de ces mouvements lors de la phase oscillante de marche chez les patients hémiplégiques peut restreindre la compréhension de l'organisation de ces patients, notamment pour le MFC. De la même manière, l'absence de données cinétiques pourrait constituer une limite dans l'interprétation de l'organisation biomécanique des patients hémiplégiques mais la tâche de navigation ne se prêtait pas à leur analyse du fait d'une contrainte de matériel dans notre laboratoire.

## VI Le bilan clinique

Les patients hémiplégiques ont bénéficié d'un examen clinique, réalisé par le même thérapeute, incluant :

- Une évaluation de la sensibilité (superficielle et profonde) du membre inférieur, au moyen du Nottingham Sensory Assessment avec un score de 0 (sensibilité absente) à 2 (sensibilité normale) pour la sensibilité superficielle et un score de 0 (sensibilité absente) à 3 (place l'autre membre en miroir à 10° près) pour la sensibilité profonde (Lincoln et al., 1991);
- Une évaluation de la spasticité pour les muscles quadriceps, rectus femoris, ischio-jambiers et triceps sural, au moyen de l'échelle Ashworth modifiée avec un score de 0 (tonus normal) à 4 (le segment affecté est fixé en flexion ou en extension) pour chaque muscle donné (Bohannon and Smith, 1987). La présence d'une éventuelle griffe d'orteils était également recherchée et consignée;
- Une évaluation de la motricité volontaire pour les fléchisseurs et extenseurs de hanche, genou et cheville, au moyen de l'échelle Medical Research Council (MRC) scale avec un score entre 0 (aucune contraction musculaire décelée) et 5 (force comparable au côté opposé) pour chaque groupe musculaire étudié (Held and Pierrot-Deseilligny, 1969);
- L'Index de Barthel évaluant l'indépendance dans les activités de vie quotidienne sur un score de 100 (Mahoney and Barthel, 1965);
- La New Functional Ambulation Classification (NFAC), évaluant l'indépendance à la marche sur un score de 8 (Brun et al., 2000);
- La Berg Balance Scale (BBS), évaluant les capacités d'équilibre sur un score de 56 (Berg et al., 1992);
- L'Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale, évaluant la confiance qu'a le patient en son équilibre lors de la réalisation de différentes activités, avec un score entre 0 (aucune confiance) et 100% (pleine confiance) pour chaque activité étudiée (Powell and Myers, 1995), (Salbach et al., 2006);
- Un interrogatoire relatif aux chutes, à savoir :
  - la fréquence des chutes durant les 3 derniers mois précédents l'inclusion (« Combien de fois êtes-vous tombé ces 3 derniers mois ? »),
  - les circonstances (« Etes-vous tombé en intérieur ou en extérieur ? Dans quelles circonstances ? Lors du lever d'un siège ? En marchant ? Lors d'un demi-tour ? Lors de l'assise sur un siège ? Au cours d'une autre activité ? Laquelle ? Racontez-moi votre chute »),
  - la peur de chuter à estimer entre 0 (pas peur de chuter) et 10 (extrêmement peur de chuter) ;

Le tableau 5 présente les résultats des principales évaluations cliniques, les détails figurant dans les annexes 2, 3 et 4.

Tableau 5 : Médianes des scores issus des évaluations de la sensibilité, de la spasticité, de la motricité volontaire et des tests fonctionnels des patients hémiparétiques.

<b>Sensibilité superficielle</b>					
<b>Pression genou</b>	<b>Pression cheville</b>	<b>Pression dos pied</b>	<b>Pression plante pied</b>		
2	2	2	1		
<b>Sensibilité profonde</b>					
<b>Hanche</b>	<b>Genou</b>	<b>Cheville</b>	<b>Orteils</b>		
3	3	3	2		
<b>Spasticité</b>					
<b>Extenseurs genou</b>	<b>Fléchisseurs genou</b>	<b>Fléchisseurs plantaires cheville</b>	<b>Griffe Orteil</b>		
1	0	1	1		
<b>Motricité volontaire</b>					
<b>Fléchisseurs hanche</b>	<b>Extenseurs hanche</b>	<b>Extenseurs genou</b>	<b>Fléchisseurs genou</b>	<b>Fléchisseurs dorsaux cheville</b>	<b>Fléchisseurs plantaires cheville</b>
4	4	5	3	4	2
<b>Evaluations fonctionnelles</b>					
<b>Barthel</b>	<b>NFAC</b>	<b>BBS</b>	<b>ABC</b>	<b>Fréquence chute</b>	
100	7	51	78,8	1	

## **CHAPITRE 3: PARTIE EXPÉRIMENTALE**

---

**Etude 1: Caractérisation de l'organisation des patients hémiplégiques à partir de paramètres cinématiques liés à la performance chronométrique lors des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG.**

Le score chronométrique au TUG est largement admis comme un bon indicateur de performance locomotrice chez les patients hémiplégiques (Podsiadlo and Richardson, 1991), (Flansbjer et al., 2005), (Ng and Hui-Chan, 2005). Cependant le score chronométrique seul ne nous renseigne pas sur les mécanismes de réalisation des tâches composant le TUG. La compréhension de ces mécanismes permise par une analyse biomécanique individualisant les tâches de navigation du TUG pourrait s'avérer intéressante cliniquement. En effet, cette analyse pourrait caractériser l'organisation des patients et constituer un aide à l'orientation thérapeutique. Cette caractérisation serait alors spécifique de la tâche locomotrice : marche orientée vers un but ou contournement d'un obstacle, activités qui reflètent des tâches couramment utilisées au quotidien.

L'objectif de cette première étude était de déterminer quels paramètres spatio-temporels et cinématiques étaient le plus liés à la performance chronométrique pour les phases de marche orientées (Aller et Retour) et de demi-tour du TUG chez des patients hémiplégiques.

Une étude préliminaire évaluant 60 patients hémiplégiques a mis en évidence que, parmi tous les paramètres spatio-temporels et cinématiques obtenus lors d'une analyse de la marche conventionnelle en ligne droite, le pourcentage de phase de simple appui du côté parétique était le facteur le plus prédictif et le plus corrélé à la performance globale chronométrique du TUG (Bonnyaud et al., 2015).

Par ailleurs il est connu qu'une augmentation de la vitesse de marche des patients hémiplégiques s'associe à une augmentation du pic d'extension de hanche du côté parétique (Lamontagne and Fung, 2004). Pour la présente étude, nous avons donc émis l'hypothèse que ces deux paramètres étaient particulièrement liés à la performance chronométrique des tâches du TUG.

Vingt-neuf patients hémiplégiques ont effectué des TUG, instrumentés par un système tridimensionnel d'analyse du mouvement. Deux conditions ont été évaluées, une condition spontanée, reflétant la vie quotidienne du patient et une condition standardisée, avec un positionnement et des recommandations spécifiques. Une analyse par régression linéaire multiple pas à pas ascendante a permis de mettre en évidence, parmi les paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire, les paramètres les plus explicatifs de la performance des patients des phases du TUG.

## RESEARCH ARTICLE

# Spatiotemporal and Kinematic Parameters Relating to Oriented Gait and Turn Performance in Patients with Chronic Stroke

Céline Bonnyaud<sup>1\*</sup>, Didier Pradon<sup>1</sup>, Nicolas Vuillerme<sup>3,4</sup>, Djamel Bensmail<sup>2</sup>, Nicolas Roche<sup>1</sup>

**1** Inserm Unit 1179, Team 3: Technologies and Innovative Therapies Applied to Neuromuscular diseases, UVSQ, CIC 805, APHP Service de physiologie et d'exploration fonctionnelle, Hôpital Raymond Poincaré, 92380, Garches, France, **2** Inserm Unit 1179, Team 3: Technologies and Innovative Therapies Applied to Neuromuscular diseases, UVSQ, CIC 805, APHP Service de Médecine Physique et Réadaptation, Hôpital R. Poincaré, AP-HP, Garches, France, **3** Univ. Grenoble Alpes Laboratoire AGIM, La Tronche, France, **4** Institut Universitaire de France, Paris, France

\* [celine.bonnyaud@rpc.aphp.fr](mailto:celine.bonnyaud@rpc.aphp.fr)



## OPEN ACCESS

**Citation:** Bonnyaud C, Pradon D, Vuillerme N, Bensmail D, Roche N (2015) Spatiotemporal and Kinematic Parameters Relating to Oriented Gait and Turn Performance in Patients with Chronic Stroke. *PLoS ONE* 10(6): e0129821. doi:10.1371/journal.pone.0129821

**Academic Editor:** Jean-Claude Baron, Centre de Psychiatrie et Neurosciences, Hopital Sainte-Anne and Université Paris, FRANCE

**Received:** March 26, 2015

**Accepted:** May 13, 2015

**Published:** June 19, 2015

**Copyright:** © 2015 Bonnyaud et al. This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

**Data Availability Statement:** All relevant data are within the paper.

**Funding:** The authors have no support or funding to report.

**Competing Interests:** The authors have declared that no competing interests exist.

## Background

The timed up and go test (TUG) is a functional test which is increasingly used to evaluate patients with stroke. The outcome measured is usually global TUG performance-time. Assessment of spatiotemporal and kinematic parameters during the Oriented gait and Turn sub-tasks of the TUG would provide a better understanding of the mechanisms underlying patients' performance and therefore may help to guide rehabilitation. The aim of this study was thus to determine the spatiotemporal and kinematic parameters which were most related to the walking and turning sub-tasks of TUG performance in stroke patients.

## Methods

29 stroke patients carried out the TUG test which was recorded using an optoelectronic system in two conditions: spontaneous and standardized condition (standardized foot position and instructed to turn towards the paretic side). They also underwent a clinical assessment. Stepwise regression was used to determine the parameters most related to Oriented gait and Turn sub-tasks. Relationships between explanatory parameters of Oriented gait and Turn performance and clinical scales were evaluated using Spearman correlations.

## Results

Step length and cadence explained 82% to 95% of the variance for the walking sub-tasks in both conditions. Percentage single support phase and contralateral swing phase (depending on the condition) respectively explained 27% and 56% of the variance during the turning sub-task in the spontaneous and standardized conditions.

## Discussion and Conclusion

Step length, cadence, percentage of paretic single support phase and non-paretic swing phase, as well as dynamic stability were the main parameters related to TUG performance and they should be targeted in rehabilitation.

## Introduction

Patients with stroke-related hemiparesis frequently have impaired balance and gait, limiting daily life activities. The improvement of locomotor skills is therefore a major aim of stroke rehabilitation [1] and an accurate assessment of the patient's impairments and function is essential for treatment planning (surgical, pharmacological or physiotherapy-related). The Timed Up and Go (TUG) test [2] is widely used to assess locomotor capacity in stroke patients [3]. This test measures the time required to rise from a chair, walk 3 meters, turn, walk back and sit down again, thus evaluating tasks which are regularly encountered in daily life. Although the TUG is a good general indicator of locomotor function, the timed global performance does not provide any information regarding the mechanisms underlying the patient's disabilities and specific problems relating to each sub-task are not highlighted [4]. Wall et al (2000) thus proposed the Expanded Timed Up and Go test, using video recordings of each sub-task in order to identify the impairments which reduce the patient's performance [4]. Similarly, Faria et al (2013) proposed the TUG-ABS (Assesment of Biomechanical Strategies) in order to aid decision making. It consists of a 15-item scale of biomechanical strategies for each sub-task of the TUG [5]. The purpose of both these tests is to identify the mechanisms which reduce patient performance in each sub-task of the TUG.

Motion analysis would be a pertinent method to investigate biomechanical aspects of the TUG. The use of instrumental biomechanical tools to assess functional tasks has increased over the past few years. Galli et al (2008) and Lecours et al (2008) both quantified kinematics and kinetics during sit to stand in subjects with stroke and healthy subjects [6, 7]. Dion et al (2003) and Frykberg et al (2009) assessed a sit to walk task in stroke patients using a 3D optoelectronic system and force plates [8, 9]. Several studies have evaluated the TUG test using accelerometers in patients with Parkinson's disease and healthy subjects [10, 11, 12]. The pertinence of the accelerometers was demonstrated by the fact that the timed TUG performance did not differentiate between the groups but the accelerometer analysis did. Range of motion during sit-to-stand and stand-to-sit, turning velocity, cadence and trunk rotation velocity were all found to be reduced in the patients [10, 11].

Three-dimensional analysis using an optoelectronic system is the current gold standard for the biomechanical assessment of patients with gait abnormalities [13]. This method is pertinent for the analysis of spatio-temporal and kinematic parameters of the paretic and non-paretic lower limbs during each sub-task of the TUG and would increase understanding of the main mechanisms which underlie performance in stroke patients. Moreover, the results would help to optimize rehabilitation techniques which aim to improve locomotor capacity.

The aim of this study was thus to determine which spatio-temporal and/or kinematic parameters would be the most related to performance in Oriented gait and Turn sub-tasks of the TUG test (time to perform the sub-task) in stroke patients. We hypothesized that the percentage of single support phase and peak hip extension on the paretic side would be particularly related to the performance of Oriented gait and Turn sub-tasks of the TUG. The percentage of single support phase during gait has been shown to predict the time to perform the entire TUG test and peak hip extension has been shown to be associated with gait speed [14, 15].

## Methods

### Subjects

Twenty nine participants with chronic hemiparesis were included (18 men and 11 women, mean age  $54.2 \pm 12.2$  years) (Table 1). The inclusion criteria were: age over 18 years, hemiparesis due to stroke, ability to carry out the TUG test several times without any assistive devices and medically stable enough for participation in the protocol. Patients were excluded if they had other neurological, orthopedic or medical disorders that might interfere with the test. All subjects gave written consent before participation. This study was performed in accordance with the ethical codes of the World Medical Association, was approved by the local ethics committee (Comité de protection des personnes Ile de France XI, Ref 13005. CNIL, Ref DR-2013-283) and the individuals have given their written informed consent.

### Experimental procedure

**TUG test analysis: Data collection and processing.** 3D-TUG analysis was carried out using an optoelectronic motion capture system (sampling frequency 100 Hz, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA). Markers were fixed to specific bony landmarks on both sides of the body according to the Helen Hayes marker set [16, 17]: the middle-toe, the heel, the medial and lateral malleoli of the ankle, the shank, the medial and lateral femoral condyles, the thigh, the anterior superior iliac spines, the tip of the acromion process, the lateral epicondyle of the humerus, the center between the styloid processes of the radius and ulna, the sacrum and an offset was fixed over the right scapulae. The greater trochanter and the anterior superior iliac spine were added to improve the reconstruction of the trajectories of joint coordinate systems. To ensure good reliability, the same person positioned all the markers on all the subjects [13] and participants all wore the same type of comfortable shoes [18]. Participants were seated on a stool with their arms held out from the body [19, 9]. They were asked to stand up, walk 3m to a cone, turn around the cone, return to the stool and sit down, at their natural speed without any walking aids or orthoses. Three trials were recorded for each condition (described below).

It has been shown that seat height, foot position and turning direction influence the sit to stand movements and TUG performance in healthy and stroke subjects [20, 21, 22, 23]. Some studies have attempted to simulate real life conditions during the TUG (standard chair height, natural starting position) [9, 22] while others have used standardized conditions [8, 21, 22]. In the present study, Oriented gait and Turn sub-tasks performance were assessed in both the spontaneous (Spont) and standardized (Stand) conditions. The Spont condition was performed first [22]. In this condition, subjects sat on a 45cm-high stool to imitate standard chair height [9], they could position their feet freely and no instruction was given regarding the direction of the turn. In the standardized condition (Stand), seat height was set to 100% of the distance from the fibular head to the floor [20], knees were flexed at 100° and feet were placed symmetrically [24, 21]. Participants were instructed to look at the cone at the beginning of the task and to turn towards the paretic side.

Marker trajectories were recorded using 8 infrared cameras and filtered using a low-pass Butterworth filter with a cut off frequency of 6 Hz [25]. Anatomical frames were defined from the position of the markers in the reference standing position. This model was used to analyses the spatio-temporal and kinematic parameters. Open-source Biomechanical Tool Kit package for MATLAB [26] was used to define the phases of the gait cycle and sub-tasks of the TUG. The gait phases were defined according to Perry [27] and sub-tasks of the TUG were defined according to previous studies [9, 28, 29]. Three sub-tasks were analyzed i) 'Go' = walk forward

Table 1. Participants characteristics.

Subjects	Sex	Age (years)	Height (m)	Weight (kg)	Hemiparetic side	Duration of the lesion (years)	Spasticity (Sum)	Claw toe (yes/no)	MRC (Sum)	Foot sole pressure	Toe proprioception	BBS	ABC	Fall frequency	Fear of falling
1	m	53	1.76	69	right	10	5	y	24	1	2	46	64.4	0	5
2	m	60	1.68	71	right	6	6	y	13	2	3	50	86.3	0	2
3	m	72	1.58	62	left	10	3	y	24	2	3	51	51.3	0	10
4	w	46	1.57	70	left	18	8	y	23	2	1	51	64.4	1	5
5	m	63	1.76	92	right	29	1	y	21	1	0	50	68.1	0	6
6	w	67	1.52	60	left	9	2	n	33	2	3	54	78.8	0	0
7	w	71	1.68	58	left	11	5	y	19	2	3	45	71.3	1	8
8	m	56	1.67	69	left	3	2	n	30	2	3	54	73.8	1	0
9	m	45	1.72	108	left	9	9	y	20	1	1	47	80.0	1	0
10	m	52	1.7	80	right	1	7	n	20	1	2	50	75.9	2	2
11	m	43	1.65	68	right	8	0	n	18	2	3	52	82.5	0	5
12	m	33	1.7	68.5	left	5	7	y	24	2	3	52	88.1	1	1
13	m	33	1.75	87	right	2	13	y	13	1	2	51	86.9	1	0
14	m	61	1.83	83	left	9	4	y	23	2	3	49	56.9	1	5
15	m	57	1.87	101	left	5	11	n	17	1	3	49	91.9	1	1
16	m	52	1.76	105	right	8	1	n	29	1	0	54	95.6	1	0
17	m	59	1.6	85	left	12	9	y	10	1	1	52	93.1	0	0
18	m	58	1.8	85	right	1	9	y	13	1	2	50	86.3	0	1
19	m	60	1.76	68	left	11	1	y	18	2	3	51	81.9	0	2
20	w	44	1.68	60	right	14	1	y	19	1	1	51	65.0	1	0
21	w	40	1.62	55	right	3	3	y	25	1	0	52	79.4	0	2
22	w	47	1.6	50	right	5	0	y	23	1	0	50	46.9	0	9
23	w	67	1.55	48	left	8	3	n	24	1	3	49	70.6	1	1
24	w	27	1.6	60	right	5	4	n	32	2	1	54	94.4	2	3
25	m	47	1.77	66	left	5	10	n	27	1	0	50	90.0	0	1
26	w	66	1.65	80	left	0.5	4	y	25	2	3	51	85.0	1	5
27	m	75	1.78	89	left	7	1	y	27	1	2	48	65.6	2	5
28	w	64	1.62	60	left	8	3	n	21	2	2	49	71.3	1	10
29	w	54	1.59	63	left	7	6	n	18	2	3	53	66.9	0	2

Spasticity: sum of quadriceps, rectus femoris, hamstrings and triceps surae assessed with Modified Ashworth Scale (0–4). MRC (Medical Research Council scale): sum of hip, knee and ankle flexors and extensors strength. Foot sole pressure was assessed with the Nottingham Sensory Assessment (0 = absent, 1 = impaired, 2 = normal). Toe proprioception was assessed with the Nottingham Sensory Assessment (0 = absent, 1 = direction incorrect, 2 = direction ok, inaccurate position, 3 = direction ok, position accurate to 10°). BBS: Berg Balance Scale (0 to 56). ABC: Activities-specific Balance Confidence (0 to 100%). Fall frequency: number of falling within 3 last months. Fear of falling between 0 (no fear) and 10 (extreme fear of falling).

doi:10.1371/journal.pone.0129821.t001

to cone: begins at toe off of the first step and ends with the first foot strike in the direction of the turn; ii) ‘Turn’ = walk around the cone: ends at the first foot strike lined up with the stool [28] and iii) Return = walk back to stool: ends with foot strike of the last step prior to the turn to sit. The decision not to analyze the two other sub-tasks of the TUG (stand-up and sit down are discussed in the limits section).

The data were then exported to Matlab (R14, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) for calculation of the biomechanical parameters in each sub-task.

The parameters analyzed were:

1. Time taken to perform each sub-task, which corresponded to TUG performance.
2. Spatiotemporal parameters: cadence, width, and step length and percentage of single support phase (%SSP) and swing phase (%SP) for each limb.
3. Kinematic parameters: peak flexion and extension of the hip, knee and ankle on the paretic and non-paretic sides. For the ankle, maximal dorsiflexion was also calculated during swing phase.

**Clinical evaluation.** Spasticity of the whole quadriceps, rectus femoris (one head of the quadriceps), hamstring and triceps surae was evaluated with the Modified Ashworth Scale (MAS) [30]. Strength of the hip, knee and ankle flexor and extensor muscles was assessed with the Medical Research Council (MRC) scale [31]. The scores of the MRC and MAS were summed. The presence of claw toes was also noted and sensory impairment was assessed with the Nottingham Sensory Assessment [32]. The Berg Balance Scale (BBS) was used to evaluate balance capacity [33, 34] and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale was used to quantify the level of confidence (from 0 to 100%) to carry out activities without losing balance [35]. Participants were also asked to report the number of falls within the last 3 months and to estimate their fear of falling on a visual analog scale between 0 (not afraid) and 10 (extreme fear of falling). The same physiotherapist assessed all the participants.

## Statistical analysis

Descriptive statistics including means and standard deviations were calculated for each parameter and Oriented gait (Go, Return) and Turn in both conditions (Spont and Stand). To identify the spatiotemporal and kinematic parameters which were the most related to Oriented gait (Go and Return) and Turn performance, a stepwise multiple regression analysis with forward selection was used. The number of variables included in the stepwise analysis has to be small compared to the number of subjects [36]. Firstly, to select the data entered in the stepwise model, we performed Pearson’s correlations between all spatiotemporal and kinematic parameters and Go, Turn and Return performance (level of significance  $p < 0.05$ ). Spatio-temporal and kinematic variables which were significantly correlated with TUG performance were then used for the stepwise analysis. The stepwise multiple regression is particularly recommended to assess the association between several independent variables and a single continuous variable. It selects parameters that best explain the variability of TUG at a significance level of  $p < 0.01$  [37, 38]. Multiple linear regression analysis is an extension of simple linear regression used to assess the association between two or more independent variables and a single continuous variable. The results of a multiple linear regression is expressed by the following equation:  

$$Y = b_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + \dots + b_p X_p$$
where Y is the explanatory value,  $X_1$  through  $X_p$  are p distinct explanatory variables,  $b_0$  is the value of Y when all the independent variables ( $X_1$  through  $X_p$ ) are equal to zero and  $b_1$  to  $b_p$  are the estimated regression coefficients. Each regression

coefficient represents the change in Y relative to a one unit change in the respective independent variable.

A Spearman's test was then used to evaluate correlations between variables found to explain TUG performance from the stepwise analysis and clinical tests since clinical data were not continuous (level of significance  $p < 0.05$ ).

## Results

Results of the Oriented gait (Go and Return) and Turn performance and spatiotemporal and kinematic parameters for each sub-task and both conditions (Spont and Stand) are presented in Table 2. Mean (sd) time to perform the task was:

*In Spont:* 4.83(1.18)s for Go, 2.98 (0.73)s for Turn and 4.23(1.02)s for Return;

*In Stand:* 4.56(1.01)s for Go, 3.16(0.84)s for Turn and 3.81(0.91)s for Return.

In Spont, sixteen participants turned towards the paretic side, 10 towards the non-paretic side and 3 changed turn direction within the 3 trials.

Median summed spasticity score was  $4 \pm 3.6$ , median summed MRC score was  $23 \pm 5.7$ , median pressure score on the sole of the foot was  $1 \pm 0.5$  and median proprioception score for the toe was  $2 \pm 1.1$  (both assessed with Nottingham Sensory Assessment). Eighteen subjects had claw toe in standing. Mean BBS score was  $50.5 \pm 2.3$ , mean ABC score was  $76.3 \pm 12.9$ . The median rate of falls was  $1 \pm 0.7$  and median fear of falling score was  $2 \pm 3.2$ .

### Pearson's correlation between Oriented gait and Turn performance and biomechanical parameters

**Spont.** Go: step length, %SP and %SSP on both sides and cadence and peak hip flexion on the paretic side were significantly negatively correlated with Go performance.

Turn: paretic step length and %SP and non-paretic %SSP were significantly negatively correlated with Turn performance.

Return: step length and %SSP on both limbs, non-paretic %SP and cadence were significantly negatively correlated with Return performance.

**Stand.** Go: step length, %SP and %SSP on both sides and cadence were significantly negatively correlated with Go performance.

Turn: %SP and %SSP on both sides and paretic step length and paretic peak knee extension were significantly negatively correlated with Turn performance.

Return: step length, %SP and %SSP on both sides and cadence were significantly negatively correlated with Return performance.

### Stepwise regression

**In Spont.** Step length on both sides and cadence were selected for Go, explaining 93% of the variance of Go performance.

$$\begin{aligned} \text{Go performance} \\ = 14.98 - 0.05 \text{ paretic Step length} - 0.05 \text{ Cadence} - 0.06 \text{ non-paretic Step length} \end{aligned}$$

For Turn, non-paretic %SSP was the only variable selected, explaining 27% of the variance of Turn performance.

**Table 2. TUG performance and spatiotemporal and kinematic parameters for each sub-task and both conditions (Spont and Stand).**

	Spont			Stand		
	Go	Turn	Return	Go	Turn	Return
TUG performance (s)	4.83 (1.18)	2.98 (0.73)	4.23 (1.02)	4.56 (1.01)	3.16 (0.84)	3.81 (0.91)
Cadence (step/min)	92.27 (10.98)	92.98 (15.36)	91.3 (10.52)	93.48 (11.13)	92.6 (11.82)	92.99 (10.49)
Width (cm)	16.14 (5.19)	17.63 (6.14)	15.86 (5.07)	17.10 (5.38)	22.33 (4.75)	15.99 (4.82)
Step length paretic side (cm)	45.51 (8.03)	31.38 (10.09)	42.73 (7.66)	45.29 (8.15)	27.69 (9.82)	43.92 (7.09)
Step length non paretic side (cm)	40.58 (10.23)	27.08 (11.14)	41.34 (9.61)	42.29 (8.9)	31.7 (9.21)	42.69 (8.8)
% SSP paretic side (%)	28.09 (3.87)	25.26 (4.99)	28.65 (3.75)	28.45 (3.98)	26.8 (4.3)	29.2 (3.69)
% SSP non paretic side (%)	39.56 (3.71)	38.39 (3.29)	39.2 (3.08)	39.9 (3.36)	36.52 (4.35)	39.15 (2.83)
% SP paretic side (%)	39.14 (3.49)	38.19 (3.13)	38.48 (3.08)	39.34 (3.28)	36.53 (4.13)	38.63 (2.87)
% SP non paretic side (%)	28.54 (3.76)	24.67 (4.93)	28.53 (3.70)	28.65 (3.62)	26.78 (4.3)	29.34 (3.53)
Peak hip flexion paretic side (°)	41.79 (10.27)	37.63 (9.33)	37.36 (9.44)	40.57 (10.59)	35.93 (9.64)	36.42 (9.6)
Peak hip flexion non paretic side (°)	47.42 (8.42)	43.09 (7.64)	45.53 (8.15)	47.15 (8.42)	43.77 (8.25)	44.83 (8.13)
Peak hip extension paretic side (°)	-2.65 (8.58)	-6.06 (9.22)	-1.57 (8.42)	-2.83 (8.54)	5.47 (9.34)	-1.15 (8.32)
Peak hip extension non paretic side (°)	4.32 (8.23)	-0.48 (8.44)	5.03 (8.32)	4.45 (8.77)	3.06 (8.61)	5.63 (8.66)
Peak knee flexion paretic side (°)	45.31 (8.7)	41.35 (9.53)	42.93 (10.74)	44.13 (8.58)	40.15 (8.43)	44.28 (10.36)
Peak knee flexion non paretic side (°)	70.33 (5.25)	66.07 (8.17)	70.27 (5.33)	70.49 (5.03)	69.41 (5.61)	69.93 (5.14)
Peak knee extension paretic side (°)	-2.31 (7.2)	-2.80 (7.7)	-0.64 (6.81)	-2.01 (7.07)	-2.62 (7.46)	-1.14 (6.27)
Peak knee extension non paretic side (°)	-6.22 (5.79)	-7.14 (5.06)	-5.18 (5.1)	-5.75 (5.23)	-5.11 (5.14)	-5.12 (5.56)
Peak ankle dorsiflexion swing phase paretic side (°)	1.71 (6.92)	0.89 (6.43)	0.27 (6.32)	1.26 (7.28)	0.18 (8.67)	0.63 (7.39)
Peak ankle dorsiflexion swing phase non paretic side (°)	14.82 (6.36)	17.7 (9.22)	16.02 (7.44)	16.34 (6.17)	13.82 (6.09)	15.05 (6.89)
Peak ankle plantarflexion paretic side (°)	10.38 (7.88)	7.51 (7.81)	10.08 (7.99)	10.37 (7.79)	9.85 (9.54)	10.82 (8.6)
Peak ankle plantarflexion non paretic side (°)	9.61 (5.4)	7.01 (8.19)	10.22 (6.06)	11.26 (6.16)	9.92 (5.61)	10.73 (6.21)

doi:10.1371/journal.pone.0129821.t002

➤ Turn performance =  $6.8 - 0.08$  non - paretic %SSPFor Return, step length on both sides and cadence were selected, explaining 82% of the variance of Return performance.

#### Return performance

$$= 13.7 - 0.05 \text{ paretic Step length} - 0.05 \text{ Cadence} - 0.06 \text{ non - paretic Step length}$$

**Table 3.** Stepwise results for each sub-task and both conditions (Spont and Stand).

Spont		
Go	Turn	Return
Step length paretic side		Step length paretic side
step length non paretic side	%SSP non paretic side	step length non paretic side
cadence		cadence
Stand		
Go	Turn	Return
Step length paretic side	%SSP paretic side	Step length paretic side
step length non paretic side	%SP non paretic side	step length non paretic side
cadence		cadence
		%SP non paretic side

doi:10.1371/journal.pone.0129821.t003

**In Stand.** For Go, step length on both sides and cadence were selected, explaining 95% of the variance of Go performance.

$$\begin{aligned} &> Go \text{ performance} \\ &= 13.38 - 0.06 \text{ paretic Step length} - 0.04 \text{ Cadence} - 0.05 \text{ non - paretic Step length} \end{aligned}$$

For Turn, non-paretic %SP and paretic %SSP were selected, explaining 56% of the variance of Turn performance.

$$Turn \text{ performance} = 5.23 - 0.39 \text{ non - paretic \%SP} + 0.32 \text{ paretic \%SSP}$$

For Return, non-paretic %SP, cadence and step length on both sides were selected, explaining 87% of the variance of Return performance.

$$\begin{aligned} &Return \text{ performance} \\ &= 13.1 - 0.09 \text{ non - paretic \%SP} - 0.04 \text{ Cadence} - 0.04 \text{ paretic Step length} \end{aligned}$$

Results of the stepwise analysis for both conditions are summarized in [Table 3](#).

### Correlation between biomechanical parameters selected and clinical data

[Table 4](#) presents the results of the correlation between the spatiotemporal and kinematic parameters selected in the stepwise analysis, and the clinical data.

The BBS score was positively related to most parameters. MRC, fall frequency, fear of falling and MAS were only related to a few parameters. No correlations were found between the presence of claw toe, foot sole pressure score, toe proprioception score and ABC score and any biomechanical parameter.

### Discussion

To the best of our knowledge, the present study is the first to use 3D motion analysis to investigate spatiotemporal and kinematic parameters during Oriented gait and Turn sub-tasks of the TUG test in order to provide a deeper understanding of locomotor control in patients with stroke. The aim of this study was to determine the spatio-temporal and kinematic parameters which relate to performance in Oriented gait and Turn sub-tasks of the TUG in stroke patients. The results showed that in the spontaneous condition, step length on both sides and cadence best explained Go and Return performance, whereas percentage non-paretic SSP best explained Turn. In the standardized condition, the same parameters were selected in the stepwise

**Table 4. Correlation between Oriented gait and Turn performance explanatory spatiotemporal and kinematic parameters from the stepwise analysis and the clinical data.**

	Spasticity	Claw toe	MRC	Foot sole pressure	Toe proprioception	BBS	ABC	Fall frequency	Fear of falling
Step length paretic side Go Spont	-0.04	0.03	0.11	0.20	0.06	0.46*	0.35	0.27	-0.33
Step length paretic side Return Spont	-0.18	-0.15	0.29	0.26	0.15	0.42*	0.22	0.24	-0.22
Step length non paretic side Go Spont	0.02	-0.02	0.25	0.17	0.19	0.43*	0.18	0.12	-0.41*
Step length non paretic side Return Spont	-0.08	-0.02	0.18	0.26	0.27	0.47*	0.13	0.03	-0.44*
Cadence Go Spont	0.27	0.01	-0.09	-0.12	-0.12	-0.04	0.31	0.32	-0.17
Cadence Return Spont	0.32	-0.07	-0.12	-0.16	-0.11	-0.06	0.36	0.27	-0.21
% SSP non paretic side Turn Spont	0.21	0.08	0.02	0.07	-0.07	0.04	0.36	-0.02	-0.08
Step length paretic side Go Stand	-0.11	0.03	0.16	0.16	0.03	0.44*	0.33	0.27	-0.30
Step length paretic side Return Stand	-0.10	0.10	0.12	0.13	0.05	0.26	0.26	0.42*	-0.26
Step length non paretic side Go Stand	0.00	-0.01	0.26	0.18	0.15	0.46*	0.25	0.14	-0.45*
Step length non paretic side Return Stand	-0.01	0.03	0.19	0.31	0.27	0.43*	0.20	0.15	-0.43*
Cadence Go Stand	0.21	-0.07	-0.11	-0.07	-0.08	0.01	0.30	0.27	-0.15
Cadence Return Stand	0.42*	-0.08	-0.14	-0.07	-0.06	-0.04	0.31	0.24	-0.18
% SSP paretic side Turn Stand	-0.20	-0.27	0.40*	0.11	0.03	0.36	0.22	0.38*	-0.40*
%SP non paretic side Turn Stand	-0.18	-0.28	0.39*	0.13	0.05	0.40*	0.25	0.43*	-0.36

MRC: Medical Research Council scale. BBS: Berg Balance Scale. ABC: Activities-specific Balance Confidence.

\* significant correlation at  $p < 0.05$ .

doi:10.1371/journal.pone.0129821.t004

analysis for Go and Return, and in addition, percentage non-paretic SP was selected in Turn and Return and percentage paretic SSP in Turn. Our hypothesis is partly confirmed since the percentage of single support phase was related to timed Turn performance but peak hip extension was not.

It is not surprising that step length and cadence explained performance in the walking sub-tasks since gait speed is the product of step length and cadence. Correlations have previously been found between total TUG time and gait speed [3]. Improvements in gait speed have also been shown to be more related to increased step length than other biomechanical variables after rehabilitation in stroke patients [39]. It is surprising that step width was not related to Oriented gait performance since this parameter is related to stability in stroke patients [40, 41]. However, increased step width increases the mechanical cost of gait in the frontal plane [42] which could explain the lack of association with forward progression in the walking sub-tasks of the TUG. Fear of falling was negatively correlated with step length on the non-paretic side, but not on the paretic side. Few studies have evaluated the relationship between fear of falling and step length in stroke. Park et al. showed that fear of falling was related to step cycle while walking but not to step length in only 12 stroke subjects, which contrasts with the present results [43]. However, many studies in elderly subjects have also demonstrated a relationship between fear of falling and decreased step length [44, 45, 46]. This is likely related to the fact that patients can more easily adapt non-paretic limb motion [47] in order to increase gait stability.

None of the kinematic parameters studied explained Oriented gait and Turn performance. This corroborates with a previous study which highlighted that kinematic parameters during conventional gait analysis were not predictive of the time to perform the entire TUG test [14]. Since increased gait speed is associated with increased hip extension and ankle dorsiflexion in patients with stroke [15, 48], it could be expected that TUG performance would be related to these parameters. The lack of association could be because of the short distance involved in the test. During the Go and Return sub-tasks, participants likely accelerated then decelerated before beginning the Turn task or the return to sit. So that these kinematic parameters are continuously adjusted during these sub-tasks and the net result is an absence of modification of the peaks.

Surprisingly, no correlations were found between MRC scores and the biomechanical parameters which were related to the Go and Return sub-tasks. Previous studies have shown that the best predictors of gait performance are strength of the paretic lower limb and balance in stroke patients [49]. Another study in our group showed correlations between time to perform the entire TUG and strength of the paretic limb [14]. This difference of results could be explained by the fact that in the present study we made correlation between the sum of the MRC score of the paretic lower limb and the performance at Oriented gait and Turn sub-tasks whereas in the previous one we performed distinct correlation between each muscle tested and the total TUG performance measured with a stopwatch. MAS score was related only to cadence during Return sub-task in Stand.

Percentage SSP appears to play an important role in the Turn sub-task although the limb (paretic or non-paretic) differed according to the condition. This corroborates a previous study in our group showing that paretic %SSP assessed during conventional gait analysis is predictive of total TUG performance time in stroke patients [14]. In stroke patients, Ng and Hui-Chan (2005) found also a correlation between TUG performance and non-paretic stance time, and DeBujanda et al (2003) found a correlation with single support symmetry [3, 50]. Several studies have also shown a strong relationship between gait speed and single support time on the paretic limb in stroke patients [51, 52]. Gait speed being related to the time to perform the turn, it suggests that paretic limb loading and balance control on this limb are challenging during this sub-task. Moreover, turning requires a change of direction with deceleration of forward motion, rotation of the body and acceleration in a new direction [53]. It is a complex task for stroke patients who frequently evoke lacking balance during turning when they are asked about the circumstances of a fall [54]. Percentage of SSP on the paretic side is known to be closely linked with stability in stroke patients [51, 52]. Of all the clinical tests, the BBS score was related to the most biomechanical parameters in all the sub-tasks of the test. The correlation with %SP on the non-paretic side during the Turn in the standardized condition is probably due to the fact that, when one limb is in SSP the other is in SP. This indicates that the Turn is a good measure of balance capacity. In the spontaneous condition, the participant could turn either towards the paretic or the non-paretic side which explain the lack of significance of %SP during the Turn. The MRC score was correlated with the biomechanical parameters which were related to the Turn. This suggests that more strength is required for this sub-task than for the walking sub-tasks. The stand-up and sit-down sub-tasks of the TUG may be affected by lower limb strength but were not assessed in this study.

To summarize, these results indicate that the walking sub-tasks of the TUG test which require a forward progression of the body are mainly affected by step length and cadence, while the turning sub-task of the TUG requires balance control which is related to the percentage of the gait cycle spent in stance phase. However, the percentage variance explained was high for the Go and Return sub-tasks (between 82% and 95%) and moderate for the Turn (27% and 56%) in both conditions. Both conditions (Spont and Stand) lead to the same explanatory parameters for walking sub-tasks (step length and cadence). In contrast, the Stand condition

better explained the variance for the Turn sub-task, we therefore suggest that the standardized condition is more pertinent for the biomechanical assessment of Oriented gait and Turn sub-tasks of TUG performance. Confidence in carrying out activities (ABC score) was surprisingly not related to any of the biomechanical explanatory parameters. Oriented gait and Turn sub-tasks of TUG test appears thus more related to a global fear of falling than confidence to carry out specific activities.

### Limits

The sample of participants in the present study was a little younger ( $54.2 \pm 12.2$  years) than other studies in the literature. However, it is unlikely that this would have influenced the results since Oriented gait and Turn sub-tasks of TUG performance was similar to that reported by Faria et al who found a time of 10.36s for the walking sub-tasks (summed) and 3.18s for the turning sub-task in patients with chronic stroke (mean age  $59.12 \pm 2.28$  years) [29]. Similarly Botolfsen et al reported a time of 3.8 to 4.4 seconds for the walking sub-task and 3.8 to 4.2 seconds for the turning sub-task in older people with impaired mobility [55]. The mean score of BBS in our population ( $50.5 \pm 2.3$ ) indicates good balance capacity [56], therefore the results of this study should be only be generalized to similar patients.

The differences found between the Spont and Stand conditions may be due to the fact that the Spont condition was always performed first. However, for the spontaneous condition to reflect spontaneous performance, it was essential for it to be carried out first. A similar methodology was used in another study [22].

### Conclusion

This study investigated spatiotemporal and kinematic parameters in Oriented gait and Turn sub-tasks of the TUG test in stroke patients. The results showed that step length and cadence explained most of the variance in the performance of the walking sub-tasks and, %SSP and %SP explained the turning sub-task. Balance capacity (assessed with BBS) and fear of falling were associated with the biomechanical parameters which explained performance in both the walking and the turning sub-tasks whereas spasticity, strength, sensation and proprioception were not, or only very slightly, related. It can thus be concluded that dynamic stability is the main capacity required to perform the walking and turning sub-tasks of the TUG. The results of the Spont and Stand conditions differed slightly, probably due to the different directions of the turn. More variance was explained in the standardized condition and therefore we suggest that this condition should be used to evaluate Oriented gait and Turn sub-tasks of TUG performance. This study demonstrated that biomechanical analysis of the Oriented gait and Turn sub-tasks of the TUG is useful to increase understanding of gait abnormalities. This is relevant for rehabilitation since the tasks evaluated by the TUG are highly functional and are carried out frequently throughout the day, however are rarely assessed using accurate tools. This analysis assesses balance capacity during gait, either for monitoring purposes or to evaluate the effects of treatment (rehabilitation, pharmaceutical or surgical). Moreover, the results of this assessment can be used to optimize rehabilitation, for example, to improve performance during the gait sub-tasks, rehabilitation should focus on increasing cadence and step length, whereas to improve the performance on the turning sub-task, balance capacity and particularly single support phase on the paretic side should be specifically trained.

### Acknowledgments

The authors wish to thank Johanna Robertson for her constructive criticism and for correction of the English. Many thanks to Jean François Petiot and Isabelle Vaugier for their help with the

statistical analysis. We would like also to thank all the participants for their kind participation. This work was sustained by Assistance Publique- Hopitaux de Paris, Centre Innovations Clinique Garches 1429, University of Versailles Saint Quentin en Yvelines and the Garches foundation.

## Author Contributions

Conceived and designed the experiments: CB DP DB NR. Performed the experiments: CB. Analyzed the data: CB DP. Contributed reagents/materials/analysis tools: CB DP NR. Wrote the paper: CB NR DB NV.

