



HAL
open science

Etude du passage assis-debout et debout-assis du sujet hémiplégique : influence d'un appui fixe ou mobile

Amal Saadé

► **To cite this version:**

Amal Saadé. Etude du passage assis-debout et debout-assis du sujet hémiplégique : influence d'un appui fixe ou mobile. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Bretagne occidentale - Brest, 2017. Français. NNT : 2017BRES0131 . tel-01778987

HAL Id: tel-01778987

<https://theses.hal.science/tel-01778987>

Submitted on 26 Apr 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE / UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

sous le sceau de l'Université Bretagne Loire

pour obtenir le titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

Mention : Biomécanique

École Doctorale Biologie Santé ED 605

Présentée par

Amal SAADE

Etude du passage assis-debout et debout-assis du sujet hémiparalysé. Influence d'un appui fixe ou mobile.

Thèse soutenue le 14 Décembre 2017

devant le jury composé de :

Olivier REMY-NERIS

PUPH, CHRU de Brest

Directeur de thèse

Philippe PUDLO

PU, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis

Co-directeur de thèse

Patrick DEHAIL

PUPH, CHU de Bordeaux

Rapporteur

Nasser REZZOUG

MCF, Université de Toulon

Rapporteur

Hélène PILLET

MCF, ENSAM Paris

Examineur

Frédéric MARIN

PU, Université de Technologie de Compiègne

Examineur

– A toutes les personnes qui souffrent encore d'une certaine incapacité. On en souffre d'ailleurs tous, que ce soit d'une incapacité à se lever sans aide après un accident vasculaire cérébral, . . . ou d'une incapacité à pouvoir changer les choses après une défaite ou après une injustice qui s'incruste et fait anéantir l'envie de bouger, l'envie de se rebeller. Et c'est à ce moment-là, j'ai envie de dire, quand on perd la force, quand on perd un peu de nos capacités, . . . qu'on peut tout gagner, tout simplement parce qu'on apprend à faire les choses différemment, à se lever d'une manière différente, et à découvrir qu'il y a toujours d'autres moyens pour atteindre un objectif. –

-La force, c'est de pouvoir regarder la douleur en face, lui sourire et continuer malgré ses coups à se tenir debout.-
Auteur inconnu

-Hier n'est que le souvenir d'aujourd'hui, et demain est son rêve.-
Gibran khalil Gibran

-Pobres no son los que tienen poco. Pobres son los que quieren más y más, infinitamente más, y nunca les alcanza.-
Pepe Mujica

-Ever tried, ever failed. No matter, try again, fail again, fail better.-
Samuel Becket

-We have flown the air like birds and swum the sea like fishes, but have yet to learn the simple act of walking the earth like brothers.-
Martin Luther King

Résumé

La première cause de handicap neurologique chez l'adulte en France est l'accident vasculaire cérébral(AVC). L'AVC