## References

1. Richards CL, Malouin F, Dean C. Gait in stroke: assessment and rehabilitation. *ClinGeriatr Med.* 1999; 15: 833–855. PMID: [10499938](#)
2. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991; 39:142–8. PMID: [1991946](#)
3. Ng SS, Hui-Chan CW. The Timed Up & Go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86:1641–7. PMID: [16084820](#)
4. Wall JC, Bell C, Campbell S, Davis J. The Timed Get-up-and-Go test revisited: measurement of the component tasks. *J Rehabil Res Dev.* 2000; 37(1):109–13. PMID: [10847578](#)
5. Faria CD, Teixeira-Salmela LF, Nadeau S. Development and validation of an innovative tool for the assessment of biomechanical strategies: the Timed “Up and Go”—Assessment of Biomechanical Strategies (TUG-ABS) for individuals with stroke. *J Rehabil Med.* 2013; 45(3):232–40. doi: [10.2340/16501977-1107](#) PMID: [23389698](#)
6. Galli M, Cimolin V, Crivellini M, Campanini I. Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait Posture.* 2008; 28(1):80–5. PMID: [18618956](#)
7. Lecours J, Nadeau S, Gravel D, Teixeira-Salmela L. Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med.* 2008; 40(3):200–7. doi: [10.2340/16501977-0155](#) PMID: [18292922](#)
8. Dion L, Malouin F, McFadyen B, Richards CL. Assessing mobility and locomotor coordination after stroke with the rise-to-walk task. *Neurorehabil Neural Repair.* 2003; 17(2):83–92. PMID: [12814053](#)
9. Frykberg GE, Aberg AC, Halvorsen K, Borg J, Hirschfeld H. Temporal coordination of the sit-to-walk task in subjects with stroke and in controls. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90(6):1009–17. doi: [10.1016/j.apmr.2008.12.023](#) PMID: [19480878](#)
10. Weiss A, Herman T, Plotnik M, Brozgol M, Maidan I, Giladi N, et al. Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease? *Med Eng Phys.* 2010; 32(2):119–25. doi: [10.1016/j.medengphy.2009.10.015](#) PMID: [19942472](#)
11. Zampieri C, Salarian A, Carlson-Kuhta P, Aminian K, Nutt JG, Horak FB. The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2010; 81(2):171–6. doi: [10.1136/jnnp.2009.173740](#) PMID: [19726406](#)
12. Herman T, Weiss A, Brozgol M, Giladi N, Hausdorff JM. Identifying axial and cognitive correlates in patients with Parkinson's disease motor subtype using the instrumented Timed Up and Go. *Exp Brain Res.* 2014; 232(2):713–21. doi: [10.1007/s00221-013-3778-8](#) PMID: [24292517](#)
13. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture* 2009; 29(3):360–9. doi: [10.1016/j.gaitpost.2008.09.003](#) PMID: [19013070](#)
14. Bonnyaud C, Pradon D, Zory R, Bensmail D, Vuillerme N, Roche N. Gait parameters predicted by Timed Up and Go performance in stroke patients. *NeuroRehabilitation* 2014;29. doi: [10.3233/NRE-131007](#) PMID: [24284454](#)
15. Lamontagne A, Fung J. Faster is better: implications for speed intensive gait training after stroke. *Stroke* 2004; 35: 2543–2548. PMID: [15472095](#)
16. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990; 8:383–392. PMID: [2324857](#)

17. Bell AL, Pedersen DR, Brand RA. A comparison of the accuracy of several hipcenter location prediction methods. *J Biomech.* 1990; 23(6):617–21. PMID: [2341423](#)
18. Arnadottir SA, Mercer VS. Effects of footwear on measurements of balance and gait in women between the ages of 65 and 93 years. *Phys Ther.* 2000; 80(1):17–27. PMID: [10623957](#)
19. Gilleard W, Crosbie J, Smith R. Rising to stand from a chair: symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. *Gait Posture.* 2008; 27(1):8–15. PMID: [17166719](#)
20. Janssen WG, Bussmann HB, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther.* 2002; 82(9):866–79. PMID: [12201801](#)
21. Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, Trimble MA, Shechtman O. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83(7):924–9. PMID: [12098151](#)
22. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ, Piotte F. The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech.* 2006; 21(6):585–93. PMID: [16540217](#)
23. Heung TH, Ng SS. Effect of seat height and turning direction on the timed up and go test scores of people after stroke. *J Rehabil Med.* 2009; 41(9):719–22. doi: [10.2340/16501977-0411](#) PMID: [19774304](#)
24. 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. PMID: [9749681](#)
25. Winter DA, Sidwall HG, Hobson DA. Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. *J Biomech.* 1974; 7:157–159. PMID: [4837552](#)
26. Barre A, Armand S. Biomechanical Toolkit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Comput Methods Programs Biomed.* 2014; 114:80–87. doi: [10.1016/j.cmpb.2014.01.012](#) PMID: [24548899](#)
27. Perry J. Gait analysis: Normal and pathological function. Slack, Thorofare 1992:9–108.
28. Thigpen M, Light KE, Creel GL, Flynn SM. Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older. *Phys Ther.* 2000; 80:1174–87 PMID: [11087304](#)
29. Faria CD, Teixeira-Salmela LF, Silva EB, Nadeau S. Expanded timed up and go test with subjects with stroke: reliability and comparisons with matched healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012; 93(6):1034–8. doi: [10.1016/j.apmr.2011.11.025](#) PMID: [22381595](#)
30. Bohannon R, Smith M. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther.* 1986; 67:206–207.
31. Medical Research Council MR. Aid to the examination of the peripheral nervous system. 1976. London: Her Majesty's Stationery Office.
32. Lincoln NB, Crow JL, Jackson JM, Waters GR, Adams SA, Hodgson P. The unreliability of sensory assessment. *Clinical Rehabilitation.* 1991; 5, 273–282.
33. Berg KO, Wood-Dauphine'e SL, Williams JL, Maki B. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can J Public Health.* 1992; 83(suppl 2):S7–S11. PMID: [1468055](#)
34. Mao HF, Hsueh IP, Tang PF, Sheu CF, Hsieh CL. Analysis and comparison of the psychometric properties of three balance measures for stroke patients. *Stroke.* 2002; 33:1022–1027. PMID: [11935055](#)
35. Powell LE & Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol Med Sci* 1995; 50(1): M28–34. PMID: [7814786](#)
36. Tabachnick BG, Fidell LS. Using Multivariate Statistics. Pearson, 2007.
37. Bonnyaud C, Zory R, Pradon D, Vuillerme N, Roche N. Clinical and biomechanical factors which predict timed up and down stairs test performance in hemiparetic patients. *Gait Posture.* 2013; 38(3):466–70. doi: [10.1016/j.gaitpost.2013.01.015](#) PMID: [23433546](#)
38. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys Ther.* 1994; 74(9):872–85. PMID: [8066114](#)
39. Hall AL, Bowden MG, Kautz SA, Neptune RR. Biomechanical variables related to walking performance 6-months following post-stroke rehabilitation. *Clin Biomech.* 2012; 27(10):1017–22. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2012.07.006](#) PMID: [22917626](#)
40. Heitmann DK, Gossman MR, Shaddeau SA, Jackson JR. Balance performance and step width in non-institutionalized, elderly, female fallers and non-fallers. *Phys Ther.* 1989; 69(11):923–31. PMID: [2813520](#)
41. Kao PC, Dingwell JB, Higginson JS, Binder-Macleod S. Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. *Gait Posture.* 2014; 40(3):457–63. doi: [10.1016/j.gaitpost.2014.05.014](#) PMID: [24931112](#)

42. Donelan JM, Kram R, Kuo AD. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proc Biol Sci.* 2001;7; 268(1480):1985–92. PMID: [11571044](#)
43. Park J, Yoo I. Relationships of stroke patients' gait parameters with fear of falling. *J Phys Ther Sci.* 2014; 26(12):1883–4. doi: [10.1589/jpts.26.1883](#) PMID: [25540488](#)
44. Donoghue OA, Cronin H, Savva GM, O'Regan C, Kenny RA. Effects of fear of falling and activity restriction on normal and dual task walking in community dwelling older adults. *Gait Posture.* 2013; 38 (1):120–4. doi: [10.1016/j.gaitpost.2012.10.023](#) PMID: [23200462](#)
45. Chamberlin ME, Fulwider BD, Sanders SL, Medeiros JM. Does fear of falling influence spatial and temporal gait parameters in elderly persons beyond changes associated with normal aging? *J Gerontol A BiolSci Med Sci.* 2005; 60(9):1163–7.
46. Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc.* 1997; 45(3):313–20. PMID: [9063277](#)
47. Roth EJ, Merbitz C, Mroczek K, Dugan SA, Suh WW. Hemiplegic gait. Relationships between walking speed and other temporal parameters. *Am J Phys Med Rehabil.* 1997; 76(2):128–33. PMID: [9129519](#)
48. Roche N, Bonnyaud C, Geiger M, Bussel B, Bensmail D. Relationship between hip flexion and ankle dorsiflexion during swing phase in chronic stroke patients. *Clin Biomech* 2015; In press.
49. Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. *Arch Phys Med Rehabil.* 1987; 68(11):777–81. PMID: [3675175](#)
50. De Bujanda E, Nadeau S, Bourbonnais D, Dickstein R. Associations between lower limb impairments, locomotor capacities and kinematic variables in the frontal plane during walking in adults with chronic stroke. *J Rehabil Med.* 2003; 35(6):259–264. PMID: [14664315](#)
51. Suzuki K, Imada G, Iwaya T, Handa T, Kurogo H. Determinants and predictors of the maximum walking speed during computer assisted gait training in hemiparetic stroke patients. *Arch Phys Med and Rehab* 1999; 80(2):179–82. PMID: [10025493](#)
52. 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. doi: [10.1016/j.apmr.2007.08.142](#) PMID: [18226655](#)
53. Hase K, Stein RB. Turning strategies during human walking. *J Neurophysiol.* 1999; 81(6):2914–22. PMID: [10368408](#)
54. Hyndman D, Ashburn A, Stack E. Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83:165–170. PMID: [11833018](#)
55. Botolfsen P, Helbostad JL, Moe-Nilssen R, Wall JC. Reliability and concurrent validity of the Expanded Timed Up-and-Go test in older people with impaired mobility. *Physiother Res Int.* 2008; 13(2):94–106. doi: [10.1002/pri.394](#) PMID: [18288773](#)
56. Blum L, Korner-Bitensky N. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Phys Ther.* 2008; 88(5):559–66. doi: [10.2522/ptj.20070205](#) PMID: [18292215](#)

Les résultats de cette étude indiquaient que la longueur de pas et la cadence expliquaient les tâches de marche orientée et que le pourcentage de phase de simple appui du côté parétique (paramètre de stabilité) et de phase oscillante du côté non-parétique expliquait la tâche du demi-tour. Ces résultats répondaient partiellement à l'hypothèse initiale puisque le pourcentage de phase de simple appui du côté parétique était bien prédictif du score chronométrique de la phase du demi-tour, en revanche le pic d'extension de hanche n'expliquait la performance des patients dans aucune des phases du TUG.

Les résultats de cette étude montraient également que les scores au test d'équilibre de la Berg Balance Scale étaient associés aux paramètres explicatifs des phases de marche et de demi-tour. Ceci suggère que les capacités d'équilibration constituent une composante pertinente à analyser lors d'activités locomotrices diverses.

Une standardisation de la condition pour une analyse instrumentée du TUG semble devoir être privilégiée pour de futures études ayant pour objet de comparer plusieurs populations. Ainsi, la condition standardisée (avec positionnement initial et consigne imposés) permettait une meilleure explication de la variance que la condition spontanée.

Ces premiers résultats d'une analyse instrumentée du TUG chez des patients hémiplégiques mettent en évidence l'intérêt d'analyser biomécaniquement différentes tâches locomotrices, au-delà de l'analyse de la marche stabilisée en ligne droite sans cible à atteindre. Ainsi, selon la nature de la tâche locomotrice (marche orientée ou demi-tour), le contrôle locomoteur différait pour une même population.

Toutefois, les résultats de cette étude soulèvent de nouvelles questions :

Une même tâche locomotrice est-elle contrôlée par les mêmes paramètres pour deux populations différentes ? En d'autres termes, l'organisation des patients hémiplégiques et des sujets sains est-elle la même ?

De quelle manière les capacités d'équilibration lors d'activités locomotrices variées interfèrent-elles avec la performance lors de la tâche ?

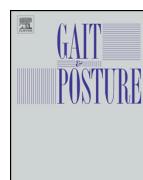
La seconde étude a donc eu pour but de comparer les paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire lors des tâches de marche orientée et de demi-tour du TUG des patients hémiplégiques avec des sujets sains. La troisième étude avait pour objectif d'analyser l'équilibre des patients hémiplégiques lors de la réalisation du TUG et le lien avec la performance.

**Etude 2: Caractérisation de l'organisation des patients hémiplégiques par rapport à des sujets sains, à partir de paramètres cinématiques lors des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG.**

La première étude décrit la cinématique locomotrice de sujets hémiplégiques lors des phases de marche orientée et de demi-tour du Timed Up and Go. Ces paramètres, n'ayant jamais été décrits auparavant, permettent une approche quantifiée de tâches locomotrices plus fréquemment effectuées au quotidien qu'une marche stabilisée en ligne droite. Ces données s'avèrent intéressantes, mais il apparaît essentiel de les comparer à celles d'une population saine. Ceci dans le but d'évaluer l'écart à la norme de ces paramètres chez les patients hémiplégiques et de déterminer si l'organisation de ces patients est similaire ou différente de celle des sujets sains. En effet, d'autres études ont mis en évidence des différences concernant la cinématique de tronc et la coordination temporelle entre des patients hémiplégiques et des sujets sains au cours de tâches quotidiennes telles que le assis debout (sit to stand) et le lever et marche (sit to walk) (Galli et al., 2008), (Frykberg et al., 2009).

Les objectifs de cette étude étaient (1) de comparer les paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire entre des patients hémiplégiques et des sujets sains lors des phases de marche et de demi-tour du TUG et (2) de déterminer si les paramètres explicatifs de la performance chronométrique de chacune des phases étudiées différaient entre les patients hémiplégiques et les sujets sains. Nous avons émis l'hypothèse qu'au cours des phases du TUG, les paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire seraient diminués chez les patients hémiplégiques, en se basant sur la littérature décrivant la marche en ligne droite (Kerrigan et al., 1991), (Olney and Richards, 1996), (Perry, 1992), (von Schroeder et al., 1995) et que les paramètres explicatifs des phases du TUG différeraient entre les patients hémiplégiques et les sujets sains.

Cette étude comparait vingt-neuf patients hémiplégiques et vingt-cinq sujets sains effectuant le TUG en condition standardisée ; cette condition étant recommandée au regard des résultats de l'étude 1.



## Full length article

## Timed Up and Go test: Comparison of kinematics between patients with chronic stroke and healthy subjects



CrossMark

Céline Bonnyaud<sup>a,\*</sup>, Didier Pradon<sup>a</sup>, Isabelle Vaugier<sup>b</sup>, Nicolas Vuillerme<sup>c,d</sup>, Djamel Bensmail<sup>e</sup>, Nicolas Roche<sup>a</sup><sup>a</sup> Inserm Unit 1179, Team 3: Technologies and Innovative Therapies Applied to Neuromuscular Diseases, UVSQ, APHP Service de physiologie et d'exploration fonctionnelle, Hôpital Raymond Poincaré, 92380 Garches, France<sup>b</sup> Inserm CIC 1429, Hôpital R. Poincaré, AP-HP, Garches, France<sup>c</sup> Univ. Grenoble Alpes Laboratoire AGIM, La Tronche, France<sup>d</sup> Institut Universitaire de France, Paris, France<sup>e</sup> Inserm Unit 1179, Team 3: Technologies and Innovative Therapies Applied to Neuromuscular Diseases, UVSQ, APHP Service de Médecine Physique et Réadaptation, Hôpital R. Poincaré, AP-HP, Garches, France

## ARTICLE INFO

## Article history:

Received 3 November 2015

Received in revised form 8 June 2016

Accepted 17 June 2016

**Keywords:**  
 Hemiparesis  
 Oriented-gait  
 Assessment  
 Motor control  
 Performance

## ABSTRACT

Understanding locomotor behavior is important to guide rehabilitation after stroke. This study compared lower-limb kinematics during the walking and turning sub-tasks of the Timed Up and Go (TUG) test in stroke patients and healthy subjects. We also determined the parameters which explain TUG sub-task performance time in healthy subjects. Biomechanical parameters were recorded during the TUG in standardized conditions in 25 healthy individuals and 29 patients with chronic stroke using a 3D motion-analysis system. Parameters were compared between groups and a stepwise regression was used to indicate parameters which explained performance time in the healthy subjects. The percentage difference in step length between the last and first steps was calculated, during walking sub-tasks for each group.

Speed, cadence, step length, percentage paretic single support phase, percentage non-paretic swing phase, peak hip extension, knee flexion and ankle dorsiflexion were significantly reduced in the Stroke group compared to the Healthy group ( $p < 0.05$ ). In the Healthy group, step length and cadence explained 91% of variance for Go and 86% for Return (walking sub-tasks), and none of the parameters explained the Turn. Previous study in patients with stroke showed that the same parameters explained the variance during the walking sub-tasks and balance-related parameters explained the Turn. The present results showed that step length was differently modulated in each group. Thus the locomotor behavior of patients with stroke during obstacle circumvention is quite specific in light of the results obtained in healthy subjects.

© 2016 Elsevier B.V. All rights reserved.

## 1. Introduction

The gold standard technique for gait analysis in stroke patients involves recording straight-line gait using a three dimension motion analysis system [1]. This does not reflect locomotion during daily life. Previous studies of gait have shown that different motor strategies are used by healthy subjects, depending on the environment [2,3]. These include altering gait speed without altering course to avoid collision [4], modifying step length prior to

stepping onto an obstacle [5], changing step-width [2] and reducing gait speed during obstacle circumvention [3].

The Timed Up and Go test (TUG) is a clinical test of functional gait routinely used to assess locomotion in stroke patients [6,7]. TUG performance is slower following stroke [7,8], however, little is known regarding the motor strategies used by patients. Biomechanical analysis of each sub-task has thus been recommended [9,10]. A recent study determined the spatiotemporal and kinematic parameters that were most related to the walking and turning sub-tasks of TUG performance in patients with stroke [11]. However, this study did not include healthy control subjects. Other studies have shown that trunk and ankle kinematics, vertical kinetics and temporal coordination are altered during sit to stand and sit to walk tasks following stroke [12–14]. A difference in the

\* Corresponding author at: Laboratoire d'analyse du mouvement Inserm 1179, Hôpital Raymond Poincaré, 104 Bld Raymond Poincaré, 92380 Garches, France.  
 E-mail address: [celine.bonnyaud@rpc.aphp.fr](mailto:celine.bonnyaud@rpc.aphp.fr) (C. Bonnyaud).

head anticipation distance (the distance between the real turn point and the point where the head started to turn) during turning in the TUG has also been found between stroke and healthy subjects [15]. However, data are lacking regarding locomotor adjustments during oriented gait and obstacle circumvention in patients with stroke compared with healthy subjects. This is important because sensory-motor function following stroke alters the biomechanics of gait [16–18]. Moreover such information would guide rehabilitation to improve the quality of gait.

The first aim of this study was to compare spatio-temporal and kinematic parameters during the walking and turning sub-tasks of the TUG between patients with stroke and healthy subjects. We hypothesized that gait parameters during the TUG would be lower in patients with stroke compared to healthy subjects since it is known that spatio-temporal and kinematic parameters are reduced in straight-line gait following stroke [19–22]. The second aim of this study was to determine the parameters which explain TUG sub-task performance time in healthy subjects. We hypothesized that step length and cadence would be particularly related to the performance time since they are related to the speed.

## 2. Method

### 2.1. Subjects

Twenty nine patients with chronic stroke-related hemiparesis followed in our rehabilitation unit (mean age  $54.2 \pm 12.2$  years), and twenty five age-matched healthy subjects (mean age  $51.6 \pm 8.7$  years) were included in this study. Calculation of the effect size and the statistical power (95%) using previously published data [7,8] showed that the sample size was sufficient to support our results [23]. To be included, patients had to have had a single stroke, be over 18 years old and able to perform several TUG tests without assistive devices. The healthy subjects had no history of neurological or orthopedic disorders. Patients were excluded if they were medically unstable or if they had other neurological or orthopedic disorders that might interfere with test performance. Subject characteristics are shown in Table 1. This study was conducted in accordance with the ethical codes of the World Medical Association. All subjects provided written informed consent. The local ethics committee approved this study.

### 2.2. Clinical assessment

Patients with stroke underwent a clinical examination which included sensation and proprioception using the Nottingham Sensory Assessment, spasticity (quadriceps, rectus femoris, hamstring and triceps surae muscles) using the Modified Ashworth Scale and strength (hip, knee and ankle flexor and extensor muscles) using the Medical Research Council scale.

### 2.3. Experimental procedure

Each subject performed 3 trials of the TUG test in standardized conditions, previously published [11]. Participants were asked to stand up, walk 3 m, turn around a cone, return to the stool and sit

down. Patients with stroke were instructed to turn towards their paretic side and healthy subjects towards their non-dominant side since the direction influences performance [24,11]. A previous study showed that standardized conditions reduce variability and allow easier interpretation of results [12]. No instruction was given concerning the side of the first step. The test was carried out at the subject's self-selected speed without orthoses or walking aids.

A motion analysis system with 8 optoelectronic cameras (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA, sampling frequency 100 Hz) recorded the displacement of thirty-four reflective markers positioned on anatomical landmarks according to the Helen Hayes protocol, as well as on the greater trochanter and the anterior superior iliac spine [25,26,11]. The signal was filtered using a low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 6 Hz [27]. Anatomical frames defined from the reference standing position were used for the analysis of spatio-temporal and kinematic parameters. A MOTion Kinematics and Kinetics Analyser (MOKKA, Biomechanical ToolKit) was used to define the phases of the gait cycle (according to Perry [19]) and TUG tasks [28]. The three sub-tasks of the TUG were defined as in Bonnyaud et al. [11]: "Go" (first walking phase from the stool to the cone), "Turn" and "Return" (second walking phase back towards the stool). The same experimenter carried out all the analyses to ensure reliability [1].

The same parameters as in Bonnyaud et al. [11] were analyzed with Matlab (R14, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA): (i) TUG sub-task performance defined by the time taken to perform each sub-task (Go, Turn and Return), (ii) spatiotemporal parameters: cadence, width, step length and percentage of single support phase (%SSP) and swing phase (%SP) for each limb, during the three sub-tasks, and (iii) kinematic parameters: peak flexion and extension of the hip, knee and ankle and maximal ankle dorsiflexion during swing phase, for each limb, during the three sub-tasks.

Our previous study showed that step length was the main parameter which explained performance during the walking sub-tasks preceding turn of the TUG in the Stroke group [11]. Modulation of step length provides an indication of how subjects prepare for a turn. It has been shown that reducing step length is a way to maintain stability [29]. We thus analysed the modulation of step-length during Go and the Return in both groups by calculating the percentage difference in length between the last and first steps, for each side, as follows:

$$\text{Percentage difference step length} = \frac{\text{last step length} - \text{first step length}}{\text{first step length}} \times 100$$

### 2.4. Statistical analysis

We calculated the means and standard deviations of each parameter, for each subject during each sub-task. Data were normally distributed (Shapiro Wilk test). Independent *t*-tests were used to compare parameters between the Stroke and Healthy groups (the paretic limb of patients was compared with the weaker limb of healthy subjects and the non-paretic limb of patients was compared with the stronger limb of healthy subjects). Effect sizes

**Table 1**  
Subject characteristics.

	Age (years)	Height (m)	Weight (kg)	Gender (m/w)	Time since stroke (years)	Hemiparetic side
Stroke group (n=29)	$54.2 \pm 12.2$	$1.68 \pm 0.09$	$73.2 \pm 16.2$	18m/11w	$7.9 \pm 5.7$	12 right/17 left
Healthy group (n=25)	$51.6 \pm 8.7$	$1.67 \pm 0.1$	$65.6 \pm 14.7$	11m/14w	–	–

There were no differences in characteristics between groups (Student,  $p > 0.05$ ). M: men; w: women.

were calculated as the difference between the means of the stroke and healthy groups, divided by the mean standard deviation [30]. Pearson's correlations were carried out between biomechanical parameters and TUG performance for the corresponding sub-task (level of significance  $p < 0.05$ ). The strength of the correlations were analysed according to Domholdt (strong:  $>0.70$ , moderately: [0.50–0.69], and weak:  $\leq 0.49$ ) [33]. Then, the biomechanical parameters which were significantly correlated were used in a stepwise multiple regression analysis with forward selection for each sub-task, since the number of variables included in the model has to be small [31]. The stepwise regression was performed using data from the Healthy group to select the parameters which best explained TUG performance time for each sub-task. To avoid redundant variables, if the same parameter was significantly correlated with performance time in both lower limbs, we compared the limbs. If there was no difference, the mean of the limbs was entered in the regression model [32]. Similarly, gait speed was not considered for regressions since it appears redundant with cadence and step length. Finally, independent t-tests were used to compare the percentage difference in step length between patients and healthy subjects on both sides ( $p < 0.05$ ).

### 3. Results

#### 3.1. Comparison of the stroke and healthy groups

Spasticity and strength scores of patients are presented in Table 2. No patients had a complete loss of sensation, 52% had hypoesthesia and 48% had normal sensation, 17% had complete loss of proprioception, 38% had some loss of proprioception and 45% had normal proprioception.

TUG performance time and biomechanical parameters are shown in Table 3. Performance time of the Stroke group was significantly longer for each sub-task ( $p < 0.05$ ). Several parameters were consistently altered in all sub-tasks in this group. Compared to the Healthy group, the values for speed, cadence, step length on both sides, percentage paretic single support phase and percentage non-paretic swing phase were reduced in the Stroke group for all sub-tasks ( $p < 0.05$ ). Similarly, peak hip extension, knee flexion and ankle dorsiflexion were lower in the paretic limbs of the Stroke group for all sub-tasks ( $p < 0.05$ ). No differences were found for peak knee extension and ankle plantarflexion on paretic side ( $p > 0.05$ ). On non-paretic limbs, peak knee flexion of the Stroke group was higher and peak knee extension was lower, for all sub-tasks ( $p < 0.05$ ). No differences were found for peak hip flexion on non-paretic side ( $p > 0.05$ ).

Other parameters were differently altered in the Stroke group in comparison with Healthy group depending on the sub-task. This

was the case during Turn where step width was smaller (larger during both walking sub-tasks), % paretic SP and % non-paretic SSP were smaller, peak hip extension and ankle plantarflexion on the non-paretic side were higher and peak ankle dorsiflexion on the non-paretic side was lower in the Stroke group, in comparison with Healthy group ( $p < 0.05$ ). These parameters did not differ from the Healthy group during Go or Return (except peak paretic ankle dorsiflexion). Specific modifications concerned the Go sub-task such as peak paretic hip flexion which was lower and peak non-paretic ankle dorsiflexion which was higher in the Stroke group ( $p > 0.05$ ); peak paretic hip flexion was not different during Turn or Return ( $p > 0.05$ ).

The effect sizes of all the significant between-group comparisons were large ( $>0.8$ ) except for peak hip flexion on the paretic side (medium effect size) and peak knee flexion, peak ankle dorsiflexion (medium effect size) and plantarflexion (small effect size) on the non-paretic side [30].

#### 3.2. Parameters which explained performance time in healthy subjects

Significant correlations between biomechanical parameters and TUG performance during Go, Turn and Return of Healthy group are presented in Table 3. The results showed that cadence, step length, %SP and %SSP were significantly strongly or moderately correlated ( $p < 0.05$ ) with performance time, for both lower limbs for the walking sub-tasks with no significant differences between sides ( $p > 0.05$ ). The means of these parameters were thus entered in the regression model. Some kinematic parameters were weakly correlated during these walking sub-tasks. No parameters were correlated during the Turn.

The parameters selected by the stepwise regression to explain performance time for the Go sub-task in the healthy subjects were step length and cadence (91% of the variance). The corresponding regression equation was: TUG performance time Go Healthy = 6.61 – 0.03 Step length – 0.02 Cadence. For Turn, no variables were correlated with TUG performance time. For Return, step length and cadence explained 86% of the variance. The corresponding regression equation was: TUG performance time Go Healthy = 9.24 – 0.06 Step length – 0.03 Cadence.

#### 3.3. Analysis of the percentage difference in step length

The percentage differences in step length between the last and first steps of Go and Return in the Stroke and Healthy groups are presented in Fig. 1.

For Go, the mean difference was  $-3.5\%$  in the right limb and  $-7.8\%$  in the left limb of the Healthy group and,  $-14.5\%$  in the paretic limb and  $+12.5\%$  in the non-paretic limb of the Stroke group. For Return, the mean difference was  $-6.3\%$  in the right limb

**Table 2**  
Number of patients with stroke as a function of spasticity and strength scores.

Score Muscle	0	1	1+	2	3	4	5	Total number of patients with spasticity or weakness for each muscle
Spasticity Q	11	8	1	5	4	0	–	18
Spasticity H	24	4	0	1	0	0	–	5
Spasticity TS	14	5	0	8	2	0	–	15
Claw toe	11	18	–	–	–	–	–	18
MRC hip flexors	0	0	–	0	4	22	3	26
MRC hip extensors	0	0	–	9	5	15	0	29
MRC knee flexors	0	1	–	5	13	10	0	29
MRC knee extensors	0	0	–	0	0	10	19	10
MRC ankle dorsiflexors	3	1	–	0	9	14	2	27
MRC ankle plantarflexors	4	8	–	12	2	1	2	27

Q quadriceps, H hamstring TS triceps surae. Spasticity was assessed with the modified Ashworth scale (0–4). Strength was assessed with Medical Research Council (MRC) scale (0–5). The total number of patients was 29.

**Table 3**

Spatiotemporal and kinematic parameters (Mean(sd)) during the Go, Turn and Return sub-tasks of the TUG for both groups.

	Go			Turn			Return		
	Stroke group	Healthy group	d	Stroke group	Healthy group	d	Stroke group	Healthy group	d
Performance TUG (time in sec)	4.6 (1.0)	2.4 (0.3) <sup>a</sup>	2.9	3.2 (0.8)	1.4 (0.2) <sup>a</sup>	3	3.8 (0.9)	2.3 (0.4) <sup>a</sup>	2.1
% SP side 1 (%)	39.3 (3.3)	39.1 (1.7) <sup>b</sup>	–	36.5 (4.1)	40.3 (2.5) <sup>a</sup>	1.1	38.6 (2.9)	38.6 (2.2) <sup>b</sup>	–
	r = −0.63							r = −0.71	
% SP side 2 (%)	28.6 (3.6)	38.5 (1.4) <sup>a,b</sup>	3.6	26.8 (4.5)	36.7 (2.0) <sup>a</sup>	2.8	29.3 (3.5)	38.1 (2.0) <sup>a,b</sup>	3
	r = −0.52							r = −0.50	
% SSP side 1 (%)	28.4 (3.9)	39.2 (1.7) <sup>a,b</sup>	3.6	26.8 (4.3)	36.2 (2.7) <sup>a</sup>	2.6	29.2 (3.7)	38.5 (1.9) <sup>a,b</sup>	3.1
	r = −0.67							r = −0.63	
% SSP side 2 (%)	39.9 (3.36)	39.1 (1.7) <sup>b</sup>	–	36.5 (4.3)	39.9 (2.4) <sup>a</sup>	0.9	39.1 (2.8)	38.4 (1.9)	–
	r = −0.78								
Step length side 1 (cm)	45.3 (8.1)	64.0 (6.2) <sup>a,b</sup>	2.6	27.7 (9.8)	42.8 (6.3) <sup>a</sup>	1.8	43.9 (7.1)	61.4 (5.3) <sup>a,b</sup>	2.8
	r = −0.66							r = −0.66	
Step length side 2 (cm)	42.3 (8.9)	63.9 (7.4) <sup>a,b</sup>	2.6	31.7 (9.2)	42.7 (9.7) <sup>a</sup>	1.1	42.7 (8.8)	59.3 (7.4) <sup>a,b</sup>	2
	r = −0.77							r = −0.72	
Width (cm)	17.1 (5.4)	11.2 (3.1) <sup>a</sup>	1.3	22.3 (4.7)	33.0 (6.5) <sup>a</sup>	1.9	15.9 (4.8)	10.2 (2.9) <sup>a</sup>	1.4
Speed (s)	41.0 (8.5)	72.3 (8.5) <sup>a</sup>	3.7	28.5 (6.4)	45.7 (9.0) <sup>a</sup>	2.2	40.2 (7.3)	65.8 (7.6) <sup>a</sup>	3.4
Cadence (pas/min)	93.5 (11.1)	109.7 (7.9) <sup>a,b</sup>	1.7	92.6 (11.8)	105.7 (8.0) <sup>a</sup>	1.3	92.9 (10.5)	106.9 (8.3) <sup>a,b</sup>	1.5
	r = −0.56							r = −0.57	
Peak hip flexion side 1 (°)	40.6 (10.6)	47.1 (10.7) <sup>a,b</sup>	0.6	35.9 (9.6)	37.9 (6.9)	–	36.4 (9.6)	39.3 (6.0)	–
	r = −0.46								
Peak hip flexion side 2 (°)	47.1 (8.4)	51.3 (10.6) <sup>b</sup>	–	43.8 (8.2)	43.0 (6.18)	–	44.8 (8.1)	41.3 (5.9)	–
	r = −0.48								
Peak hip extension side 1 (°)	−2.8 (8.5)	5.6 (6.4) <sup>a</sup>	1.1	−5.5 (9.3)	1.5 (5.8) <sup>a</sup>	0.9	−1.1 (8.3)	6.1 (6.3) <sup>a</sup>	0.9
Peak hip extension side 2 (°)	4.4 (8.8)	4.9 (7.3)	–	3.0 (8.6)	−2.6 (8.7) <sup>a</sup>	0.6	5.6 (8.6)	4.6 (7.5)	–
Peak knee flexion side 1 (°)	44.1 (8.6)	66.5 (3.6) <sup>a</sup>	3.3	40.1 (8.4)	67.9 (3.8) <sup>a</sup>	4.3	44.3 (10.3)	65.5 (3.7) <sup>a,b</sup>	2.7
	r = −0.44								
Peak knee flexion side 2 (°)	70.5 (5.0)	68.0 (3.3) <sup>a</sup>	0.6	69.4 (5.6)	66.5 (4.3) <sup>a</sup>	0.6	69.9 (5.1)	66.4 (2.9) <sup>a</sup>	0.8
Peak knee extension side 1 (°)	−2.0 (7.1)	0.9 (3.4)	–	−2.6 (7.4)	0.4 (3.6)	–	−1.1 (6.3)	1.2 (3.0)	–
Peak knee extension side 2 (°)	−5.7 (5.2)	0.9 (3.7) <sup>a</sup>	1.5	−5.1 (5.1)	−0.7 (3.7) <sup>a</sup>	0.9	−5.1 (5.5)	0.9 (3.3) <sup>a</sup>	1.3
Peak ankle dorsiflexion swing phase side 1 (°)	1.3 (7.3)	6.9 (2.5) <sup>a,b</sup>	1	0.2 (8.7)	7.3 (2.8) <sup>a</sup>	1.1	0.6 (7.4)	5.9 (2.8) <sup>a</sup>	0.9
	r = −0.43								
Peak ankle dorsiflexion swing phase side 2 (°)	16.3 (6.2)	11.1 (7.2) <sup>a</sup>	0.7	13.8 (6.1)	17.8 (7.7) <sup>a</sup>	0.6	15.0 (6.9)	13.4 (7.7)	–
Peak ankle plantarflexion side 1 (°)	10.34 (7.8)	12.4 (6.5)	–	9.8 (9.5)	11.3 (6.5)	–	10.8 (8.6)	12.3 (5.5) <sup>b</sup>	–
	r = −0.49								
Peak ankle plantarflexion side 2 (°)	11.2 (6.1)	9.8 (7.1)	–	9.9 (5.6)	6.1 (6.2) <sup>a</sup>	0.2	10.7 (6.2)	12.4 (7.1)	–

%SSP: percentage of single support phase.

%SP: percentage of swing phase.

Sign—means a reduction in the range of active motion (flexion or extension, depending on the parameter).

Side 1 corresponds to the paretic side for hemiparetic patients and to the right side for healthy subjects.

d Cohen's effect size.

<sup>a</sup>Significant difference between the hemiparetic patients and healthy subjects ( $p < 0.05$ ).<sup>b</sup>Significant correlation (all negative;  $p < 0.05$ ) between the variable and TUG performance (time) for the sub-task concerned in healthy subjects, assessed with Pearson correlation.

and −16.8% in the left limb in the Healthy group and, −23.7% in the paretic limb and +2.3% in the non-paretic limb of the Stroke group. These differences were significant between groups ( $p < 0.05$ ).

#### 4. Discussion

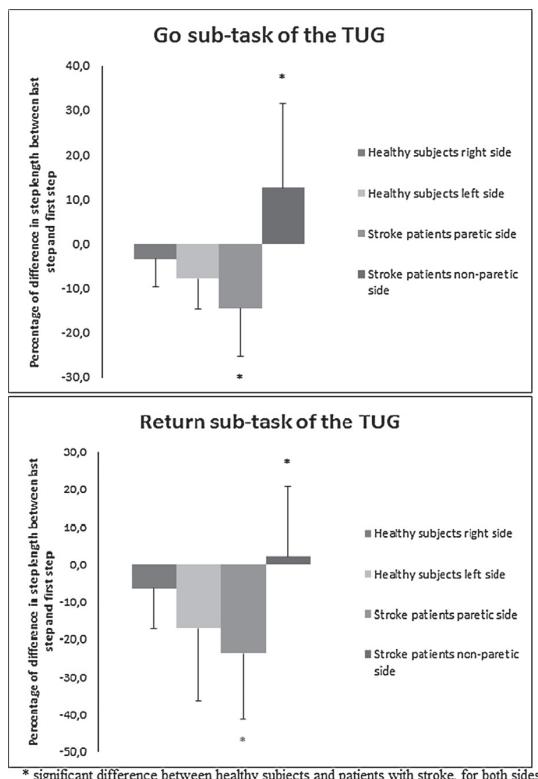
##### 4.1. Biomechanical parameters: comparison between patients with stroke and healthy subjects

As hypothesized, speed, cadence, step length on both sides, percentage of single support phase on the paretic side, peak hip extension, knee flexion and ankle dorsiflexion on the paretic side were significantly reduced in the Stroke group (compared to the Healthy group) for all three TUG sub-tasks. This is not surprising since most of these parameters depend on gait speed which was reduced [34,35]. The loss of peak paretic knee flexion likely relates to hip flexor weakness, quadriceps spasticity and reduced propulsion due to plantarflexor weakness [21]. The loss of peak paretic ankle dorsiflexion is likely due to dorsiflexor weakness and/or triceps surae spasticity [36] and the loss of peak hip extension to spasticity of the hip flexors. These findings corroborate with previous studies of straight-line gait [20–22].

Interestingly, peak knee flexion during the three sub-tasks, and peak hip extension and peak ankle plantarflexion during the Turn,

were greater in the non-paretic side of the Stroke group than in the Healthy group. These may be adaptations to compensate for deficits on the paretic side. Hulin et al. found greater non-paretic hip and knee flexion in stroke patients compared to healthy subjects during straight-line gait at the same speed [37]. This suggests that some kinematic adaptations in the non-paretic lower-limb are task-independent. The greater values on the non-paretic side could also be due to the fact that the non-paretic limb was outside during the Turn and thus covered a greater distance than the inside limb. However the parameters of the outside limb of the patients with stroke were greater than the outside limb of healthy subjects. Increasing non-paretic peak hip extension and peak ankle plantarflexion specifically during the Turn may be a strategy to help patients with stroke to optimize their performance.

Some kinematic adaptations were specific to the stroke group, particularly during the Turn. Percentage paretic SP, percentage non-paretic SSP and step width were only decreased during the Turn in the Stroke group. The decreased percentage paretic SP is likely due to the complexity of turning. Similarly, the steps of the Stroke group were shorter and narrower during the Turn, probably out of caution. However, step width during the Turn should be interpreted with caution since turning induces a change of direction which may confound its interpretation.



**Fig. 1.** Percentage difference in step length between the last and first steps for the Go and Return sub-tasks of the TUG in stroke patients and healthy subjects.

#### 4.2. Parameters which explained performance time

We compared the results of the stepwise regression for the Healthy group with our previous results in the Stroke group [11]. During the walking sub-tasks (Go and Return), similar parameters (step length and cadence, and % non-paretic SP for the Stroke group during Return), explained performance in both groups, thus refuting our second hypothesis. It is interesting to note that no kinematic parameters explained performance time during the walking sub-tasks in either group although several kinematic parameters were altered in the stroke patients compared to the healthy subjects. These results suggest that the modulation of step length is the result of multi-level lower-limb adaptations in both groups. Adaptations of step length reflect locomotor behavior before a turn. Step length in the Healthy group decreased before the turns (Turn sub-task and turning prior to sitting down), as it did on the paretic side in the Stroke group (to a greater extent than in the Healthy group), demonstrating anticipation. In contrast, step length on the non-paretic side increased, possibly because of the direction of the turn. This parameter highlighted specific behaviors in individual patients. For example, two patients had a performance time of 4.4 s, one of whom decreased his percentage step length six times more than the other. Sensory-motor deficits in stroke patients and the direction of turn towards the paretic side could explain the different modulation in the paretic and non-paretic side. Caution must be taken in the interpretation of this parameter since the accelerations and decelerations involved in the TUG, as well as differences in the side which initiated gait, induce variability.

Different parameters explained performance time during the Turn in each group. Our previous results in the Stroke group

showed that 56% of the variance in TUG performance time during Turn was explained by percentage paretic single support phase and percentage non-paretic swing phase, which are balance related parameters [11,38,39]. Conversely, no variables were correlated with Turn performance in the Healthy group although several spatio-temporal and kinematic parameters were modified, suggesting that control of the turn is based on simultaneous multi-level spatio-temporal and kinematic changes. Control of this complex sub-task was thus differently modulated between the groups. This complements the study by Hollands et al. who found a longer turn duration during the TUG for the patients with stroke, with a difference in the head anticipation distance but no differences in axial coordination between groups [15]. Obstacle circumvention during gait is complex, requiring the perception and integration of sensory inputs to adapt gait appropriately [40]. Patients with stroke have difficulty taking into account sensory information and generating appropriate feedback for compensatory adjustments [41]. This could explain the difference in controlled parameters between Stroke and Healthy groups during the turn.

The patients included had a relatively good level of recovery since they could perform the TUG test without walking aids or orthoses. The results are therefore applicable only to similar patients.

#### 5. Conclusion

This study is the first to compare biomechanical parameters during the TUG between patients with stroke and healthy subjects. The values of most biomechanical parameters were reduced in the patients with stroke compared to the healthy subjects, although the values of some parameters on the non-paretic side were increased in compensation. This study also determined the parameters that best explained performance time of TUG sub-tasks in healthy subjects. Performance time of the walking sub-tasks was explained by step length and cadence in Healthy group, which is similar to previous reports in patients with stroke. However, they were differently modulated, probably because of the sensory-motor deficits of the patients with stroke. No parameter was specifically related to Turn performance time in the Healthy group, suggesting that control of the turn is based on simultaneous multi-level changes, which contrast with the balance-related parameters, previously found to explain Turn performance time in the Stroke group. This study suggests that balance rehabilitation is particularly important for stroke patients to improve stability and performance during locomotor tasks involving turns.

#### Conflict of interest

None.

#### Source of support

None.

#### Acknowledgments

The authors wish to thank Johanna Robertson for her constructive criticism and for correction of the English. Many thanks for the precious help of Jean François Petiot with the statistical analyses. We would like also to thank all the patients and healthy subjects for their kind participation. This work was supported by AP-HP, CIC Garches, Doctoral School GAO, University of Versailles Saint Quentin en Yvelines, Institut Universitaire de France and the Garches foundation.

**Conflict of interest**

None.

**References**

- [1] J.L. McGinley, R. Baker, R. Wolfe, M.E. Morris, The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review, *Gait Posture* 29 (2009) 360–369.
- [2] L.A. Vallis, B.J. McFadyen, Locomotor adjustments for circumvention of an obstacle in the travel path, *Exp. Brain Res.* 152 (2003) 409–414.
- [3] M.R. Paquette, L.A. Vallis, Age-related kinematic changes in late visual-cueing during obstacle circumvention, *Exp. Brain Res.* 203 (2010) 563–574, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.socbeh.2010.02.2263>.
- [4] P. Basili, M. Sağlam, T. Kruse, M. Huber, A. Kirsch, S. Glasauer, Strategies of locomotor collision avoidance, *Gait Posture* 37 (2013) 385–390, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.003>.
- [5] J. Crosbie, V. Ko, Changes in the temporal and distance parameters of gait evoked by negotiation of curbs, *Aust. J. Physiother.* 46 (2000) 103–112, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60318-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60318-4).
- [6] D. Podsiadlo, S. Richardson, The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons, *J. Am. Geriatr. Soc.* 39 (1991) 142–148.
- [7] S.S. Ng, C.W. Hui-Chan, The timed up & go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86 (2005) 1641–1647.
- [8] C.D.C.M. Faria, L.F. Teixeira-Salmela, S. Nadeau, Effects of the direction of turning on the timed up & go test with stroke subjects, *Top. Stroke Rehabil.* 16 (2009) 196–206, doi:<http://dx.doi.org/10.1310/tsr1603-196>.
- [9] J.C. Wall, C. Bell, S. Campbell, J. Davis, The timed Get-up-and-Go test revisited: measurement of the component tasks, *J. Rehabil. Res. Dev.* 37 (2000) 109–113.
- [10] C.D.C.M. Faria, L.F. Teixeira-Salmela, S. Nadeau, Development and validation of an innovative tool for the assessment of biomechanical strategies: the timed up and Go—assessment of biomechanical strategies (TUG-ABS) for individuals with stroke, *J. Rehabil. Med.* 45 (2013) 232–240, doi:<http://dx.doi.org/10.2340/16501977-1107>.
- [11] C. Bonnyaud, D. Pradon, N. Vuillerme, D. Bensmail, N. Roche, Spatiotemporal and kinematic parameters relating to oriented gait and turn performance in patients with chronic stroke, *PLoS One* 10 (2015) e0129821, doi:<http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0129821>.
- [12] M. Galli, V. Cimolin, M. Crivellini, I. Campanini, Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults, *Gait Posture* 28 (2008) 80–85, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.003>.
- [13] L. Dion, F. Malouin, B. McFadyen, C.L. Richards, Assessing mobility and locomotor coordination after stroke with the rise-to-walk task, *Neurorehabil. Neural Repair* 17 (2003) 83–92, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/088843900301700202>.
- [14] G.E. Frykberg, A.C. Åberg, K. Halvorsen, J. Borg, H. Hirschfeld, Temporal coordination of the sit-to-walk task in subjects with stroke and in controls, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 90 (2009) 1009–1017, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2008.12.023>.
- [15] K.L. Hollands, M.A. Hollands, D. Zietz, A.M. Wing, C. Wright, P. van Vliet, Kinematics of turning 180 degrees during the timed up and go in stroke survivors with and without falls history, *Neurorehabil. Neural Repair* 24 (2010) 358–367.
- [16] R. Bohannon, A. Williams Andrews, Relationship between impairments and gait performance after stroke: a summary of relevant research, *Gait Posture* 3 (1995) 236–240, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82853-0](http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362(96)82853-0).
- [17] S. Nadeau, A.B. Arsenault, D. Gravel, D. Bourbonnais, Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke, *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 78 (1999) 123–130.
- [18] P. Plummer-D'Amato, L.J.P. Altmann, D. Saracino, E. Fox, A.L. Behrman, M. Marsiske, Interactions between cognitive tasks and gait after stroke: a dual task study, *Gait Posture* 27 (2008) 683–688, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.09.001>.
- [19] J. Perry, *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, Slack, Thorofare, 1992.
- [20] H.P. Von Schroeder, R.D. Coutts, P.D. Lyden, E. Billings Jr., V.L. Nickel, Gait parameters following stroke: a practical assessment, *J. Rehabil. Res. Dev.* 32 (1995) 25–31.
- [21] D.C. Kerrigan, J. Gronley, J. Perry, Stiff-legged gait in spastic paresis. A study of quadriceps and hamstrings muscle activity, *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 70 (1991) 294–300.
- [22] S.J. Olney, C. Richards, Hemiparetic gait following stroke. Part I: characteristics, *Gait Posture* 4 (1996) 136–148, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)01063-6](http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362(96)01063-6).
- [23] F. Faul, E. Erdfelder, A.-G. Lang, A. Buchner, G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences, *Behav. Res. Methods* 39 (2007) 175–191, doi:<http://dx.doi.org/10.3758/BF03193146>.
- [24] T.H.M. Heung, S.S.M. Ng, Effect of seat height and turning direction on the timed up and go test scores of people after stroke, *J. Rehabil. Med.* 41 (2009) 719–722, doi:<http://dx.doi.org/10.2340/16501977-0411>.
- [25] M.P. Kadaba, H.K. Ramakrishnan, M.E. Wootten, Measurement of lower extremity kinematics during level walking, *J. Orthop. Res.* 8 (1990) 383–392, doi:<http://dx.doi.org/10.1002/jor.1100080310>.
- [26] A.L. Bell, D.R. Pedersen, R.A. Brand, A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods, *J. Biomech.* 23 (1990) 617–621, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7).
- [27] D.A. Winter, H.G. Sidwall, D.A. Hobson, Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion, *J. Biomech.* 7 (1974) 157–159, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90056-6](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(74)90056-6).
- [28] A. Barre, S. Armand, Biomechanical ToolKit: open-source framework to visualize and process biomechanical data, *Comput. Methods Programs Biomed.* 114 (2014) 80–87, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2014.01.012>.
- [29] R. Cham, Redfern MS, Changes in gait when anticipating slippery floors, *Gait Posture* 15 (2002) 159–171, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00150-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00150-3).
- [30] J. Cohen, *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, Routledge, 1988.
- [31] Barbara G. Tabachnick, Linda S. Fidell, *Using Multivariate Statistics*, 5th edition, Pearson Education, New York, NY, USA, 2007.
- [32] F.G. Blanchet, P. Legendre, D. Borcard, Forward selection of explanatory variables, *Ecology* 89 (2008) 2623–2632.
- [33] E. Domholdt, *Physical Therapy Research—Principles and Application*, W.B. Saund, Philadelphia, 2000.
- [34] S.J. Olney, M.P. Griffin, I.D. McBride, Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach, *Phys. Ther.* 74 (1994) 872–885.
- [35] C.M. Kim, J.J. Eng, Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed, *Gait Posture* 20 (2004) 140–146, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.07.002>.
- [36] P.Y. Lin, Y.R. Yang, S.J. Cheng, R.Y. Wang, The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 87 (2006) 562–568, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2005.12.042>.
- [37] E. Hutin, D. Pradon, F. Barbier, B. Bussel, J.M. Gracies, N. Roche, Walking velocity and lower limb coordination in hemiparesis, *Gait Posture* 36 (2012) 205–211, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.016>.
- [38] A. Lincoln, *The temporal-spatial parameters*, *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*, Kirtley C., New York: Churchill Livingstone, 2006.
- [39] K. Suzuki, G. Imada, T. Iwaya, T. Handa, H. Kurogo, Determinants and predictors of the maximum walking speed during computer-assisted gait training in hemiparetic stroke patients, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80 (1999) 179–182.
- [40] A. Berthoz, I. Viaud-Delmon, Multisensory integration in spatial orientation, *Curr. Opin. Neurobiol.* 9 (1999) 708–712 S0959-4388(99)00041-0 [pii].
- [41] B.E. Fisher, C.J. Weinstein, M.R. Velicki, Deficits in compensatory trajectory adjustments after unilateral sensorimotor stroke, *Exp. Brain Res.* 132 (2000) 328–344, doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s002219900316>.

La diminution de la plupart des paramètres cinématiques au cours des phases du TUG chez les patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains confirmait notre hypothèse. Les résultats mettaient également en évidence une supériorité de certains paramètres du côté non-parétique par rapport à ceux de sujets sains suggérant une possible compensation des déficits du côté parétique. Par ailleurs certains paramètres, relatifs à la stabilité, étaient spécifiquement modulés chez les patients hémiplégiques au cours de la phase du demi-tour, comparativement aux autres phases locomotrices du TUG.

Notre seconde hypothèse était partiellement validée avec des paramètres explicatifs de la performance similaires, mais modulés différemment, chez les patients hémiplégiques et les sujets sains pour les phases de marche orientée (la longueur du pas et la cadence). En revanche, pour la phase du demi-tour, ces paramètres différaient entre les populations avec des paramètres relatifs à la stabilité pour les patients hémiplégiques et aucun paramètre explicatif pour les sujets sains. Ces résultats suggéraient une organisation différente et spécifique pour certaines phases du TUG et ont permis d'émettre l'hypothèse de l'existence d'une stratégie différente utilisée par les patients lors de la réalisation de ces tâches de navigation.

Ces résultats confirment l'hypothèse émise au décours de la première étude suggérant que les capacités d'équilibration des patients hémiplégiques lors d'activités locomotrices variées interfèrent avec la performance lors de la tâche. Ces éléments nous ont conduits à étudier spécifiquement des paramètres de stabilité au cours des phases locomotrices du TUG.

**Etude 3 : Caractérisation de l'organisation des patients hémiplégiques par rapport à des sujets sains, à partir de l'analyse de leurs déplacements du COM et du MFC, lors des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG.**

Les résultats des études 1 et 2 mettaient en évidence l'intérêt d'étudier les paramètres de stabilité chez les patients hémiplégiques lors de la réalisation du TUG. De plus, la littérature souligne l'implication des troubles de l'équilibre au cours des déplacements locomoteurs comme facteur explicatif des chutes des patients hémiplégiques (Nyberg and Gustafson, 1995), (Forster and Young, 1995), (Hyndman et al., 2002), (Belgen et al., 2006). Or les évaluations cliniques telles que la vitesse de marche, le score à la Berg Balance Scale (gold standard de l'évaluation de l'équilibre) et la performance au TUG ne permettent d'expliquer les chutes chez les patients hémiplégiques (Harris et al., 2005), (Persson et al., 2011), (Barry et al., 2014). Il apparaissait donc indispensable d'évaluer les capacités d'équilibration des sujets hémiplégiques au cours d'activités locomotrices variées, rencontrées au quotidien, comme la marche orientée vers un but et le contournement d'un obstacle. Le contrôle du COM et du MFC sont admis comme le reflet du contrôle de la stabilité dynamique au cours du mouvement et du risque de trébuchement lors de la locomotion (Winter, 1991), (Tucker et al., 1998), (Barrett et al., 2010), (Hamacher et al., 2011).

Les objectifs de cette étude étaient (1) d'analyser la stabilité au cours des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG en étudiant les déplacements verticaux et médio-latéraux du COM et le MFC des patients hémiplégiques et de les comparer à ceux des sujets sains ; (2) d'évaluer les relations entre les paramètres du COM et le MFC et, la performance chronométrique des phases correspondantes ; et (3) de comparer les paramètres du COM et le MFC entre les patients hémiplégiques chuteurs et non-chuteurs. Nous avons émis les hypothèses que les déplacements du COM et le MFC seraient plus importants chez les patients hémiplégiques que chez les sujets sains et que ces paramètres seraient positivement corrélés à la performance chronométrique. Nous avons également émis l'hypothèse que les déplacements du COM seraient plus importants et le MFC serait réduit chez les patients hémiplégiques chuteurs, en comparaison aux non-chuteurs. Vingt-neuf patients hémiplégiques et vingt-cinq sujets sains effectuant le TUG en condition standardisée ont été analysés.

## RESEARCH ARTICLE

# Dynamic Stability and Risk of Tripping during the Timed Up and Go Test in Hemiparetic and Healthy Subjects

Céline Bonnyaud<sup>1\*</sup>, Didier Pradon<sup>1</sup>, Djamel Bensmail<sup>2</sup>, Nicolas Roche<sup>1</sup>

**1** Inserm Unit 1179, Team 3: Technologies and Innovative Therapies Applied to Neuromuscular diseases, UVSQ, CIC 1429, APHP Laboratoire d'analyse du mouvement, Service de physiologie et d'exploration fonctionnelle, Hôpital Raymond Poincaré, 92380, Garches, France, **2** Inserm Unit 1179, Team 3: Technologies and Innovative Therapies Applied to Neuromuscular diseases, UVSQ, CIC 1429, APHP Service de médecine physique et réadaptation, Hôpital Raymond Poincaré, 92380, Garches, France

\* [celine.bonnyaud@rpc.aphp.fr](mailto:celine.bonnyaud@rpc.aphp.fr)



CrossMark  
click for updates

## OPEN ACCESS

**Citation:** Bonnyaud C, Pradon D, Bensmail D, Roche N (2015) Dynamic Stability and Risk of Tripping during the Timed Up and Go Test in Hemiparetic and Healthy Subjects. PLoS ONE 10(10): e0140317. doi:10.1371/journal.pone.0140317

**Editor:** Jean-Claude Baron, INSERM U894, FRANCE

**Received:** June 2, 2015

**Accepted:** September 24, 2015

**Published:** October 15, 2015

**Copyright:** © 2015 Bonnyaud et al. This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

**Data Availability Statement:** All relevant data are within the paper.

**Funding:** The authors received no specific funding for this work.

**Competing Interests:** The authors have declared that no competing interests exist.

## Abstract

### Background

The Timed Up and Go (TUG) test is often used to estimate risk of falls. Foot clearance and displacement of the center of mass (COM), which are related to risk of tripping and dynamic stability have never been evaluated during the TUG. Accurate assessment of these parameters using instrumented measurements would provide a comprehensive assessment of risk of falls in hemiparetic patients. The aims of this study were to analyze correlations between TUG performance time and displacement of the COM and foot clearance in patients with stroke-related hemiparesis and healthy subjects during the walking and turning sub-tasks of the TUG and to compare these parameters between fallers and non-fallers.

### Methods

29 hemiparetic patients and 25 healthy subjects underwent three-dimensional gait analysis during the TUG test. COM and foot clearance were analyzed during the walking and turning sub-tasks of the TUG.

### Results

Lateral displacement of the COM was greater and faster during the walking sub-tasks and vertical displacement of the COM was greater during the turn in the patients compared to the healthy subjects (respectively  $p<0.01$  and  $p<0.05$ ). Paretic foot clearance was greater during walking and displacement of the COM was slower during the turn in the patients ( $p<0.01$ ). COM displacement and velocity during the turn were correlated with TUG performance in the patients, however, vertical COM displacement was not. These correlations were significant in the healthy subjects. There were no differences between COM parameters or foot clearance in fallers and non-fallers.

## Discussion and Conclusion

Hemiparetic patients are less stable than healthy subjects, but compensate with a cautious gait to avoid tripping. Instrumented analysis of the TUG test appears relevant for the assessment of dynamic stability in hemiparetic patients, providing more information than straight-line gait.

## Introduction

Stroke related impairments such as sensorimotor dysfunction affect balance and gait, increasing the risk of falls. Falls are costly to the health system and are therefore an issue of public health [1],[2]. Two thirds of falls reported by stroke patients living at home occur during gait-related activities [1],[3]. Direction changes and turns are particularly hazardous [1],[4]. The majority of patients relate falls to intrinsic factors such as impaired balance and foot dragging [4],[2]. Dynamic stability (the ability to move without loss of balance) during gait related activities (walking, turning etc.) is essential for autonomy and should be assessed. Two biomechanical parameters, the control of the center of mass (COM) and foot clearance, are considered pertinent for the evaluation of dynamic stability and risk of tripping [4],[5],[6],[7].

The Timed Up and Go test (TUG) assesses gait related activities which involve dynamic stability. It involves rising from a chair, walking 3 meters, turning, walking back and sitting down again. The task thus corresponds to activities regularly encountered in daily life [8]. This test is widely used and is validated in stroke patients [9]. Performance is measured as the time to carry out the test. It has been shown to be useful to identify fallers and non-fallers among older subjects and stroke patients [10],[11],[12] however recent evidence suggests that its sensitivity is low and its ability to predict falls is limited [11],[13],[14]. Balance capacity is the main predictor of falls and the relevance of the TUG for the assessment of balance and mobility has been well demonstrated [12],[13]. However, performance time may not be a relevant criterion for the accurate assessment of dynamic stability. Zampieri et al (2010) carried out an instrumented evaluation of the TUG in people with Parkinson's disease [15]. They found no difference in TUG performance time between patients and healthy subjects but highlighted differences in spatio-temporal parameters during the walking and turning sub-tasks using accelerometers. This suggests that the evaluation of biomechanical parameters is particularly pertinent to quantify dynamic stability and therefore to identify the main parameters related to the risk of falls in each patient.

The displacement and velocity of the COM have been shown to be pertinent for the assessment of dynamic stability during locomotion [6], [16]. The amplitude and lateral velocity of the COM is increased during obstacle crossing in elderly individuals with loss of balance capacity [17] as well as in subjects with brain injury [18],[19]. Vertical COM displacement is also increased during gait in hemiparetic patients compared with healthy subjects [20]. Thus assessment of COM displacement appears to be a useful parameter for the evaluation of dynamic stability in stroke patients.

Another useful parameter is minimum foot clearance (MFC), defined as the minimum vertical distance between the lowest part of the foot of the swing leg and the walking surface during the swing phase of the gait cycle [5]. Foot clearance is the result of shortening of the lower limb due to a combination of hip, knee and ankle joint flexion. Foot trajectory is the primary mode of error correction to allow stability during gait. Its analysis thus provides information regarding dynamic stability while walking [21]. Patients with chronic stroke report lack of foot

**Table 1.** Subject characteristics.

	Age (years)	Height (m)	Weight (kg)	Gender (m/f)	Time since stroke (years)	Hemiparetic side
Hemiparetic patients	54.2±12.2	1.68±0.09	73.2±16.2	18m/ 11f	7.9±5.7	12 right / 17 left
Healthy subjects	51.6±8.7	1.67±0.1	65.6±14.7	11m/ 14f	-	-

doi:10.1371/journal.pone.0140317.t001

clearance as being a cause of falls [4],[7]. However, Little et al (2014) recently investigated foot clearance of the paretic limb in 16 stroke patients and found that it was increased compared to healthy subjects [22]. Thus the assessment of both COM displacement and foot clearance should provide an accurate assessment of dynamic stability, helping to increase understanding of the main biomechanical determinants of TUG test performance and to define which parameters are particularly related to the risk of falls in patients with stroke [2],[4],[23]. Such a comprehensive assessment may identify potential fallers who could then be targeted in falls prevention programs. Moreover, recent guidelines highlighted the importance of objectively assessing dynamic stability in hemiparetic patients during gait and activities of daily living [21],[24].

The aims of this study were (i) to analyse the vertical and mediolateral displacement of the COM and foot clearance in hemiparetic patients, and to compare them with healthy subjects during the walking and turning sub-tasks of the TUG test; (ii) to evaluate the relationship between COM parameters and foot clearance and TUG performance during the same TUG sub-tasks; and (iii) to compare COM and foot clearance parameters between fallers and non-fallers with hemiparesis. We hypothesized that the lateral and vertical displacement of the COM would be greater and faster, and that MFC would be greater in patients with stroke than in healthy subjects. We also hypothesized that COM parameters and MFC would be positively correlated with TUG sub-task performance time, and that COM displacement would be greater and MFC smaller in fallers with hemiparesis compared with non-fallers with hemiparesis.

## Methods

### Subjects

Twenty nine patients with chronic hemiparesis (mean age 54.2±12.2 years) and twenty five healthy subjects (mean age 51.6±8.7 years) participated in this study. This number of subjects was sufficient for a statistical power of 95%, based on the computation of the effect size and statistical power using previous data in the literature [9][25], and validated a posteriori with the results of the present study [26]. Table 1 presents the characteristics of the participants. All the patients were able to walk without assistance, the median New Functional Ambulation Classification index was 7 (min 6 and max 8), the median lower limb strength score on the Medical Research Council scale was 4 (min 2 and max 5), the median Berg Balance Scale score was 51 (min 45 and max 54) and the mean TUG time was 19.3±4.2sec. The inclusion criteria for the patients were: age over 18 years, hemiparesis due to stroke, ability to carry out several TUG tests without the use of an assistive device and medically stable enough for participation in the protocol. Patients were excluded if they had other neurological, orthopedic or medical disorders that might interfere with the test. Falls were defined as any event that led to an unplanned, unexpected contact with a supporting surface [10]. According to this definition, 14 patients fell during the 3 months prior to inclusion. Two of these patients were not considered as fallers in this study since they did not fall during gait (one fell in the bathtub and the other entering a car). The fallers group therefore consisted of 12 patients, and the non-fallers group of 17 patients. The healthy subjects had no neurological or orthopedic impairments. All patients and

healthy subjects gave their written informed consent in accordance with the ethical codes of the World Medical Association and the guidelines of our local ethics committee who approved the study (Comité de protection des personnes Ile de France XI, Ref 13005. CNIL, Ref DR-2013-283).

### Experimental procedure

Three-dimensional (3D) kinematic data were recorded while subjects performed the TUG test. Thirty-four markers placed on anatomical landmarks according to the Helen Hayes marker set [27],[28],[29] were tracked by an optoelectronic motion capture system (sampling frequency 100 Hz, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA). The same person positioned all the markers to ensure good reliability. The greater trochanter and the anterior superior iliac spine were added to improve the reconstruction of the trajectories of joint coordinate systems. This marker set allowed the creation of a 12-segment rigid-link model of the body, using Dempster's anthropometric table which is routinely used in gait analysis [30],[31].

All participants performed 3 TUG tests which involved rising from a stool, walking 3m, turning around a cone and returning to sit, at their own comfortable speed. The original TUG test involves a standard chair with armrests and does not specify the subject's position or the direction of the turn [8]. However to ensure the reliability of the results, the conditions were standardized [32][33][34]. Subjects sat on a stool set to 100% of the distance from the head of the fibula to the floor [35], their knees were flexed to 100°, feet were placed symmetrically and arms were held out from the body [32],[33],[36],[37].

Marker trajectories were filtered using a low-pass Butterworth filter with a cut off frequency of 6 Hz [38]. The phases of the gait cycle were defined according to Perry [39] and were determined using the Open-source Biomechanical Tool Kit package for MATLAB [40]. This tool was also used to determine the 3 sub-phases of the TUG test (walking toward the cone (GO); turning (Turn), return to the stool (Return)), according to previous studies [37],[41],[42]. The data were then exported to Matlab (R14, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) for calculation of the biomechanical parameters.

The two walking sub-tasks (Go and Return) and the turning sub-task (Turn) of the TUG were analyzed. The sit-to-stand and stand-to-sit sub-tasks were not considered since they have already been largely evaluated in patients with stroke [35], [32]. The time taken to perform each sub-task was measured.

Markers and estimated joint centers were used to calculate the center of mass (COM) of each individual body segment [43].

Whole body COM position data were then calculated with the following Eq 1:

$$COM_x = \frac{m_1 x_1 + m_2 x_2 + \dots + m_i x_i}{M} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^N m_i x_i$$

where M = whole body mass

$m_i$  = mass of the  $i$ th segment = (whole body mass)  $\times$  (mass fraction for  $i$ th segment from the anthropometrics.dat file)

$x_i$  = the x-coordinate of the center of mass for the  $i$ th segment with respect to the calibration origin

N = the number of body segments

COM movements were analyzed in the subject reference frame with respect to the line of gait, considered as the trajectory of the sacral marker.

The amplitude and velocity of COM displacement in the mediolateral (ML) and vertical (Vert) directions were analyzed. The ML-COM displacement was the distance between the

most leftward and rightward positions of the COM and the Vert-COM displacement was the distance between the highest and lowest positions of the COM. The maximum velocity of COM displacement was also calculated in the mediolateral (ML-V) and vertical (Vert-V) directions.

MFC was calculated by subtracting the height of the toe marker (between the second and the third toe) during mid-stance from the minimum height of the toe marker during mid-swing, for each gait cycle and for both limbs, since reduced MFC at this instant indicates an increased likelihood of tripping [44],[45],[46].

### Statistical analysis

Descriptive statistics including means and standard deviations were calculated for each parameter and each sub-task of the TUG (Go, Turn, Return). The data were normally distributed according to the Shapiro Wilk test. To compare hemiparetic patients and healthy subjects, intergroup analysis, independent Student t tests were used for each TUG sub-task. To compare sub-tasks (Go, Turn and Return) in each group (intragroup analysis) repeated measures ANOVA were carried out. Tukey post hoc tests were then performed on significant comparisons. Correlations between TUG performance and COM and MFC parameters were tested with Pearson's correlations for both the hemiparetic patients and healthy subjects. The  $r$  values were interpreted according to Domholdt [47]. To compare COM and MFC parameters between fallers and non-fallers with hemiparesis, independent Student t tests were used. All significance levels were set at  $p < 0.05$ .

## Results

Results of the TUG performance time and COM and MFC parameters for each sub-task and both groups are presented in [Table 2](#).

### Differences between hemiparetic patients and healthy subjects: inter-group analysis

**COM.** Compared to healthy subjects, ML-COM amplitude was significantly greater for hemiparetic patients during Go, significantly smaller during Turn and was not different during Return. ML-V was higher for hemiparetic patients during Go and Return, and smaller during Turn ([Fig 1](#)). Vert-COM was significantly greater for hemiparetic patients during Turn and was not different during the Go and Return sub-tasks. There were no differences between groups for Vert-V.

**MFC.** MFC on the paretic side was significantly greater for hemiparetic patients during Go and Return sub-tasks when compared to healthy subjects but was not different during Turn ([Fig 2](#)). MFC on the non-paretic side was significantly smaller for hemiparetic patients during Turn when compared to healthy subjects but was not different during the Go and Return sub-tasks.

### Difference between sub-tasks of the TUG for each group: intra-group analysis

**COM.** There were significant differences between sub-tasks for both groups for ML-COM, ML-V, Vert-COM and Vert-V, except for Vert-COM between Go and Return for both groups.

**MFC.** There were significant differences between sub-tasks for both groups for MFC, except between Turn and Return for the paretic side in the hemiparetic patients.

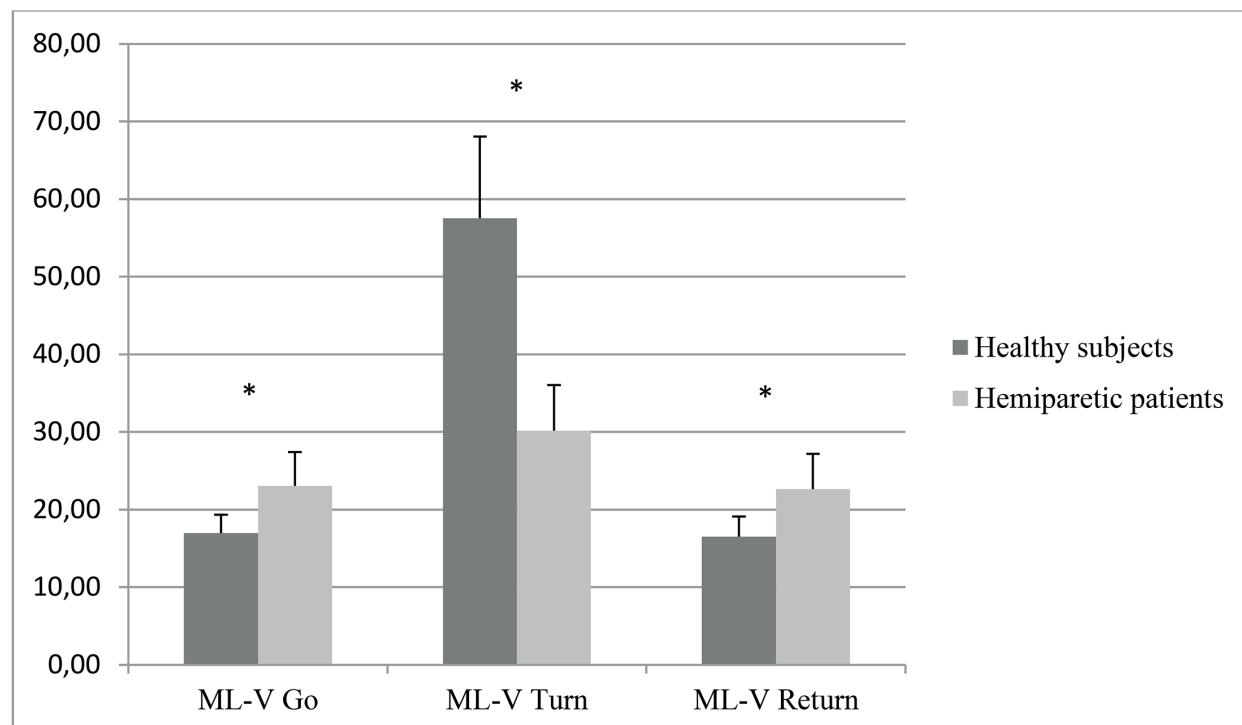
**Table 2.** TUG performance, COM parameters and foot clearance in hemiparetic patients and healthy subjects during Go, Turn and Return sub-tasks.

	Hemiparetic patients			Healthy subjects		
	Go	Turn	Return	Go	Turn	Return
TUG performance time (sec)	4.56 (1.01)	3.16 (0.84)	3.81 (0.91)†	2.44 (0.28)*	1.41 (0.25)*	2.28 (0.45)*†
MFC on paretic side (cm)	2.84 (1.18)	3.71 (1.54)	3.72 (1.32)†	1.80 (0.75)*	3.21 (1.55)	2.52 (0.75)*†
MFC on non-paretic side (cm)	1.92 (1.11)	2.26 (1.00)	2.75 (1.00)†	1.98 (0.85)	3.00 (1.02)*	2.72 (0.60)†
ML-COM	8.91 (1.82)	19.02 (4.39)	9.19 (2.04)†	6.71 (1.60)*	25.36 (4.10)*	8.61 (2.01)†
ML-V	23.04 (4.38)	30.15 (5.91)	22.61 (4.56)†	16.97 (2.34)*	57.50 (10.56)*	16.51 (2.61)*†
Vert-COM	4.48 (1.07)	3.58 (0.78)	4.56 (0.99)†	4.24 (0.68)	3.14 (0.74)*	4.14 (0.67)†
Vert-V	18.93 (4.72)	15.50 (3.61)	20.48 (4.32)†	20.92 (4.42)	16.15 (4.35)	20.83 (3.84)†

\* significant difference between hemiparetic patients and healthy subjects for the corresponding sub-task of the TUG p&lt;0,05

† significant difference between Go, Turn and Return p&lt;0,05

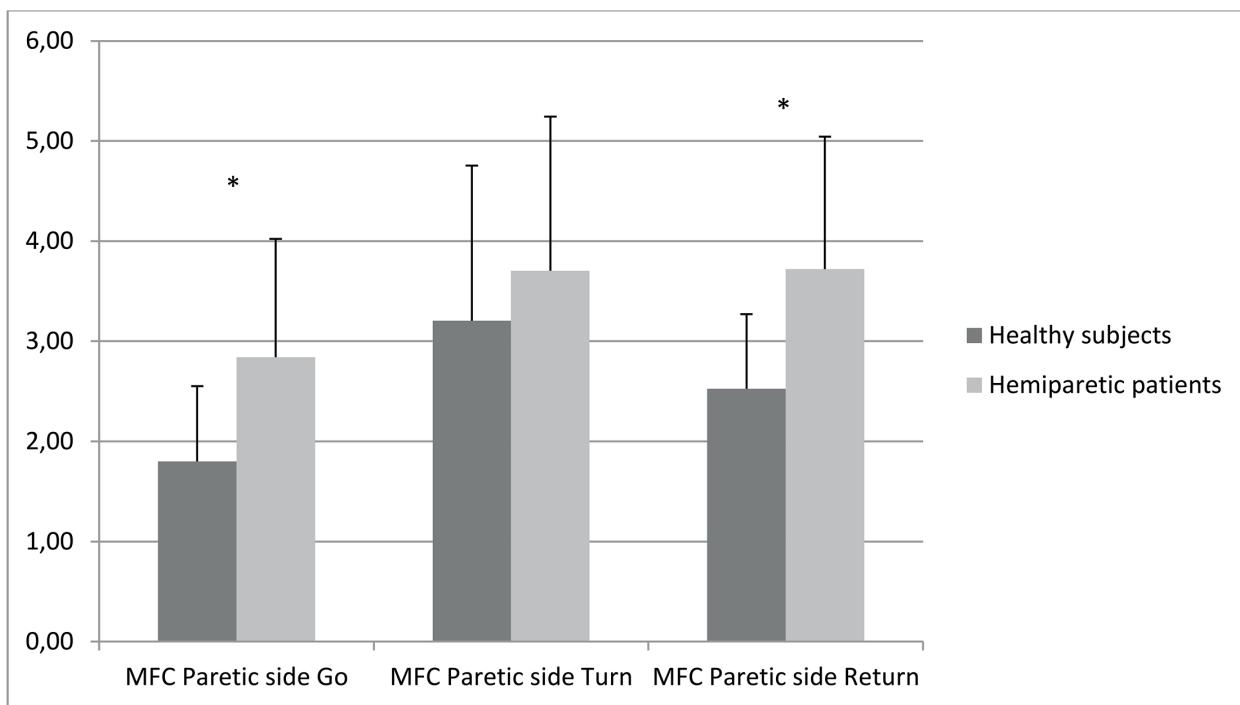
doi:10.1371/journal.pone.0140317.t002



\* significant difference at p&lt;0.05

**Fig 1.** Medio-lateral COM velocity.

doi:10.1371/journal.pone.0140317.g001



\* significant difference at  $p < 0.05$

**Fig 2. Minimum foot clearance on paretic side.**

doi:10.1371/journal.pone.0140317.g002

### Correlations between TUG performance and, COM and MFC parameters (Table 3)

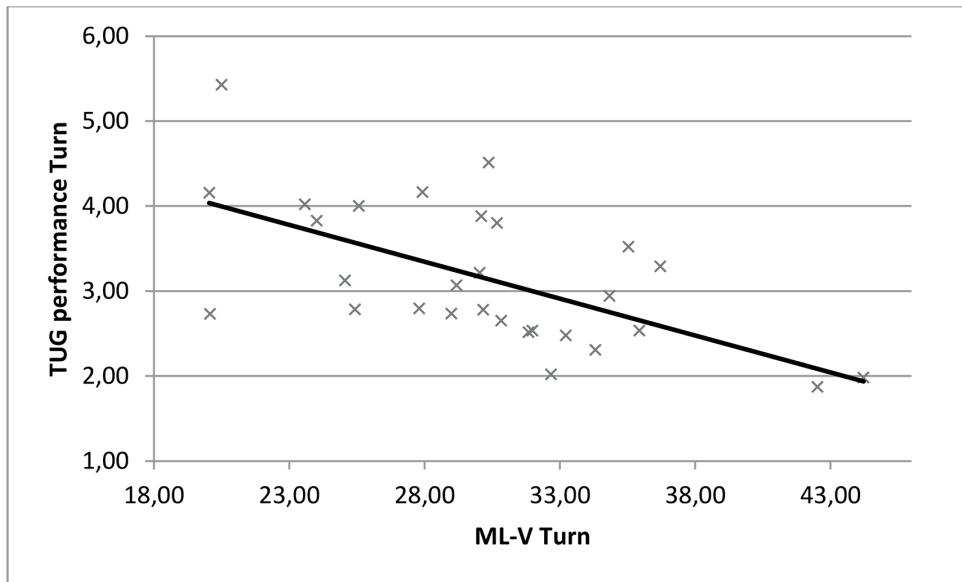
There were significant correlations between TUG performance time and ML-COM ( $r = -0.59$ ,  $p = 0.001$ ) and ML-V ( $r = -0.61$ ,  $p = 0.0001$ , Fig 3) for the Turn in the hemiparetic patients but not for the healthy subjects. There was also a significant correlation between TUG performance time and Vert-V for the Return in both groups. There were no significant correlations between the other parameters and other sub-tasks. There were significant correlations between TUG

**Table 3. Correlations between TUG performance time, and COM and MFC parameters for hemiparetic patients and healthy subjects.**

	Hemiparetic patients			Healthy subjects		
	Go	Turn	Return	Go	Turn	Return
MFC on paretic side (cm)	R = 0.31	R = -0.12	R = 0.29	R = -0.13	R = -0.09	R = -0.13
MFC on non-paretic side (cm)	R = 0.33	R = 0.22	R = 0.13	R = -0.01	R = -0.09	R = -0.17
ML-COM	R = 0.31	R = -0.59*	R = 0.25	R = -0.09	R = -0.38	R = -0.03
ML-V	R = 0.13	R = -0.61*	R = 0.008	R = 0.09	R = -0.39	R = -0.38
Vert-COM	R = -0.12	R = -0.04	R = -0.06	R = -0.47*	R = -0.04	R = -0.55*
Vert-V	R = -0.19	R = -0.30	R = -0.43*	R = -0.71*	R = -0.27	R = -0.64*

\* significant correlation between TUG performance and the corresponding parameter at  $p < 0.05$

doi:10.1371/journal.pone.0140317.t003

**Fig 3. Correlation between ML COM velocity and TUG performance time during the turning sub-task in hemiparetic patients.**

doi:10.1371/journal.pone.0140317.g003

performance time and Vert-COM and Vert-V for Go and Return in the healthy subjects but not the hemiparetic patients.

#### Difference between fallers and non-fallers for COM and MFC parameters

12 hemiparetic patients constituted the fallers group and 17 patients constituted the non-fallers group. No differences were found between fallers and non-fallers for total TUG time (respectively  $18.61 \pm 2.78$  sec and  $19.76 \pm 5.04$  sec) or time to perform the Go (respectively  $4.42 \pm 0.94$  sec and  $4.66 \pm 1.07$  sec), Turn (respectively  $2.97 \pm 0.75$  sec and  $3.29 \pm 0.90$  sec) and Return (respectively  $3.55 \pm 0.79$  sec and  $4.00 \pm 0.97$  sec) TUG sub-tasks. Vert-V was higher for the fallers compared to the non-fallers during the Turn (respectively  $17.1 \pm 3.7$  cm/sec and  $14.3 \pm 3.1$  cm/sec,  $p = 0.04$ ) but did not differ between these groups during Go and Return. There were no differences between fallers and non-fallers during any TUG sub-task for ML-COM and ML-V. There were no differences in MFC for either foot (paretic and non-paretic) between fallers and non-fallers.

#### Discussion

This is the first study to objectively and accurately assess dynamic stability and foot clearance during a goal-directed walking task involving turning in hemiparetic patients. This assessment is in line with recent recommendations regarding falls risk [21],[24] since impaired balance while walking and potential foot dragging increase the risk of falls [2],[4],[23]. The aims of this study were (i) to compare vertical and mediolateral displacements of the COM and foot clearance between hemiparetic patients and healthy subjects during the walking and turning sub-tasks of the TUG test; (ii) to analyze the relationship between COM and clearance parameters and TUG performance during these TUG sub-tasks; and (iii) to compare COM and clearance parameters between faller and non-faller patients with hemiparesis. The results showed that

the majority of parameters studied differed between hemiparetic patients and healthy subjects. The values of most parameters were greater during the walking sub-tasks and lower during the Turn in the hemiparetic patients compared with the healthy subjects, except for vertical COM displacement.

We hypothesized that lateral and vertical COM displacement would be greater and faster in the hemiparetic patients during the walking and turning sub-tasks of the TUG. This hypothesis was confirmed for the ML direction during the walking sub-tasks (except ML-COM on Return). This is in accordance with previous studies in the elderly and subjects with brain injury during gait and obstacle crossing [17],[18],[19],[48]. This result reflects greater instability in hemiparetic patients compared to healthy subjects when walking towards a goal and preparing to turn. This might be explained by the fact that healthy subjects minimized lateral displacements in order to maximize forward body transfer [49].

The motor behavior during the turning sub-task was interesting. This task involved turning around a cone, consisting essentially of a rotation of the body toward the new direction with a lateral translation of the COM [50]. Displacement of the COM in the ML direction was smaller and slower during the Turn in the patients, reflecting a less efficient movement than the healthy subjects. Such adaptations have already been evoked by Patla et al (1999) and Wallis et al (2004) who suggested that healthy subjects reduce motion of the COM when directional changes are required [51],[52]. Similarly Hollands et al (2001) showed that when healthy subjects turn, there is a lateral displacement of the COM which reflecting translation of the body in the direction of the turn [50]. It could be hypothesized that hemiparetic patients slow lateral COM movement to increase stability. Recently Hurt et al (2015) found that lateral COM velocity was greater in young adults performing a lateral step during forward walking compared to older adults [53]. The authors suggested that the younger subjects favored maneuverability whereas the older subjects favored stability. The findings of the present study during the turn sub-task are in accordance with these results. Moreover, ML displacement and velocity of the COM were greater in both the patients and the healthy subjects during turning compared to the walking sub-tasks. This is not surprising since turning induces more movement in ML direction relative to walking forward.

Surprisingly, there were no differences between the groups for vertical displacement and velocity of the COM during the walking sub-tasks. This contrasts with the results of Detrembleur et al (2003) which showed increased vertical displacement of the COM during walking in hemiparetic patients compared to healthy subjects [20]. Our result is nevertheless in accordance with Chou et al (2004) who found no differences in vertical COM between subjects with brain injury and healthy subjects during obstacle crossing [18]. The differences between these results may be related to differences in the tasks evaluated: goal-oriented gait in the present study, straight-line walking in the study by Detrembleur et al (2003) and obstacle crossing in the study by Chou et al (2004).

During the turning sub-task, we found greater vertical displacement of the COM in the patients compared to healthy subjects (no difference for velocity). This likely reflects greater instability when performing movements in the ML plane since stability requires online control of COM displacement. Healthy subjects may control vertical COM displacement in order to ensure the efficiency of lateral movements during a turn. Turning requires altering the spatial reference to focus on the ML direction in contrast with walking forward. This type of task thus seems to affect vertical COM movements.

We hypothesized that COM movements would be positively correlated with the time to perform the sub-tasks of the TUG. The results showed that ML COM displacement and velocity were significantly negatively correlated (moderate correlations according to Domholdt) with TUG performance time during the turning sub-task in the hemiparetic patients. This reinforces

our previous argument that efficient turning requires sufficient ML displacement [50],[51], [53]. Vertical COM movements were not correlated with TUG performance in the hemiparetic patients but were negatively correlated with performance time for the walking sub-tasks in the healthy subjects. Positive relationships have been found between increased gait velocity and increased vertical COM movements in healthy subjects, which is in accordance with our results [49],[54]. The relationship between ML COM parameters and performance time in the hemiparetic patients suggests that ML COM parameters are more relevant than vertical COM parameters for the assessment of dynamic stability and to explain the performance of hemiparetic patients during the TUG test.

We expected that hemiparetic patients would exhibit greater MFC in comparison with healthy subjects. Our results partly confirmed this hypothesis, showing that MFC was greater on the paretic side during the walking sub-tasks but not during turning. These results are in accordance with those of Little et al (2014) who also found an increase in foot clearance during walking in hemiparetic patients compared to healthy subjects [22]. They assessed 16 individuals with stroke during over-ground walking at self-selected speed and 9 non-disabled control subjects, and found MFCs of respectively  $3.25 \pm 0.34$  cm and  $1.48 \pm 0.69$  cm. Winter (1992) reported a MFC of around 1.29 cm for healthy subjects [44]. In the present study, we found higher MFCs during the walking sub-tasks for both groups (see Table 2). This difference could be due to the type of the task assessed, walking in anticipation of turning may be more complex than walking in a straight line as in the studies by Little et al and Winter. It was also interesting to note that, although during the walking sub-tasks there were no differences between non-paretic MFC and healthy subject MFC, non-paretic MFC was lower during the turn. This was not the case for paretic MFC. Turning while walking is a complex task requiring more control than straight walking to avoid tripping. This may explain the greater MFC in the healthy subjects during turning compared to the walking sub-tasks. Similarly, paretic MFC was increased between Go and Turn in the hemiparetic patients and remained increased for Return on the paretic side, or increased more for Return on the non-paretic side. We could hypothesize that the higher MFC during walking in hemiparetic patients and during turning in both groups reflect adaptations to potentially complex situations requiring greater control. This is corroborated by other studies. Heasley et al (2004) found a significant increase in MFC when healthy subjects stepped up with blurred vision compared with clear vision, suggesting that the safety margin is increased in uncertain conditions [55]. MFC is also increased when walking over rocky ground compared with smooth [56]. These results all suggest that MFC is increased in complex or uncertain conditions to reduce the risk of tripping [55],[56],[57] whatever the population studied. This parameter thus provides information regarding gait adaptations to complex conditions, but is not correlated with TUG performance time in hemiparetic patients.

We also hypothesized that COM movements would be greater and MFC smaller in fallers with hemiparesis than non-fallers. The TUG test is considered to be useful to identify fallers and non-fallers among older subjects and stroke patients [10],[11],[12], however our results showed that the time taken to carry out each sub-task of the total TUG did not differ between fallers and non-fallers. The only parameter which differed between fallers and non-fallers was the vertical velocity of the COM during the turning sub-task. This parameter is related to dynamic stability and can thus distinguish fallers from non-fallers during a complex locomotor task. MFC (related to the risk of tripping) and ML COM displacement did not differ between fallers and non-fallers. This is in accordance with a recent review in elderly subjects stating that MFC does not generally differ between fallers and non-fallers [7].

## Limits

Displacement of the COM should be interpreted with caution. This parameter depends on balance capacity; previous studies found greater displacement of the COM in subjects with impaired balance [18],[19],[20]. However, it also depends on gait speed [49],[54]. Orendurff et al (2004) and Staszkiewicz et al (2010) showed that vertical COM displacement increased and lateral COM displacement decreased with increasing gait velocity in healthy subjects [49], [54]. In the present study, the gait speed of the patients was lower than the healthy subjects, thus, according to the literature, COM displacement should have been smaller in the vertical direction and greater in the lateral direction compared to healthy subjects for the walking sub-tasks. However COM parameters were either greater in the hemiparetic patients or not different between groups, thus we can be confident with our previous interpretation. Hamacher et al (2011) reviewed studies of gait stability in elderly subjects and suggested that the analysis of variability is the most pertinent assessment to differentiate fallers from non-fallers [21]. Variability of MFC is greater in older fallers compared to older non-fallers [7]. We could not analyze this parameter because of the small number of gait cycles involved in the TUG test. However, it might be interesting to carry out an analysis of variability in further studies with a large number of trials and a large number of gait cycles.

## Conclusion

This study presents an innovative approach for the assessment of dynamic stability and risk of tripping during gait-related activities of daily living in hemiparetic patients, as has been recommended [21],[24]. The results suggest that the analysis of ML COM parameters is relevant for the assessment of dynamic stability and to explain TUG performance in hemiparetic patients. ML COM velocity decreased during turning, reflecting cautious gait. It increased during oriented-gait, reflecting instability. Vertical COM velocity during the turn distinguished fallers from non-fallers. Turning appears to be a relevant locomotor task to analyze dynamic stability and risk of falling. MFC reflected adaptations during goal-oriented gait in the hemiparetic patients but was not related to performance time. The instrumented analysis of gait-related activities of daily living thus has important clinical applications. Accurate analysis of COM displacements during oriented gait and turning tasks of the TUG in hemiparetic patients is useful to understand instability and risk of falling. Further studies assessing the effects of rehabilitation programs on the control of dynamic stability and risk of tripping in hemiparetic patients would be useful.

## Acknowledgments

The authors wish to thank Johanna Robertson for her constructive criticism and for correction of the English. We would like also to thank all the patients for their kind participation. This work was sustained by AP-HP, CIC Garches, University of Versailles Saint Quentin en Yvelines and Garches foundation.

All the authors drafted or revised the article, approved the final manuscript and agreed to be accountable for all aspects of the work.

## Author Contributions

Conceived and designed the experiments: CB NR DP DB. Performed the experiments: CB. Analyzed the data: CB DP. Contributed reagents/materials/analysis tools: CB DP. Wrote the paper: CB NR.

## References

1. Harris JE, Eng JJ, Marigold DS, Tokuno CD, Louis CL. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. *Phys Ther.* 2005; 85(2):150–8. PMID: [15679466](#)
2. Belgen B, Beninato M, Sullivan PE, Narielwalla K. The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006; 87(4):554–61. PMID: [16571397](#)
3. Jorgensen L, Jacobsen BK. Higher Incidence of Falls in Long-Term Stroke Survivors Than in Population Controls. *Stroke.* 2002; 33:542–7. PMID: [11823667](#)
4. Hyndman D, Ashburn A, Stack E. Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83(2):165–70. PMID: [11833018](#)
5. Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological.* University of Waterloo Press; 1991. 143 p.
6. Tucker C, Ramirez J, Krebs DE, Riley PO. Center of gravity dynamic stability in normal and vestibulopathic gait. *Gait Posture.* 1998; 8(2):117–23. PMID: [10200402](#)
7. Barrett RS, Mills PM, Begg RK. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait Posture.* 2010; 32(4):429–35. doi: [10.1016/j.gaitpost.2010.07.010](#) PMID: [20692163](#)
8. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991 Feb; 39(2):142–8. PMID: [1991946](#)
9. Ng SS, Hui-Chan CW. The timed up & go test: Its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86(8):1641–7. PMID: [16084820](#)
10. Shumway-Cook, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther.* 2000; 80:896–903. PMID: [10960937](#)
11. Persson CU, Hansson PO, Sunnerhagen KS. Clinical tests performed in acute stroke identify the risk of falling during the first year: Postural stroke study in Gothenburg (Postgot)\*. *J Rehabil Med.* 2011; 43(4):348–53. doi: [10.2340/16501977-0677](#) PMID: [21267528](#)
12. Simpson L, Miller WC, Eng JJ. Effect of stroke on fall rate, location and predictors: A prospective comparison of older adults with and without stroke. *PLoS One.* 2011; 6(4):2–7.
13. Barry E, Galvin R, Keogh C, Horgan F, Fahey T. Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatr.* *BMC Geriatrics.* 2014; 14(1):14.
14. Andersson ÅG, Kamwendo K, Seiger Å, Appelros P. How to identify potential fallers in a stroke unit: Validity indexes of four test methods. *J Rehabil Med.* 2006; 38(3):186–91. PMID: [16702086](#)
15. Zampieri C, Salarian A, Carlson-Kuhta P, Aminian K, Nutt JG, Horak FB. The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2010 Feb; 81(2):171–6. doi: [10.1136/jnnp.2009.173740](#) PMID: [19726406](#)
16. Clark RA, Williams G, Fini N, Moore L, Bryant AL. Coordination of dynamic balance during gait training in people with acquired brain injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012; 93(4):636–40. doi: [10.1016/j.apmr.2011.11.002](#) PMID: [22325681](#)
17. Chou LS, Kaufman KR, Hahn ME, Brey RH. Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. *Gait Posture.* 2003; 18(3):125–33. PMID: [14667945](#)
18. Chou L-S, Kaufman KR, Walker-Rabatin AE, Brey RH, Basford JR. Dynamic instability during obstacle crossing following traumatic brain injury. *Gait Posture.* 2004; 20(3):245–54. PMID: [15531171](#)
19. Catena RD, Van Donkelaar P, Chou LS. Cognitive task effects on gait stability following concussion. *Exp Brain Res.* 2007; 176(1):23–31. PMID: [16826411](#)
20. Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture.* 2003; 18(2):47–55. PMID: [14654207](#)
21. Hamacher D, Singh NB, Van Dieen JH, Heller MO, Taylor WR. Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *J R Soc Interface.* 2011; 8(65):1682–98. doi: [10.1098/rsif.2011.0416](#) PMID: [21880615](#)
22. Little VL, McGuirk TE, Patten C. Impaired Limb Shortening following Stroke: What's in a Name? *PLoS One.* 2014; 9(10):e110140. doi: [10.1371/journal.pone.0110140](#) PMID: [25329317](#)
23. Forster A, Young J. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *BMJ.* 1995; 311(6997):83–6. PMID: [7613406](#)

24. Kao PC, Dingwell JB, Higginson JS, Binder-Macleod S. Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. *Gait Posture*. 2014; 40(3):457–63. doi: [10.1016/j.gaitpost.2014.05.014](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.05.014) PMID: [24931112](#)
25. Faria CD, Teixeira-Salmela LF, Nadeau S. Effects of the direction of turning on the timed up & go test with stroke subjects. *Top Stroke Rehabil*. 2009; 16(3):196–206. doi: [10.1310/tsr1603-196](https://doi.org/10.1310/tsr1603-196) PMID: [19632964](#)
26. Paul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*. 2007; 39(2):175–91. PMID: [17695343](#)
27. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990 May; 8(3):383–92. PMID: [2324857](#)
28. Bell AL, Pedersen DR, Brand R a. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech*. 1990; 23(6):617–21. PMID: [2341423](#)
29. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture*. 2009; 29(3):360–9. doi: [10.1016/j.gaitpost.2008.09.003](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003) PMID: [19013070](#)
30. Dempster WT. Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report. Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio; 1955. 55–159 p.
31. Cruz TH, Lewek MD, Dhafer YY. Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke: Multi-factorial associations. *J Biomech*. 2009; 42(11):1673–7. doi: [10.1016/j.jbiomech.2009.04.015](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.015) PMID: [19457488](#)
32. 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. PMID: [9749681](#)
33. Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, Trimble M a., Shechtman O. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002; 83(7):924–9. PMID: [12098151](#)
34. Bonnyaud C, Pradon D, Vuillerme N, Bensmail D, Roche N. Spatiotemporal and Kinematic Parameters Relating to Oriented Gait and Turn Performance in Patients with Chronic Stroke. *PLoS One*. Public Library of Science; 2015 Jan 19; 10(6):e0129821. doi: [10.1371/journal.pone.0129821](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0129821) PMID: [26091555](#)
35. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ, Piotte F. The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech*. 2006; 21(6):585–93.
36. Gilleard W, Crosbie J, Smith R. Rising to stand from a chair: Symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. *Gait Posture*. 2008; 27(1):8–15. PMID: [17166719](#)
37. Frykberg GE, Åberg AC, Halvorsen K, Borg J, Hirschfeld H. Temporal Coordination of the Sit-to-Walk Task in Subjects With Stroke and in Controls. *Arch Phys Med Rehabil*. the American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation; 2009; 90(6):1009–17.
38. Winter DA, Sidwall HG, Hobson DA. Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. *J Biomed*. 1974 Mar; 7(2):157–9. PMID: [4837552](#)
39. Perry J. Gait analysis: Normal and pathological function. Slack. Thorofare; 1992. 9–108 p.
40. Barre A, Armand S. Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Comput Methods Programs Biomed*. 2014; 114(1):80–7. doi: [10.1016/j.cmpb.2014.01.012](https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2014.01.012) PMID: [24548899](#)
41. Thigpen MT, Light KE, Creel GL, Flynn SM. Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older. *Phys Ther*. 2000; 80(12):1174–87. PMID: [11087304](#)
42. Faria CD, Teixeira-Salmela LF, Silva EB, Nadeau S. Expanded timed up and go test with subjects with stroke: Reliability and comparisons with matched healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil*. Elsevier Inc.; 2012; 93(6):1034–8. doi: [10.1016/j.apmr.2011.11.025](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.11.025) PMID: [22381595](#)
43. Hasan SS, Robin DW, Szurkus DC, Ashmead DH, Peterson SW, Shiavi RG. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part I: Methods. *Gait Posture*. 1996 Jan; 4(1):1–10.
44. Winter D. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Phys Ther*. 1992; 72(1):45–53; discussion 54–6. PMID: [1728048](#)
45. Mills PM, Barrett RS. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Hum Mov Sci*. 2001; 20(4–5):427–46. PMID: [11750671](#)

46. Menant JC, Steele JR, Menz HB, Munro BJ, Lord SR. Effects of walking surfaces and footwear on tempo-spatial gait parameters in young and older people. *Gait Posture.* 2009; 29(3):392–7. doi: [10.1016/j.gaitpost.2008.10.057](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.057) PMID: [19041245](#)
47. Domholdt E. Physical therapy research—Principles and application. W.B. Saund. Philadelphia; 2000.
48. Hahn ME, Chou LS. Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly? *Clin Biomech.* 2003; 18(8):737–44.
49. Staszkiewicz R, Ruchlewicki T, Forczek W, Laska J. The impact of changes in gait speed and step frequency on the extent of the center of mass displacements. *Acta Bioeng Biomed.* 2010; 12(3):13–20. PMID: [21243966](#)
50. Hollands M, Sorensen K, Patla a. Effects of head immobilization on the coordination and control of head and body reorientation and translation during steering. *Exp Brain Res.* 2001; 140(2):223–33. PMID: [11521154](#)
51. Patla a E, Adkin a, Ballard T. Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. *Exp Brain Res.* 1999; 129(4):629–34. PMID: [10638436](#)
52. Vallis LA, Patla AE. Expected and unexpected head yaw movements result in different modifications of gait and whole body coordination strategies. *Exp Brain Res.* 2004; 157(1):94–110. PMID: [15146304](#)
53. Hurt CP, Grabiner MD. Age-related differences in the maintenance of frontal plane dynamic stability while stepping to targets. *J Biomech.* Elsevier; 2015; 48(4):592–7. doi: [10.1016/j.jbiomech.2015.01.003](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.01.003) PMID: [25627870](#)
54. Orendurff MS, Segal AD, Klute GK, Berge JS, Rohr ES, Kadel NJ. The effect of walking speed on center of mass displacement. *J Rehabil Res Dev.* 2004; 41(6A):829–34. PMID: [15685471](#)
55. Heasley K, Buckley JG, Scally A, Twigg P, Elliott DB. Stepping up to a new level: Effects of blurring vision in the elderly. *Investig Ophthalmol Vis Sci.* 2004; 45(7):2122–8.
56. Gates DH, Wilken JM, Scott SJ, Sinitski EH, Dingwell JB. Kinematic strategies for walking across a destabilizing rock surface. *Gait Posture.* 2012; 35(1):36–42. doi: [10.1016/j.gaitpost.2011.08.001](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.001) PMID: [21890361](#)
57. Begg R, Best R, Dell'Oro L, Taylor S. Minimum foot clearance during walking: Strategies for the minimisation of trip-related falls. *Gait Posture.* 2007; 25(2):191–8. PMID: [16678418](#)

Les résultats de cette étude ont mis en évidence des déplacements du COM plus importants pour les patients hémiplégiques, par rapport aux sujets sains, dans le plan médiolatéral pour les phases de marche orientée et dans le plan vertical pour la phase de demi-tour, traduisant une plus grande difficulté à maintenir la stabilité. De plus, la vitesse verticale du COM lors du demi-tour permettait de discriminer les patients chuteurs (ayant une plus grande vitesse). Les déplacements latéraux du COM lors du demi-tour n'étaient pas plus importants pour les patients hémiplégiques, suggérant une marche précautionneuse des patients lors de cette phase. Ceci pourrait traduire une stratégie mise en jeu par les patients hémiplégiques pour assurer le maintien de leur stabilité.

Un MFC plus important pour les patients hémiplégiques était retrouvé lors des phases de marche orientée uniquement, signant une capacité d'adaptation des patients hémiplégiques à une situation potentiellement à risque d'instabilité.

Les résultats de cette étude indiquaient également l'existence d'une corrélation entre les déplacements du COM et la performance au TUG lors de la phase du demi-tour chez les patients hémiplégiques.

Cette étude légitime, en pratique clinique, une analyse des déplacements du COM et du MFC au cours d'activités locomotrices variées. Cependant, le questionnement des principaux symptômes cliniques impliqués dans le défaut de stabilité des patients hémiplégiques lors d'une tâche locomotrice complexe demeure à l'issue de cette étude. Par conséquent, il semble qu'une meilleure connaissance des symptômes possiblement incriminés dans ces perturbations pourrait permettre de guider la prise en charge thérapeutique des patients et ainsi mieux prévenir leur risque de chute.

## Résultats complémentaires : Corrélations entre les données cliniques des patients hémiplégiques et, les paramètres du COM et le MFC

### Contexte

Les résultats de l'étude précédente ont montré que les paramètres de stabilité et de MFC évalués lors des tâches de marche orientée et de demi-tour du TUG différaient entre les patients hémiplégiques et les sujets sains. L'influence des déficits sensitifs, moteurs et des troubles de l'équilibre évalués cliniquement, des patients hémiplégiques pour le contrôle de ces paramètres du COM et du MFC au cours de différentes tâches locomotrices n'a, à ce jour, jamais été spécifiquement étudiée. Pourtant une meilleure connaissance de leur impact respectif sur la stabilité au cours d'activités locomotrices variées pourrait s'avérer très intéressante d'une part pour mieux comprendre les mécanismes impliqués et d'autre part pour améliorer la prise en charge thérapeutique de ces patients.

Par conséquent l'objectif de cette analyse complémentaire était d'établir les liens entre les paramètres de déplacement du COM dans les plans latéral et vertical ainsi que les paramètres de MFC d'une part et les données issues du bilan clinique des patients hémiplégiques d'autre part. Nous avons émis l'hypothèse que les données cliniques relatives aux capacités d'équilibration telles que le score de la Berg Balance Scale (BBS) seraient les plus corrélées aux paramètres du COM et du MFC.

### Méthode

Les paramètres du COM et du MFC des vingt-neuf patients hémiplégiques au cours des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG (réalisé en condition standardisée) ont été corrélés à la spasticité, à la commande motrice, à la sensibilité superficielle et profonde, au score à la BBS et à la confiance que le patient a en son équilibre lors d'activités diverses.

Les paramètres cliniques étudiés étaient les suivants :

- La spasticité a été évaluée par l'échelle d'Ashworth modifiée et le score global correspondait à la somme des scores obtenus lors de l'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de genou et de cheville du côté parétique.
- La commande motrice a été évaluée par l'échelle Medical Research Council (MRC) et le score global correspondait à la somme des scores obtenus lors de l'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche, de genou et de cheville du côté parétique.
- La sensibilité superficielle a été évaluée sur la plante de pied et la sensibilité profonde a été évaluée au niveau du gros orteil par le Nottigham sensory assessment.
- Les capacités d'équilibre ont été évaluées par la Berg Balance Scale (BBS).
- La confiance du patient en son équilibre a été évaluée par l'Activities-specific Balance Confidence (ABC).

Les paramètres du COM et le MFC ont été quantifiés selon la même méthode que celle décrite dans l'article précédent

Les paramètres du COM et du MFC des vingt-neuf patients hémiparétiques au cours des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG (réalisé en condition standardisée) ont été corrélés à la spasticité, à la commande motrice, à la sensibilité superficielle et profonde, au score à la BBS et à la confiance que le patient a en son équilibre lors d'activités diverses. Les données n'étant pas toutes continues, des corrélations de Spearman ont été effectuées avec un seuil de significativité retenu à  $p<0.008$  (correction effectuée : 0.05 / 6 paramètres) et la force de la corrélation était interprétée d'après Domholdt (Domholdt, 2000).

## Résultats

Les scores aux évaluations cliniques ont été précédemment présentés dans le tableau 5. Les détails des scores moteurs, sensitifs et fonctionnels sont présentés dans les annexes 2, 3 et 4. Les résultats des corrélations sont présentés dans le tableau 6.

Tableau 6 : Corrélations entre les données cliniques et les paramètres du COM dans les plans vertical et médio-latéral et le MFC des patients hémiparétiques (présentation des  $r$  de Spearman).

	<b>Somme spasticité</b>	<b>Somme MRC</b>	<b>Pression plante pied</b>	<b>Sensibilité profonde</b>	<b>BBS</b>	<b>ABC</b>
<b>MFC Côté 1 Aller</b>	0,17	0,13	-0,14	-0,03	-0,04	-0,01
<b>MFC Côté 1 DemiT</b>	0,21	0,08	-0,13	-0,13	0,18	0,31
<b>MFC Côté 1 Retour</b>	0,14	0,12	-0,21	-0,16	0,05	0,16
<b>MFC Côté 2 Aller</b>	0,00	-0,10	-0,11	0,10	-0,46	-0,21
<b>MFC Côté 2 DemiT</b>	-0,14	0,06	-0,17	-0,18	-0,27	-0,06
<b>MFC Côté 2 Retour</b>	0,18	-0,05	-0,07	0,02	-0,34	0,09
<b>COM ML Ampl Aller</b>	-0,04	-0,13	0,07	0,00	-0,12	-0,26
<b>COM ML Vitesse Aller</b>	0,13	-0,20	-0,09	-0,18	-0,07	-0,04
<b>COM ML Ampl DemiT</b>	-0,26	0,43	0,36	0,13	<b>0,54*</b>	0,10
<b>COM ML Vitesse DemiT</b>	-0,08	0,31	0,21	0,09	0,38	0,19
<b>COM ML Ampl Retour</b>	-0,24	-0,02	0,05	-0,13	-0,09	-0,16
<b>COM ML Vitesse Retour</b>	0,12	-0,08	-0,12	-0,22	0,03	0,03
<b>COM vert Ampl Aller</b>	-0,02	-0,20	0,23	0,16	0,04	0,27
<b>COM vert Vitesse Aller</b>	0,11	-0,18	0,00	0,10	0,01	0,38
<b>COM vert Ampl DemiT</b>	-0,30	-0,05	0,05	-0,06	-0,04	0,02
<b>COM vert Vitesse DemiT</b>	-0,01	0,03	-0,24	-0,26	-0,04	0,25
<b>COM vert Ampl Retour</b>	-0,06	-0,16	0,30	0,18	0,07	0,31
<b>COM vert Vitesse Retour</b>	0,03	-0,13	-0,08	0,00	0,04	0,41

MFC : minimum foot clearance

COM ML Ampl : amplitude des déplacements du COM dans le plan médio-latéral

COM ML Vitesse : vitesse des déplacements du COM dans le plan médio-latéral

COM vert Ampl : amplitude des déplacements du COM dans le plan vertical

COM vert Vitesse : vitesse des déplacements du COM dans le plan vertical

La somme des scores de spasticité correspond aux muscles quadriceps, ischio-jambiers et triceps sural (évalué avec l'échelle d'Ashworth modifiée)

La somme des scores de MRC (motricité volontaire) correspond aux fléchisseurs et extenseurs de la hanche, du genou et de la cheville (évalués avec l'échelle Medical Research Council, MRC)

La pression de la plante de pied et la sensibilité profonde (des orteils dans ce tableau) ont été évaluées avec le Nottigham sensory assessment

BBS, Berg Balance Scale, évaluant l'équilibre (score 0/ 56)

ABC, Activities-specific Balance Confidence, évaluant la confiance que le patient a en son équilibre au cours de diverses activités quotidiennes (score 0/ 100%)

\* Corrélation significative à  $p<0.05$  (corrélation de Spearman)

La BBS était significativement positivement corrélée avec l'amplitude de déplacement du COM dans le plan médiolatéral lors du Demi-tour. Aucune autre corrélation significative n'était retrouvée pour la spasticité, la motricité volontaire, la sensibilité et la confiance que le patient a en son équilibre.

### Discussion

Le seul paramètre clinique corrélé aux paramètres du COM et du MFC était le score à la BBS. Plus le patient avait un score élevé à la BBS, plus son amplitude de rotation au cours du demi-tour était élevée. Cette corrélation positive, qu'on peut qualifier de modérée d'après Domholdt ( $r$  compris entre 0.50 et 0.69) (Domholdt, 2000), traduit l'importance de l'équilibre pour une réalisation efficiente de cette tâche du contournement d'un obstacle. Ceci corrobore les paramètres reflétant l'équilibration lors de la marche (pourcentage de simple appui côté parétique et de phase oscillante côté non-parétique) explicatifs de la performance lors du demi-tour (résultats de l'étude 1). De plus, le score des patients à la BBS est également le paramètre clinique corrélé avec le plus grand nombre de paramètres explicatifs de la performance, pour chacune des phases du TUG analysées (résultats de l'étude 1). Ceci est également en accord avec l'évolution précautionneuse des patients constatée lors du demi-tour (diminution des mouvements du COM dans le plan médiolatéral – résultats de l'étude 3).

Au final, il semble légitime de trouver une corrélation entre les paramètres biomécaniques de stabilité et l'échelle clinique d'évaluation de l'équilibre. Cependant, les capacités d'équilibre étant connues pour être en lien avec les déficits sensitivo-moteurs, il est surprenant de ne trouver aucune corrélation significative entre les paramètres du COM et du MFC et, les déficits sensitivo-moteurs des patients.

Les résultats de l'étude 1 ont mis en évidence une corrélation entre les déficits de la motricité volontaire et les paramètres explicatifs de la performance lors du demi-tour (paramètres reflétant la stabilité), mais l'importance du déficit moteur ne semble pas interférer avec la régulation du COM et du MFC comme en témoigne le résultat des corrélations de cette étude. Par conséquent, les résultats de la présente étude mettent en exergue l'importance de la stabilité, sans particulièrement incriminer les déficits moteurs, la spasticité ou les troubles sensitifs, pour effectuer de manière efficiente et sécuritaire un demi-tour par contournement d'un obstacle. Lors d'une tâche de navigation impliquant un demi-tour, la stabilité ne semble donc pas spécifiquement expliquée par un symptôme en particulier (les déficits moteurs, la spasticité, les troubles sensitifs superficiels ou profonds) mais probablement par une conjonction de symptômes.

**Etude 4 : Caractérisation de l'organisation des patients hémiplégiques par rapport à des sujets sains, à partir de l'analyse de leur trajectoire locomotrice lors des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG.**

Les études précédentes montraient que pour faire face à des situations potentiellement à risque, les patients hémiplégiques font preuve d'adaptations avec une majoration du MFC, le ralentissement du mouvement et la priorisation de certains paramètres spatio-temporels lors d'un demi-tour. Les études précédentes étaient centrées sur des paramètres focaux et spécifiques relatifs à la cinématique des membres inférieurs et la stabilité. Une approche récemment proposée, renseignant sur le comportement locomoteur global du sujet, est l'analyse des trajectoires locomotrices au cours de tâches de navigation dans l'espace. L'étude de celles-ci chez le patient hémiplégique s'avèrera par conséquent intéressante dans ce contexte de marche orientée et demi-tour générant des difficultés à maintenir la stabilité. Les résultats de l'étude 3 conduisent à s'interroger sur l'existence d'une possible gestion particulière de la trajectoire pour une tâche locomotrice suscitant un défaut de stabilité chez les patients hémiplégiques.

Les objectifs de cette étude étaient (1) d'analyser les trajectoires locomotrices des patients hémiplégiques lors des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG et les comparer à celles des sujets sains ; (2) de comparer les paramètres des trajectoires entre les patients hémiplégiques chuteurs et les non-chuteurs et entre les patients hémiplégiques droits et gauches; et (3) évaluer la corrélation entre les paramètres de trajectoire et le score à la BBS des patients hémiplégiques. Nous émettions l'hypothèse que les trajectoires des patients hémiplégiques seraient déviées par rapport à celles des sujets sains et particulièrement lors de la phase du demi-tour du TUG, phase la plus complexe en terme de stabilité (Lamontagne et al., 2010). Nous émettions également l'hypothèse que les trajectoires seraient différentes entre les patients hémiplégiques chuteurs et les non-chuteurs et seraient plus déviées chez les patients hémiplégiques gauches que chez les patients hémiplégiques droits du fait de l'altération de la perception de la verticale à la suite d'un AVC hémisphérique droit. Nous supposons par ailleurs que les trajectoires les plus longues seraient liées aux faibles scores à la BBS, en considérant que les patients les moins stables dévieraien le plus de la trajectoire optimale pour assurer une bonne stabilité.

La trajectoire du centre de masse a été analysée chez vingt-neuf patients hémiplégiques et vingt-cinq sujets sains effectuant le TUG en condition standardisée. La déformation temporelle dynamique et la distance de Hausdorff, paramètres permettant de quantifier la déviation entre une trajectoire considérée (du sujet analysé) et une trajectoire de référence (moyenne de la trajectoire des sujets sains) et, la longueur de la trajectoire totale lors du TUG ont permis de comparer les patients hémiplégiques et les sujets sains, les patients chuteurs et non-chuteurs et les patients ayant été victimes d'un AVC hémisphérique droit et ceux victimes d'un AVC hémisphérique gauche.

## RESEARCH ARTICLE

# Locomotor Trajectories of Stroke Patients during Oriented Gait and Turning

Céline Bonnyaud<sup>1\*</sup>, Nicolas Roche<sup>1</sup>, Angele Van Hamme<sup>1†</sup>, Djamel Bensmail<sup>2‡</sup>, Didier Pradon<sup>1</sup>

**1** Inserm Unit 1179, Team 3: Technologies and Innovative Therapies Applied to Neuromuscular diseases, UVSQ, APHP Service de physiologie et d'exploration fonctionnelle, Hôpital Raymond Poincaré, 92380, Garches, France, **2** Inserm Unit 1179, Team 3: Technologies and Innovative Therapies Applied to Neuromuscular diseases, UVSQ, APHP Service de Médecine Physique et Réadaptation, Hôpital Raymond Poincaré, 92380, Garches, France

\* These authors contributed equally to this work.

† These authors also contributed equally to this work.

\* [celine.bonnyaud@aphp.fr](mailto:celine.bonnyaud@aphp.fr)



CrossMark  
click for updates

## OPEN ACCESS

**Citation:** Bonnyaud C, Roche N, Van Hamme A, Bensmail D, Pradon D (2016) Locomotor Trajectories of Stroke Patients during Oriented Gait and Turning. PLoS ONE 11(2): e0149757. doi:10.1371/journal.pone.0149757

**Editor:** Jean-Claude Baron, INSERM U894, FRANCE

**Received:** September 17, 2015

**Accepted:** February 4, 2016

**Published:** February 19, 2016

**Copyright:** © 2016 Bonnyaud et al. This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

**Data Availability Statement:** All data are contained within the paper.

**Funding:** The authors have no support or funding to report.

**Competing Interests:** The authors have declared that no competing interests exist.

## Abstract

### Background

The Timed Up and Go (TUG) test is widely used to assess locomotion in patients with stroke and is considered to predict the risk of falls. The analysis of locomotor trajectories during the TUG appears pertinent in stroke patients. The aims of this study were i) to analyze locomotor trajectories in patients with stroke during the walking and turning sub-tasks of the TUG, and to compare them with healthy subjects, ii) to determine whether trajectory parameters provide additional information to that provided by the conventional measure (performance time), iii) to compare the trajectory parameters of fallers and non-fallers with stroke and of patients with right and left hemisphere stroke, and iv) to evaluate correlations between trajectory parameters and Berg Balance Scale scores.

### Methods

29 patients with stroke (mean age  $54.2 \pm 12.2$  years, 18 men, 8 fallers) and 25 healthy subjects (mean age  $51.6 \pm 8.7$  years, 11 men) underwent three-dimensional analysis of the TUG. The trajectory of the center of mass was analyzed by calculation of the global trajectory length, Hausdorff distance and Dynamic Time Warping. The parameters were compared with a reference trajectory during the total task and each sub-task (Go, Turn, Return) of the TUG.

### Results

Values of trajectory parameters were significantly higher for the stroke group during the total TUG and the Go and Turn sub-tasks ( $p < 0.05$ ). Moreover, logistic regression indicated that these parameters better discriminated stroke patients and healthy subjects than the conventional timed performance during the Go sub-task. In addition, fallers were

distinguished by higher Dynamic Time Warping during the Go ( $p<0.05$ ). There were no differences between patients with right and left hemisphere stroke.

## Discussion and Conclusion

The trajectories of the stroke patients were longer and more deviated during the turn and the preceding phase. Trajectory parameters provided additional information to timed performance of this locomotor task. Focusing rehabilitation programs on lead-up to turn and turning could be relevant for stroke patients since the Turn was related to the balance and the phase preceding the turn seemed to distinguish fallers.

## Introduction

Stroke is a major cause of disability in adults [1]. It frequently results in hemiparesis (partial paralysis of one side of the body) which causes slow gait with kinematic anomalies [2],[3]. Methods of quantitative gait analysis are becoming increasingly used in clinical practice to aid clinical decision-making by the assessment of spatio-temporal, kinematic and kinetic parameters [4]. Three-dimensional analysis is the current gold standard for the biomechanical assessment of patients with abnormal gait [5]. This typically involves the analysis of straight-line gait, however straight-line gait does not reflect daily life situations which include curved paths, obstacle circumvention and U-turns [6]. Curved paths and obstacle circumvention have been studied in healthy subjects [7],[8],[9] and more recently in subjects with stroke [10],[11],[12]. The Timed Up and Go (TUG) test [13],[14] involves rising from a chair, walking 3m, turning 180°, returning, and sitting down again. It thus reflects the main aspects of gait required in daily life. It is rated according to performance time [13],[14],[15]. The test is useful and is quick and easy to perform, therefore it is widely used in clinical practice for the assessment of global locomotor capacity in stroke patients. However, performance time does not provide any information regarding the biomechanical behaviour of patients during the test. Moreover, several authors have recommended refining the TUG test by timing each sub-task (23), as well as carrying out a biomechanical analysis of each sub-task (24).

A recent approach to the analysis of biomechanical behavior during tasks involving curved gait is the study of trajectory. Locomotor trajectory has been evaluated in healthy subjects during imposed straight and curved walking (indicated by a line drawn on the floor) [7] as well as walking through doors with different spatial orientations [16]. The results suggest that the control of the locomotor pattern is based on the whole-body locomotor trajectory, rather than a sequence of foot pointings. To our knowledge, only one study has investigated locomotor trajectory in stroke patients [17]. The trajectories of patients with stroke and healthy subjects were evaluated in a virtual environment which created 5 different scenes of translational optic flow (a pattern of apparent motion of objects, surfaces, and edges in a visual scene caused by the relative motion between an observer and the scene) [17]. The medio-lateral and antero-posterior trajectories of the center of mass (COM) were computed while subjects were instructed to “walk straight with respect to the scene they were visualizing”. Displacement of the COM was altered in the patients with motor disorders in contrast with the healthy subjects who displayed stereotypical behavior. The authors suggested that this was the result of an alteration in perception and/or a poor integration of sensorimotor information. No studies have analyzed the spontaneous trajectories of patients with stroke in a “real environment” during tasks encountered in daily life. Since many stroke patients have spatial disorders, such an

analysis would be clinically relevant to guide rehabilitation, and the TUG test appears to be a pertinent test on which to base the analysis. Moreover, this test can easily be broken down into sub-tasks to analyze different locomotor task. In addition, it has been shown that perception of body verticality is altered following right hemisphere stroke [18], thus locomotor trajectories may differ between patients with right and left hemisphere stroke.

Several methods in the literature have been used to evaluate locomotor trajectories. The amount of deviation from either a required or an averaged trajectory appears to be particularly relevant [7],[16]. Trajectory deviation can be quantified using several parameters. The simplest is the Euclidean distance, however this method is not sufficiently accurate to compare groups with different gait velocities [19]. The Hausdorff Distance (HD) and Dynamic Time Warping (DTW) appear to be appropriate for the present study since these parameters can be used to compare the geometry and the spatio-temporal time series of two sequences of different lengths. HD and DTW have been used to evaluate moving objects [20], for handwriting recognition [21] and to study walking behavior [22],[23]. Since the gait of stroke patients is slower than that of healthy subjects, these parameters are pertinent [19],[20] to compare their locomotor trajectories.

The TUG test is considered to indicate a risk of falls [24],[25]. Older subjects are classified as fallers if they take 13.5sec or more to perform the test and stroke patients are considered at risk of falls if they take 15sec or more [24],[25]. However, a more recent study has suggested this test is not sufficiently accurate to discriminate fallers and non-fallers [26]. We thus propose to use HD and DTW to determine whether these trajectory-related parameters might permit to distinguish stroke-related fallers and non-fallers.

The aims of this study were thus: i) to analyze locomotor trajectories using HD and DTW in patients with stroke during the walking and turning sub-tasks of the TUG and to compare them with healthy subjects; ii) to determine whether trajectory parameters provide additional information to that of the conventional measure (performance time); iii) to compare the trajectory parameters of fallers and non-fallers with stroke and of patients with right and left hemisphere stroke and iv) to evaluate correlations between trajectory parameters and Berg Balance Scale scores. This study is the first to assess the locomotor trajectories of patients with stroke in real life conditions. The results should yield pertinent information for clinicians, helping to orientate rehabilitation and perhaps also to identify potential fallers. We hypothesized: 1) that the trajectories of stroke patients would deviate from those of healthy subjects, particularly during the Turn sub-task of the TUG since this task is the most challenging regarding stability, 2) that trajectory parameters would provide additional information to performance time, 3) that trajectories would differ between fallers and non-fallers and that since right hemisphere large vessel distribution stroke may alter perception of body verticality, it may also alter the locomotor trajectories and 4) that longer trajectories would be related to a poorer BBS scores since we supposed that patients with impaired balance would deviate from the optimal trajectory to ensure stability.

## Methods

### Subjects

Twenty nine patients with chronic stroke (mean age  $54.2 \pm 12.2$  years, 18 men), who were in- or outpatients in our department of physical medicine and rehabilitation, and twenty five healthy subjects (mean age  $51.6 \pm 8.7$  years, 11 men) were included. This number of subjects was sufficient to obtain a minimum statistical power of 95% with a significance level (alpha error) of 0.05, based on calculation of the effect size and statistical power using previous data published on TUG performance in stroke subjects [14],[27] [28]. Based on the current sample size and

the results of DTW during the Turn and trajectory length, the effect sizes obtained were respectively 1.56 and 2.37 and the subsequent powers were respectively 0.99 and close to 1 which allow us to be confident in our results. Inclusion criteria were: hemiparesis following stroke, over 18 years old and able to carry out the TUG test several times consecutively without using an assistive device. Exclusion criteria were the diagnosis of other neurological or orthopedic conditions, or having undergone surgical procedures during the last 6 months. Participants' characteristics are presented in [Table 1](#). Patients were considered as fallers if they had fallen at least once within the last 3 months. The fallers' characteristics are presented in [Table 2](#). Eight patients had gait-related falls and constituted the group of fallers in this study. Six of these patients had fallen indoors (one while walking, one while walking in a narrow space, three while turning and one tripped on a rug) and 2 patients had fallen outdoors in crowded spaces. Six patients were not included in the faller group since they fell in conditions that did not

**Table 1. Subject characteristics.**

	Stroke patients (n = 29)	Healthy subjects (n = 25)
Age (years)	54.2±12.2	51.6±8.7
Height (m)	1.68±0.09	1.67±0.1
Weight (kg)	73.2±16.2	65.6±14.7
Gender (m/f)	18m / 11w	11m / 14w
Mean self-selected gait speeds for the walking phases of the TUG (m/s)	0.4±0.006	0.7±0.04
Time since stroke (years)	7.9±5.7	-
Stroke etiology	19 ischemia / 10 hemorrhage	-
Hemiparetic side	12 right / 17 left	-
Falls	8 fallers related to gait	-
Modified Ashworth sum	4 [2;7]	-
MRC sum	23 [19;25]	-
Foot sensation	1 [1;2]	-
Toe proprioception	2 [1;3]	-
Barthel index	100 [95;100]	-
NFAC	7 [7;7]	-
BBS	51 [49;52]	-
ABC	76,3±12,9	-

Patients with stroke had a significantly decreased gait speed compared to healthy subjects ( $p<0.05$ )

Falls: patients were considered as fallers if they had fallen at least once within last 3 months

Spasticity: median [interquartile range Q1;Q3] of the sum of quadriceps, rectus femoris, hamstring and triceps surae spasticity assessed with Modified Ashworth Scale (0–4).

MRC (Medical Research Council scale): median [interquartile range Q1;Q3] of the sum of hip, knee and ankle flexor and extensor strength (0–5)

Foot sensation: median [interquartile range Q1;Q3] of the foot sensation score assessed with the Nottingham Sensory Assessment (0 = absent, 1 = impaired, 2 = normal)

Toe proprioception: median [interquartile range Q1;Q3] of the toe proprioception score assessed with the Nottingham Sensory Assessment (0 = absent, 1 = direction incorrect, 2 = direction ok, inaccurate position, 3 = direction ok, position accurate to 10°)

Barthel index: median [interquartile range Q1;Q3] Barthel score (0 to 100)

NFAC: median [interquartile range Q1;Q3] New Functional Ambulation Classification score (0 to 8)

BBS: median [interquartile range Q1;Q3] Berg Balance Scale score (0 to 56)

ABC: mean±sd Activities-specific Balance Confidence scale (0 to 100%)

doi:10.1371/journal.pone.0149757.t001

**Table 2. Characteristics of the fallers and non-fallers.**

	Fallers (n = 8)	Non-fallers (n = 21)
Age (years)	59,5±11,6	52,2±12,1
Gender (m/f)	3m / 5w	15m / 6w
Hemiparetic side	2 right / 6 left	10 right / 11 left
TUG (sec)	19,7±1,8	19,1±4,9

doi:10.1371/journal.pone.0149757.t002

involve walking (in the bathtub, on the stairs, rising from a chair, crossing an obstacle and entering a car). All patients were found to be capable of providing informed consent during the medical examination, and all gave written informed consent in accordance with the ethical codes of the World Medical Association. The study was approved by our local ethics committee (Comité de protection des personnes Ile de France XI, Ref 13005. CNIL, Ref DR-2013-283).

### Experimental procedure

All participants performed 3 TUG tests under standardized conditions. They wore the same type of comfortable shoes [29], sat on a stool set to 100% of the distance from the head of the fibula to the floor [30] with their knees flexed to 100°, their feet placed symmetrically and their arms held out from the body [31],[32],[33]. Participants were instructed to rise from the stool, walk 3m, turn around a cone towards their paretic side (non-dominant side for healthy subjects), return to the stool and sit down, at their own comfortable speed. The TUG tests were recorded with a motion analysis system (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA, sampling frequency 100 Hz). Thirty-four markers were fixed, by the same person, to specific bony landmarks according to the Helen Hayes marker set [34],[35],[5]. The marker set was used to create a 12-segment rigid-link model of the body using Dempster's anthropometric table which is routinely used in gait analysis [36],[37]. Markers were tracked by 8 infrared cameras and trajectories were filtered using a low-pass Butterworth filter with a cut off frequency of 6 Hz [38]. An open-source Biomechanical Tool Kit package for MATLAB [39] was used to define the phases of the gait cycle and sub-tasks of the TUG. The gait phases were defined according to Perry [3] and sub-tasks of the TUG were defined according to previous studies [33],[40],[41]. The three sub-tasks of the TUG that involve walking were analysed: the first oriented-gait sub-task (Go) which begins at toe off of the first step and ends with the first foot strike in the direction of the turn, the turning sub-task (Turn) which ends at the first foot strike lined up with the stool and the second oriented-gait sub-task (Return) ends with foot strike of the last step prior to the turn to sit [12].

Locomotor trajectory was evaluated by the displacement of the center of mass (COM) with the following equation 1:

$$COMx = \frac{m_1 x_1 + m_2 x_2 + \dots + m_i x_i}{M} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^N m_i x_i$$

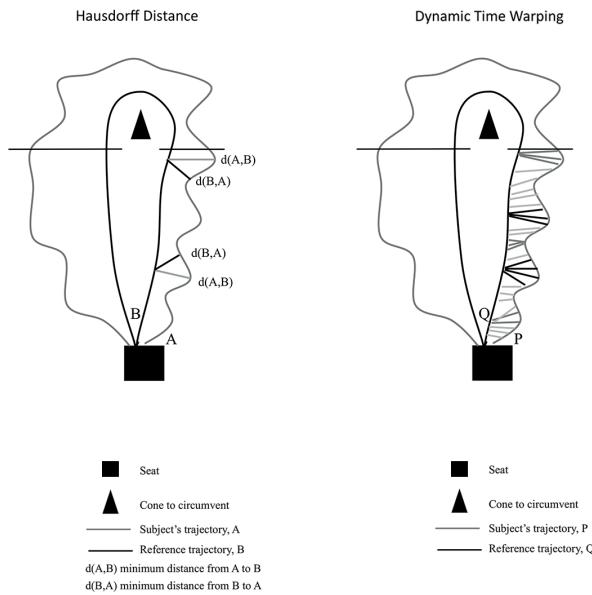
where M = whole body mass

mi = mass of the ith segment = (whole body mass) x (mass fraction for ith segment from the anthropometrics.dat file)

xi = the x-coordinate of the center of mass for the ith segment with respect to the calibration origin

N = the number of body segments

The parameters analyzed were:



**Fig 1. Explication of Hausdorff distance and dynamic time warping between a subject's trajectory and the reference trajectory for a TUG sub-task.**

doi:10.1371/journal.pone.0149757.g001

- > time to perform the Go, Turn and Return sub-tasks of the TUG, and total TUG time
- > length of the COM trajectory, HD and DTW

The trajectories of each patient and healthy subject were compared with the reference trajectory, defined as the mean of the healthy subjects' trajectories which were time-resampled [16].

*Trajectory length* was calculated with the following equation 2

$$\text{Trajectory length} = \sum \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$$

*HD* corresponds to the geometric analysis of the trajectory. Each point of the considered subject's trajectory is assigned to the closest point of the reference trajectory and conversely, each point of the reference trajectory is assigned to the closest point of the considered subject's trajectory (Fig 1). *HD* is the greatest of all the distances from a point in one set (A) to the closest point in the other set (B). *HD* is thus sensitive to corner points.

*HD* was calculated with the following equation 3.

$$HD(A, B) = \max \{d(A, B), d(B, A)\}$$

where  $d(A, B)$  and  $d(B, A)$  are the direct (minimum) Euclidean distances between two sets, A and B [23].

The result is in cm. The greater the distance, the higher the deviation from the reference trajectory.

*DTW* is a spatio-temporal analysis which corresponds to the path of cumulative distances that minimize the warping cost (pair of matching points) of two time series, P and Q [42]. The algorithm first calculates the distance between each point of the subject's trajectory and reference trajectory and then searches an optimal matching (minimal cost) between sequence points

(a point of a sequence is associated with one or more points of the other sequence) ([Fig 1](#)). DTW correspond to the optimal path that matches the point sequences.

DTW is calculated with the following equation 4.

$$DTW(Q, P) = \min \left[ \sum_{k=1}^K d(q_{ik}, p_{ik}) \right]$$

where  $d(q_{ik}, p_{ik})$  is the Euclidean distance between two points in the Q and P series [43]. The result is in arbitrary units. Higher values indicate a larger deviation from the reference trajectory.

HD and DTW are complementary parameters since HD relates to a particular point of the trajectory (the greatest of all the distances, for the sub-task analyzed) while DTW considers the trajectory as a whole (the sum corresponding to the optimal path between the two trajectories, for the sub-task analyzed).

All parameters were calculated for the global TUG and for each sub-task using Matlab (Mathworks, Inc.).

Subjects also underwent a clinical examination as detailed in [Table 3](#).

### Statistical analysis

Performance time, DTW and HD were calculated for each sub-task of the TUG (Go, Turn and Return) as well as the total trajectory. Trajectory length was computed for the total TUG trajectory. As the parameters were not all normally distributed, medians and quartile ranges are presented and non-parametric tests were used. Mann-Whitney tests were used to compare patients and healthy subjects, fallers and non-fallers and patients with right and left hemisphere stroke. A Bonferroni correction was used (since four repeated comparisons were carried out) with an adjusted p of 0.0125. A logistic regression was performed for each sub-task of the TUG to assess the additional variance of the dependent measure (stroke/no stroke) accounted for by DTW and HD above and beyond that accounted for by TUG time and nuisance variables (sex, age, body mass index). DTW and HD were added together in the regression model. Correlations between the BBS scores and trajectory parameters were tested with Spearman's correlation for both the patients with stroke and healthy subjects, and for each sub-task ( $p < 0.05$  was considered as significant). All analyses were performed using Statistica (version 7.1)

## Results

### Comparison of trajectory parameters between stroke patients and healthy subjects

Results of the trajectory parameters are presented in [Table 4](#). [Fig 2](#) shows the trajectories of a patient with stroke and a healthy subject. Trajectory length, HD and DTW of the total TUG

**Table 3. Clinical examination.**

Impairments and disabilities examined	Scale
Spasticity (quadriceps, rectus femoris, hamstring and triceps surae)	Modified Ashworth
Strength (hip, knee and ankle flexor and extensor)	Medical Research Council
Sensation and proprioception of lower limb	Nottingham Sensory Assessment
Activities of daily living	Barthel index
Walking independence	New Functional Ambulation Classification score
Balance	Berg Balance Scale
Balance confidence	Activities-specific Balance Confidence Scale

doi:10.1371/journal.pone.0149757.t003

**Table 4.** Trajectory parameters [medians and interquartile ranges Q1;Q3] during the global trajectory and Go, Turn and Return sub-tasks of the TUG for both groups.

	Stroke group				Healthy group			
	Global	Go	Turn	Return	Global	Go	Turn	Return
HD (cm)	29.3 [21.9;33.3]	22.6 [17.1;28.5]	33.0 [25.4;42.2]	28.4 [22.1;37.4]	19.2 [17.5;23.9]*	15.1 [10.5;16.7]*	20.4 [18.7;26.8]*	22.8 [20.1;27.7]
DTW(arbitrary unit)	12983 [10576;19958]	4438 [3373;6139]	5238 [4344;7844]	5298 [3561;7745]	9023 [7522;10969]*	3017 [2187;3379]*	2252 [1875;2638]*	4783 [3631;6326]
Trajectory length (cm)	838.5 [817.7;864.5]	-	-	-	750.1 [737.7;766.1]*	-	-	-
TUG performance (time in sec)	19.4 [15.9;21.5]	-	-	-	9.9 [9.5;11.5]*	-	-	-

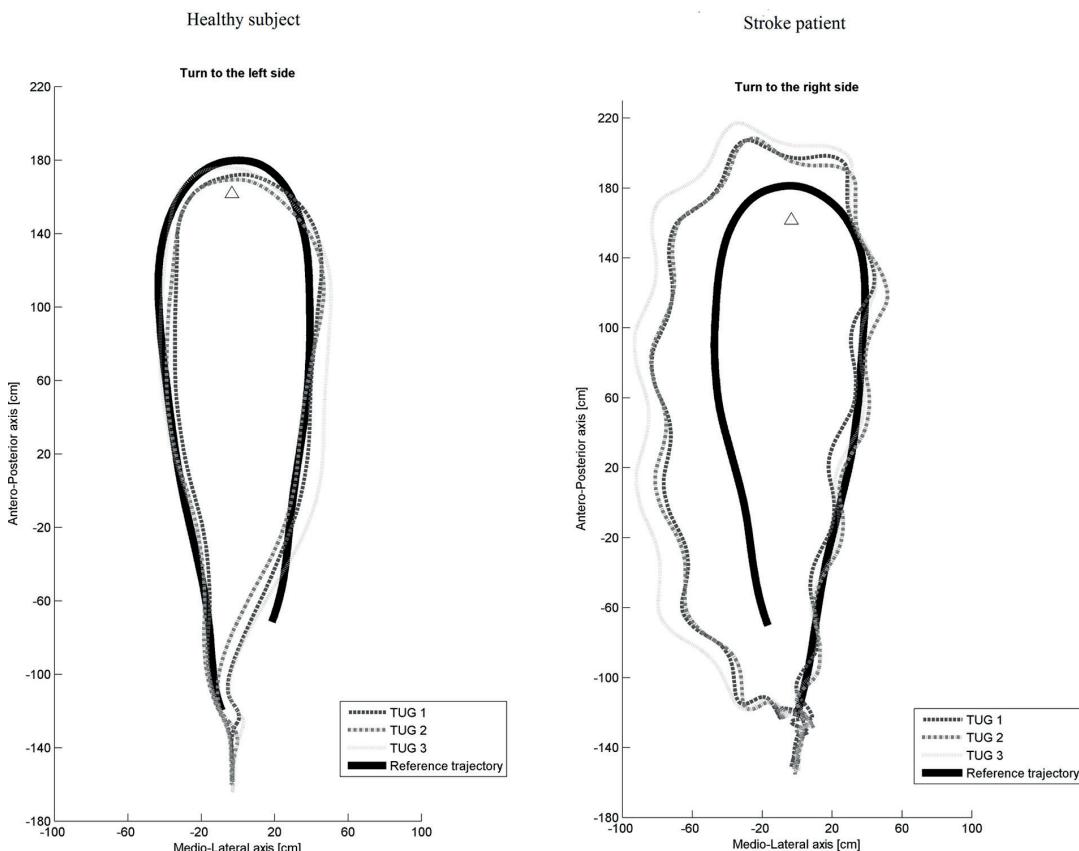
HD Hausdorff distance

DTW Dynamic time warping

TUG Timed Up and Go

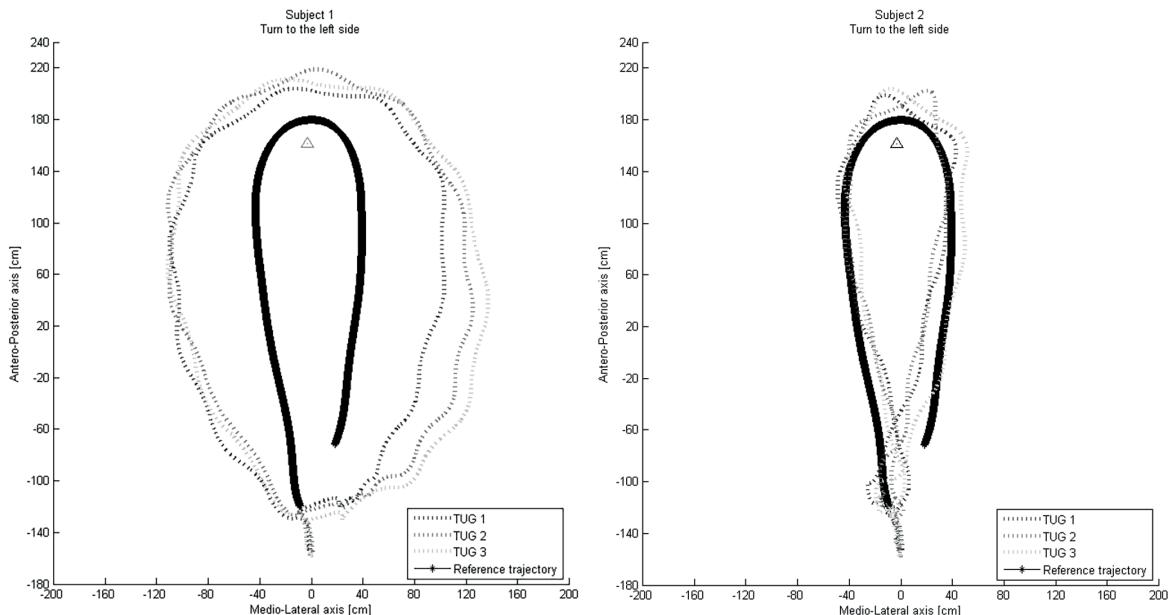
\* significant difference between Stroke group and Healthy group for the sub-task ( $p<0.05$ )

doi:10.1371/journal.pone.0149757.t004



**Fig 2.** Trajectory of a healthy subject and a patient with stroke.

doi:10.1371/journal.pone.0149757.g002



**Fig 3. Trajectory of two characteristic patients with similar performance times (20.7 and 20.8s) but distinct trajectories.**

doi:10.1371/journal.pone.0149757.g003

test were significantly greater in the stroke group (respectively  $p = 0.000001$ ,  $p = 0.0001$ ,  $p = 0.00004$ ). HD and DTW were significantly greater in the stroke group during the Go (respectively  $p = 0.00002$ ,  $p = 0.0009$ ) and Turn (respectively  $p = 0.0002$ ,  $p = 0.000001$ ) sub-tasks. Both HD and DTW were greater in the patient group showing that, for a given sub-task, they deviated from the reference trajectory both at an isolated point (assessed with HD) and during the entire sub-task (assessed with DTW).

### Additional information provided by the trajectory parameters

The logistic regressions showed that the variance increased for the Go sub-task when the trajectory parameters were included. Indeed when all variables were included in the model the  $R^2$  was 0.56 and when the trajectory variables were not included (model with time and nuisance variables) the  $R^2$  was 0.39. The results of the predictive factors of the logistic regression for Go are presented in the appendix ([S1 Table](#)). For the Turn and Return sub-tasks, the trajectory parameters did not provide additional information (not selected in the multivariate model,  $p < 0.05$ ). [Fig 3](#) presents the trajectory of two characteristic patients with similar performance times but distinct trajectories, to illustrate the additional information provided by the locomotor trajectory parameters.

### Correlation between trajectory parameters and BBS score

There was a significant negative correlation between BBS score and trajectory length, HD and DTW during the total TUG ( $r$  between -0.53 and -0.68,  $p < 0.05$ ). BBS score was also significantly correlated with DTW during the Turn ( $r = -0.6$ ,  $p < 0.05$ ) but not with HD during this sub-task. No correlations were found for Go and Return.

### Comparison of trajectory parameters between fallers and non-fallers

DTW was significantly greater for fallers ( $n = 8$ ) than non-fallers ( $n = 21$ ) for the Go sub-task only ( $p = 0.005$ ), no differences were found for the Turn, Return or the total TUG. There were no significant differences between fallers and non-fallers for HD and trajectory length during the total TUG or each sub-task.

### Comparison of trajectory parameters between patients with right and left hemisphere stroke

There were no differences for the DTW and HD for the Go, the Turn, the Return, the total TUG or for the total trajectory length between patients with right ( $n = 17$ ) and left ( $n = 12$ ) hemisphere stroke ( $p > 0.05$ ).

## Discussion

To our knowledge, this study is the first to analyze locomotor trajectories during oriented-gait involving curved paths and obstacle circumvention in stroke patients. The aims were i) to analyze the locomotor trajectories of patients with stroke during the walking and turning sub-tasks of the TUG using HD and DTW, and to compare them with healthy subjects; ii) to determine whether trajectory parameters provide additional information to the conventional measure (performance time); iii) to compare the trajectory parameters of fallers and non-fallers with stroke and of patients with right and left hemisphere stroke and iv) to evaluate correlations between trajectory parameters and BBS scores.

The results showed that, compared to healthy subjects, stroke patients had significantly longer total trajectories and larger deviations from the reference trajectory during the oriented-gait to the cone (Go) and the turning (Turn) sub-tasks. Lamontagne et al (2010) recently also found different locomotor trajectories in stroke patients compared to healthy subjects during overground walking in an environment which provided optic flow [17].

The results of the present study suggest that stroke patients exhibit different locomotor trajectories depending on the requirements of the sub-task. Differences in trajectory parameters between the patients with stroke and the healthy subjects during the oriented gait to the cone and the turn sub-tasks suggest that the perception of a visual target, explicitly associated with a plan to circumnavigate it, impacted the gait trajectories of the patients with stroke for reasons that remain to be determined.

Furthermore, the results of this study suggest that the analysis of locomotor trajectories is an interesting approach to the analysis of gait in patients with stroke, providing additional information to that of the conventional timed performance of specific locomotor tasks. The assessment of trajectory parameters complements timed performance, providing a more complete understanding of locomotor tasks in patients with stroke. This is supported by the results of the logistic regression analysis. Further studies are needed to determine to what extent patients with similar performance times differ in locomotor trajectory, and the factors that influence these differences.

Longer and more deviated trajectories were significantly related to poor balance during the turn sub-task. Moreover, the trajectories of the faller group were significantly more deviated than those of the non-faller group during the oriented-gait to the cone (Go). The patients' gait parameters differed significantly from those of the healthy subjects during the oriented gait to the cone and the Turn. These sub-tasks both challenge stability. In contrast, the Return appeared to be less challenging since there were no significant differences between the parameters of the patients and healthy subjects, or of the fallers and non-fallers. Thus the Go and Turn

appear to be the most challenging sub-tasks of the TUG test. Hicheur et al (2007) also found that “complex” locomotor trajectories (with a large turn amplitude) induce greater deviations from the mean than “simple” trajectories (with a smaller amplitude turn) in healthy subjects [16]. In the present study, the HD and DTW values of the stroke group were both greater than the values of the healthy subjects during the Go and Turn sub-tasks, revealing that deviations from the trajectory occurred throughout these sub-tasks and not only at an isolated point. It is possible that these larger deviations of trajectories throughout the obstacle circumvention task and the preceding phase compensate for instability. Our results are in accordance with these obtained in other patient groups. Older adults also increase the spatial margin when walking through apertures in comparison with young subjects [44]. Similarly, MacLellan and Patla (2006) showed that the locomotor trajectories of healthy subjects are modified proactively and retroactively when walking on a foam mat compared to overground. They suggested that these modifications of the locomotor strategy probably minimize threats to stability [45]. Maintaining a consistent but minimum spatial margin between an obstacle and the self has been suggested as one of the dominant control parameters to maintain balance and avoid perturbation [46]. However, the hypothesis that trajectory deviations could compensate for instability cannot be affirmed by our results and further studies will be necessary to confirm or infirm this.

Finally, we expected to find differences in the trajectories of patients with right and left hemisphere stroke since right hemisphere stroke may alter the perception of body verticality [18]. However, our results showed that there were no differences, suggesting either that there were no significant differences between our two groups of participants in the subjective vertical (which we did not measure) or that alterations in the subjective vertical did not affect the locomotor trajectories during the TUG test in this sample of patients with moderate to good recovery. Nevertheless this assumption should be tempered since the distribution of patients with right and left hemisphere strokes was slightly asymmetrical (twelve patients with left stroke and seventeen with right stroke).

### Limits and perspectives

The patients included in this study had mild impairments; therefore caution must be taken regarding generalization of the results. The lack of difference between patients with right and left hemisphere stroke should also be interpreted with caution since we did not carry out a specific assessment of subjective vertical and cognitive functions relating to spatial perception (e.g. hemi-spatial neglect). Further studies designed to assess the influence of perception on trajectory would be interesting. The analysis of the trajectories of the faller patients was not our initial objective which explains why this sub-group was small. This limits the interpretation of the data for the discrimination of fallers and non-fallers, however these preliminary results suggest that the analysis of trajectory parameters may be a relevant approach to address this issue. Further studies specifically designed to fulfil this objective are nevertheless necessary. It would also be interesting to study whether locomotor trajectories are influenced by sensory perturbations in patients with stroke. Moreover locomotor trajectory analysis could be an interesting approach to assess the impact of medical treatment (such as botulinum toxin), surgical treatment or rehabilitation on “real-life gait” instead of conventional straight-line gait analysis.

### Conclusion

This study presents an innovative approach to the quantitative analysis of locomotor trajectories in patients with stroke during oriented-gait and obstacle circumvention, based on the widely used TUG test. This approach complements timed performance since it objectively quantifies locomotor trajectory and provides additional information regarding gait alterations

in the presence of an obstacle. We evaluated parameters which quantified deviation from a reference trajectory and found that the trajectory of patients with stroke was more deviated than that of healthy subjects during the turn and the phase preceding the turn. No differences were found between patients with right and left hemisphere stroke. Comparison of faller and non-faller patients also showed that trajectory parameters differed during the phase preceding the turn. These results suggest that assessing the locomotor trajectory in addition to timed performance during complex locomotor tasks such as those assessed during the TUG test (i.e preparing to circumnavigate an obstacle and turning) might be relevant in patients with stroke and might also provide a basis for estimation of fall risk.

## Supporting Information

**S1 Table. Logistic regression for the Go sub-task of the TUG: predictive factors.** Caption: 1\* reference value; OR odds ratio, CI confidence interval. NS non-significant (DOCX)

## Acknowledgments

The authors wish to thank all the participants for their kind participation. We would also like to thank Johanna Robertson for her constructive criticism and for correction of the English. Many thanks to Isabelle Vaugier and Ghilas Boussaid for their help with the statistical analysis. This work was sustained by Assistance Publique—Hôpitaux de Paris, Centre Innovations Clinique Garches 1429, University of Versailles Saint Quentin en Yvelines and the Garches foundation.

## Author Contributions

Conceived and designed the experiments: CB NR DP. Performed the experiments: CB. Analyzed the data: CB DP. Contributed reagents/materials/analysis tools: CB DP AVH. Wrote the paper: CB NR DP AVH DB. Designed the software used in analysis: DP.

## References

1. Mendis S. Stroke disability and rehabilitation of stroke: World Health Organization perspective. *Int J Stroke*. 2013; 8: 3–4. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23280261> doi: [10.1111/j.1747-4949.2012.00969.x](https://doi.org/10.1111/j.1747-4949.2012.00969.x) PMID: [23280261](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23280261/)
2. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys Ther*. 1994; 74: 872–885. PMID: [8066114](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8066114/)
3. Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function [Internet]. 1992. Available: [http://books.google.fr/books/about/Gait\\_Analysis.html?id=1Ogg11hOKMcC&pgis=1](http://books.google.fr/books/about/Gait_Analysis.html?id=1Ogg11hOKMcC&pgis=1)
4. Yavuzer G, Öken Ö, Elhan A, Stam HJ. Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait Posture*. 2008; 27: 31–35. PMID: [17257845](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17257845/)
5. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture*. 2009; 29: 360–369. doi: [10.1016/j.gaitpost.2008.09.003](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003) PMID: [19013070](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19013070/)
6. Glaister BC, Bernatz GC, Klute GK, Orendurff MS. Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait Posture*. 2007; 25: 289–294. doi: [10.1016/j.gaitpost.2006.04.003](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.003) PMID: [16730441](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/176730441/)
7. Courtine G, Schieppati M. Human walking along a curved path. I. Body trajectory, segment orientation and the effect of vision. *Eur J Neurosci*. 2003; 18: 177–190. doi: [10.1046/j.1460-9568.2003.02736.x](https://doi.org/10.1046/j.1460-9568.2003.02736.x) PMID: [12859351](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12859351/)
8. Vallis LA, McFadyen BJ. Locomotor adjustments for circumvention of an obstacle in the travel path. *Exp Brain Res*. 2003; 152: 409–414. PMID: [12904936](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12904936/)
9. Gérin-Lajoie M, Richards CL, McFadyen BJ. The negotiation of stationary and moving obstructions during walking: anticipatory locomotor adaptations and preservation of personal space. *Motor Control*. 2005; 9: 242–269. PMID: [16239715](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16239715/)

10. Hollands KL, Hollands MA, Zietz D, Wing AM, Wright C, van Vliet P. Kinematics of turning 180 degrees during the timed up and go in stroke survivors with and without falls history. *Neurorehabil Neural Repair.* 2010; 24: 358–367. doi: [10.1177/1545968309348508](https://doi.org/10.1177/1545968309348508) PMID: [19822720](#)
11. Duval K, Luttin K, Lam T. Neuromuscular strategies in the paretic leg during curved walking in individuals post-stroke. *J Neurophysiol.* 2011; 106: 280–290. doi: [10.1152/jn.00657.2010](https://doi.org/10.1152/jn.00657.2010) PMID: [21562197](#)
12. Bonnyaud C, Pradon D, Vuillerme N, Bensmail D, Roche N. Spatiotemporal and Kinematic Parameters Relating to Oriented Gait and Turn Performance in Patients with Chronic Stroke. *PLoS One.* Public Library of Science; 2015; 10: e0129821. doi: [10.1371/journal.pone.0129821](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0129821) PMID: [26091555](#)
13. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991; 39: 142–8. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1991946> PMID: [1991946](#)
14. Ng SS, Hui-Chan CW. The timed up & go test: Its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86: 1641–1647. PMID: [16084820](#)
15. Flansbjer UB, 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: 75–82. doi: [10.1080/16501970410017215](https://doi.org/10.1080/16501970410017215) PMID: [15788341](#)
16. Hicheur H, Pham Q-C, Arechavaleta G, Laumond J-P, Berthoz A. The formation of trajectories during goal-oriented locomotion in humans. I. A stereotyped behaviour. *Eur J Neurosci.* 2007; 26: 2376–90. doi: [10.1111/j.1460-9568.2007.05836.x](https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2007.05836.x) PMID: [17953625](#)
17. Lamontagne A, Fung J, McFadyen B, Faubert J, Paquette C. Stroke affects locomotor steering responses to changing optic flow directions. *Neurorehabil Neural Repair.* 2010; 24: 457–468. doi: [10.1177/1545968309355985](https://doi.org/10.1177/1545968309355985) PMID: [20067950](#)
18. Perennou DA, Mazibrada G, Chauvineau V, Greenwood R, Rothwell J, Gresty MA, et al. Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship? *Brain.* 2008; 131: 2401–2413. doi: [10.1093/brain/awn170](https://doi.org/10.1093/brain/awn170) PMID: [18678565](#)
19. Ding H, Trajcevski G, Scheuermann P, Wang X, Keogh EJ. Querying and mining of time series data: experimental comparison of representations and distance measures. *Proc VLDB Endow.* 2008; 1: 1542–1552.
20. Etienne L. Motifs spatio-temporels de trajectoires d'objets mobiles, de l'extraction à la détection de comportements inhabituels. 2011;
21. Di Brina C, Niels R, Overvelde A, Levi G, Hulstijn W. Dynamic time warping: A new method in the study of poor handwriting. *Hum Mov Sci.* 2008; 27: 242–255. doi: [10.1016/j.humov.2008.02.012](https://doi.org/10.1016/j.humov.2008.02.012) PMID: [18407363](#)
22. Psarrou A, Gong S, Walter M. Recognition of human gestures and behaviour based on motion trajectories. *Image Vis Comput.* 2002; 20: 349–358. doi: [10.1016/S0262-8856\(02\)00007-0](https://doi.org/10.1016/S0262-8856(02)00007-0)
23. Laxhammar R, Falkman G. Sequential Conformal Anomaly Detection in trajectories based on Hausdorff distance. *14th Int Conf Inf Fusion.* 2011; 1–8.
24. Shumway-Cook a, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther.* 2000; 80: 896–903. PMID: [10960937](#)
25. Persson CU, Hansson PO, Sunnerhagen KS. Clinical tests performed in acute stroke identify the risk of falling during the first year: Postural stroke study in Gothenburg (Postgot)\*. *J Rehabil Med.* 2011; 43: 348–353. doi: [10.2340/16501977-0677](https://doi.org/10.2340/16501977-0677) PMID: [21267528](#)
26. Schoene D, Wu SMS, Mikolaizak a, S, Menant JC, Smith ST, Delbaere K, et al. Discriminative ability and predictive validity of the timed up and go test in identifying older people who fall: Systematic review and meta-analysis. *J Am Geriatr Soc.* 2013; 61: 202–208. doi: [10.1111/jgs.12106](https://doi.org/10.1111/jgs.12106) PMID: [23350947](#)
27. Faria CDCDM, Teixeira-Salmela LF, Nadeau S. Effects of the direction of turning on the timed up & go test with stroke subjects. *Top Stroke Rehabil.* 2009; 16: 196–206. doi: [10.1310/tsr1603-196](https://doi.org/10.1310/tsr1603-196) PMID: [19632964](#)
28. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007; 39: 175–191. doi: [10.3758/BF03193146](https://doi.org/10.3758/BF03193146) PMID: [17695343](#)
29. Arnadottir S a, Mercer VS. Effects of footwear on measurements of balance and gait in women between the ages of 65 and 93 years. *Phys Ther.* 2000; 80: 17–27. PMID: [10623957](#)
30. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ, Piotte F. The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech.* 2006; 21: 585–593. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2006.01.007](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.01.007)

31. Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, Trimble M a., Shechtman O. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83: 924–929. doi: [10.1053/apmr.2002.3324](https://doi.org/10.1053/apmr.2002.3324) PMID: [12098151](#)
32. Gilleard W, Crosbie J, Smith R. Rising to stand from a chair: Symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. *Gait Posture.* 2008; 27: 8–15. doi: [10.1016/j.gaitpost.2006.11.002](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.002) PMID: [17166719](#)
33. Frykberg GE, Åberg AC, Halvorsen K, Borg J, Hirschfeld H. Temporal Coordination of the Sit-to-Walk Task in Subjects With Stroke and in Controls. *Arch Phys Med Rehabil.* the American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation; 2009; 90: 1009–1017. doi: [10.1016/j.apmr.2008.12.023](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.12.023) PMID: [19480878](#)
34. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990; 8: 383–92. doi: [10.1002/jor.1100080310](https://doi.org/10.1002/jor.1100080310) PMID: [2324857](#)
35. Bell AL, Pedersen DR, Brand R a. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech.* 1990; 23: 617–621. doi: [10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7) PMID: [2341423](#)
36. Dempster WT. Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report. Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio; 1955.
37. Cruz TH, Lewek MD, Dhaher YY. Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke: Multi-factorial associations. *J Biomech.* 2009; 42: 1673–1677. doi: [10.1016/j.biomech.2009.04.015](https://doi.org/10.1016/j.biomech.2009.04.015) PMID: [19457488](#)
38. Winter DA, Sidwall HG, Hobson DA. Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. *J Biomech.* 1974; 7: 157–159. doi: [10.1016/0021-9290\(74\)90056-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(74)90056-6) PMID: [4837552](#)
39. Barre A, Armand S. Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Comput Methods Programs Biomed.* 2014; 114: 80–87. doi: [10.1016/j.cmpb.2014.01.012](https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2014.01.012) PMID: [24548899](#)
40. Thigpen MT, Light KE, Creel GL, Flynn SM. Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older. *Phys Ther.* 2000; 80: 1174–1187. PMID: [11087304](#)
41. Faria CD, Teixeira-Salmela LF, Silva EB, Nadeau S. Expanded timed up and go test with subjects with stroke: Reliability and comparisons with matched healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil.* Elsevier Inc.; 2012; 93: 1034–1038. doi: [10.1016/j.apmr.2011.11.025](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.11.025) PMID: [22381595](#)
42. Berndt, D.J., Clifford J. Using dynamic time warping to find patterns in time series. In AAAI Working Notes of the Knowledge Discovery in Databases Workshop. 1994.
43. Fu TC. A review on time series data mining. *Eng Appl Artif Intell.* 2011; 24: 164–181. doi: [10.1016/j.engappai.2010.09.007](https://doi.org/10.1016/j.engappai.2010.09.007)
44. Hackney AL, Cinelli ME. Older adults are guided by their dynamic perceptions during aperture crossing. *Gait Posture.* Elsevier B.V.; 2013; 37: 93–97. doi: [10.1016/j.gaitpost.2012.06.020](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.020) PMID: [22818118](#)
45. MacLellan MJ, Patla AE. Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Exp Brain Res.* 2006; 173: 521–530. doi: [10.1007/s00221-006-0399-5](https://doi.org/10.1007/s00221-006-0399-5) PMID: [16491406](#)
46. Higuchi T. Visuomotor control of human adaptive locomotion: Understanding the anticipatory nature. *Front Psychol.* 2013; 4: 1–9.

Les résultats de cette étude ont montré que, comparativement aux sujets sains, la trajectoire des patients hémiplégiques était plus longue globalement et, plus déviée de la trajectoire de référence lors du demi-tour et de la phase de marche orientée Aller, précédant le contournement du cône. Notre hypothèse était validée pour ces deux phases, mais aucune différence n'a été retrouvée entre les deux populations pour la phase retour.

D'autre part, une déviation plus grande était retrouvée au cours de la phase aller pour les patients chuteurs comparativement aux patients non chuteurs, mais aucune différence n'était retrouvée entre les patients ayant été victimes d'un AVC hémisphérique droit ou gauche.

Par ailleurs, une déviation plus grande de la trajectoire était associée à un faible score à la BBS lors de la phase du demi-tour.

Cette étude montre l'intérêt d'analyser les trajectoires locomotrices qui peuvent être, chez les patients hémiplégiques, plus ou moins déviées d'une trajectoire de référence selon l'activité locomotrice concernée. De plus, certains patients ayant la même performance chronométrique au TUG présentent une trajectoire locomotrice différente. Ceci confirme l'hypothèse selon laquelle l'organisation des patients peut être différente de celle des sujets sains lors des phases de navigation du TUG. Ces résultats suggèrent également que les patients hémiplégiques et les sujets sains pourraient utiliser des stratégies différentes pour réaliser les tâches de navigation lors de ce test.

A l'issue de cette étude, il semble intéressant d'envisager les facteurs cliniques explicatifs de ces déviations de trajectoire chez les patients hémiplégiques.

## Résultats complémentaires : Corrélations entre les données cliniques des patients hémiparétiques et les paramètres de trajectoire

### Contexte

L'étude 4 montrait une déviation de la trajectoire locomotrice des patients hémiparétiques par rapport à une trajectoire de référence (définie par une trajectoire moyenne de sujets sains) lors des phases de marche aller et de demi-tour du TUG. Cette étude mettait également en évidence l'existence d'une corrélation entre les déficits d'équilibration des patients et la déviation de leur trajectoire locomotrice lors de la phase du demi-tour. Il est par ailleurs connu que les performances de marche sont dépendantes des déficits sensitivo-moteurs chez les patients hémiparétiques. Les troubles sensitifs, la présence de spasticité, les déficits moteurs et la confiance que les patients ont en leur équilibre peuvent également expliquer les déviations de trajectoires lors du TUG.

L'objectif de cette analyse complémentaire était d'étudier les liens entre les paramètres de la trajectoire locomotrice au cours des phases aller, demi-tour et retour du TUG et au cours du TUG complet et, les données issues du bilan clinique chez les patients hémiparétiques. Nous émettions l'hypothèse que les patients présentant les atteintes cliniques les plus sévères auraient le plus de déviations de leur trajectoire locomotrice.

### Méthode

Les paramètres de déviation de la trajectoire (DTW et DH) et la longueur totale de la trajectoire des vingt-neuf patients hémiparétiques au cours des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG (réalisé en condition standardisée) ont été corrélés à la spasticité, à la commande motrice, à la sensibilité superficielle et profonde, à la confiance que le patient a en son équilibre lors d'activités diverses et à la peur de chuter de ces mêmes patients.

Les paramètres cliniques étudiés étaient les suivants :

- La spasticité a été évaluée par l'échelle d'Ashworth modifiée et le score global correspondait à la somme des scores obtenus lors de l'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de genou et de cheville du côté parétique.
- La commande motrice a été évaluée par l'échelle Medical Research Council (MRC) et le score global correspondait à la somme des scores obtenus lors de l'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche, de genou et de cheville du côté parétique.
- La sensibilité superficielle a été évaluée sur la plante de pied et la sensibilité profonde a été évaluée au gros orteil par le Nottigham sensory assessment.
- La confiance du patient en son équilibre a été évaluée par l'Activities-specific Balance Confidence (ABC).

Les paramètres de trajectoire DTW et DH ont été quantifiés selon la même méthode que celle décrite dans l'article précédent

Les paramètres de trajectoire des vingt-neuf patients hémiplégiques au cours des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG (réalisé en condition standardisée) ont été corrélés à la spasticité, à la commande motrice, à la sensibilité superficielle et profonde, au score à la BBS et à la confiance que le patient a en son équilibre lors d'activités diverses. Les données n'étant pas toutes continues, des corrélations de Spearman ont été effectuées avec un seuil de significativité retenu à  $p<0.01$  (correction effectuée : 0.05 / 5 paramètres) et la force de la corrélation était interprétée d'après Domholdt (Domholdt, 2000).

## Résultats

Les scores aux évaluations cliniques ont été précédemment présentés dans le tableau 5. Les détails des scores moteurs, sensitifs et fonctionnels sont présentés dans les annexes 2, 3 et 4. Les résultats des corrélations sont présentés dans le tableau 7.

Tableau 7 : Corrélations entre les paramètres DH et DTW de déviation de la trajectoire pour chaque phase analysée et les données cliniques des patients hémiplégiques.

	<b>Somme spasticité</b>	<b>Somme MRC</b>	<b>Pression plante pied</b>	<b>Sensibilité profonde</b>	<b>ABC</b>
<b>DH trajectoire totale</b>	-0,18	-0,17	-0,31	-0,37	-0,37
<b>DTW trajectoire totale</b>	-0,12	-0,25	-0,28	-0,28	-0,41
<b>Longueur trajectoire totale</b>	0,13	-0,34	-0,39	-0,34	-0,32
<b>DH Aller</b>	-0,13	-0,04	-0,29	-0,17	0,13
<b>DTW Aller</b>	-0,08	-0,03	-0,08	-0,09	-0,03
<b>DH Demi-tour</b>	-0,13	-0,17	<b>-0,56*</b>	-0,45	-0,29
<b>DTW Demi-tour</b>	-0,01	-0,26	<b>-0,48*</b>	-0,42	-0,32
<b>DH Retour</b>	-0,33	0,03	-0,41	-0,40	-0,41
<b>DTW Retour</b>	-0,24	-0,12	-0,32	-0,36	-0,40

DH distance de Hausdorff

DTW déformation temporelle dynamique

La somme des scores de spasticité correspond aux muscles quadriceps, ischio-jambiers et triceps sural (évalué avec l'échelle d'Ashworth modifiée)

La somme des scores de MRC (motricité volontaire) correspond aux fléchisseurs et extenseurs de la hanche, du genou et de la cheville (évalués avec l'échelle Medical Research Council, MRC)

La pression de la plante de pied et la sensibilité profonde (des orteils dans ce tableau) ont été évaluées avec le Nottingham sensory assessment

BBS, Berg Balance Scale, évaluant l'équilibre (score 0/ 56)

ABC, Activities-specific Balance Confidence, évaluant la confiance que le patient a en son équilibre au cours de diverses activités quotidiennes (score 0/ 100%)

\* Corrélation significative à  $p<0.05$  (corrélation de Spearman)

Les déficits de sensibilité superficielle étaient significativement négativement corrélés avec la distance de Hausdorff au Demi-tour (corrélation modérée selon Domholdt) et avec le DTW au demi-tour (corrélation faible selon Domholdt) (Domholdt, 2000). Les autres données cliniques (sensibilité profonde, motricité volontaire, spasticité et confiance du patient en son équilibre) n'étaient pas significativement corrélées avec les paramètres de trajectoire.

Précisons que la corrélation entre la déviation de la trajectoire et les troubles sensitifs superficiels ne concernait que la phase du demi-tour et pas les phases de marche orientée.

## Discussion

Notre hypothèse d'une déviation plus importante de la trajectoire locomotrice pour les patients présentant les anomalies cliniques les plus importantes était validée pour les scores de sensibilité superficielle mais ne l'était pas pour les scores de motricité volontaire, de spasticité et de confiance en son équilibre. Ces facteurs cliniques accompagnent les déficits d'équilibration soulignés dans l'étude 4 pour expliquer la déviation de trajectoire des patients hémiplégiques. Ainsi une déviation plus grande était associée à un faible score à la BBS lors de la phase du demi-tour. La trajectoire au cours de cette phase de demi-tour apparaît donc influencée par les capacités d'équilibre des patients, elles-mêmes probablement en rapport avec les déficits de la sensibilité superficielle alors que les déficits de la sensibilité profonde, de la motricité volontaire et la spasticité ne semblent pas intervenir. Rappelons que la précédente étude complémentaire montrait une association entre les paramètres biomécaniques de stabilité et le score clinique des capacités d'équilibration sans mettre en exergue un symptôme sensorimoteur particulier. La trajectoire du demi-tour lors de la tâche de navigation apparaît donc influencée par la stabilité et particulièrement par les déficits sensitifs superficiels bien que ces symptômes ne s'avèrent pas spécifiquement impliqués dans la gestion des paramètres de déplacement du COM. L'origine clinique de ces liens entre la trajectoire et la stabilité reste par conséquent à mieux documenter.

Par ailleurs, cette phase du demi-tour était également concernée par l'association entre les paramètres de stabilité explicatifs de la performance (% de phase du cycle de marche) et les déficits de la motricité volontaire (résultats de l'étude 1). Au final, la stabilité apparaît être l'élément central de la régulation du demi-tour lors du TUG avec des troubles de la sensibilité superficielle influençant la trajectoire locomotrice des patients et les troubles de la motricité volontaire influençant leur performance.

## **CHAPITRE 4: DISCUSSION**

---

L'objectif principal de ce travail était d'évaluer et de quantifier par analyse tridimensionnelle, chez des patients hémiparétiques, une tâche de navigation impliquant des déplacements locomoteurs fréquemment effectués dans la vie quotidienne. Le test du Timed Up and Go (TUG), comprenant notamment des phases de marche orientée vers un but et la réalisation d'un demi-tour, répondait particulièrement à cette prise en compte des déplacements quotidiens du patient dans son environnement. Ce travail montre tout d'abord qu'une évaluation instrumentée du TUG par système opto-électronique est une approche possible pour l'analyse quantifiée biomécanique des phases de marche et du demi-tour du TUG de patients hémiparétiques. Cette analyse apporte par ailleurs de nouvelles données, se positionnant à la jonction de deux approches routinières conventionnelles complémentaires : d'une part le test du TUG, une évaluation clinique impliquant des tâches variées de locomotion rencontrées au quotidien, mais n'aboutissant qu'à une performance chronométrique globale et d'autre part, l'AQM, une analyse instrumentale quantifiée aboutissant à de multiples paramètres évalués de manière précise et permettant une analyse approfondie du comportement biomécanique locomoteur du patient, mais n'impliquant qu'une marche en ligne droite sans but à atteindre, ce qui correspond peu aux déplacements effectués au quotidien.

Les 4 études de ce travail permettent une meilleure compréhension du comportement biomécanique des patients hémiparétiques comparativement à des sujets sains au cours de tâches de navigation incluses dans le TUG (phases de marche orientée Aller et Retour et phase du Demi-tour). Les paramètres biomécaniques analysés étaient les paramètres spatio-temporels, la cinématique articulaire, le MFC, les déplacements médio-latéraux et verticaux du COM, la longueur totale de la trajectoire du COM et la déviation de la trajectoire du COM. Les résultats de ces différentes études montrent que ces paramètres étaient i) différents entre les patients hémiparétiques et les sujets sains, mais également ii)

entre les différentes phases du TUG, pour une même population et entre les deux populations. Ainsi la nature de la tâche locomotrice impliquait des spécificités pour chacune des populations étudiées. L'analyse des paramètres biomécaniques a ainsi permis de caractériser l'organisation des patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains et d'envisager la ou les stratégie(s) mise(s) en place par ces patients pour effectuer ces tâches de navigation.

Dans un premier temps les éléments permettant de caractériser l'organisation des patients hémiplégiques seront abordés au moyen de critères de performance, de critères explicatifs de cette performance et de critères organisationnels. Dans la seconde partie de cette discussion, une interprétation de la ou des stratégie(s) mise(s) en place par les patients hémiplégiques lors de la réalisation des tâches de navigation sera proposée. Enfin, les intérêts cliniques issus de ce travail seront présentés.

## I Caractérisation de l'organisation

### I.1 Critères de performance

Parmi les paramètres biomécaniques analysés, deux d'entre eux sont représentatifs de la performance des participants lors des différentes tâches du TUG : la performance chronométrique et la longueur totale de la trajectoire locomotrice. Le TUG est un test clinique, rapide de passation, dont la performance correspond à la durée d'exécution de l'ensemble des activités le composant (Podsiadlo and Richardson, 1991), (Flansbjer et al., 2005). Cette performance chronométrique lors du TUG est reconnue aujourd'hui comme un bon indicateur de la fonction locomotrice (Ng and Hui-Chan, 2005), (Flansbjer et al., 2005). Les résultats de nos études mettent en évidence une performance chronométrique réduite chez les patients hémiplégiques comparativement aux sujets sains, pour la totalité du TUG et pour chacune des phases analysées. Ces résultats confirment ceux de précédentes études (Ng and Hui-Chan, 2005), (Hollands et al., 2010), (Faria et al., 2012).

La longueur totale de la trajectoire du COM lors du TUG traduit la distance totale parcourue par les participants. Nos résultats montrent une longueur significativement plus importante pour les patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains, avec en moyenne 1 mètre supplémentaire parcouru (soit environ +13%). Cette donnée nous semble intéressante, tout comme la distance de marche régulièrement évaluée chez les patients hémiplégiques en routine clinique lors d'une marche en ligne droite, en complément de l'évaluation de la vitesse (Eng and Fang Tang, 2007), (Dunn et al., 2015). Ainsi, nos résultats montrent, pour la première fois, qu'un test rapide de passation, le TUG, permet de mettre en évidence une augmentation de la distance de marche chez des patients hémiplégiques alors que la littérature souligne la diminution de la distance parcourue par ces patients lors du test de 6 minutes en ligne droite (Dunn et al., 2015). Précisons néanmoins que les distances obtenues à l'issue de ces tests sont complémentaires explorant des éléments différents avec une consigne de parcourir le plus de distance possible pour le test de 6 minutes et, évaluer la distance spontanée lors d'une tâche de navigation à vitesse de confort avec un point de départ et un point d'arrivée imposés pour le TUG.

Les résultats des patients hémiplégiques montrent une forte corrélation positive entre ces deux paramètres de performance que sont la durée de la tâche et la distance parcourue ( $r=0.79$ ,  $p<0.05$ ). Ainsi, la longueur de la trajectoire était d'autant plus importante que les patients avaient une durée d'exécution du TUG importante. L'analyse des autres paramètres biomécaniques étudiés va nous

permettre de mieux comprendre les mécanismes impliqués dans cette performance. On peut par exemple s'interroger sur la cause de l'augmentation de la longueur de la trajectoire (distance parcourue) chez les patients hémiparétiques alors que la tâche impose un point départ, un point d'arrivée et une cible située à 3 mètres. On peut également se demander par quels mécanismes les patients aboutissent à leur performance chronométrique et s'ils mettent en place une stratégie particulière en lien avec les troubles qu'ils présentent.

La performance chronométrique étant validée et reconnue comme le critère d'évaluation de la performance lors du TUG (Podsiadlo and Richardson, 1991), (Flansbjer et al., 2005), nous avons fait le choix de l'utiliser comme le critère de performance principal dans cette discussion (et dans les 2 premières études relatives à la performance lors du TUG).

## I.2 Critères explicatifs

La première étape de la compréhension des mécanismes aboutissant à la performance chronométrique des patients hémiparétiques est de mettre en évidence les paramètres cinématiques majoritairement impliqués dans chacune des tâches de navigation du TUG. La mise en évidence de ces paramètres chez les patients hémiparétiques pourrait permettre de mieux comprendre leur organisation lors les tâches de navigation du TUG. Cette même analyse chez les sujets sains pourrait permettre de déterminer si l'organisation de ces deux populations repose sur des mécanismes similaires ou différents et, s'ils sont similaires, de déterminer si leur modulation respective est identique ou différente.

### I.2.1 Paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire explicatifs de la performance pendant les phases de marche orientée

Pour les patients hémiparétiques et les sujets sains, les mêmes paramètres spatio-temporels étaient les plus explicatifs de la performance des phases de marche orientée vers un but (un cône à contourner ou une chaise pour s'y asseoir). Ainsi, la longueur de pas et la cadence, expliquaient la variance de la performance chronométrique pour les deux populations, bien que la modulation de la longueur de pas différât d'une population à l'autre (résultats des études 1 et 2). Ces résultats mettent donc en évidence une performance chronométrique diminuée aux phases de marche orientée chez les patients hémiparétiques par rapport aux sujets sains, expliquée non pas par une différence des paramètres cinématiques mis en jeu mais par une modulation différente des mêmes mécanismes. La cadence et la longueur de pas étaient ainsi modulées différemment pour assurer la meilleure performance chronométrique possible lors des tâches de marche orientée. La vitesse de marche étant le produit de la cadence et de la longueur de pas, il apparaît légitime que ces paramètres soient explicatifs de la performance chronométrique des phases de marche orientée du TUG. Ce résultat est par conséquent en accord avec de précédentes études ayant mis en évidence un lien entre la vitesse de marche et la performance chronométrique globale lors du TUG (Ng and Hui-Chan, 2005), (Flansbjer et al., 2005).

Notons qu'aucun paramètre de la cinématique articulaire étudié ne s'est avéré significativement explicatif de la performance. Pourtant la majorité de ces paramètres était réduits chez les patients hémiparétiques comparativement aux sujets sains lors des différentes phases du TUG et, plusieurs études ont souligné l'existence de liens entre la vitesse de marche en ligne droite et la cinématique articulaire chez les patients hémiparétiques (Kim and Eng, 2004), (Lamontagne and Fung, 2004).

Précisons cependant que les paramètres cinématiques articulaires analysés dans nos études ne l'ont été que dans le plan sagittal, ce qui pourrait constituer une limite. En effet, on ne peut exclure que des paramètres cinématiques analysables dans d'autres plans puissent interférer avec la performance aux différentes phases du TUG chez des patients hémiplégiques. Ainsi la cinématique d'abduction/adduction et de rotation de hanche est connue pour jouer un rôle non négligeable dans la vitesse de marche des patients hémiplégiques (Kim and Eng, 2004). Il apparaît donc qu'une analyse complémentaire de ces paramètres pourrait s'avérer intéressante pour encore mieux comprendre comment les patients hémiplégiques modulent leur vitesse et donc leur performance. D'autre part, notre méthodologie ne permettait pas l'étude de la cinétique, qui semble aussi jouer un rôle important dans la vitesse de marche. Le moment en flexion de hanche et les puissances articulaires à la hanche, au genou et à la cheville parétique sont également connus pour être significativement corrélés avec la vitesse de marche chez les patients hémiplégiques (Olney et al., 1994), (Kim and Eng, 2004). Il en ressort donc qu'une analyse complémentaire des paramètres cinématiques de marche lors de la réalisation du TUG pourrait également contribuer à mieux appréhender la manière dont les patients hémiplégiques modulent leur performance lors des différentes phases de ce test.

### I.2.2 Paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire explicatifs de la performance pendant la phase du demi-tour

Les paramètres explicatifs de la performance lors de la phase de demi-tour par contournement d'un obstacle chez des patients hémiplégiques étaient le pourcentage du cycle de marche passé en phase de simple appui du côté parétique et le pourcentage de phase oscillante du côté non-parétique. Chez les sujets sains, en revanche, aucun paramètre n'était spécifiquement explicatif de la performance lors de cette phase du demi-tour. Nos résultats mettent donc en évidence une performance chronométrique diminuée lors de la phase du demi-tour chez les patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains, expliquée par la mise en jeu de paramètres cinématiques spécifiques.

Le pourcentage de simple appui du côté parétique et le pourcentage de phase oscillante du côté non-parétique, explicatifs de la performance chez les patients hémiplégiques, sont reconnus comme étant le reflet de la stabilité d'un sujet (Lincoln A., 2006), (Suzuki et al., 1999). Ces résultats indiquent, par conséquent, l'importance de l'équilibration pour les patients hémiplégiques lors de cette phase de demi-tour. Pour les sujets sains, des études complémentaires pourraient s'avérer pertinentes pour tenter de mieux comprendre les mécanismes utilisés par ces sujets pour assurer une performance lors de la phase de demi-tour. La comparaison de la tâche à vitesse lente et à vitesse rapide pourrait également mettre en évidence des paramètres explicatifs, ce qui nous renseignerait sur l'organisation des sujets sains.

A l'instar des phases de marche orientée, notons qu'aucun paramètre de la cinématique articulaire n'était explicatif de la performance chronométrique de la phase de demi-tour. Une réduction de la majorité des paramètres de la cinématique articulaire était pourtant observée chez les patients hémiplégiques comparativement aux sujets sains, excepté le pic d'extension de hanche, le pic de flexion de genou et le pic de flexion plantaire de cheville du côté non-parétique, augmentés chez les patients hémiplégiques. Le fait que le côté non-parétique corresponde à l'extérieur de la courbe lors du demi-tour (consigne de tourner du côté parétique) pourrait expliquer cette majoration d'amplitude pour le membre inférieur situé à l'extérieur. Cependant la consigne était la même pour les sujets sains (consigne de tourner du côté

non-dominant) et nos résultats montrent que les amplitudes de ces paramètres étaient supérieures pour le côté non-parétique des patients hémiplégiques comparativement aux amplitudes du côté dominant des sujets sains. L'hypothèse d'une augmentation de ces paramètres du côté non-parétique pour compenser les restrictions d'amplitudes du côté parétique afin de maintenir la meilleure performance possible peut être émise. De plus, ces trois paramètres exagérés du côté non-parétique lors du demi-tour sont connus comme particulièrement incriminés lors d'une marche en courbe effectuée par des patients hémiplégiques, que le membre parétique soit en intérieur ou en extérieur de courbe (Duval et al., 2011). D'autre part, ces phénomènes de compensation par le côté non-parétique des déficits du côté parétique pour une marche efficiente chez les patients hémiplégiques ont préalablement été rapportés (Raja et al., 2012). En effet, une exagération de la flexion de hanche et de genou, de la flexion plantaire de cheville, de la propulsion a été observée du côté non-parétique par rapport à des sujets sains marchant à la même vitesse lors d'une marche en ligne droite (Hutin et al., 2012), (Chen et al., 2005), (Raja et al., 2012). Ce phénomène de compensation du membre parétique par le membre non-parétique semble donc indépendant de la tâche locomotrice. De plus, ces trois paramètres sont connus pour être associés à la vitesse de marche en ligne droite chez les patients hémiplégiques (Lamontagne and Fung, 2004), (Nadeau et al., 1999b). Précisons que nos résultats montraient une augmentation de ces paramètres du côté non-parétique lors du demi-tour mais que seul le pic de flexion genou du côté non-parétique était augmenté lors des phases de marche orientée, par rapport aux sujets sains. Il semblerait donc que des stratégies de compensation par le côté non-parétique existent lors de tâches de navigation, déjà identifiées lors de la marche en ligne droite, mais que les modalités de celles-ci diffèrent selon la nature de la tâche.

**Pour conclure, les critères explicatifs de la performance chronométrique pointent une organisation spécifique de la tâche considérée, pour les patients hémiplégiques et pour les sujets sains (pour une population donnée, les paramètres explicatifs sont différents selon la tâche considérée).**

D'autre part, la performance chronométrique et la plupart des paramètres cinématiques sont diminués chez les patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains pour les 3 phases de navigation du TUG (marche orientée à l'aller et au retour et demi-tour). Cependant, cette réduction de performance commune aux 3 phases ne s'explique pas de la même manière, mais de façon spécifique selon la tâche considérée (pour une tâche donnée, les paramètres explicatifs sont différents selon la population). Ainsi les tâches de marche orientée vers une cible étaient contrôlées par les mêmes paramètres (bien que modulés de façon différente) chez les patients hémiplégiques et les sujets sains ; à l'inverse la tâche de demi-tour par contournement d'un obstacle impliquait une organisation spécifique, différente pour les patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains.

## I.3 Critères organisationnels

La seconde étape de la compréhension des mécanismes impliqués dans la performance chronométrique des patients hémiplégiques repose sur l'analyse de l'organisation globale utilisée pour les deux populations étudiées. Cette organisation globale des patients peut être appréhendée par l'étude des déplacements du COM traduisant les critères de stabilité et de trajectoire locomotrice et par l'étude du MFC (résultant de la cinématique), reflet du critère de stabilité.

### I.3.1 Stabilité

#### I.3.1.1 Pendant les phases de marche orientée

Les patients hémiplégiques présentaient des déplacements médio-latéraux du COM plus importants que les sujets sains lors des phases de marche orientée. Ceci traduit une difficulté à maintenir la stabilité pour les patients, comme le suggère la littérature (Chou et al., 2004), (Catena et al., 2007), (Detrembleur et al., 2003). Les sujets sains, quant à eux, minimiseraient leurs mouvements latéraux afin d'optimiser le déplacement majoritairement antérieur lors de ces phases Aller et Retour (Staszkiewicz et al., 2010).

Concernant le MFC lors des phases de marche orientée, celui-ci était augmenté chez les patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains. Il eut été légitime de penser que le MFC serait diminué du côté parétique chez les patients ayant subi un AVC, compte tenu des déficits de flexion de hanche, de genou et de cheville (observés lors de l'étude 1). Cependant, nos résultats indiquent une augmentation du MFC du côté parétique, ce qui est en accord avec une récente étude (Little et al., 2014). En effet, à l'instar de nos résultats, les déficits (ou l'absence de différence avec les sujets sains) de flexion au membre inférieur n'expliquaient pas l'augmentation du MFC observé par ces auteurs (Little et al., 2014). Ceci suggère la mise en jeu d'autres paramètres biomécaniques tels que les mouvements du pelvis et du membre parétique dans les plans frontal et transversal, non investigués dans nos études, et qui pourraient expliquer l'augmentation du MFC. En effet, plusieurs auteurs soulignent la présence d'une élévation du pelvis et d'une abduction du membre inférieur du côté parétique lors de la phase oscillante (Kerrigan et al., 2000), (Kim and Eng, 2004), (Chen et al., 2005). Cette augmentation de l'obliquité vers le haut du bassin associée ou non à une augmentation de l'abduction de hanche pourrait permettre d'augmenter la distance entre la pointe du pied et le sol et de fait se traduire par une augmentation du MFC. Cette augmentation du MFC du côté parétique retrouvée chez les patients, associée à une altération de la cinématique du côté parétique dans le plan sagittal, suggère l'existence d'une stratégie (dans le plan frontal et/ou transversal) ayant pour objectif d'assurer une marge de sécurité et d'éviter un accrochage du pied parétique avec le sol. Par ailleurs l'absence de corrélation entre le MFC du côté parétique et les déficits sensitivomoteurs (résultats de l'étude 3) supporte cette hypothèse d'une stratégie d'adaptation plutôt qu'une conséquence des déficits sensitivomoteurs inhérents à l'AVC. Nous pouvons supposer que cette augmentation du MFC aurait pour but de limiter le risque de chute, sachant que les patients hémiplégiques sont considérés à haut risque de chute, car de petits écarts d'amplitude de flexion dorsale de cheville et/ou de flexion de genou du côté parétique permettent de différencier les patients hémiplégiques qui trébuchent de ceux qui ne trébuchent pas (Burpee and Lewek, 2015). Ceci étant, bien que nos résultats ne mettaient pas en évidence de différence significative pour le MFC entre les patients chuteurs et les non-chuteurs, cette hypothèse demeure

valide, car notre échantillon de patients chuteurs était très faible par rapport aux patients non-chuteurs ce qui limite la possibilité de mettre en évidence une différence statistiquement significative. Des études complémentaires portant sur un plus grand nombre de patients chuteurs semblent donc indispensables pour confirmer ou infirmer cette hypothèse.

### I.3.1.2 Pendant la phase du demi-tour

Les patients hémiparétiques présentaient des déplacements verticaux du COM plus importants que les sujets sains lors de la phase du demi-tour. Cette augmentation est considérée comme une difficulté à maintenir l'équilibre (Perry, 1992), (Tucker et al., 1998), (Detrembleur et al., 2003). En effet, il a été montré que les sujets sains minimisent ces déplacements pour une marche optimale et une dépense énergétique minimale (Saunders et al., 1953), (Perry, 1992). Une augmentation des déplacements verticaux du COM a également été observée chez des patients vestibulaires, instables, lorsqu'on leur impose une vitesse de marche (Tucker et al., 1998). De plus, nos résultats montrent qu'une vitesse verticale du COM importante lors du demi-tour permet de discriminer les patients chuteurs des non-chuteurs. Nous pouvons émettre l'hypothèse qu'un défaut de stabilité lors de tâches complexes de navigation telles qu'un demi-tour peut être à l'origine de chute chez des patients hémiparétiques. En ce sens, Hyndman et al (2002) ont interrogé des patients hémiparétiques sur les circonstances de leurs chutes (Hyndman et al., 2002). Les patients rapportent fréquemment une perte d'équilibre lorsqu'ils réalisent un demi-tour comme principale cause de leur chute (Hyndman et al., 2002).

A l'inverse des déplacements verticaux, les déplacements médiolatéraux du COM étaient réduits chez les patients hémiparétiques, comparativement aux sujets sains, lors de la phase du demi-tour. Lors d'une marche orientée vers l'avant, les mouvements du COM dans le plan médiolatéral sont considérés comme le reflet d'une difficulté à maintenir la stabilité du sujet (Chou et al., 2004), (Catena et al., 2007), (Detrembleur et al., 2003). Or le demi-tour est un mouvement de marche particulier induisant une rotation pour orienter le corps vers une nouvelle direction (Hollands et al., 2001). Dans ce contexte, les déplacements du COM dans le plan médiolatéral peuvent être envisagés comme la composante principale du mouvement, plutôt que le reflet de mouvements « parasites » traduisant une difficulté à maintenir la stabilité. De plus, nos résultats montrent une diminution de la vitesse de marche lors de la phase du demi-tour, comparativement aux phases de marche orientées, pour les deux populations. Ceci est en accord avec le ralentissement du déplacement des sujets sains lors d'une réorientation du corps vers une nouvelle direction de l'espace (Patla et al., 1999). Ceci est également cohérent avec l'augmentation de la durée et du nombre de pas chez des patients hémiparétiques réalisant le demi-tour du TUG, comparativement à des sujets sains (Lam and Luttmann, 2009).

Concernant le MFC lors de cette phase du demi-tour, sa valeur du côté parétique n'était pas différente de celle des sujets sains et était supérieure à la valeur du MFC du côté non-parétique. De plus, le MFC était encore plus augmenté lors de cette phase du demi-tour par rapport à la phase de marche Aller, pour les patients hémiparétiques et les sujets sains. Cette augmentation est donc un mécanisme commun aux deux populations. Des modifications du MFC ont ainsi été précédemment retrouvées chez des sujets sains dans un contexte de situations complexes ou induisant de l'instabilité (Heasley et al., 2004), (Gates et al., 2012), (Begg et al., 2007). Ce phénomène fait donc figure d'adaptation à la complexité de la tâche.

Rappelons que le seul paramètre clinique corrélé aux paramètres biomécaniques du COM et du MFC était le score à la BBS avec une amplitude de rotation au cours du demi-tour (COM dans le plan médio-latéral) d'autant plus élevée que le score des patients à la BBS était élevé. Aucun symptôme sensori-moteur (déficits moteurs, spasticité, déficits sensitifs) n'apparaissait spécifiquement incriminé dans l'influence des critères organisationnels du COM et du MFC.

**Pour conclure, les patients hémiparétiques présentent des critères organisationnels relatifs à la stabilité différents de ceux des sujets sains lors des phases de marche orientée et de demi-tour. Ceci concourt à l'explication de la différence de performance entre les deux populations.**

Plus précisément, les patients hémiparétiques présentaient des déplacements du COM plus importants que les sujets sains dans le plan médio-latéral lors des phases de marche orientée et dans le plan vertical lors de la phase du demi-tour. Ceci traduit, pour les patients hémiparétiques, une difficulté à maintenir leur stabilité, sans que celle-ci ne soit particulièrement expliquée par certains symptômes cliniques. D'autre part, une augmentation du MFC du côté parétique était observée chez les patients hémiparétiques (par rapport aux sujets sains lors des phases de marche orientée et, au demi-tour par rapport à la phase Aller pour les patients), de même qu'une diminution de l'amplitude et de la vitesse de rotation (COM dans le plan médio-latéral) lors du demi-tour. Ces 2 mécanismes pourraient correspondre à la mise en place de stratégie(s) visant à maintenir la stabilité des patients hémiparétiques (ce point sera discuté en deuxième partie de la discussion). L'association entre la vitesse de rotation lors du demi-tour et les scores des patients à la BBS est en faveur de cette hypothèse.

### I.3.2 Trajectoire

Parallèlement aux critères organisationnels relatifs à la stabilité, la trajectoire locomotrice est l'autre critère qui traduit l'organisation globale des patients hémiparétiques lors des tâches de navigation du TUG. Ces patients présentaient une déviation de leur trajectoire locomotrice par rapport à la trajectoire de référence, pour la phase Aller, préparant le contournement de l'obstacle, et la phase du Demi-tour. Rappelons que les paramètres cliniques corrélés à ces déviations de la trajectoire étaient la BBS et les troubles sensitifs superficiels lors du demi-tour, avec d'autant plus de déviation de la trajectoire que ces troubles étaient importants.

Les modifications de déviation de la trajectoire locomotrice ont précédemment été retrouvées chez des sujets sains dans un contexte de situations complexes ou induisant de l'instabilité (Hicheur et al., 2007), (Hackney and Cinelli, 2013). A l'inverse, nos résultats contrastaient avec la très récente étude de Hicheur et al (2016) (Hicheur et al., 2016). En effet, ces auteurs ont trouvé des trajectoires locomotrices spatialement similaires entre des sujets cérébro-lésés (présentant ou non une hémiparésie) et des sujets sains lorsqu'ils devaient atteindre une cible à partir de trois positions de départ différentes (induisant des trajectoires plus ou moins curvilignes). La nature de la tâche (demi-tour complet vs trajectoires incurvées) et les caractéristiques des sujets contribuent très probablement à expliquer cette différence entre nos résultats et ceux de ces auteurs.

D'autres études relatant l'analyse de tâches de navigation chez des sujets âgés, présentant également des troubles sensori-moteurs et d'équilibre, ont été publiées (Takei et al., 1996), (Gérin-Lajoie et al., 2006). Takei et al (1996) ont mis en évidence des trajectoires polygonales chez des sujets âgés devant reproduire la trajectoire d'un cercle tracé au sol avec des lunettes opaques après s'être entraîné sans lunettes (Takei et al., 1996). A l'inverse, cette trajectoire est quasi superposable au cercle idéal pour les sujets jeunes. De plus, en condition de double tâche, un élargissement du rayon de courbure est observé pour les sujets âgés. Cette étude suggère que les déficits perceptifs et locomoteurs des sujets âgés altèrent la reproduction, sans le contrôle visuel, d'une trajectoire locomotrice. Plus récemment, Gérin-Lajoie et al (2006) ont montré que l'évitement d'un mannequin lors d'une marche orientée vers une table induit une diminution de la vitesse d'avancement chez des sujets jeunes et âgés et, une distance d'évitement plus importante pour les sujets âgés (Gérin-Lajoie et al., 2006). Cette distance d'évitement, augmentée en condition de double tâche, est considérée comme l'assurance d'une marge de sécurité. Au final, les résultats de ces deux études sont en accord avec nos résultats, à savoir la mise en évidence de modifications de la trajectoire locomotrice dans un contexte de navigation avec contraintes environnementales (obstacle à contourner ou éviter, trajectoire complexe à reproduire) chez des sujets présentant des troubles sensori-moteurs et de stabilité.

**Pour conclure, les patients hémiplégiques présentent des critères organisationnels relatifs à la trajectoire locomotrice différents de ceux des sujets sains lors des phases Aller et Demi-tour. Ceci concourt à l'explication de la différence de performance entre les deux populations.**

**La différence observée pour les phases Aller et Demi-tour suggère une organisation spécifique des patients hémiplégiques selon la nature de la tâche de navigation et donc le contexte environnemental. Les phases concernées par la déviation (phase complexe du demi-tour et la phase précédente), les liens avec la BBS et les suggestions de la littérature nous laissent supposer l'existence d'un lien entre cette déviation de la trajectoire et la stabilité des patients hémiplégiques (ce point sera discuté en deuxième partie de la discussion).**

## II La stratégie

La première partie de discussion nous a permis de présenter la performance des patients hémiplégiques lors de tâches de navigation, les paramètres explicatifs de cette performance et les critères organisationnels des patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains. L'objectif de cette seconde partie de discussion est de faire les liens entre ces critères de performance, explicatifs et organisationnels des patients hémiplégiques afin d'envisager la stratégie que ces patients mettent en place lors de l'exécution de tâches de navigation rencontrées au quotidien.

Rappelons tout d'abord que les patients hémiplégiques ont une performance chronométrique diminuée par rapport aux sujets sains et que plusieurs facteurs contribuent à ce résultat : une cinématique différente (contrôle différent des mêmes paramètres pour les phases de marche, contrôle de paramètres spécifiques différents pour le demi-tour), une stabilité différente, une trajectoire locomotrice différente et

des perturbations cliniques. Il apparaît donc que les patients hémiparétiques s'organisent différemment lors de tâches de navigation comparativement aux sujets sains.

L'organisation des patients hémiparétiques repose sur un facteur prépondérant qui est le maintien d'une stabilité « optimale » pour assurer la meilleure performance chronométrique possible en fonction de la tâche demandée. Un défaut de stabilité était observé chez les patients hémiparétiques au cours de chacune des phases de navigation. Ainsi, les déplacements médio-latéraux des patients étaient augmentés lors des phases de marche orientée et leurs déplacements verticaux étaient augmentés de la phase de demi-tour. Notons que l'observation des trajectoires locomotrices mettait en évidence des trajectoires d'allure « ondulée » pour les patients hémiparétiques et d'allure plus « lisses » pour les sujets sains. Nous pouvons envisager qu'une caractérisation de ces « ondulations » pourrait également traduire un défaut de stabilité chez les patients hémiparétiques.

La stabilité des patients (ou leur défaut de stabilité) apparaît comme un élément décisif pour l'exécution de ces tâches de navigation du fait de son influence sur la performance. En effet, nos résultats montrent un lien entre la performance des patients (ou les facteurs explicatifs de cette performance) et la stabilité de ces patients, quelle que soit la phase considérée. La phase du demi-tour dépend principalement du pourcentage de phase de simple appui du côté parétique et du pourcentage de phase oscillante du côté non-parétique, des paramètres de stabilité. De plus, il existe une corrélation positive entre ce dernier paramètre lors de cette phase du demi-tour et les capacités d'équilibration des patients (score à la BBS). Concernant les phases de marche orientée, la longueur de pas (paramètre explicatif de la performance lors de ces phases) est positivement corrélée avec les capacités d'équilibration des patients (score à la BBS). Ce lien entre la stabilité et la performance de patients hémiparétiques lors de tâches de navigation corrobore les résultats d'études relatant l'impact des troubles de l'équilibre de ces patients (également évalués avec la BBS) sur leur vitesse de marche en ligne droite sans but à atteindre (Richards et al., 1995), (Kobayashi et al., 2016).

**Pour conclure, la stabilité des patients hémiparétiques est un critère important qui conditionne la performance lors de l'exécution de tâches de navigation. Il apparaît alors intéressant de s'interroger sur l'existence d'une stratégie de compromis entre stabilité et performance chez les patients hémiparétiques lors de tâches de navigation.**

La réalisation d'un demi-tour par contournement d'un obstacle est une tâche complexe en termes de stabilité pour les patients hémiparétiques. Nos résultats montrent d'ailleurs que la performance de ces patients lors du demi-tour implique spécifiquement des paramètres de stabilité. Dans ce contexte, l'amplitude et la vitesse du COM dans le plan médio-latéral des patients hémiparétiques étaient réduites au cours de cette phase comparativement aux sujets sains. De même, la vitesse de marche était diminuée de lors de cette phase du demi-tour, comparativement aux phases de marche orientées. Une durée plus importante du demi-tour lors du TUG a également été mise en évidence chez des sujets âgés relatant des difficultés au demi-tour, comparativement à des sujets âgés ne relatant aucune difficulté pour les demi-tours et des sujets jeunes (Thigpen et al., 2000). Les auteurs suggèrent alors que cette durée plus importante associée à la présence d'oscillations et d'une stratégie « pas multiples »

(par rapport à une absence d'oscillations et des « pas pivot » pour les sujets jeunes) sont des indicateurs de défaut de stabilité. Ces adaptations font alors figure de stratégie de simplification ayant pour but la réalisation d'un mouvement sans perte de stabilité.

Au vu de nos résultats et de la littérature, nous émettons l'hypothèse que les patients hémiplégiques ont des mouvements dans le plan médio-latéral réduits par rapport aux sujets sains, lors du demi-tour du TUG (composante principale du mouvement à cette phase) pour favoriser leur stabilité, aux dépens de la performance. L'association d'une faible amplitude et d'une faible vitesse du COM dans le plan médio-latéral avec un faible score à la BBS est un argument confortant cette hypothèse, de même que l'existence d'une corrélation négative entre les déplacements du COM dans le plan médio-latéral et la performance lors de cette phase du demi-tour. L'étude récente de Hurt et Grabiner (2015) permet d'étayer cette hypothèse (Hurt and Grabiner, 2015). Ces auteurs ont étudié la réalisation d'un « pas latéral tout en continuant à marcher en ligne droite » chez des sujets jeunes et âgés. Leurs résultats mettent en évidence une vitesse réduite et une stabilité augmentée chez les sujets âgés, comparativement aux sujets sains. Les auteurs suggèrent la mise en place d'une stratégie d'adaptation par les sujets âgés, visant à assurer la stabilité lors de la réalisation de la tâche. A l'inverse, les sujets jeunes favoriseraient la manœuvrabilité avec une vitesse de marche non diminuée lors de la réalisation du pas latéral, aux dépens de la stabilité. De manière similaire, les patients hémiplégiques inclus dans nos études prioriseraient une stratégie optimisant la stabilité au dépens de la performance lors du demi-tour.

Au même titre que des déplacements du COM lors du demi-tour diminués chez les patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains, le MFC augmenté du côté parétique chez les patients lors des tâches de marche orientée peut être considéré comme une stratégie pour faire face à une situation complexe d'un point de vue de la stabilité. Ainsi, l'augmentation du MFC apparaît être une stratégie fréquemment utilisée lorsqu'un sujet est confronté à la gestion d'une tâche locomotrice complexe.

**Au final, les éléments précédents relatifs au COM et au MFC amènent à considérer ces critères organisationnels des patients hémiplégiques comme la mise en place d'une stratégie visant à conserver leur stabilité lors des tâches de navigation. Nous envisageons en effet la diminution des déplacements du COM dans le plan médio-latéral lors du demi-tour et l'augmentation du MFC comme des ajustements observables dans un contexte engendrant des difficultés à maintenir une stabilité. La performance des patients lors de ces tâches de navigation est donc conséquente de cette stratégie de stabilisation.**

De la même manière, un faisceau d'éléments permet de supposer que la déviation de trajectoire observée dans nos résultats peut être interprétée comme une stratégie d'adaptation du fait des défauts de stabilité des patients. En effet, les paramètres de déviation de la trajectoire (DTW et HD) étaient corrélés avec le score des patients à la BBS avec davantage de déviation lorsque les déficits d'équilibration étaient importants. Nous postulons alors que pour faire face aux difficultés de maintien de la stabilité lors de tâches complexes de navigation impliquant des changements de direction, les

patients hémiparétiques mettent en place une stratégie d'ajustement en déviant leur trajectoire afin d'organiser progressivement le changement de direction. En ce sens, l'adaptation des paramètres spatio-temporels de marche et de la distance par rapport à un obstacle à contourner a été soulignée comme moyen mis en œuvre pour éviter tout déséquilibre (Higuchi, 2013).

Lorsque l'on considère les phases du TUG indépendamment, cette association entre les paramètres de déviation de la trajectoire et le score à la BBS était vérifiée uniquement pour la phase du demi-tour. Nous pouvons donc supposer que, pour compenser leurs troubles de l'équilibre, les patients dévient leur trajectoire pour assurer davantage de sécurité pendant cette phase de demi-tour, particulièrement complexe et sollicitant davantage la stabilité. Précisons que la déviation de trajectoire lors de cette phase du demi-tour était corrélée aux déficits sensitifs pouvant eux-mêmes contribuer aux troubles de l'équilibre (Niam et al., 1999), (Kligyte et al., 2003), (Tyson et al., 2013), (Yates et al., 2002). Pour la phase Aller, aucune corrélation n'était retrouvée entre la déviation de la trajectoire et le score à la BBS des patients. Pourtant nos résultats montraient que la déviation de la trajectoire au cours de cette phase était différente entre les patients chuteurs et les non-chuteurs. Les phases Aller et Retour peuvent être perçues comme similaires si l'on considère la tâche uniquement : marche orientée vers une cible et précédent un demi-tour. En revanche, lorsque le contexte est pris en compte, soit la totalité de la tâche de navigation à effectuer, la phase Aller est la phase qui précède le complexe contournement du cône alors que la phase Retour signe la fin du test et précède l'assise du patient. La déviation de trajectoire observée lors de la phase Aller et qui n'est pas en lien avec les déficits d'équilibre des patients semble donc indissociable de la phase du demi-tour qui la succède. Ainsi, nous pouvons envisager la déviation de la trajectoire de la phase Aller comme étant une préparation de la déviation de la phase du demi-tour.

**Au final, la déviation de la trajectoire locomotrice observée chez les patients hémiparétiques semble faire figure de stratégie pour conserver leur stabilité lors des tâches de navigation. La phase du demi-tour par contournement et la phase précédente sont celles concernées par cette déviation. Ceci laisse supposer que les patients hémiparétiques mettent en place une stratégie de changement de direction progressif, dès la phase précédant celle particulièrement instable, pour permettre une optimisation du maintien de la stabilité lors du contournement du cône.**

Des études analysant les adaptations d'une tâche locomotrice avec pointage de cibles et perturbations de la stabilité corroborent notre hypothèse d'une stratégie basée sur un compromis entre stabilité et trajectoire (Hak et al., 2013a), (Hak et al., 2013b). Hak et al (2013) ont récemment mis en évidence une diminution de la longueur de pas plus importante lors de l'adjonction d'une perturbation de la stabilité (translation de la surface de marche) à une tâche de pointage (avec les genoux) en comparaison à la tâche de pointage seule chez des sujets sains (Hak et al., 2013a). Les mêmes auteurs ont ensuite comparé les adaptations de marche lors d'une perturbation de la stabilité et lors d'une tâche de pointage chez 10 sujets hémiparétiques et 9 sujets sains (Hak et al., 2013b). Lors de la comparaison inter-groupe, la perturbation de la stabilité induisait une diminution de la longueur de pas pour les deux groupes (plus importante pour les patients) et une diminution de la vitesse de marche uniquement pour les patients hémiparétiques. La tâche de pointage engendrait une diminution de la vitesse de marche et davantage d'instabilité uniquement pour les patients hémiparétiques. Ces deux

études montrent l'existence de processus d'adaptation chez des sujets sains et chez des patients hémiplégiques soumis à des tâches déséquilibrantes lors de tâches locomotrices. A l'instar de ces études, l'élargissement de la trajectoire locomotrice lors d'une tâche potentiellement déstabilisante de contournement d'un obstacle peut être considéré comme une stratégie d'adaptation permettant aux patients hémiplégiques de maintenir leur stabilité.

Ce compromis entre contrôle du mouvement et stabilité a été récemment étudié chez 11 sujets sains lors d'une tâche combinant ces deux dimensions en position debout (Huang and Ahmed, 2011). La tâche de contrôle consistait pour les sujets à pointer rapidement une cible dans le plan antéro-postérieur à partir des déplacements de leur centre de pression et la tâche concomitante de stabilité consistait à maintenir stable un plateau reposant sur une base étroite médio-latéralement. Les résultats montraient que la majorité des sujets aboutissaient à un meilleur contrôle au détriment de la stabilité qui était réduite. Les auteurs suggèrent que la diminution de la stabilité n'est pas nécessairement inadaptée lorsqu'on souhaite augmenter le contrôle. A l'inverse, nous pouvons supposer que les patients hémiplégiques inclus dans cette série d'expérimentations, présentant des troubles de l'équilibre, favorisent la stabilité (avec une rotation restreinte lors du demi-tour et une déviation de la trajectoire) au détriment de la performance lors du TUG. Une stratégie de compromis entre stabilité et performance apparaît donc inhérente à la stratégie de compromis entre stabilité et trajectoire mise en place par les patients hémiplégiques lors de tâches de navigation.

**Pour conclure, il existe une convergence d'arguments mettant en exergue la présence d'une stratégie, chez les patients hémiplégiques, prenant en compte les difficultés de maintien de leur stabilité pour réaliser des tâches de navigation. Ainsi, les patients hémiplégiques présentent une organisation particulière au niveau de leur comportement locomoteur global avec la déviation de la trajectoire locomotrice et la diminution des mouvements de rotation, mais également à un niveau plus local avec l'augmentation du MFC.**

Trois types de stratégies ont été décrits par Patla (2003) pour maintenir la stabilité au cours de la locomotion : la stratégie rétroactive (liée à la détection sensorielle d'une perturbation inattendue), la stratégie anticipatrice (identification d'une potentielle perturbation basée essentiellement sur les afférences visuelles et guidée par les expériences passées) et la stratégie prédictive (estimation d'une perturbation attendue générée par les mouvements, basée sur des expériences passées), les deux dernières étant des stratégies proactives (Patla, 2003).

Concernant la stratégie rétroactive, Lamontagne et al (2010) ont trouvé une absence d'adaptation ou des erreurs de trajectoires locomotrices chez des sujets hémiplégiques soumis à des flux optiques par rapport à une trajectoire stéréotypée adoptée par des sujets sains (Lamontagne et al., 2010). Les auteurs incriminent l'altération de la perception et du contrôle visuo-moteur après un AVC. Dans notre étude, la déviation de trajectoire retrouvée chez les patients hémiplégiques comparativement aux sujets sains pourrait, de la même manière, s'expliquer par l'altération de l'intégration sensori-motrice des patients et donc une difficulté de mise en place de la stratégie rétroactive. Aussi, la perception et l'intégration des afférences sensorielles sont nécessaires pour une adaptation de la marche à l'environnement (Berthoz and Vialaud-Delmon, 1999). Une trajectoire locomotrice optimale et stabilisée

est effectivement le résultat d'une combinaison des afférences visuelles, proprioceptives et vestibulaires (Hicheur et al., 2007), (Cirio et al., 2013). Les patients inclus dans nos études présentaient des déficits sensitifs (qui étaient corrélés à la déviation de la trajectoire) et des troubles visuels (hémianopsie latérale homonyme), pour deux d'entre eux. Les fonctions vestibulaires sont quant à elles rarement affectées à la suite d'un AVC. De plus, à la suite d'un AVC, les patients présentent une difficulté à mettre en place des ajustements rétroactifs (Fisher et al., 2000). Au final, les déviations de trajectoire présentées par les patients hémiparétiques aux phases Aller et Demi-tour pourraient s'expliquer par une difficulté de perception, d'intégration et de mise en place d'une stratégie de type rétroactive lors de ces tâches de navigation.

Certains arguments sont, en revanche, en faveur d'une stratégie proactive, mise en place par les patients pour faire face à une situation complexe d'un point de vue de la stabilité. La déviation sur la totalité des phases Aller et Demi-tour et non en un point extrême isolé (différence significative pour DTW qui correspond à la totalité de la phase) et la « marge spatiale » retrouvée dans la littérature pour éviter les perturbations dans des situations complexes de stabilité (Higuchi, 2013), (Hackney and Cinelli, 2013) sont en faveur d'une stratégie proactive d'une situation à risque de chute. La déviation de la trajectoire présente dès la phase Aller et permettant la discrimination des patients chuteurs nous laissent supposer l'existence d'une stratégie anticipatrice ou prédictive, précédent la phase complexe du demi-tour. Ce comportement serait à l'image de celui des sujets sains et des sujets âgés qui mettent en place une déviation de trajectoire anticipatrice, avant un obstacle à éviter, assurant une marge spatiale de sécurité (Gérin-Lajoie et al., 2005), (Gérin-Lajoie et al., 2006), (Hicheur et al., 2007). Par ailleurs, notons que les expériences déséquilibrantes vécues dans le passé permettent la mise en place d'ajustements proactifs afin d'assurer la stabilité (Marigold and Patla, 2002). Au vu de ces éléments, nous pouvons supposer que les patients hémiparétiques chroniques inclus dans notre étude, présentant des troubles de l'équilibre et étant confrontés quotidiennement à des tâches de navigation potentiellement déséquilibrantes, dévient leur trajectoire afin d'être précautionneux pour la réalisation de la préparation et l'exécution du contournement de l'obstacle. Ceci étant, aucune évidence à l'issue de nos études ne permet de confirmer ces hypothèses.

**Pour conclure, les stratégies rétroactive et proactive sont décrites pour le maintien de la stabilité au cours de la locomotion. Nos résultats laissent supposer une difficulté de mise en place d'ajustements rétroactifs chez les patients hémiparétiques lors de la réalisation de tâches complexes de navigation comme le contournement d'un obstacle. En revanche, ces patients semblent mettre en œuvre une stratégie proactive en connaissance de la perturbation à venir. Ainsi nous pouvons considérer la stratégie de compromis entre la stabilité, la trajectoire et la performance comme le reflet d'ajustements proactifs.**

### **III Intérêts cliniques**

Ce travail repose sur une évaluation instrumentale du TUG chez des patients hémiplégiques pour permettre une compréhension de leur comportement locomoteur dans des tâches de navigation. Les analyses menées et leurs résultats émergents d'un point de vue cinématique, de la stabilité et de la trajectoire vont pouvoir être utiles aux cliniciens sur le plan de l'évaluation des patients hémiplégiques.

#### **III.1 Les tâches**

La différence de résultats obtenus en fonction de la nature de la tâche de navigation confirme l'intérêt d'évaluer les tâches composant le TUG sur le plan biomécanique. Un comportement spécifique (d'un point de vue cinématique, stabilisation et trajectoire) était en effet observé, selon les tâches incriminées. L'évaluation de tâches de navigation, correspondant davantage aux activités locomotrices du quotidien par rapport à une marche stabilisée en ligne droite sans objectif, semble donc être une approche à favoriser.

De plus, dans la prise en charge des patients hémiplégiques, il est recommandé de privilégier des exercices en « tâche orientée », autrement dit des exercices à réaliser en environnement réel et correspondant aux actions de la vie quotidienne (Carr and Shepherd, 1998). Le travail en « tâche spécifique », sous-entendant que les tâches améliorées sont celles spécifiquement travaillées, est également recommandé en rééducation neurologique (Kwakkel et al., 1999). Il apparaît donc pertinent d'envisager des évaluations en adéquation avec les tâches travaillées en rééducation.

Les tâches de navigation impliquées dans le TUG sont fréquemment travaillées en rééducation et réalisées par les patients au quotidien. Néanmoins l'évaluation couramment menée dans ce cadre reste la performance chronométrique au TUG, qui peut ne pas être suffisamment sensible pour mettre en évidence de modifications à l'issue de l'entraînement. Certains auteurs ne trouvent ainsi pas d'amélioration au test du TUG à l'issue de plusieurs semaines d'entraînements en tâche orientée (Dean et al., 2000), (Salbach et al., 2004) alors que d'autres trouvent des effets modérés (Blennerhassett and Dite, 2004), (Mead et al., 2007). Il est possible que les entraînements n'entraînent pas de modification du TUG ou bien que la performance chronométrique à ce test ne permette pas de mettre en évidence une différence. De même, une précédente étude de notre équipe n'a pas trouvé de différence à la performance au TUG à l'issue d'un entraînement de marche au sol par rapport à un entraînement sur tapis roulant (Bonnyaud et al., 2014). Cependant, nous pouvons émettre l'hypothèse que l'amélioration de la performance globale pouvait masquer l'amélioration spécifique de telle phase du TUG selon l'entraînement réalisé (amélioration des phases de marche orientée pour l'entraînement sur tapis roulant et du demi-tour pour l'entraînement dans le couloir impliquant des demi-tours). Une réponse à la limite de l'interprétation de l'absence de modification d'un score global de performance peut être l'analyse des composantes aboutissant à ce score, ce qui légitime l'analyse instrumentée du TUG par exemple. D'autres auteurs ont présenté la même démarche que celle de notre travail, orientée vers l'analyse et la compréhension d'autres tâches locomotrices rencontrées au quotidien comme l'enjambement d'obstacles lors d'une marche lancée (Said et al., 1999), (Said et al., 2001), (Said et al., 2008), (Said et al., 2014). Ce genre d'analyse approfondie pourrait être proposé pour évaluer les effets d'entraînements orientés vers ces tâches quotidiennes de navigation. Hollands et al (2015) ont par exemple récemment proposé un entraînement d'évitement d'obstacles destiné à des patients hémiplégiques (Hollands et al., 2015).

### III.2 Les modalités et paramètres

Concernant les modalités d'évaluation du TUG instrumenté, les résultats de l'étude 1 permettent de recommander une condition standardisée (par rapport à une condition spontanée sans consigne spécifique quant au sens du demi-tour ou au positionnement initial) pour de prochaines évaluations instrumentées du TUG.

Concernant les paramètres, nos études ont évalué la cinématique, analysée habituellement en routine clinique lors d'une marche stable en ligne droite, mais également des paramètres de stabilité et de trajectoires locomotrices, rarement investigués en routine. Or, les résultats de notre travail mettent en évidence l'intérêt d'évaluer ces derniers. Ainsi, les déplacements du COM reflètent tantôt un défaut de stabilité, tantôt une marche précautionneuse (lors d'un demi-tour par exemple), de même que le MFC qui traduit également une marche précautionneuse par son augmentation. La trajectoire adoptée pour ces tâches de marche orientée et de contournement d'un obstacle peut être analysée en termes de déviation par rapport à une trajectoire optimale, nous informant alors sur l'organisation spatiale adoptée par les patients. Ces paramètres de stabilité et de trajectoire, en complément des paramètres cinématiques, permettent une compréhension du comportement locomoteur des patients à l'origine de leur performance. La mise en évidence de liens entre ces paramètres biomécaniques et les données cliniques permet d'envisager les difficultés des patients hémiplégiques lors de l'exécution de tâches de navigation. Ainsi les patients présentant des troubles de l'équilibre, objectivables par un faible score à la BBS, seront certainement confrontés à une difficulté lors de la réalisation de demi-tours par contournement. Une moindre amplitude de rotation et une déviation de la trajectoire locomotrice seront alors probablement adoptées pour éviter un risque de chute. D'autre part, nous pouvons émettre l'hypothèse qu'un programme de rééducation orienté vers un travail de la stabilité dynamique lors de tâches de navigation avec demi-tours permettrait une meilleure performance lors de ces tâches avec une rotation plus ample et une moindre déviation.

Au-delà de l'analyse de l'organisation comportementale des patients hémiplégiques, les paramètres étudiés dans ce travail ont permis de discriminer les patients chuteurs des non-chuteurs, alors que la littérature pointe les limites d'une telle distinction avec l'approche clinique conventionnelle du TUG (Andersson et al., 2006), (Persson et al., 2011), (Barry et al., 2014). Le fort taux de chutes chez les patients hémiplégiques et les conséquences possiblement invalidantes font du dépistage du risque de chute une question importante chez ces patients. Nos résultats laissent envisager que ce ne serait pas le score chronométrique global au TUG (pas de différence significative entre les chuteurs et les non-chuteurs) mais certains paramètres lors d'une certaine phase du TUG qui seraient plus spécifiquement prédictifs des chutes des patients hémiplégiques. La phase du demi-tour et la phase de marche orientée précédant celle du demi-tour apparaissent en effet comme les deux phases complexes du TUG permettant de discriminer les patients chuteurs, au moyen de paramètres de stabilité et de trajectoire, usuellement peu analysés. Ces informations vont permettre d'orienter l'évaluation sur les paramètres et les tâches locomotrices pertinentes pour mettre en exergue un risque de chute chez des patients hémiplégiques. L'identification des patients à risque de chute en amont de la survenue d'une chute et de ses conséquences (possible détérioration des capacités fonctionnelles, fractures, coûts médicaux) pourrait permettre une orientation spécifique de la prise en charge rééducative vers un travail de la

stabilité lors de tâches de navigation complexes par exemple. Cependant, des précautions doivent être prises quant à l'interprétation de nos résultats concernant les chuteurs du fait de la disproportion de nos groupes chuteurs et non-chuteurs. Une étude dont l'objectif serait spécifiquement de discriminer les patients chuteurs des non-chuteurs permettrait d'étayer ces éléments.

Au final, une évaluation instrumentée du TUG pourrait s'avérer intéressante pour l'analyse des effets de telle ou telle thérapeutique (qu'elle soit rééducative, médicale ou chirurgicale) sur des paramètres telle que la trajectoire ou ceux reflétant la stabilité au cours de tâches de navigation rencontrées au quotidien.

# **CHAPITRE 5: CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES**

---

## **I Conclusions**

L'objectif de ce travail était de caractériser l'organisation des patients hémiplégiques par une analyse biomécanique de tâches de navigation rencontrées au quotidien comme celles impliquées dans le TUG (marche orientée vers une cible à contourner et demi-tour par contournement de cette cible). Cette analyse passait par une approche conventionnelle, l'analyse des paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire, et par deux approches plus innovantes, l'analyse de paramètres de stabilité et de trajectoire locomotrice.

Le chapitre 1 de ce travail a permis de faire le point sur les symptômes pouvant impacter la marche à la suite d'un AVC et de poser les bases théoriques de la cinématique de la marche humaine et des troubles de la marche chez les patients hémiplégiques. Ce chapitre propose également une approche de la stabilité pendant la marche et ses observations chez les patients hémiplégiques, soumis à une problématique de la chute. Puis une contextualisation de la marche est proposée dans l'environnement du sujet, aboutissant à la notion de navigation. Cette navigation induit une approche des trajectoires locomotrices, en lien avec l'adaptation aux contraintes environnementales. Au final, un test clinique, représentatif de tâches de navigation quotidiennes des patients et usuellement utilisé est proposé pour une analyse biomécanique contrastant avec la mesure conventionnelle de sa performance chronométrique.

Cette revue de littérature nous a guidé dans le choix de paramètres biomécaniques à analyser, présentés en chapitre 2. Ce chapitre exposait méthodologie générale et donc les outils utilisés et la procédure expérimentale.

Le chapitre 3 analysait les paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire liés à la performance chronométrique des phases de marche orientée et de demi-tour du TUG chez des patients hémiplégiques chroniques et des sujets sains dans les études 1 et 2. Ce chapitre présentait également l'analyse des déplacements du COM et du MFC, dans l'étude 3, et l'analyse des trajectoires locomotrices, dans l'étude 4, de patients hémiplégiques et de sujets sains, lors des mêmes phases du TUG. Des analyses complémentaires ont été menées pour mettre en évidence les corrélations entre les données cliniques des patients et les paramètres biomécaniques investigués.

Le chapitre 4 proposait une discussion des résultats des différentes études permettant la caractérisation de l'organisation des patients hémiplégiques comparativement à des sujets sains, au moyen de critères de performance, de critères explicatifs de la performance et de critères organisationnels. Puis une interprétation de la stratégie mise en place par les patients a été proposée avec la notion de compromis entre la performance, la stabilité et la trajectoire locomotrice. Les intérêts cliniques orientant vers l'évaluation de tâches de navigation des patients hémiplégiques sont finalement présentés.

Les principaux résultats de cette thèse mettent en évidence une diminution de la majorité des paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire lors des tâches de navigation du TUG chez les patients hémiplégiques comparativement aux sujets sains. Les patients hémiplégiques contrôlent les tâches de marche orientée à partir des mêmes paramètres que les sujets sains (avec une modulation différente) et contrôlent la tâche du demi-tour par des paramètres spécifiques différents, relatifs à la stabilité. La stabilité des patients hémiplégiques ressort comme un critère particulièrement important qui conditionne la performance des tâches de navigation.

Un défaut de stabilité des patients hémiplégiques était observable par des déplacements du COM plus importants que les sujets sains dans le plan médio-latéral lors des phases de marche orientée et dans le plan vertical lors de la phase du demi-tour. La diminution des déplacements du COM dans le plan médio-latéral lors du demi-tour et l'augmentation du MFC sont alors envisagés comme la mise en place d'une stratégie visant à conserver la stabilité des patients hémiplégiques lors de ces tâches de navigation. La déviation de la trajectoire locomotrice observée chez les patients hémiplégiques lors des phases Aller et Demi-tour est également envisagée comme une stratégie visant une optimisation du maintien de la stabilité permise par un changement de direction progressif, dès la phase précédent celle particulièrement instable. La performance des patients lors de ces tâches de navigation est donc conséquente de ces stratégies de stabilisation.

Au final, les patients hémiplégiques semblent mettre en place une stratégie de compromis entre la stabilité, la trajectoire et la performance lors de la réalisation de tâches de navigation. Précisons que les patients présentant les scores les plus faibles à la BBS ont une moindre longueur de pas lors des phases de marche orientée, restreignent leur amplitude de rotation et dévient davantage leur trajectoire lors du demi-tour. Aussi, lors du demi-tour, une déviation plus importante de la trajectoire est observée chez les patients présentant des troubles de la sensibilité superficielle plantaire et une diminution de la phase de simple appui du côté parétique est observée chez les patients présentant davantage de déficits moteurs.

Les résultats de ce travail montrent par ailleurs l'intérêt d'évaluer l'organisation locomotrice des patients hémiplégiques lors de l'exécution de tâches de navigation, en complément des tests cliniques chronométriques et d'une analyse de marche en ligne droite. A la suite d'une prise en charge

thérapeutique, des améliorations pourraient ainsi être mises en évidence par ces paramètres de stabilité, de trajectoire et cinématiques au cours de tâches de navigation alors que celles-ci pourraient ne pas être détectées par un score chronométrique ou une analyse de la marche décontextualisée.

## II Perspectives

### II.1 Séquence de rotation axiale

La navigation implique deux composantes, la stabilisation et l'orientation. La stabilisation correspond au contrôle de l'équilibre du sujet lors de différentes tâches locomotrices et l'orientation correspond à l'interface entre le sujet et le monde extérieur afin d'orienter le mouvement, elle est centrée sur l'environnement. Ce travail a permis une approche de la stabilisation, mais n'a que peu abordé l'orientation, au travers de la trajectoire, qui reste un pan intéressant à étudier. L'étude de la séquence de rotation axiale, par rapport à l'obstacle à contourner, apparaît être une perspective à envisager afin de compléter la compréhension de l'orientation du sujet lors de tâches de navigation. Cette analyse apporterait un élément de réponse à la problématique soulevée précédemment, à savoir l'éventuelle existence d'une stratégie proactive chez les patients hémiparétiques réalisant des tâches de navigation.

Plusieurs études se sont intéressées aux stratégies d'orientation de la tête et du tronc lors de tâches de navigation impliquant des changements de direction. Des changements d'orientation de la tête ont systématiquement été observés préalablement au changement de direction de la trajectoire locomotrice, suggérant l'existence d'une stratégie anticipatrice de la future direction d'avancement chez les sujets sains, à l'image des mécanismes anticipatoires lors de l'initiation de la marche par exemple (Grasso et al., 1996), (Grasso et al., 1998), (Grasso et al., 1998), (Hollands et al., 2001), (Courtine and Schieppati, 2003), (Prévost et al., 2003), (Hicheur et al., 2005). Cette rotation initiale de la tête, précédant le changement de direction de la trajectoire locomotrice, était suivie par une séquence de rotation organisée de haut en bas (tête puis tronc puis membres inférieurs). Avec l'avancée en âge de l'enfant, la rotation de la tête est progressivement dissociée de la rotation du tronc, témoignant de la mise en place progressive d'une stratégie d'anticipation au fur et à mesure de l'apprentissage (Grasso et al., 1998).

Cette stratégie anticipatoire est stable et reproductible, avec la présence d'une anticipation en l'absence d'afférences visuelles et une distance constante d'orientation de la tête par rapport à l'obstacle à contourner (Courtine and Schieppati, 2003), (Prévost et al., 2003). De plus, l'orientation de la tête est liée à la géométrie du parcours de navigation et à l'activité de locomotion, comme étant le reflet d'une coordination entre les yeux, la tête et les membres (Hicheur et al., 2005). La présence de ce comportement anticipateur reproductible lorsque la vue est occultée souligne qu'il n'est pas exclusivement basé sur les afférences visuelles et laisse supposer que cela fait partie de notre librairie interne de synergies axiales de rotation (Courtine and Schieppati, 2003).

Cette anticipation de rotation de la tête lors de changements de direction est interprétée comme une contribution à la perception par une recherche active de nouvelles afférences permettant une mise à jour des changements environnementaux afin de planifier au mieux le mouvement (Courtine and Schieppati, 2003). Ainsi, le sujet prendrait régulièrement connaissance de l'environnement avec ses contraintes, des obstacles, des cibles à atteindre.

A notre connaissance une seule étude a récemment analysé la rotation de la tête de sujets hémiplégiques lors d'un changement de direction. Hollands et al (2010) ont ainsi analysé, parmi d'autres paramètres, la coordination axiale d'un point de vue spatial et temporel lors de la réalisation d'un demi-tour chez des patients hémiplégiques et des sujets sains (Hollands et al., 2010). Les résultats montraient une rotation de la tête anticipatrice du changement de direction, similaire d'un point de vue temporel pour les deux populations, mais spatialement plus proche du point de changement de direction pour les patients hémiplégiques comparativement aux sujets sains.

Au-delà de vérifier cette séquence de rotation axiale avec nos données, celles-ci nous permettraient surtout de mettre en lien la rotation de la tête avec les paramètres de stabilité, de trajectoire et les données cliniques des patients hémiplégiques. En effet, nous pouvons nous demander si les déficits sensori-moteurs et de stabilité présentés par les patients hémiplégiques jouent un rôle dans le comportement d'anticipation de rotation de la tête, si celle-ci est vérifiée.

L'intégration de l'ensemble des afférences (visuelles, vestibulaires, proprioceptives et extéroceptives) contribue à l'orientation et la localisation du corps dans l'espace à la fois pour savoir se situer et pour s'orienter vers une direction future. De plus, la présence de stratégie anticipatrice lors de la privation visuelle peut être expliquée par l'utilisation d'informations proprioceptives et vestibulaires et témoigner de l'utilisation de la mémoire spatiale (Prévost et al., 2003). A la suite d'un AVC, des troubles sensitifs et cognitifs sont fréquemment retrouvés, des troubles visuels parfois et de manière générale, il existe une difficulté à mettre en place des ajustements basés sur l'intégration multisensorielle (Fisher et al., 2000). Il apparaît donc légitime de s'interroger sur le comportement anticipatoire de rotation de la tête spécifiquement chez des patients présentant des troubles sensitifs, des troubles spatiaux comme une négligence spatiale ou des troubles de la mémoire spatiale. Cette analyse est une perspective envisageable du fait de l'enregistrement des mouvements de la tête des participants lors de nos expérimentations.

## **II.2 Une caractérisation de la trajectoire par son oscillation ?**

Notre travail a proposé l'étude de la stabilité des sujets par la quantification de leurs déplacements du COM. Le COM était déterminé par l'approche multisegmentaire et, son amplitude et sa vitesse de déplacements étaient calculées à chaque cycle de marche, par rapport à la ligne d'avancement des sujets.

Par ailleurs, les trajectoires locomotrices investiguées dans l'étude 4 étaient d'allure « ondulée » pour les patients hémiplégiques par rapport aux sujets sains dont les trajectoires semblaient plus « lisses ». La figure 9 illustre cette différence d'allure de trajectoires observées chez un patient hémiplégique et un sujet sain.

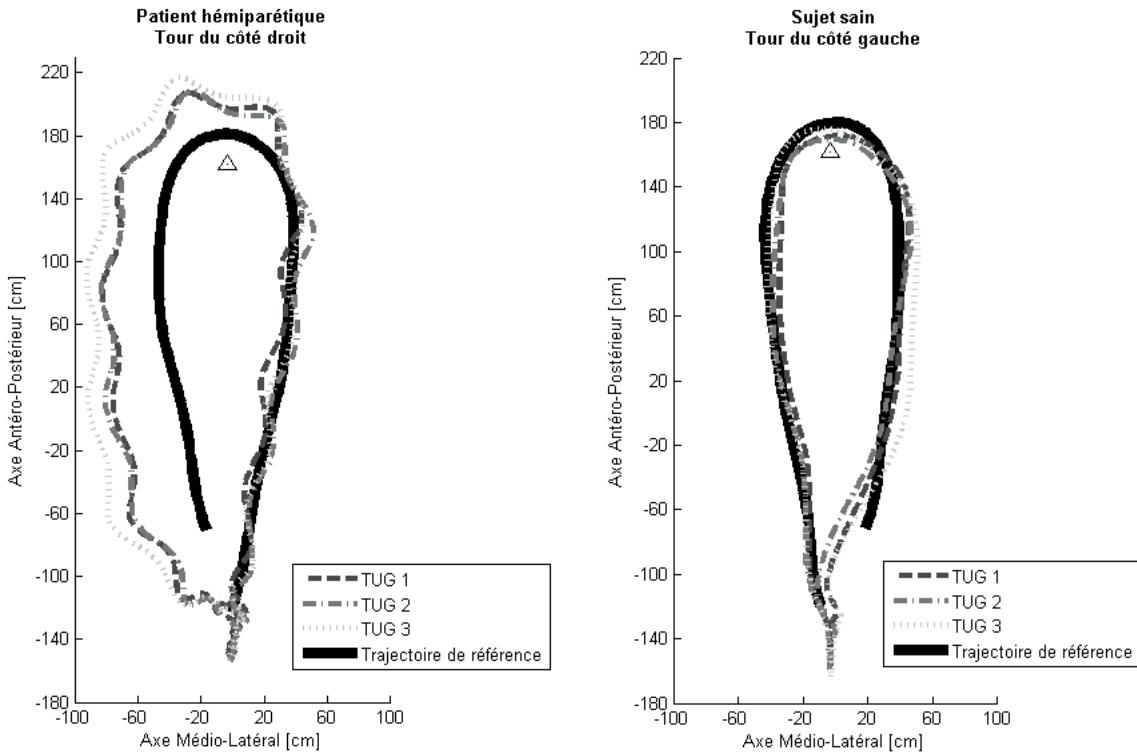


Figure 9 : Trajectoires locomotrices lors du TUG chez un patient hémiplégique (à gauche) et un sujet sain (à droite).

Le TUG comprend la combinaison d'un mouvement d'avancement vers une cible (le cône pour le contourner puis le siège pour s'y asseoir) et d'un mouvement de changement d'orientation progressive du corps pour préparer le demi-tour (par contournement de l'obstacle puis demi-tour avant de s'asseoir). Cette « ondulation » observée peut alors être interprétée comme une oscillation, à l'échelle du cycle de marche, au cours d'un mouvement d'ensemble (le mouvement d'avancement).

- Caractérisation de l'oscillation de la trajectoire

Nous pouvons nous interroger sur la capacité de notre approche de quantification des déplacements du COM à traduire cette oscillation. Tout d'abord l'amplitude de déplacement du COM correspond à l'écart entre deux positions extrêmes au cours d'un cycle de marche. Nous avons donc une donnée d'amplitude à chaque cycle de marche. Davantage de points sur un cycle de marche permettraient d'être plus représentatif d'une trajectoire courbe et donc de mettre plus en évidence les oscillations. D'autre part, la ligne d'avancement est rectiligne ; elle correspond ainsi à la droite entre la position du marqueur sacrum en début et en fin de cycle. Nous pouvons supposer que la ligne d'avancement faite d'une succession de lignes rectilignes n'est pas suffisamment représentative de la trajectoire curviligne décrite par les sujets au cours du TUG. Au final, caractériser de manière optimale les oscillations observées nécessiterait la prise en compte de tous les points de la trajectoire plutôt qu'une donnée par cycle et nécessiterait de considérer une ligne d'avancement curviligne. Il apparaît dans ce cas difficile de définir une telle ligne. Nous proposons donc de partir du postulat que la caractérisation de l'oscillation de la trajectoire du COM peut s'envisager sans référence à une ligne d'avancement.

Par ailleurs, la création de la ligne d'avancement et la détermination de l'amplitude de déplacement du COM se font à chaque cycle ; elles sont donc dépendantes du temps. Or les sujets sains et les patients hémiparétiques ont des vitesses et des durées d'exécution du TUG différentes. Il serait donc légitime de proposer une méthode s'affranchissant de cette composante temporelle pour comparer l'oscillation de ces deux populations.

Aussi, il nous semble que caractériser l'oscillation ne peut se résumer à la prise en compte de l'amplitude seule. En effet, deux trajectoires peuvent avoir la même amplitude d'oscillation, mais l'une peut avoir un plus grand nombre d'oscillations que l'autre sur une même longueur. Considérer la longueur en plus de l'amplitude de l'oscillation apparaît pertinent pour mieux caractériser l'oscillation. La figure 10 illustre ce propos.

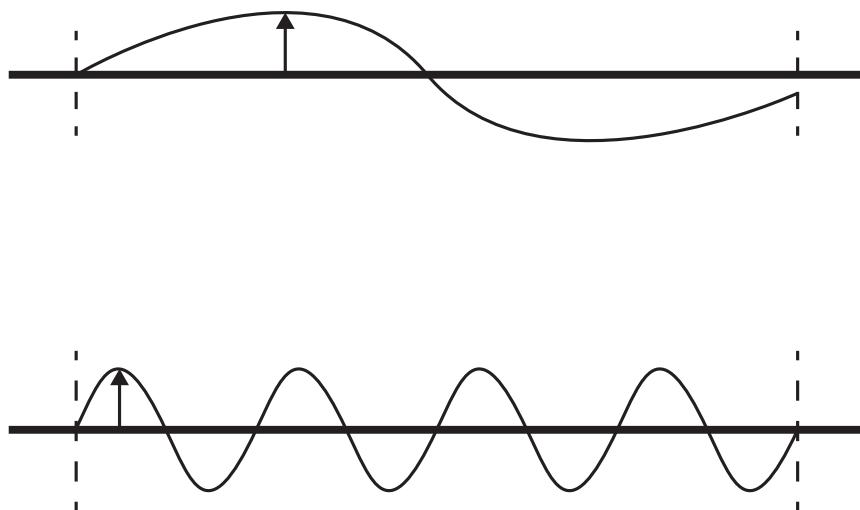


Figure 10 : Considération de l'amplitude et de la longueur de la trajectoire pour caractériser l'oscillation.

Pour nous affranchir de la différence de vitesse, nous proposons une analyse de l'oscillation par une approche géométrique, uniquement spatiale. Cette approche géométrique se baserait sur les paramètres intrinsèques de la courbe comme la variation de la courbure en fonction de l'abscisse curviligne.

- Association entre oscillation et stabilité

L'amplitude et la vitesse du COM analysées dans notre étude nous renseignaient sur la stabilité des patients hémiparétiques. Ces déplacements du COM et les oscillations de la trajectoire observées s'avèrent être deux éléments différents. Après la caractérisation de l'oscillation de la trajectoire, nous émettons l'hypothèse que l'excès d'oscillations observé chez les patients hémiparétiques traduit également un défaut de stabilité des patients. Un autre objectif de cette perspective est d'étudier la corrélation entre la mesure de l'oscillation et la stabilité du sujet évaluée par l'amplitude et la vitesse des déplacements du COM. Cette possible autre caractérisation de la stabilité des patients hémiparétiques

pourrait nous permettre de mieux déterminer la phase du TUG particulièrement concernée par la stratégie de compromis entre la stabilité et la trajectoire.

## II.3 Le TUG avec contrainte

### II.3.1 Contrainte environnementale proprioceptive: la surface de marche

Au-delà de l'intérêt d'une tâche de navigation pour évaluer les déplacements des patients hémiparétiques, il semble complémentaire de considérer différentes modalités du contexte environnemental comme le type de terrain par exemple.

La marche sur terrain varié fait partie des contraintes environnementales rencontrées au quotidien et pouvant influencer le comportement locomoteur. Plusieurs études montrent que la marche sur terrain varié engendre de l'instabilité et entraîne des modifications cinématiques de la marche (Menz et al., 2003), (Thies et al., 2005), (Rogers et al., 2008), (Marigold and Patla, 2008). Ainsi, la marche sur surface souple ou obstacles mous induit, chez des sujets jeunes et des sujets âgés, une diminution de la vitesse de marche et de la cadence (Menz et al., 2003), (Rogers et al., 2008). Une autre étude chez des sujets âgés trouve les mêmes résultats et une augmentation de la largeur de pas et de la durée du cycle de marche (Thies et al., 2005). Sur le plan de la cinématique articulaire, Barbara et al (2012) montrent que les sujets jeunes et âgés associent une augmentation de leur flexion de hanche et de genou lors de la phase oscillante à une diminution de leur vitesse de marche lorsqu'ils marchent sur un tapis mou par rapport à un sol rigide (Bárbara et al., 2012). De plus, Marigold et Patla (2008) montrent que la marche en terrain varié augmente davantage les déplacements du tronc chez les sujets âgés que chez les sujets jeunes, traduisant une difficulté à maintenir la stabilité notamment dans le plan médio-latéral (Marigold and Patla, 2008). Cependant, une diminution de la vitesse de marche et de la longueur des pas adoptée par les sujets âgés suggérait une marche précautionneuse afin de maintenir la stabilité. De manière similaire, les auteurs des études présentées suggèrent une stratégie conservatrice (précautionneuse) avec des adaptations de la marche visant à maintenir la stabilité (ou éviter le risque d'accrochage du pied dans l'étude de Barbara et al) en situation de perturbation proprioceptive.

Par ailleurs, certains auteurs se sont intéressés au poids des afférences sur le contrôle de tâches de navigation. Une modification des trajectoires locomotrices est, en effet, mise en évidence en cas de perturbation du système vestibulaire, suggérant que le système vestibulaire joue un rôle important dans les déplacements du corps dans l'espace (Glasauer et al., 1995), (Glasauer et al., 2002), (Kennedy et al., 2005). A l'instar des afférences vestibulaires, nous pouvons émettre l'hypothèse qu'une perturbation proprioceptive induite par une marche sur un tapis mou pourrait entraîner une modification de la trajectoire locomotrice lors de tâches de navigation.

Chez les patients hémiparétiques, plusieurs auteurs montrent qu'une perturbation extéroceptive et/ou proprioceptive (induite par un tapis mou ou par une plateforme mobile) augmente les oscillations posturales de ces patients, par rapport à une surface stable et par rapport à des sujets sains (Marigold et al., 2004b), (Yu et al., 2012). Notons que nous n'avons pas retrouvé d'études sur l'influence d'un tapis mou sur les paramètres de marche ou de trajectoire des patients hémiparétiques. Ceci étant, au

vu des résultats concernant les oscillations posturales, nous pouvons supposer qu'une marche sur tapis mou perturbe la stabilité des patients hémiplégiques et induit des modifications locomotrices.

Medley et Thompson (2005) se sont intéressés à l'impact de différentes conditions dont une condition environnementale, sur la performance au TUG chez des sujets jeunes et âgés (Medley and Thompson, 2005). Ces auteurs ont ainsi évalué la performance au TUG sous une condition cognitive (calcul), une condition manuelle (transporter un verre d'eau), une condition environnementale (marche sur une surface souple) et la combinaison de ces différentes conditions (Medley and Thompson, 2005). Leurs résultats montrent que la condition sur tapis souple n'engendrait pas de différence de la performance au TUG pour les deux groupes. A l'inverse, l'adjonction de tâches cognitive et manuelle augmentait le temps pour effectuer le TUG, pour les deux groupes, mais de manière plus importante chez les sujets âgés. Les auteurs suggèrent que la rigidité du tapis utilisé n'était pas suffisante pour induire une instabilité. Nous pouvons également envisager que les possibles changements induits ne se traduisraient pas par une modification de la performance chronométrique.

Au final, il semble légitime de s'interroger sur les adaptations mises en place par les patients hémiplégiques lorsque le TUG est effectué sur tapis mou, ce qui engendre une perturbation proprioceptive. Notre perspective serait alors de caractériser l'organisation des patients hémiplégiques lors de tâches de navigation avec une contrainte proprioceptive imposée et de définir les spécificités d'organisation selon la phase du TUG. Aussi, nous pourrons déterminer le poids des afférences proprioceptives sur les stratégies développées par ces patients lors d'une navigation en environnement contraint.

### II.3.2 Contrainte cognitive : la double tâche

Notre travail n'a pas porté sur l'étude des troubles des fonctions cognitives et leur impact sur les tâches de navigation comme celles du TUG. Etudier ces implications nous paraît une perspective intéressante pour caractériser l'organisation des patients hémiplégiques présentant des troubles cognitifs lors de tâches de navigation et déterminer la ou les stratégie(s) mise(s) en place par les patients dans ce contexte. Deux précédentes études ont par exemple mis en évidence des liens entre négligence et trajectoire locomotrice chez des patients hémiplégiques, lors d'une marche en ligne droite ou dans un contexte de réalité virtuelle (Huitema et al., 2006), (Aravind and Lamontagne, 2014). Ainsi, les patients présentant une négligence unilatérale spatiale ont une trajectoire de marche déviée lorsqu'une marche en ligne droite vers une cible leur est demandée (Huitema et al., 2006). Une récente étude a analysé l'influence de l'hémignégligence faisant suite à un AVC sur une tâche de navigation évaluée en réalité virtuelle (Aravind and Lamontagne, 2014). Les collisions concernaient les patients négligents avec davantage de difficulté dans la perception des obstacles situés du côté controlé, ceux qui maintenaient une plus petite distance de l'obstacle et qui initiaient tardivement une stratégie d'évitement. De plus, alors que les performances aux tests papier crayon mettant en évidence une négligence ne montraient pas de différence entre les patients entrant en collision et ceux évitant les obstacles, l'analyse des déplacements locomoteurs en environnement virtuel pointait les patients à risque. Cette étude montre l'intérêt d'évaluer les patients victimes d'un AVC en condition de tâches de navigation dans un environnement avec obstacles, puisque les troubles des fonctions cognitives influencent ces tâches. Ce genre d'approche en environnement réel serait légitime pour apprécier la récupération de tels troubles et leurs impacts sur les déplacements quotidiens des patients.

D'autre part, évaluer l'organisation biomécanique des patients hémiparétiques lors de l'exécution de tâches de navigation en condition de double tâche pourrait permettre de déterminer le poids des fonctions attentionnelles sur les stratégies développées par ces patients et de quantifier l'automaticité de ces tâches de navigation. Plusieurs études ont évalué les effets d'une condition de double tâche sur la marche chez des patients hémiparétiques. Yang et al (2007) montrent qu'effectuer deux tâches motrices simultanément comme marcher en transportant un plateau chargé ou en boutonnant une veste induit, chez les patients hémiparétiques, une diminution de la vitesse de marche, de la cadence et de la longueur de pas dans des proportions significativement plus importantes que chez les sujets sains (Yang et al., 2007). Lorsque c'est une tâche cognitive qui est ajoutée au cours de la marche, les patients hémiparétiques réduisent leur vitesse de marche et augmentent leur phase de double appui (Bowen et al., 2001). Ces résultats suggèrent que la double tâche affecte la marche et la stabilité au cours de la marche chez ces patients. Récemment Baetens et al (2013) ont comparé l'influence de deux tâches cognitives sur la marche de patients hémiparétiques (Baetens et al., 2013). Les résultats mettaient en évidence une dégradation des paramètres spatio-temporels de la marche lorsque celle-ci est associée à une tâche de fluence verbale ou à une tâche de calcul (impliquant la mémoire de travail). Cependant, seule la double tâche impliquant la mémoire de travail permet de discriminer les patients hémiparétiques chuteurs des non-chuteurs (par une diminution de la longueur de l'enjambée et de la longueur du pas côté non-parétique) (Baetens et al., 2013).

Quelques auteurs ont étudié l'influence d'une double tâche sur la performance chronométrique au TUG. Shumway-Cook et al (2000) ont évalué la performance au TUG sous 3 conditions à savoir le TUG en simple tâche, le TUG avec l'ajout d'une tâche cognitive (tâche de calcul) et le TUG avec l'ajout d'une tâche motrice (transport d'une tasse pleine), chez des sujets âgés (Shumway-Cook et al., 2000). Les auteurs trouvent une augmentation du temps pour réaliser le TUG lorsqu'une autre tâche lui était ajoutée. Les mêmes conditions expérimentales ont récemment été évaluées chez des patients hémiparétiques ayant subi un AVC (Manaf et al., 2014). Les résultats montrent que l'adjonction de la tâche cognitive et de la tâche motrice au TUG engendre une augmentation de la durée et du nombre de pas comparativement au TUG réalisé en simple tâche, sans différence entre les deux conditions de double tâche. Au-delà de l'observation d'une diminution de la performance au TUG, il existe un réel intérêt à mettre en évidence les mécanismes impliqués dans la détérioration de cette performance. Une évaluation du TUG instrumentée (par approche biomécanique) en condition de double tâche permettrait de déterminer les mécanismes faisant l'objet de modifications et ayant un impact sur l'organisation et les stratégies utilisées par les patients. L'augmentation de la complexité d'une tâche locomotrice induit davantage de sollicitations cognitives (Yogev-Seligmann et al., 2008), il apparaît donc légitime d'étudier l'impact d'un paradigme de double tâche sur des tâches de navigation comme celles composant le TUG.

Pour conclure cette partie, étudier les associations entre les troubles des fonctions cognitives et le comportement locomoteur au cours de tâches de navigation chez des patients hémiparétiques ayant subi un AVC s'avère une perspective intéressante. De même, il apparaît légitime de mettre en évidence les mécanismes impliqués dans la diminution de la performance au TUG, de déterminer l'organisation globale des patients et la ou les stratégies mises en place lors d'une double tâche. Il semble en effet légitime de se demander si la stratégie de compromis entre la stabilité, la trajectoire et la performance mise en évidence dans le cadre de notre travail se retrouve dans un contexte différent de tâches de navigation (contrainte environnementale ou cognitive) ou si de nouvelles stratégies émergent.

## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

---

**Abutorabi**, A., Arazpour, M., Bahramizadeh, M., Hutchins, S.W., Fadayevatan, R., 2015. The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging Clin. Exp. Res.*

**Aburub**, A.S., Lamontagne, A., 2013. Altered steering strategies for goal-directed locomotion in stroke. *J. Neuroeng. Rehabil.* 10, 80.

**Adams**, R.W., Gandevia, S.C., Skuse, N.F., 1990. The distribution of muscle weakness in upper motoneuron lesions affecting the lower limb. *Brain* 113 ( Pt 5), 1459–76.

**Akeson**, W.H., Amiel, D., Abel, M.F., Garfin, S.R., Woo, S.L., 1987. Effects of immobilization on joints. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 28–37.

**Andersson**, Å. G., Kamwendo, K., Seiger, Å., Appelros, P., 2006. How to identify potential fallers in a stroke unit: Validity indexes of four test methods. *J. Rehabil. Med.* 38, 186–191.

**Andrews**, K., Brocklehurst, J.C., Richards, B., Laycock, P.J., 1981. The rate of recovery from stroke - and its measurement. *Int. Rehabil. Med.* 3, 155–61.

**Aravind**, G., Lamontagne, A., 2014. Perceptual and locomotor factors affect obstacle avoidance in persons with visuospatial neglect. *J. Neuroeng. Rehabil.* 11, 38.

**Arnadottir**, S. a, Mercer, V.S., 2000. Effects of footwear on measurements of balance and gait in women between the ages of 65 and 93 years. *Phys. Ther.* 80, 17–27.

- Baetens**, T., De Kegel, A., Palmans, T., Oostra, K., Vanderstraeten, G., Cambier, D., 2013. Gait analysis with cognitive-motor dual tasks to distinguish fallers from nonfallers among rehabilitating stroke patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 94, 680–6.
- Bárbara**, R.C.S., Freitas, S.M.S.F., Bagesteiro, L.B., Perracini, M.R., Alouche, S.R., 2012. Gait characteristics of younger-old and older-old adults walking overground and on a compliant surface. *Rev. Bras. Fisioter.* 16, 375–380.
- Barker**, W.H., Mullooly, J.P., 1997. Stroke in a Defined Elderly Population, 1967-1985: A Less Lethal and Disabling But No Less Common Disease. *Stroke* 28, 284–290.
- Barnes**, M.P.G.R.J., 2008. Upper Motor Neurone Syndrome and Spasticity. Clinical Management and Neurophysiology, Cambridge . ed.
- Barrett**, R.S., Mills, P.M., Begg, R.K., 2010. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait Posture* 32, 429–435.
- Barry**, E., Galvin, R., Keogh, C., Horgan, F., Fahey, T., 2014. Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatr.* 14, 14.
- Begg**, R., Best, R., Dell'Oro, L., Taylor, S., 2007. Minimum foot clearance during walking: Strategies for the minimisation of trip-related falls. *Gait Posture* 25, 191–198.
- Begg**, R.K., Palaniswami, M., Owen, B., 2005. Support vector machines for automated gait classification. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52, 828–38.
- Belgen**, B., Beninato, M., Sullivan, P.E., Narielwalla, K., 2006. The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 87, 554–561.
- Belmonti**, V., Cioni, G., Berthoz, A., 2013. Development of anticipatory orienting strategies and trajectory formation in goal-oriented locomotion. *Exp. Brain Res.* 227, 131–147.
- Berg**, K.O., Wood-Dauphinee, S.L., Williams, J.I., Maki, B., 1992. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can. J. public Heal.* 83 Suppl 2, S7–11.
- Berger**, W., Horstmann, G., Dietz, V., 1984. Tension development and muscle activation in the leg during gait in spastic hemiparesis: independence of muscle hypertonia and exaggerated stretch reflexes. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 47, 1029–1033.
- Berndt**, D.J., Clifford, J., 1994. Using dynamic time warping to find patterns in time series. In AAAI Working Notes of the Knowledge Discovery in Databases Workshop.
- Berthoz**, a, Viaud-Delmon, I., 1999. Multisensory integration in spatial orientation. *Curr. Opin. Neurobiol.* 9, 708–712.
- Berthoz**, A., 1997. Le sens du mouvement, Odile Jaco. ed. Paris.
- Blennerhassett**, J., Dite, W., 2004. Additional task-related practice improves mobility and upper limb function early after stroke: a randomised controlled trial. *Aust. J. Physiother.* 50, 219–224.

- Bobath, B.**, 1990. Adult Hemiplegia: Evaluation and Treatment., Heinemann . ed. London, UK.
- Bohannon, R.**, 2007. Muscle strength and muscle training after stroke. *J. Rehabil. Med.* 39, 14–20.
- Bohannon, R.**, Andrews, A., 1995. Relationship between impairments and gait performance after stroke: a summary of relevant research. *Gait Posture* 3, 236–240.
- Bohannon, R.**, Andrews, A., Smith, M., 1988. Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. *Int J Rehabil Res* 11, 181–183.
- Bohannon, R.W.**, 2007. Knee extension strength and body weight determine sit-to-stand independence after stroke. *Physiother. Theory Pract.* 23, 291–7.
- Bohannon, R.W.**, 1997. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20–79 years: Reference values and determinants. *Age Ageing* 26, 15–19.
- Bohannon, R.W.**, 1987. Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 68, 777–81.
- Bohannon, R.W.**, 1986. Strength of lower limb related to gait velocity and cadence in stroke patients. *Physiother. Canada*.
- Bohannon, R.W.**, Smith, M.B., 1987. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys. Ther.* 67, 206–7.
- Bohannon, R.W.**, Walsh, S., 1992. Nature, reliability, and predictive value of muscle performance measures in patients with hemiparesis following stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 73, 721–5.
- Bonnefoy, A.**, Pradon, D., Chèze, L., 2005a. Les systèmes d'analyse du mouvement: Techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions. *ITBM-RBM News* 26, 24–32.
- Bonnefoy, A.**, Pradon, D., Chèze, L., 2005b. Les systèmes d'analyse du mouvement: Techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions. *ITBM-RBM News* 26, 24–32.
- Bonnyaud, C.**, Pradon, D., Zory, R., Bensmail, D., Vuillerme, N., Roche, N., 2015. Gait parameters predicted by Timed Up and Go performance in stroke patients. *NeuroRehabilitation* 36, 73–80.
- Bonnyaud, C.**, Zory, R., Robertson, J., Bensmail, D., Vuillerme, N., Roche, N., 2014. Effect of an overground training session versus a treadmill training session on timed up and go in hemiparetic patients. *Top. Stroke Rehabil.* 21, 477–483.
- Bowen, a**, McKenna, K., Tallis, R.C., 1999. Reasons for variability in the reported rate of occurrence of unilateral spatial neglect after stroke. *Stroke* 30, 1196–1202.
- Bowen, A.**, Wenman, R., Mickelborough, J., Foster, J., Hill, E., Tallis, R., 2001. Dual-task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke. *Age Ageing* 30, 319–323.
- Braillon, G.**, 1996. Le système nerveux central, à l'usage des étudiants en médecine. Paris.
- Brandstater, M.E.**, de Bruin, H., Gowland, C., Clark, B.M., 1983. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 64, 583–7.

- Brown**, P., 1994. Pathophysiology of spasticity. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 57, 773–7.
- Brun**, V., Mousbeh, Z., Jouet-Pastre, B., Benaim, C., Kunnert, J.E., Dhoms, G., D'Angeli-Chevassut, M., Torres, B., Pélassier, J., 2000. Evaluation clinique de la marche de l'hémiplegie vasculaire: Proposition d'une modification de la functional ambulation classification. *Ann. Readapt. Med. Phys.* 43, 14–20.
- Brunt**, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M. a., Shechtman, O., 2002. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83, 924–929.
- Burpee**, J.L., Lewek, M.D., 2015. Clinical Biomechanics Biomechanical gait characteristics of naturally occurring unsuccessful foot clearance during swing in individuals with chronic stroke. *JCLB* 30, 1102–1107.
- Campanini**, I., Merlo, A., Damiano, B., 2013. A method to differentiate the causes of stiff-knee gait in stroke patients. *Gait Posture* 38, 165–9.
- Canning**, C.G., Ada, L., O'Dwyer, N., 1999. Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80, 66–70.
- Canning**, C.G., Ada, L., Paul, S.S., 2006. Is automaticity of walking regained after stroke? *Disabil. Rehabil.* 28, 97–102.
- Carey**, L.M., 1995. Somatosensory Loss after Stroke. *Crit. Rev. Phys. Rehabil. Med.* 7, 51–91.
- Carr**, J.H., Shepherd, R.B., 1998. Neurological rehabilitation. Optimizing motor performance., Butterwort. ed. Oxford.
- Catena**, R.D., Van Donkelaar, P., Chou, L.S., 2007. Cognitive task effects on gait stability following concussion. *Exp. Brain Res.* 176, 23–31.
- Chen**, G., Patten, C., Kothari, D.H., Zajac, F.E., 2005. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture* 22, 51–56.
- Cheng**, P.T., Liaw, M.Y., Wong, M.K., Tang, F.T., Lee, M.Y., Lin, P.S., 1998. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 79, 1043–1046.
- Chou**, L.S., Kaufman, K.R., Brey, R.H., Draganich, L.F., 2001. Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. *Gait Posture* 13, 17–26.
- Chou**, L.S., Kaufman, K.R., Hahn, M.E., Brey, R.H., 2003. Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. *Gait Posture* 18, 125–133.
- Chou**, L.-S., Kaufman, K.R., Walker-Rabatin, A.E., Brey, R.H., Basford, J.R., 2004. Dynamic instability during obstacle crossing following traumatic brain injury. *Gait Posture* 20, 245–254.
- Chou**, L.-W., Palmer, J. a., Binder-Macleod, S., Knight, C. a., 2013. Motor unit rate coding is severely impaired during forceful and fast muscular contractions in individuals post stroke. *J. Neurophysiol.* 109, 2947–54.

- Chung**, C.S.Y., Pollock, A., Campbell, T., Durward, B.R., Hagen, S., 2013. Cognitive rehabilitation for executive dysfunction in adults with stroke or other adult non-progressive acquired brain damage. Cochrane database Syst. Rev. 4, CD008391.
- Cirio**, G., Olivier, A.H., Marchal, M., Pettré, J., 2013. Kinematic evaluation of virtual walking trajectories. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 19, 671–680.
- Clark**, D.J., Condliffe, E.G., Patten, C., 2006. Activation impairment alters muscle torque-velocity in the knee extensors of persons with post-stroke hemiparesis. Clin. Neurophysiol. 117, 2328–2337.
- Clark**, R.A., Williams, G., Fini, N., Moore, L., Bryant, A.L., 2012. Coordination of dynamic balance during gait training in people with acquired brain injury. Arch. Phys. Med. Rehabil. 93, 636–640.
- Courtine**, G., Schieppati, M., 2003. Human walking along a curved path. I. Body trajectory, segment orientation and the effect of vision. Eur. J. Neurosci. 18, 177–190.
- Cromwell**, R.L., Newton, R.A., 2004. Relationship between balance and gait stability in healthy older adults. J. Aging Phys. Act. 12, 90–100.
- Cruz**, T.H., Dhaher, Y.Y., 2009. Impact of ankle-foot-orthosis on frontal plane behaviors post-stroke. Gait Posture 30, 312–6.
- Cruz**, T.H., Lewek, M.D., Dhaher, Y.Y., 2009. Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke: Multi-factorial associations. J. Biomech. 42, 1673–1677.
- Dattola**, R., Girlanda, P., Vita, G., Santoro, M., Roberto, M.L., Toscano, A., Venuto, C., Baradello, A., Messina, C., 1993. Muscle rearrangement in patients with hemiparesis after stroke: an electrophysiological and morphological study. Eur. Neurol. 33, 109–14.
- Davenport**, R.J., Dennis, M.S., Wellwood, I., Warlow, C.P., 1996. Complications after acute stroke. Stroke. 27, 415–20.
- Davies**, J.M., Mayston, M.J., Newham, D.J., 1996. Electrical and mechanical output of the knee muscles during isometric and isokinetic activity in stroke and healthy adults. Disabil. Rehabil. 18, 83–90.
- De Bujanda**, E., Nadeau, S., Bourbonnais, D., 2004. Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke. J. Stroke Cerebrovasc. Dis. 13, 58–69.
- De Luca**, C., LeFever, R., 1982. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. J. Physiol. 329, 129–142.
- De Luca**, C.J., 1985. Control properties of motor units. J. Exp. Biol. 115, 125–136.
- De Quervain**, I. a, Simon, S.R., Leurgans, S., Pease, W.S., McAllister, D., 1996. Gait pattern in the early recovery period after stroke. J. Bone Joint Surg. Am. 78, 1506–1514.
- Dean**, C.M., Richards, C.L., Malouin, F., 2001. Walking speed over 10 metres overestimates locomotor capacity after stroke. Clin. Rehabil. 15, 415–421.

- Dean**, C.M., Richards, C.L., Malouin, F., 2000. Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: A randomized, controlled pilot trial. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81, 409–417.
- Dempster**, W.T., 1955. Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report. Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Detrembleur**, C., Dierick, F., Stoquart, G., Chantraine, F., Lejeune, T., 2003. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture* 18, 47–55.
- Detrembleur**, C., van den Hecke, a, Dierick, F., 2000. Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait Posture* 12, 243–250.
- Dettmann**, M.A., Linder, M.T., Sepic, S.B., 1987. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am. J. Phys. Med.* 66, 77–90.
- Di Brina**, C., Niels, R., Overvelde, A., Levi, G., Hulstijn, W., 2008. Dynamic time warping: A new method in the study of poor handwriting. *Hum. Mov. Sci.* 27, 242–255.
- Di Fabio**, R.P., Badke, M.B., 1988. Influence of cerebrovascular accident on elongated and passively shortened muscle responses after forward sway. *Phys. Ther.* 68, 1215–1220.
- Dietz**, V., Ketelsen, U.P., Berger, W., Quintern, J., 1986. Motor unit involvement in spastic paresis. Relationship between leg muscle activation and histochemistry. *J. Neurol. Sci.* 75, 89–103.
- Dietz**, V., Sinkjaer, T., 2007. Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *Lancet Neurol.* 6, 725–733.
- Ding**, H., Trajcevski, G., Scheuermann, P., Wang, X., Keogh, E.J., 2008. Querying and mining of time series data: experimental comparison of representations and distance measures. *Proc. VLDB Endow.* 1, 1542–1552.
- Dion**, L., Malouin, F., McFadyen, B., Richards, C.L., 2003. Assessing mobility and locomotor coordination after stroke with the rise-to-walk task. *Neurorehabil. Neural Repair* 17, 83–92.
- Dite**, W., Temple, V.A., 2002. Development of a clinical measure of turning for older adults. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 81, 857–66; quiz 867–8.
- Domholdt**, E., 2000. Physical therapy research - Principles and application., W.B. Saund. ed. Philadelphia.
- Dunn**, A., Marsden, D.L., Nugent, E., Van Vliet, P., Spratt, N.J., Attia, J., Callister, R., 2015. Protocol Variations and Six-Minute Walk Test Performance in Stroke Survivors: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Stroke Res. Treat.* 2015, 1–28.
- Duval**, K., Luttin, K., Lam, T., 2011. Neuromuscular strategies in the paretic leg during curved walking in individuals post-stroke. *J. Neurophysiol.* 106, 280–290.
- Eng**, J.J., Chu, K.S., Dawson, A.S., Kim, C.M., Hepburn, K.E., 2002. Functional walk tests in individuals with stroke: relation to perceived exertion and myocardial exertion. *Stroke*. 33, 756–61.

- Eng**, J.J., Fang Tang, P., 2007. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: A synthesis of the evidence. *Expert Rev Neurother* 7, 1417–1436.
- England**, S.A., Granata, K.P., 2007. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture* 25, 172–178.
- English**, C., Manns, P.J., Tucak, C., Bernhardt, J., 2014. Physical Activity and Sedentary Behaviors in People With Stroke Living in the Community: A Systematic Review. *Phys. Ther.* 94, 185–196.
- Etienne**, L., 2011. Motifs spatio-temporels de trajectoires d'objets mobiles, de l'extraction à la détection de comportements inhabituels. Application au trafic maritime.
- Faria**, C., Teixeira-Salmela, L., Silva, E., Nadeau, S., 2012. Expanded timed up and go test with subjects with stroke: Reliability and comparisons with matched healthy controls. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93, 1034–1038.
- Faria**, C.D.C.M., Teixeira-Salmela, L.F., Nadeau, S., 2013. Development and validation of an innovative tool for the assessment of biomechanical strategies: The timed “up and Go” - Assessment of biomechanical strategies (TUG-ABS) for individuals with stroke. *J. Rehabil. Med.* 45, 232–240.
- Fery-Lemonnier**, E., 2009. La prévention et la prise en charge des accidents vasculaires cérébraux en France. Synthèse du Rapp. à Madame la Minist. la santé des Sport.
- Fisher**, B.E., Weinstein, C.J., Velicki, M.R., 2000. Deficits in compensatory trajectory adjustments after unilateral sensorimotor stroke. *Exp. Brain Res.* 132, 328–344.
- Flansbjer**, U.B., Downham, D., Lexell, J., 2006. Knee Muscle Strength, Gait Performance, and Perceived Participation After Stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 87, 974–980.
- Flansbjer**, U.B., Holmback, A.M., Downham, D., Patten, C., Lexell, J., 2005. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J. Rehabil. Med.* 37, 75–82.
- Foran**, J.R.H., Steinman, S., Barash, I., Chambers, H.G., Lieber, R.L., 2005. Structural and mechanical alterations in spastic skeletal muscle. *Dev. Med. Child Neurol.* 47, 713–717.
- Forster**, a, Young, J., 1995. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *BMJ* 311, 83–86.
- Friedman**, P.J., 1990. Spatial neglect in acute stroke: the line bisection test. *Scand. J. Rehabil. Med.* 22, 101–6.
- Frykberg**, G.E., Åberg, A.C., Halvorsen, K., Borg, J., Hirschfeld, H., 2009. Temporal Coordination of the Sit-to-Walk Task in Subjects With Stroke and in Controls. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 90, 1009–1017.
- Frykberg**, G.E., Thierfelder, T., Åberg, A.C., Halvorsen, K., Borg, J., Hirschfeld, H., 2012. Impact of stroke on anterior-posterior force generation prior to seat-off during sit-to-walk. *Gait Posture* 35, 56–60.
- Fu**, T.C., 2011. A review on time series data mining. *Eng. Appl. Artif. Intell.* 24, 164–181.

**Fulk**, G.D., Reynolds, C., Mondal, S., Deutsch, J.E., 2010. Predicting home and community walking activity in people with stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 91, 1582–1586.

**Gabell**, A., Nayak, U.S., 1984. The effect of age on variability in gait. *J. Gerontol.* 39, 662–6.

**Galli**, M., Cimolin, V., Crivellini, M., Campanini, I., 2008. Quantitative analysis of sit to stand movement: Experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait Posture* 28, 80–85.

**Gard**, S. a., Miff, S.C., Kuo, A.D., 2004. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Hum. Mov. Sci.* 22, 597–610.

**Gates**, D.H., Wilken, J.M., Scott, S.J., Sinitski, E.H., Dingwell, J.B., 2012. Kinematic strategies for walking across a destabilizing rock surface. *Gait Posture* 35, 36–42.

**Gemperline**, J.J., Allen, S., Walk, D., Rymer, W.Z., 1995. Characteristics of motor unit discharge in subjects with hemiparesis. *Muscle Nerve* 18, 1101–14.

**Gérin-Lajoie**, M., Richards, C.L., McFadyen, B.J., 2006. The circumvention of obstacles during walking in different environmental contexts: A comparison between older and younger adults. *Gait Posture* 24, 364–369.

**Gérin-Lajoie**, M., Richards, C.L., McFadyen, B.J., 2005. The negotiation of stationary and moving obstructions during walking: anticipatory locomotor adaptations and preservation of personal space. *Motor Control* 9, 242–269.

**Gerrits**, K.H., Beltman, M.J., Koppe, P. a., Konijnenbelt, H., Elich, P.D., de Haan, A., Janssen, T.W., 2009. Isometric Muscle Function of Knee Extensors and the Relation With Functional Performance in Patients With Stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 90, 480–487.

**Gilleard**, W., Crosbie, J., Smith, R., 2008. Rising to stand from a chair: Symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. *Gait Posture* 27, 8–15.

**Glaister**, B.C., Bernatz, G.C., Klute, G.K., Orendurff, M.S., 2007. Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait Posture* 25, 289–294.

**Glasauer**, S., Amorim, M.A., Bloomberg, J.J., Reschke, M.F., Peters, B.T., Smith, S.L., Berthoz, A., 1995. Spatial orientation during locomotion [correction of locomation] following space flight. *Acta Astronaut* 36, 423–431.

**Glasauer**, S., Amorim, M.A., Viaud-Delmon, I., Berthoz, A., 2002. Differential effects of labyrinthine dysfunction on distance and direction during blindfolded walking of a triangular path. *Exp. Brain Res.* 145, 489–497.

**Goldie**, P. a., Matyas, T. a., Evans, O.M., 2001. Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82, 1057–1065.

**Gracies**, J.M., 2005. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle and Nerve* 31, 535–551.

- Grasso**, R., Assaiante, C., Prévost, P., Berthoz, a., 1998. Development of anticipatory orienting strategies during locomotor tasks in children. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 22, 533–539.
- Grasso**, R., Glasauer, S., Takei, Y., Berthoz, A., 1996. The predictive brain: anticipatory control of head direction for the steering of locomotion. *Neuroreport* 7, 1170–4.
- Grasso**, R., Prévost, P., Ivanenko, Y., Berthoz, A., 1998. Eye-head coordination for the steering of locomotion in humans: An anticipatory synergy. *Neurosci. Lett.* 253, 115–118.
- Gray**, V., Rice, C.L., Garland, S.J., 2012. Factors That Influence Muscle Weakness Following Stroke and Their Clinical Implications: A Critical Review. *Physiother. Canada* 64, 415–426.
- Grood**, E.S., Suntay, W.J., 1983. A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *J. Biomech. Eng.* 105, 136.
- Hachisuka**, K., Umezu, Y., Ogata, H., 1997. Disuse muscle atrophy of lower limbs in hemiplegic patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 78, 13–8.
- Hackney**, A.L., Cinelli, M.E., 2013. Older adults are guided by their dynamic perceptions during aperture crossing. *Gait Posture* 37, 93–97.
- Hahn**, M.E., Chou, L.S., 2003. Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly? *Clin. Biomech.* 18, 737–744.
- Hak**, L., Houdijk, H., Steenbrink, F., Mert, A., van der Wurff, P., Beek, P.J., van Dieën, J.H., 2013a. Stepping strategies for regulating gait adaptability and stability. *J. Biomech.* 46, 905–11.
- Hak**, L., Houdijk, H., Steenbrink, F., Mert, A., van der Wurff, P., Beek, P.J., van Dieën, J.H., 2012. Speeding up or slowing down?: Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait Posture* 36, 260–264.
- Hak**, L., Houdijk, H., Van Der Wurff, P., Prins, M.R., Mert, A., Beek, P.J., Van Dieën, J.H., 2013b. Stepping strategies used by post-stroke individuals to maintain margins of stability during walking. *Clin. Biomech.* 28, 1041–1048.
- Hamacher**, D., Singh, N.B., Van Dieen, J.H., Heller, M.O., Taylor, W.R., 2011. Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *J. R. Soc. Interface* 8, 1682–1698.
- Harris**, J.E., Eng, J.J., Marigold, D.S., Tokuno, C.D., Louis, C.L., 2005. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. *Phys. Ther.* 85, 150–158.
- Haute autorité de Santé**, 2012. Accident Vasculaire cérébral: méthodes de rééducation de la fonction motrice chez l'adulte. Recommandations pour la pratique clinique. Paris.
- Heasley**, K., Buckley, J.G., Scally, A., Twigg, P., Elliott, D.B., 2004. Stepping up to a new level: Effects of blurring vision in the elderly. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* 45, 2122–2128.
- Heitmann**, D.K., Gossman, M.R., Shaddeau, S. a, Jackson, J.R., 1989. Balance performance and step width in noninstitutionalized, elderly, female fallers and nonfallers. *Phys. Ther.* 69, 923–931.

- Held**, J., Pierrot-Deseilligny, E., 1969. Rééducation motrice des affections neurologiques, JB Bailliè. ed. Paris.
- Herman**, T., Weiss, A., Brozgol, M., Giladi, N., Hausdorff, J.M., 2014. Identifying axial and cognitive correlates in patients with Parkinson's disease motor subtype using the instrumented Timed Up and Go. *Exp. Brain Res.* 232, 713–721.
- Heung**, T.H.M., Ng, S.S.M., 2009. Effect of seat height and turning direction on the timed up and go test scores of people after stroke. *J. Rehabil. Med.* 41, 719–722.
- Hicheur**, H., Boujon, C., Wong, C., Pham, Q.C., Annoni, J.M., Bihl, T., 2016. Planning of spatially-oriented locomotion following focal brain damage in humans: A pilot study. *Behav. Brain Res.* 301, 33–42.
- Hicheur**, H., Pham, Q.-C., Arechavaleta, G., Laumond, J.-P., Berthoz, A., 2007. The formation of trajectories during goal-oriented locomotion in humans. I. A stereotyped behaviour. *Eur. J. Neurosci.* 26, 2376–90.
- Hicheur**, H., Vieilledent, S., Berthoz, A., 2005. Head motion in humans alternating between straight and curved walking path: Combination of stabilizing and anticipatory orienting mechanisms. *Neurosci. Lett.* 383, 87–92.
- Higuchi**, T., 2013. Visuomotor control of human adaptive locomotion: Understanding the anticipatory nature. *Front. Psychol.* 4, 1–9.
- Hof**, a. L., Gazendam, M.G.J., Sinke, W.E., 2005. The condition for dynamic stability. *J. Biomech.* 38, 1–8.
- Hollands**, K.L., Hollands, M.A., Zietz, D., Wing, A.M., Wright, C., van Vliet, P., 2010. Kinematics of turning 180 degrees during the timed up and go in stroke survivors with and without falls history. *Neurorehabil. Neural Repair* 24, 358–367.
- Hollands**, K.L., Pelton, T.A., Wimperis, A., Whitham, D., Tan, W., Jowett, S., Sackley, C.M., Wing, A.M., Tyson, S.F., Mathias, J., Hensman, M., Van Vliet, P.M., 2015. Feasibility and preliminary efficacy of visual cue training to improve adaptability of walking after stroke: Multi-centre, single-blind randomised control pilot trial. *PLoS One* 10, 1–17.
- Hollands**, K.L., Van Vliet, P., Zietz, D., Wing, A., Wright, C., Hollands, M.A., 2010. Stroke-related differences in axial body segment coordination during preplanned and reactive changes in walking direction. *Exp. Brain Res.* 202, 591–604.
- Hollands**, M., Sorensen, K., Patla, a., 2001. Effects of head immobilization on the coordination and control of head and body reorientation and translation during steering. *Exp. Brain Res.* 140, 223–233.
- Howell**, D.R., Osternig, L.R., Koester, M.C., Chou, L.S., 2014. The effect of cognitive task complexity on gait stability in adolescents following concussion. *Exp. Brain Res.* 232, 1773–1782.
- Hsu**, A.L., Tang, P.F., Jan, M.H., 2003. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 84, 1185–1193.

- Huang**, H.J., Ahmed, A.A., 2011. Tradeoff between stability and maneuverability during whole-body movements. PLoS One 6. doi:10.1371/journal.pone.0021815
- Hufschmidt**, a, Mauritz, K.H., 1985. Chronic transformation of muscle in spasticity: a peripheral contribution to increased tone. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 48, 676–685.
- Huitema**, R.B., Brouwer, W.H., Hof, A.L., Dekker, R., Mulder, T., Postema, K., 2006. Walking trajectory in neglect patients. Gait Posture 23, 200–205.
- Hurt**, C.P., Grabiner, M.D., 2015. Age-related differences in the maintenance of frontal plane dynamic stability while stepping to targets. J. Biomech. 48, 592–597.
- Hutin**, E., Pradon, D., Barbier, F., Bussel, B., Gracies, J.M., Roche, N., 2012. Walking velocity and lower limb coordination in hemiparesis. Gait Posture 36, 205–211.
- Huttenlocher**, D.P., Klanderman, G.A., Rucklidge, W.J., 1993. Comparing images using the Hausdorff distance. IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 15, 850–863.
- Hwang**, I.-S., Tung, L.-C., Yang, J.-F., Chen, Y.-C., Yeh, C.-Y., Wang, C.-H., 2005. Electromyographic analyses of global synkinesis in the paretic upper limb after stroke. Phys. Ther. 85, 755–765.
- Hyndman**, D., Ashburn, a, 2003. People with stroke living in the community: Attention deficits, balance, ADL ability and falls. Disabil. Rehabil. 25, 817–822.
- Hyndman**, D., Ashburn, a., Yardley, L., Stack, E., 2006. Interference between balance, gait and cognitive task performance among people with stroke living in the community. Disabil. Rehabil. 28, 849–856.
- Hyndman**, D., Ashburn, A., Stack, E., 2002. Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers. Arch. Phys. Med. Rehabil. 83, 165–170.
- Hyndman**, D., Pickering, R.M., Ashburn, a, 2008. The influence of attention deficits on functional recovery post stroke during the first 12 months after discharge from hospital. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 79, 656–663.
- Janssen**, W.G.M., Bussmann, H.B.J., Stam, H.J., 2002. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. Phys. Ther. 82, 866–879. doi:12201801
- Jones**, S. a., Shinton, R. a., 2006. Improving outcome in stroke patients with visual problems. Age Ageing 35, 560–565.
- Jongbloed**, L., 1986. Prediction of function after stroke: a critical review. Stroke. 17, 765–776.
- Jørgensen**, H.S., Nakayama, H., Raaschou, H.O., Olsen, T.S., 1995. Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. Arch. Phys. Med. Rehabil. 76, 27–32.
- Jørgensen**, H.S., Nakayama, H., Raaschou, H.O., Vivelarsen, J., Stoier, M., Olsen, T.S., 1995. Outcome and Time-Course of Recovery in Stroke .1. Outcome - the Copenhagen Stroke Study. Arch Phys Med Rehabil 76, 399–405.

- Kadaba**, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthop. Res.* 8, 383–92.
- Kanis**, J., Oden, a, Johnell, O., 2001. Acute and long-term increase in fracture risk after hospitalization for stroke. *Stroke*. 32, 702–706.
- Kannus**, P., Jozsa, L., Kvist, M., Lehto, M., Järvinen, M., 1992. The effect of immobilization on myotendinous junction: an ultrastructural, histochemical and immunohistochemical study. *Acta Physiol. Scand.* 144, 387–394.
- Kao**, P.C., Dingwell, J.B., Higginson, J.S., Binder-Macleod, S., 2014. Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. *Gait Posture* 40, 457–463.
- Kaplan**, J., Hier, D.B., 1982. Visuospatial deficits after right hemisphere stroke. *Am. J. Occup. Ther.* 36, 314–21.
- Keenan**, M.A., Perry, J., Jordan, C., 1984. Factors affecting balance and ambulation following stroke. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 182, 165–171.
- Kelly**, V.E., Schrager, M.A., Price, R., Ferrucci, L., Shumway-Cook, A., 2008. Age-associated effects of a concurrent cognitive task on gait speed and stability during narrow-base walking. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 63, 1329–34.
- Kennedy**, P., Cressman, E., Carlsen, A., Chua, R., 2005. Assessing vestibular contributions during changes in gait trajectory. *Neuroreport* 16, 7–10.
- Kerrigan**, D.C., Frates, E.P., Rogan, S., Riley, P.O., 2000. Hip hiking and circumduction: quantitative definitions. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 79, 247–52.
- Kerrigan**, D.C., Gronley, J., Perry, J., 1991. Stiff-legged gait in spastic paresis. A study of quadriceps and hamstrings muscle activity. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 70, 294–300.
- Kerse**, N., Parag, V., Feigin, V.L., Mcnaughton, H., Hackett, M.L., Bennett, D. a., Anderson, C.S., 2008. Falls after stroke: results from the auckland regional community stroke (ARCOS) study, 2002 to 2003. *Stroke* 39, 1890–1893.
- Kim**, C.M., Eng, J.J., 2004. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: Relationship to walking speed. *Gait Posture* 20, 140–146.
- Kim**, C.M., Eng, J.J., 2003. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Phys. Ther.* 83, 49–57.
- King**, L. a, Mancini, M., Priest, K., Salarian, A., Rodrigues-de-Paula, F., Horak, F., 2012. Do clinical scales of balance reflect turning abnormalities in people with Parkinson's disease? *J. Neurol. Phys. Ther.* 36, 25–31.
- Kligyte**, I., Lundy-Ekman, L., Medeiros, J.M., 2003. Relationship between lower extremity muscle strength and dynamic balance in people post-stroke. *Medicina (Kaunas)*. 39, 122–128.
- Knorr**, S., Brouwer, B., Garland, S.J., 2010. Validity of the Community Balance and Mobility Scale in Community-Dwelling Persons After Stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 91, 890–896.

- Krasovsky**, T., Lamontagne, A., Feldman, A.G., Levin, M.F., 2013. Reduced gait stability in high-functioning poststroke individuals. *J. Neurophysiol.* 109, 77–88.
- Kusoffsky**, A., Wadell, I., Nilsson, B.Y., 1982. The relationship between sensory impairment and motor recovery in patients with hemiplegia. *Scand. J. Rehabil. Med.* 14, 27–32.
- Kwah**, L.K., Herbert, R.D., Harvey, L. a., Diong, J., Clarke, J.L., Martin, J.H., Clarke, E.C., Hoang, P.D., Bilston, L.E., Gandevia, S.C., 2012. Passive mechanical properties of gastrocnemius muscles of people with ankle contracture after stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93, 1185–1190.
- Kwakkel**, G., Wagenaar, R.C., Twisk, J.W.R., Lankhorst, G.J., Koetsier, J.C., 1999. Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke: A randomised trial. *Lancet* 354, 191–196.
- Lam**, F.M.H., Bui, M., Yang, F.Z.H., Pang, M.Y.C., 2016. Chronic effects of stroke on hip bone density and tibial morphology: a longitudinal study. *Osteoporos. Int.* 27, 591–603.
- Lam**, T., Luttmann, K., 2009. Turning capacity in ambulatory individuals poststroke. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 88, 873–83; quiz 884–6, 946.
- Lamontagne**, A., Fung, J., 2004. Faster is better: Implications for speed-intensive gait training after stroke. *Stroke* 35, 2543–2548.
- Lamontagne**, A., Fung, J., McFadyen, B., Faubert, J., Paquette, C., 2010. Stroke affects locomotor steering responses to changing optic flow directions. *Neurorehabil. Neural Repair* 24, 457–468.
- Lamontagne**, A., Malouin, F., Richards, C.L., 2000. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81, 351–358.
- Lance** J., 1980. Spasticity: disorders motor control. In: Feldman RG, Young RP, Koella WP editors., Symposium . ed. FL: Year Book Medical Publishers.
- Langer**, N., Hägggi, J., Müller, N. a., Simmen, H.P., Jäncke, L., 2012. Effects of limb immobilization on brain plasticity. *Neurology* 78, 182–188.
- Laxhammar**, R., Falkman, G., 2011. Sequential Conformal Anomaly Detection in trajectories based on Hausdorff distance. 14th Int. Conf. Inf. Fusion 1–8.
- Lecours**, J., Nadeau, S., Gravel, D., Teixeira-Salmela, L., 2008. Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J. Rehabil. Med.* 40, 200–207.
- Lehmann**, J.F., Condon, S.M., Price, R., deLateur, B.J., 1987. Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 68, 763–71.
- Lin**, P.Y., Yang, Y.R., Cheng, S.J., Wang, R.Y., 2006. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 87, 562–568.
- Lin**, S.I., 2005. Motor function and joint position sense in relation to gait performance in chronic stroke patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86, 197–203.

- Lincoln**, A., 2006. The temporal-spatial parameters. In Clinical Gait Analysis: Theory and Practice, Kirtley C. ed. New York: Churchill Livingstone.
- Lincoln**, N., Crow, J., Jackson, J., Waters, G., Adams, S., Hodgson, P., 1991. The unreliability of sensory assessments. *Clin. Rehabil.* 5, 273–282.
- Little**, V.L., McGuirk, T.E., Patten, C., 2014. Impaired Limb Shortening following Stroke: What's in a Name? *PLoS One* 9, e110140.
- Liu-Ambrose**, T., Pang, M.Y.C., Eng, J.J., 2007. Executive Function Is Independently Associated with Performances of Balance and Mobility in Community-Dwelling Older Adults after Mild Stroke: Implications for Falls Prevention. *Cerebrovasc. Dis.* 23, 203–210.
- Lord**, S.E., Rochester, L., Weatherall, M., McPherson, K.M., McNaughton, H.K., 2006. The Effect of Environment and Task on Gait Parameters After Stroke: A Randomized Comparison of Measurement Conditions. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 87, 967–973.
- Macefield**, V.G., Gandevia, S.C., Bigland-Ritchie, B., Gorman, R.B., Burke, D., 1993. The firing rates of human motoneurones voluntarily activated in the absence of muscle afferent feedback. *J. Physiol.* 471, 429–443.
- MacLellan**, M.J., Patla, A.E., 2006. Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Exp. Brain Res.* 173, 521–530.
- Mahoney**, F.I., Barthel, D.W., 1965. Functional evaluation: the Barthel Index. *Md. State Med. J.* 14, 61–5.
- Manaf**, H., Justine, M., Omar, M., 2014. Functional balance and motor impairment correlations with gait parameters during timed up and go test across three attentional loading conditions in stroke survivors. *Stroke Res. Treat.* 2014.
- Marigold**, D.S., Eng, J.J., 2006. Altered timing of postural reflexes contributes to falling in persons with chronic stroke. *Exp. Brain Res.* 171, 459–468.
- Marigold**, D.S., Eng, J.J., Timothy Inglis, J., 2004a. Modulation of ankle muscle postural reflexes in stroke: influence of weight-bearing load. *Clin. Neurophysiol.* 115, 2789–97.
- Marigold**, D.S., Eng, J.J., Tokuno, C.D., Donnelly, C. a, 2004b. Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. *Neurorehabil. Neural Repair* 18, 222–229.
- Marigold**, D.S., Misiaszek, J.E., 2009. Whole-body responses: neural control and implications for rehabilitation and fall prevention. *Neuroscientist* 15, 36–46.
- Marigold**, D.S., Patla, A.E., 2008. Age-related changes in gait for multi-surface terrain. *Gait Posture* 27, 689–696.
- Marigold**, D.S., Patla, A.E., 2002. Strategies for dynamic stability during locomotion on a slippery surface: effects of prior experience and knowledge. *J. Neurophysiol.* 88, 339–353.

- Mccomas**, A.J., Fawcett, P.R.W., Campbell, M.J., Sica, R.E.P., 1971. Electrophysiological estimation of the number of motor units within a human muscle 121–131.
- McConville**, J., Churchill, T., Kaleps, I., Clauser, C.E., Cuzzi, J., 1980. Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia.
- McGinley**, J.L., Baker, R., Wolfe, R., Morris, M.E., 2009. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture* 29, 360–369.
- Mead**, G.E., Greig, C. a., Cunningham, I., Lewis, S.J., Dinan, S., Saunders, D.H., Fitzsimons, C., Young, A., 2007. Stroke: A randomized trial of exercise or relaxation. *J. Am. Geriatr. Soc.* 55, 892–899.
- Medley**, A., Thompson, M., 2005. Usefulness of Variations of the Timed Up and Go in Apparently Healthy Individuals. *Phys. Occup. Ther. Geriatr.* 23, 37–53.
- Menant**, J.C., Steele, J.R., Menz, H.B., Munro, B.J., Lord, S.R., 2009. Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. *Gait Posture* 29, 392–397.
- Menz**, H.B., Lord, S.R., Fitzpatrick, R.C., 2003. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture* 18, 35–46.
- Michael**, K.M., Allen, J.K., Macko, R.F., 2005. Reduced Ambulatory Activity After Stroke: The Role of Balance, Gait, and Cardiovascular Fitness. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86, 1552–1556.
- Mills**, P.M., Barrett, R.S., 2001. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Hum. Mov. Sci.* 20, 427–446.
- Møller**, M., Frandsen, J., Andersen, G., Gjedde, a., Vestergaard-Poulsen, P., Østergaard, L., 2007. Dynamic changes in corticospinal tracts after stroke detected by fibretracking. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 78, 587–592.
- Moseley**, A., Wales, A., Herbert, R., Schurr, K., Moore, S., 1993. Observation and analysis of hemiplegic gait: stance phase. *Aust. J. Physiother.* 39, 259–267.
- Mumma**, C.M., 1986. Perceived losses following stroke. *Rehabil. Nurs.* 11, 19–24.
- Nadeau**, S., Arsenault, A.B., Gravel, D., Bourbonnais, D., 1999a. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 78, 123–30.
- Nadeau**, S., Gravel, D., Arsenault, A.B., Bourbonnais, D., 1999b. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 14, 125–35.
- Nakamura**, R., Hosokawa, T., Tsuji, I., 1985. Relationship of muscle strength for knee extension to walking capacity in patients with spastic hemiparesis. *Tohoku J. Exp. Med.* 145, 335–340.
- Nelles**, G., Cramer, S.C., Schaechter, J.D., Kaplan, J.D., Finklestein, S.P., 1998. Quantitative assessment of mirror movements after stroke. *Stroke*. 29, 1182–1187.

**Ng**, S.S., Hui-Chan, C.W., 2005. The timed up & go test: Its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86, 1641–1647.

**Niam**, S., Cheung, W., Sullivan, P.E., Kent, S., Gu, X., 1999. Balance and physical impairments after stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80, 1227–1233.

**Nudo**, R.J., Friel, K.M., Delia, S.W., 2000. Role of sensory deficits in motor impairments after injury to primary motor cortex. *Neuropharmacology* 39, 733–742.

**Nyberg**, L., Gustafson, Y., 1995. Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. *Stroke*. 26, 838–42.

**O'Dwyer**, N.J., Ada, L., Neilson, P.D., 1996. Spasticity and muscle contracture following stroke. *Brain* 119, 1737–1749.

**Olney**, S.J., Griffin, M.P., McBride, I.D., 1994. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys. Ther.* 74, 872–885.

**Olney**, S.J., Richards, C., 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture* 4, 136–148.

**Organisation Mondiale de la Santé OMS**, 2001. Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé. Genève.

**Orita**, T., Tsurutani, T., Izumihara, a., Kajiwara, K., Matsunaga, T., 1994. Pyramidal tract Wallerian degeneration and correlated symptoms in stroke. *Eur. J. Radiol.* 18, 26–29.

**Outrequin**, G., 1991. Anatomie fonctionnelle de la posture et de la marche. Paris.

**Pai**, Y.C., Patton, J., 1997. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J. Biomech.* 30, 347–354.

**Pandyan**, a D., Gregoric, M., Barnes, M.P., Wood, D., Van Wijck, F., Burridge, J., Hermens, H., Johnson, G.R., 2005. Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. *Disabil. Rehabil.* 27, 2–6.

**Partridge**, C.J., Johnston, M., Edwards, S., 1987. Recovery from physical disability after stroke: normal patterns as a basis for evaluation. *Lancet* 329, 373–375.

**Patel**, A.T., Duncan, P.W., Lai, S.M., Studenski, S., 2000. The relation between impairments and functional outcomes poststroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81, 1357–1363.

**Patla**, a E., Adkin, a, Ballard, T., 1999. Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. *Exp. Brain Res.* 129, 629–634.

**Patla**, A.E.A.E., 2003. Strategies for Dynamic Stability During Adaptive Human Locomotion. *Eng. Med. Biol. Mag. IEEE* 22, 48–52.

- Patten**, C., Lexell, J., Brown, H.E., 2004. Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: rationale, method, and efficacy. *J. Rehabil. Res. Dev.* 41, 293–312.
- Patterson**, K.K., Parafianowicz, I., Danells, C.J., Closson, V., Verrier, M.C., Staines, W.R., Black, S.E., McIlroy, W.E., 2008. Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 89, 304–310.
- Patterson**, M.R., Whelan, D., Reginatto, B., Caprani, N., Smeaton, A.F., Inomata, A., Caulfield, B., 2014. Does external walking environment affect gait patterns ? 36th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2981–2984.
- Patterson**, S.L., Forrester, L.W., Rodgers, M.M., Ryan, A.S., Ivey, F.M., Sorkin, J.D., Macko, R.F., 2007. Determinants of walking function after stroke: differences by deficit severity. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 88, 115–9.
- Perry**, J., 1992. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.*
- Persson**, C.U., Hansson, P.O., Sunnerhagen, K.S., 2011. Clinical tests performed in acute stroke identify the risk of falling during the first year: Postural stroke study in Gothenburg (Postgot)\*. *J. Rehabil. Med.* 43, 348–353.
- Pinzur**, M.S., Sherman, R., DiMonte-Levine, P., Trimble, J., 1987. Gait changes in adult onset hemiplegia. *Am. J. Phys. Med.* 66, 228–37.
- Plas**, F., Viel, E., Blanc, Y., 1983. La marche humaine : kinésiologie dynamique, biomécanique et pathomécanique. *Monographies de Bois-Larris* , n°5, 3e ed. ed. Masson, Paris.
- Plummer-D'Amato**, P., Altmann, L.J.P., Behrman, A.L., Marsiske, M., 2010. Interference between cognition, double-limb support, and swing during gait in community-dwelling individuals poststroke. *Neurorehabil. Neural Repair* 24, 542–9.
- Plummer-D'Amato**, P., Altmann, L.J.P., Saracino, D., Fox, E., Behrman, A.L., Marsiske, M., 2008. Interactions between cognitive tasks and gait after stroke: a dual task study. *Gait Posture* 27, 683–8.
- Podsiadlo**, D., Richardson, S., 1991. The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J. Am. Geriatr. Soc.* 39, 142–8.
- Pollock**, A., Hazelton, C., Henderson, C. a., Angilley, J., Dhillon, B., Langhorne, P., Livingstone, K., Munro, F. a., Orr, H., Rowe, F.J., Shahani, U., 2011. Interventions for visual field defects in patients with stroke. *Cochrane Database Syst Rev*. CD008388.
- Pound**, P., Gompertz, P., Ebrahim, S., 1998. A patient-centred study of the consequences of stroke. *Clin. Rehabil.* 12, 338–47.
- Powell**, L.E., Myers, A.M., 1995. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 50A, M28–34.
- Prévost**, P., Yuri, I., Renato, G., Alain, B., 2003. Spatial invariance in anticipatory orienting behaviour during human navigation. *Neurosci. Lett.* 339, 243–247.
- Psarrou**, A., Gong, S., Walter, M., 2002. Recognition of human gestures and behaviour based on motion trajectories. *Image Vis. Comput.* 20, 349–358.

- Rabuffetti**, M., Baroni, G., 1999. Validation protocol of models for centre of mass estimation. *J. Biomech.* 32, 609–613.
- Raja**, B., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2012. Clinical Biomechanics Coordination of the non-paretic leg during hemiparetic gait : Expected and novel compensatory patterns. *JCLB* 27, 1023–1030.
- Ramnemark**, a., Nyberg, L., Borssén, B., Olsson, T., Gustafson, Y., 1998. Fractures after stroke. *Osteoporos. Int.* 8, 92–95.
- Ramrattan**, R.S., Wolfs, R.C., Panda-Jonas, S., Jonas, J.B., Bakker, D., Pols, H. a, Hofman, a, de Jong, P.T., 2001. Prevalence and causes of visual field loss in the elderly and associations with impairment in daily functioning: the Rotterdam Study. *Arch. Ophthalmol.* 119, 1788–1794.
- Rapport**, L.J., Webster, J.S., Flemming, K.L., Lindberg, J.W., Godlewski, M.C., Brees, J.E., Abadee, P.S., 1993. Predictors of falls among right-hemisphere stroke patients in the rehabilitation setting. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 74, 621–6.
- Reding**, M.J., Potes, E., 1988. Rehabilitation outcome following initial unilateral hemispheric stroke. Life table analysis approach. *Stroke.* 19, 1354–1358.
- Richards**, J.G., 1999. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Hum. Mov. Sci.* 18, 589–602.
- Roche**, N., Bonnyaud, C., Geiger, M., Bussel, B., Bensmail, D., 2015. Relationship between hip flexion and ankle dorsiflexion during swing phase in chronic stroke patients. *Clin. Biomech.* 30, 219–225.
- Rogers**, H.L., Cromwell, R.L., Grady, J.L., 2008. Adaptive changes in gait of older and younger adults as responses to challenges to dynamic balance. *J. Aging Phys. Act.* 16, 85–96.
- Roy**, A., Forrester, L.W., Macko, R.F., Krebs, H.I., 2013. Changes in passive ankle stiffness and its effects on gait function in people with chronic stroke. *J. Rehabil. Res. Dev.* 50, 555–72.
- Roy**, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B.J., Piotte, F., 2006. The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin. Biomech.* 21, 585–593.
- Ryan**, A.S., Dobrovolny, C.L., Smith, G. V., Silver, K.H., Macko, R.F., 2002. Hemiparetic muscle atrophy and increased intramuscular fat in stroke patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83, 1703–1707.
- Sackley**, C., Brittle, N., Patel, S., Ellins, J., Scott, M., Wright, C., Dewey, M.E., 2008. The prevalence of joint contractures, pressure sores, painful shoulder, other pain, falls, and depression in the year after a severely disabling stroke. *Stroke* 39, 3329–3334.
- Saelens**, B.E., Handy, S.L., 2008. Built Environment Correlates of Walking. *Med. Sci. Sport. Exerc.* 40, S550–S566.
- Said**, C.M., Galea, M., Lythgo, N., 2014. Obstacle crossing following stroke improves over one month when the unaffected limb leads, but not when the affected limb leads. *Gait Posture* 39, 213–217.

- Said**, C.M., Goldie, P. a, Patla, a E., Sparrow, W. a, 2001. Effect of stroke on step characteristics of obstacle crossing. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82, 1712–9.
- Said**, C.M., Goldie, P. a, Patla, a E., Sparrow, W. a, Martin, K.E., 1999. Obstacle crossing in subjects with stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80, 1054–9.
- Said**, C.M., Goldie, P. a., Patla, A.E., Culham, E., Sparrow, W. a., Morris, M.E., 2008. Balance during obstacle crossing following stroke. *Gait Posture* 27, 23–30.
- Sainburg**, R.L., Poizner, H., Ghez, C., 1993. Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. *J. Neurophysiol.* 70, 2136–2147.
- Saini**, M., Kerrigan, D.C., Thirunarayan, M.A., Duff-Raffaele, M., 1998. The vertical displacement of the center of mass during walking: a comparison of four measurement methods. *J. Biomech. Eng.* 120, 133–9.
- Sakoe**, H., Chiba, S., 1978. Dynamic programming algorithm optimization for spoken word recognition. *IEEE Trans. Acoust. Speech, Lang. Process.* 26, 43–50.
- Salarian**, A., Horak, F.B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J.G., Aminian, K., 2010. iTUG, a sensitive and reliable measure of mobility. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 18, 303–10.
- Salbach**, N.M., Mayo, N.E., Hanley, J.A., Richards, C.L., Wood-Dauphinee, S., 2006. Psychometric Evaluation of the Original and Canadian French Version of the Activities-Specific Balance Confidence Scale Among People With Stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 87, 1597–1604.
- Salbach**, N.M., Mayo, N.E., Wood-Dauphinee, S., Hanley, J. a, Richards, C.L., Côté, R., 2004. A task-orientated intervention enhances walking distance and speed in the first year post stroke: a randomized controlled trial. *Clin. Rehabil.* 18, 509–519.
- Saunders**, J.B., Inman, V.T., Eberhart, H.D., 1953. The major determinants in normal and pathological gait. *J. Bone Joint Surg. Am.* 35-A, 543–558.
- Scelsi**, R., Lotta, S., Lommi, G., Poggi, P., Marchetti, C., 1984. Hemiplegic atrophy. Morphological findings in the anterior tibial muscle of patients with cerebral vascular accidents. *Acta Neuropathol.* 62, 324–31.
- Shumway-Cook**, a, Brauer, S., Woollacott, M., 2000. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys. Ther.* 80, 896–903.
- Simpson**, L. a., Miller, W.C., Eng, J.J., 2011. Effect of stroke on fall rate, location and predictors: A prospective comparison of older adults with and without stroke. *PLoS One* 6, 2–7.
- Singer**, B.J., Dunne, J.W., Singer, K.P., Allison, G.T., 2003. Velocity dependent passive plantarflexor resistive torque in patients with acquired brain injury. *Clin. Biomech.* 18, 157–165.
- Singh Gilhotra**, J., Mitchell, P., Healey, P.R., Cumming, R.G., Currie, J., 2002. Homonymous visual field defects and stroke in an older population. *Stroke* 33, 2417–2420.
- Sinkjaer**, T., Magnussen, I., 1994. Passive, intrinsic and reflex-mediated stiffness in the ankle extensors of hemiparetic patients. *Brain* 117 ( Pt 2), 355–363.

- Skilbeck**, C.E., Wade, D.T., Hewer, R.L., Wood, V. a, 1983. Recovery after stroke. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 46, 5–8.
- Slager**, U.T., Hsu, J.D., Jordan, C., 1985. Histochemical and morphometric changes in muscles of stroke patients. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 159–68.
- Sommerfeld**, D.K., Eek, E.U.B., Svensson, A.K., Holmqvist, L.W., Von Arbin, M.H., 2004. Spasticity after Stroke: Its Occurrence and Association with Motor Impairments and Activity Limitations. *Stroke* 35, 134–139.
- Sommerfeld**, D.K., von Arbin, M.H., 2004. The impact of somatosensory function on activity performance and length of hospital stay in geriatric patients with stroke. *Clin. Rehabil.* 18, 149–155.
- Stapleton**, T., Ashburn, a, Stack, E., 2001. A pilot study of attention deficits, balance control and falls in the subacute stage following stroke. *Clin. Rehabil.* 15, 437–444.
- Staszkiewicz**, R., Ruchlewicz, T., Forczek, W., Laska, J., 2010. The impact of changes in gait speed and step frequency on the extent of the center of mass displacements. *Acta Bioeng. Biomech.* 12, 13–20.
- Stern**, P.H., McDowell, F., Miller, J.M., Robinson, M., 1971. Factors influencing stroke rehabilitation. *Stroke*. 2, 213–218.
- Streichenberger**, N., Mertens, P., 2003. [Pathology of spastic muscles. Study of 26 patients]. *Neurochirurgie*. 49, 185–9.
- Sun**, H., Yuao, T., 2012. Curve aligning approach for gait authentication based on a wearable accelerometer. *Physiol. Meas.* 33, 1111–1120.
- Suzuki**, K., Imada, G., Iwaya, T., Handa, T., Kurogo, H., 1999. Determinants and predictors of the maximum walking speed during computer-assisted gait training in hemiparetic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 80, 179–182.
- Takei**, Y., Grasso, R., Berthoz, A., 1996. Quantitative analysis of human walking trajectory on a circular path in darkness. *Brain Res. Bull.* 40, 491–496.
- Teasell**, R., McRae, M., Foley, N., Bhardwaj, A., 2002. The incidence and consequences of falls in stroke patients during inpatient rehabilitation: Factors associated with high risk. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83, 329–333.
- Thies**, S.B., Richardson, J.K., Ashton-Miller, J.A., 2005. Effects of surface irregularity and lighting on step variability during gait: A study in healthy young and older women. *Gait Posture* 22, 26–31.
- Thigpen**, M.T., Light, K.E., Creel, G.L., Flynn, S.M., 2000. Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older. *Phys. Ther.* 80, 1174–1187.
- Thilmann**, a F., Fellows, S.J., Ross, H.F., 1991. Biomechanical changes at the ankle joint after stroke. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 54, 134–139.

- Tisserand**, R., Robert, T., Dumas, R., Cheze, L., 2016. A simplified marker set to define the center of mass for stability analysis in dynamic situations. *Gait Posture* 48, 64–67.
- Trudel**, G., Uhthoff, H.K., 2000. Contractures secondary to immobility: Is the restriction articular or muscular? An experimental longitudinal study in the rat knee. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81, 6–13.
- Tucker**, C. a., Ramirez, J., Krebs, D.E., Riley, P.O., 1998. Center of gravity dynamic stability in normal and vestibulopathic gait. *Gait Posture* 8, 117–123.
- Tyson**, S.F., 1999. Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids. *Clin. Rehabil.* 13, 295–300.
- Tyson**, S.F., Crow, J.L., Connell, L., Winward, C., Hillier, S., 2013. Sensory impairments of the lower limb after stroke: a pooled analysis of individual patient data. *Top. Stroke Rehabil.* 20, 441–9.
- Tyson**, S.F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A., Tallis, R.C., 2006. Balance disability after stroke. *Phys. Ther.* 86, 30–38.
- Tyson**, S.F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A.B., Tallis, R.C., 2007. The relationship between balance, disability, and recovery after stroke: predictive validity of the Brunel Balance Assessment. *Neurorehabil. Neural Repair* 21, 341–346.
- Urban**, P.P., Wolf, T., Uebel, M., Marx, J.J., Vogt, T., Stoeter, P., Bauermann, T., Weibrich, C., Vucurevic, G.D., Schneider, A., Wissel, J., 2010. Occurrence and clinical predictors of spasticity after ischemic stroke. *Stroke* 41, 2016–2020.
- Vallis**, L.A., McFadyen, B.J., 2003. Locomotor adjustments for circumvention of an obstacle in the travel path. *Exp. Brain Res.* 152, 409–414.
- Viel**, E., 2000. La marche humaine, la course et le saut. Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements., Masson. ed. Paris.
- Von Schroeder**, H.P., Coutts, R.D., Lyden, P.D., Billings, E., Nickel, V.L., 1995. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J. Rehabil. Res. Dev.* 32, 25–31.
- Wade**, D.T., Wood, V.A., Heller, A., Maggs, J., Langton Hewer, R., 1987. Walking after stroke. Measurement and recovery over the first 3 months. *Scand. J. Rehabil. Med.* 19, 25–30.
- Wagner**, L.M., Phillips, V.L., Hunsaker, A.E., Forducey, P.G., 2009. Falls among community-residing stroke survivors following inpatient rehabilitation: a descriptive analysis of longitudinal data. *BMC Geriatr.* 9, 46.
- Wall**, J.C., Bell, C., Campbell, S., Davis, J., 2000. The Timed Get-up-and-Go test revisited: measurement of the component tasks. *J. Rehabil. Res. Dev.* 37, 109–13.
- Ward**, N.S., Newton, J.M., Swayne, O.B.C., Lee, L., Thompson, A.J., Greenwood, R.J., Rothwell, J.C., Frackowiak, R.S.J., 2006. Motor system activation after subcortical stroke depends on corticospinal system integrity. *Brain* 129, 809–19.

- Weerdesteyn**, V., de Niet, M., van Duijnhoven, H.J.R., Geurts, A.C.H., 2008. Falls in individuals with stroke. *J. Rehabil. Res. Dev.* 45, 1195–213.
- Weiss**, A., Herman, T., Plotnik, M., Brozgol, M., Maidan, I., Giladi, N., Gurevich, T., Hausdorff, J.M., 2010. Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease? *Med. Eng. Phys.* 32, 119–125.
- Williams**, P.E., Goldspink, G., 1984. Connective tissue changes in immobilised muscle. *J. Anat.* 138 ( Pt 2), 343–350.
- Williams**, P.E., Goldspink, G., 1978. Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. *J. Anat.* 127, 459–468.
- Winter**, D., 1990. Biomechanics and Motor Control of Human Movement., Wiley. ed. New York.
- Winter**, D., 1987. The biomechanics and motor control of human gait, Dana Porte. ed. University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario, Canada.
- Winter**, D. a, 1992. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Phys. Ther.* 72, 45–53; discussion 54–56.
- Winter**, D., Eng, P., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 3, 193–214.
- Winter**, D.A., 1991. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. University of Waterloo Press.
- Winter**, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K., 1998. Stiffness control of balance in quiet standing. *J. Neurophysiol.* 80, 1211–21.
- Wolpert**, D.M., Ghahramani, Z., 2000. Computational principles of movement neuroscience. *Nat. Neurosci.* 3 Suppl, 1212–1217.
- Woollacott**, M.H., Tang, P.F., 1997. Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Phys. Ther.* 77, 646–660.
- Yang**, Y.R., Chen, Y.C., Lee, C.S., Cheng, S.J., Wang, R.Y., 2007. Dual-task-related gait changes in individuals with stroke. *Gait Posture* 25, 185–190.
- Yates**, J.S., Lai, S.M., Duncan, P.W., Studenski, S., 2002. Falls in community-dwelling stroke survivors: an accumulated impairments model. *J. Rehabil. Res. Dev.* 39, 385–94.
- Yavuzer**, G., Öken, Ö., Elhan, A., Stam, H.J., 2008. Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait Posture* 27, 31–35.
- Yogev-Seligmann**, G., Hausdorff, J.M., Giladi, N., 2008. The role of executive function and attention in gait. *Mov. Disord.* 23, 329–342.
- Yu**, J., Jung, J., Cho, K., 2012. Changes in postural sway according to surface stability in post-stroke patients. *J. Phys. Ther. Sci.* 24, 1183–1186.

**Zampieri**, C., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Aminian, K., Nutt, J.G., Horak, F.B., 2010. The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 81, 171–6.

**Zatsiorsky**, V.M., Seluyanov, V.N., Chugunova, L.G., 1990. Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. in: G.G. Chernyi, S.A. Regirer (Eds.) *Contemporary Problems of Biomechanics*. CRC Press, Massachusetts;

**Zihl**, J., 1995. Visual scanning behavior in patients with homonymous hemianopia. *Neuropsychologia* 33, 287–303.

## **LISTE DES TABLES**

---

**Tableau 1 :** Récapitulatif de la symptomatologie à la suite d'un AVC.

**Tableau 2 :** Caractéristiques des patients hémiplégiques et des sujets sains.

**Tableau 3 :** Marqueurs du modèle Helen Hayes et repères anatomiques de placement.

**Tableau 4 :** Repères segmentaires d'après le modèle Helen Hayes.

**Tableau 5 :** Médianes des scores issus des évaluations de la sensibilité, de la spasticité, de la motricité volontaire et des tests fonctionnels des patients hémiplégiques.

**Tableau 6 :** Corrélations entre les données cliniques et les paramètres du COM dans les plans vertical et médio-latéral et le MFC des patients hémiplégiques (présentation des  $r$  de Spearman).

**Tableau 7 :** Corrélations entre les paramètres DH et DTW de déviation de la trajectoire pour chaque phase analysée et les données cliniques des patients hémiplégiques.

## **LISTE DES FIGURES**

---

**Figure 1:** La voie pyramidale d'après (Braillon, 1996).

**Figure 2:** le cycle de marche (d'après (Perry, 1992))

**Figure 3:** Cinématique articulaire dans le plan sagittal de sujets sains au cours d'un cycle de marche: (a) hanche, (b) genou et (c) cheville. Les courbes présentent les moyennes et  $\pm 1$  écart-type de la moyenne (Winter, 1987).

**Figure 4:** Minimum Foot Clearance (MFC) lors de la marche. Déplacement vertical du marqueur orteil au cours d'un cycle de marche montrant que le MFC a lieu au milieu de la phase oscillante (Begg et al., 2005).

**Figure 5:** Capture d'écran d'une scène de visualisation du set de marqueurs utilisé pour la modélisation du corps entier. Exemple d'identification et de suivi d'un des capteurs du pelvis par les caméras 1-3-5-6.

**Figure 6:** Capture d'écran d'une scène de demi-tour (vue sagittale) d'un patient hémiparétique lors de la passation du TUG au laboratoire.

**Figure 7:** Représentation de la distance de Hausdorff pour une phase du Timed Up and Go.

**Figure 8:** Représentation de la déformation temporelle dynamique (DTW) pour une phase du Timed Up and Go (Partie 1 : Matrice de la DTW pour les séquences A et B et chemin optimal en rouge minimisant le coût des distances; Partie 2 : Représentation de la DTW lors d'une phase du TUG ; Partie 3 : Matrice de la DTW pour les trajectoires A et B lors de la phase considérée du TUG et chemin optimal minimisant le coût des distances pour cette phase).

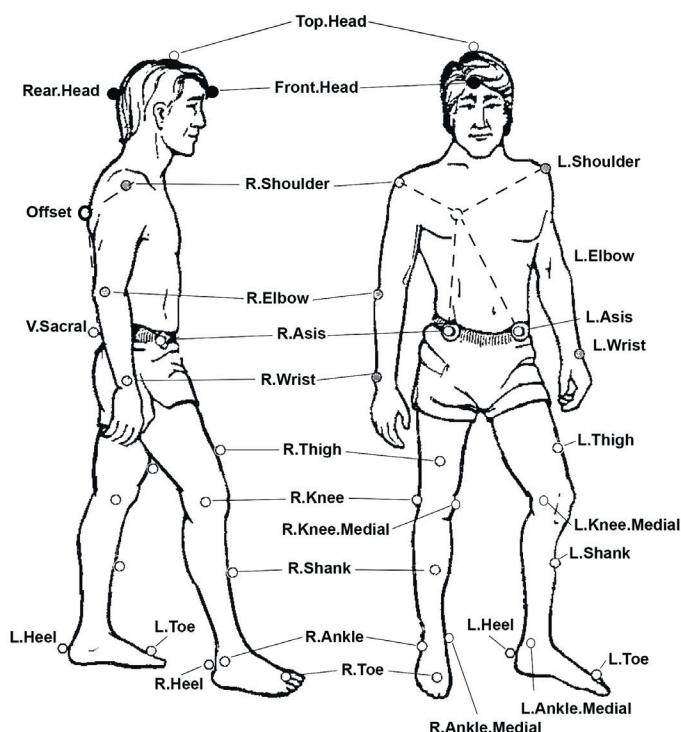
**Figure 9:** Trajectoires locomotrices lors du TUG chez un patient hémiparétique (à gauche) et un sujet sain (à droite).

**Figure 10:** Considération de l'amplitude et de la longueur de la trajectoire pour caractériser l'oscillation.

## ANNEXES

---

**Annexe n°1:** placement de marqueurs selon le modèle Helen Hayes (Reference Manual Orthotrack 6.5 Gait Analysis Sofware)



Légendes: **Top Head** : sommet de la tête (dans l'alignement des marqueurs en avant et arrière de la tête) ; **Front head** : avant de la tête (à la même hauteur que le marqueur **Rear Head**) ; **Rear Head** : arrière de la tête (à la même hauteur que le marqueur **Front Head**) ; **R. Shoulder** : épaules droite (sommet de l'acromion) ; **L. Shoulder** : épaule gauche (sommet de l'acromion) ; **R. Elbow** : coude droit (épicondyle latéral de l'humérus) ; **L. Elbow** : coude gauche (épicondyle latéral de l'humérus) ; **R. Wrist** : poignet droit (milieu des styloïdes radiale et ulnaire, face dorsale) ; **L. Wrist** : poignet gauche (milieu des styloïdes radiale et ulnaire, face dorsale) ; **Offset** pointe de la scapula droite ; **R. Asis** : épine iliaque antéro-supérieure droite ; **L. Asis** : épine iliaque antéro-supérieure gauche ; **V. Sacral** : partie supérieure du sacrum, jonction avec L5 ; **R. Thigh** : segment cuisse droit ; **L. Thigh** : segment cuisse gauche ; **R. Knee** : condyle latéral du fémur droit, dans l'axe de flexion/extension de genou ; **L. Knee** : condyle latéral du fémur gauche, dans l'axe de flexion/extension de genou ; **R. Knee medial** : condyle médial du fémur droit, dans l'axe de flexion/extension de genou ; **L. Knee medial** : condyle médial du fémur gauche, dans l'axe de flexion/extension de genou ; **R. Shank** : segment jambier droit ; **L. Shank** : segment jambier gauche ; **R. Ankle** : malléole latérale de la cheville droite dans l'axe de flexion/extension de cheville ; **L. Ankle** : malléole latérale de la cheville gauche dans l'axe de flexion/extension de cheville ; **R. Ankle Medial** : malléole médiale de la cheville droite dans l'axe de flexion/extension de cheville ; **L. Ankle Medial** : malléole médiale de la cheville gauche dans l'axe de flexion/extension de cheville ; **R. Heel** : partie postérieure du calcaneum droit dans l'alignement du marqueur orteil ; **L. Heel** : partie postérieure du calcaneum gauche dans l'alignement du marqueur orteil ; **R. Toe** : entre le 2eme et le 3eme métatarsal droit dans l'alignement du marqueur talon ; **L. Toe** : entre le 2eme et le 3eme métatarsal gauche dans l'alignement du marqueur talon.

**Annexe n°2:** Données de l'évaluation sensitive (superficielle et profonde) des 29 patients hémiplégiques inclus.

<b>Sujets</b>	<b>Sensibilité superficielle - pression</b>				<b>Sensibilité profonde</b>			
	<b>Genou</b>	<b>Cheville</b>	<b>Dos du pied</b>	<b>Plante de pied</b>	<b>Hanche</b>	<b>Genou</b>	<b>Cheville</b>	<b>Orteils</b>
1	2	2	2	2	3	3	3	3
2	1	1	1	1	2	2	2	2
3	2	2	2	2	3	3	3	3
4	2	2	2	1	3	3	2	0
5	2	2	2	1	3	1	1	1
6	2	2	2	2	3	3	3	3
7	2	1	1	1	3	3	3	3
8	2	2	2	2	3	3	3	1
9	2	2	2	2	3	3	3	3
10	2	2	2	2	3	3	3	2
11	2	2	2	2	3	3	3	3
12	1	1	1	1	2	2	2	2
13	2	2	2	2	3	3	3	3
14	2	2	2	2	3	3	3	3
15	2	2	2	2	3	3	3	3
16	1	1	1	1	2	2	0	0
17	2	2	2	2	3	3	3	3
18	1	1	1	1	2	2	1	1
19	1	1	1	1	3	3	2	2
20	1	1	1	1	3	3	3	3
21	2	2	1	1	3	3	3	2
22	1	1	1	1	3	2	2	1
23	1	1	1	1	3	2	1	0
24	1	1	1	1	2	1	1	0
25	1	1	1	1	3	2	2	2
26	2	2	2	2	3	3	3	3
27	2	2	1	2	3	3	2	1
28	2	2	2	2	3	3	3	3
29	1	1	1	1	3	2	1	0
<b>Médiane</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>2</b>

**Annexe n°3:** Données de la spasticité et de la motricité volontaire des 29 patients hémiparétiques inclus.

Sujets	Spasticité						Motricité volontaire					
	Extenseurs genou	Fléchisseurs genou	Fléchisseurs plantaires cheville genou en flexion	Fléchisseurs plantaires cheville genou en ext	Griffe orteils	Fléchisseurs hanche	Extenseurs hanche	Extenseurs genou	Fléchisseurs genou	Fléchisseurs dorsaux	Fléchisseurs plantaires	
1	0	0	1	1	0	4	4	5	4	4	5	
2	1	0	2	2	0	4	2	4	3	3	2	
3	1	0	1	1	1	4	3	4	4	4	2	
4	0	0	0	1	0	5	4	5	4	4	3	
5	0	0	0	1	1	3	2	4	3	3	1	
6	1	0	0	0	1	4	3	5	3	3	0	
7	1	0	0	0	0	4	4	5	3	3	2	
8	0	0	2	2	0	5	4	5	4	5	4	
9	0	0	2	2	1	4	4	4	3	4	2	
10	1	0	0	0	0	3	2	4	3	4	2	
11	2	2	0	0	1	4	4	5	4	3	1	
12	2	0	1	1	1	4	2	5	3	4	2	
13	0	1	0	1	1	4	2	5	3	4	2	
14	1	0	1	1	1	4	3	5	1	0	0	
15	2	0	0	0	1	3	2	5	3	4	1	
16	0	0	0	0	1	4	3	5	3	4	2	
17	0	0	0	1	0	5	4	5	4	5	5	
18	2	0	2	2	1	4	4	5	2	3	1	
19	3	1	3	3	1	4	2	5	2	0	0	
20	3	1	2	2	0	4	2	5	2	3	1	
21	1	1	2	2	1	3	3	4	2	0	1	
22	3	0	2	2	1	4	4	4	2	3	1	
23	0	0	1	1	1	4	4	4	3	4	2	
24	0	0	0	0	1	4	4	5	3	4	0	
25	1	0	0	0	1	4	4	5	4	4	2	
26	3	0	0	0	0	4	4	4	3	4	3	
27	1+	0	2	3	1	4	4	4	4	3	2	
28	0	0	0	0	0	4	2	5	4	1	1	
29	2	0	3	3	0	4	4	5	4	4	2	
<b>Médiane</b>	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>2</b>	

**Annexe n°4:** Données des évaluations fonctionnelles et les données relatives aux chutes des 29 patients hémiparétiques inclus.

Sujets	Score Barthel	NFAC	BBS	ABC scale	Fréquence chute	Lieu chute	Circonstance chute
1	100	8	54	73,8	1	intérieur	baignoire
2	90	6	50	75,9	2	intérieur	1 en se levant, 1 lors demi-tour
3	100	7	49	56,9	1	extérieur	hypotension
4	100	8	54	95,6	1	extérieur	velo
5	100	7	51	65,0	1	intérieur	demi-tour
6	100	6	51	81,9	0	-	-
7	100	6	49	70,6	1	intérieur	demi-tour
8	100	8	54	94,4	2	intérieur	1 enjambement obstacle, 1 choc obstacle
9	100	7	51	85,0	1	extérieur	escalier
10	90	6	49	71,3	1	intérieur	trébuchement tapis
11	100	8	52	88,1	1	extérieur	enjambement obstacle
12	100	6	46	64,4	0	-	-
13	95	6	51	51,3	0	-	-
14	100	8	50	86,3	0	-	-
15	100	6	45	71,3	1	intérieur	marche
16	100	6	50	68,1	0	-	-
17	95	8	54	78,8	0	-	-
18	90	6	47	80,0	1	intérieur	en se levant
19	95	6	51	86,9	1	extérieur	en sortant de la voiture
20	95	6	49	91,9	1	intérieur	marche espace étroit
21	95	6	50	86,3	0	-	-
22	95	7	52	93,1	0	-	-
23	95	6	52	79,4	0	-	-
24	90	6	50	46,9	0	-	-
25	95	6	48	65,6	2	intérieur et extérieur	marche espace encombré
26	95	6	53	66,9	0	-	-
27	100	7	51	64,4	1	extérieur	marche espace encombré
28	100	6	52	82,5	0	-	-
29	100	6	50	90,0	0	-	-
<b>Médiane</b>	<b>100</b>	<b>7</b>	<b>51</b>	<b>78,8</b>	<b>1</b>	-	-



# Characterization of kinematics and trajectory of the mass center of hemiparetic patients during a navigation task

Keywords : Stroke, navigation, kinematics, stability, trajectory, strategy, assessment.

## Abstract

The gait characteristics of patients with hemiparesis are usually assessed during stable, straight-line gait. Clinical tests are mostly based on timed performance, although biomechanical gait analysis may be carried out. The analysis of navigational tasks that involve constraints encountered in daily life is necessary to increase understanding of gait deficits. The Timed Up and Go test (TUG) includes oriented gait towards a target, and turning tasks, typical of real-life gait. However, the simple analysis of performance time does not provide sufficient information regarding actual performance of the tasks.

The main aim of this thesis was to characterize the locomotor displacements of hemiparetic patients during navigational tasks, such as those involved in the TUG. To this end, we carried out a biomechanical analysis of gait during the three navigational tasks of the TUG (oriented gait to the target, turning and oriented gait to the seat). We analysed the kinematics, stability and locomotor trajectories of patients and healthy subjects. This work is original because it provides a biomechanical characterization of the organization of gait in patients with hemiparesis during navigational tasks, using innovative parameters.

The longer performance time in hemiparetic patients, compared with healthy subjects, was related to a decrease in the majority of spatio-temporal and joint kinematic parameters. Moreover, the results showed that oriented gait tasks were controlled by the same parameters in hemiparetic patients and healthy subjects, but in different proportions. In contrast, the turning task was controlled by different, specific parameters. Organizational differences between hemiparetic patients and healthy subjects were also highlighted, namely a lack of stability, slowing during the turn and deviation from the trajectory by the patients. These results suggest that hemiparetic patients use a strategy which is a compromise between stability, trajectory and performance for the optimal achievement of navigational tasks, such as those involved in the TUG. The implications of this work for the clinical management of hemiparetic patients are explained.

# **Caractérisation de la cinématique et de la trajectoire du centre de masse des patients hémiplégiques lors d'une tâche de navigation**

Mots clés : Hémiplégie, navigation, cinématique, stabilité, trajectoire, stratégie, évaluation

## **Résumé**

Les patients hémiplégiques présentent des troubles de la marche couramment évalués, lors d'une marche stabilisée en ligne droite, par des tests cliniques chronométriques et parfois par une analyse quantifiée de la marche explorant les paramètres biomécaniques de celle-ci. L'analyse de tâches de navigation dans l'environnement, impliquant des contraintes rencontrées au quotidien, apparaît pertinente parallèlement à l'analyse de la marche stabilisée en ligne droite. Le test du Timed Up and Go (TUG) comprend des tâches de marche orientée vers une cible et de demi-tour, ce qui correspond à un grand nombre de déplacements effectués dans la vie quotidienne. Cependant la performance chronométrique obtenue à l'issue de ce test ne permet pas la compréhension des mécanismes à l'origine de cette performance.

L'objectif principal de cette thèse est de caractériser les déplacements locomoteurs des patients hémiplégiques au cours de tâches de navigation telles que celles impliquées dans le TUG. Pour cela nous proposons une analyse biomécanique de leurs déplacements au cours des 3 phases de navigation du TUG (marche orientée vers l'obstacle, demi-tour et marche orientée vers le siège). Cette analyse concerne l'étude de la cinématique, de la stabilité et des trajectoires locomotrices de ces patients et de sujets sains. L'originalité de ce travail repose sur la caractérisation biomécanique de l'organisation des patients hémiplégiques lors de tâches de navigation, au moyen de paramètres innovants.

La diminution de la performance chronométrique observée chez les patients hémiplégiques, comparativement aux sujets sains, s'explique tout d'abord par une diminution de la majorité des paramètres spatio-temporels et de la cinématique articulaire lors des 3 phases de navigation des patients. De plus, les résultats montrent que les phases de marche orientée sont contrôlées par les mêmes paramètres pour les patients hémiplégiques et les sujets sains, mais avec une pondération différente et, que la phase du demi-tour est contrôlée par des paramètres spécifiques différents. Les résultats mettent également en évidence des différences organisationnelles entre les patients hémiplégiques et les sujets sains, à savoir un défaut de stabilité, un ralentissement lors du demi-tour et une déviation de la trajectoire locomotrice pour les patients. Ces résultats suggèrent que les patients hémiplégiques mettent en place une stratégie consistant en un compromis entre la stabilité, la trajectoire et la performance pour une réalisation optimale des tâches de navigation telles que celles réalisées lors du TUG. Des répercussions sur la prise en charge clinique des patients hémiplégiques peuvent être envisagées à l'issue de ce travail.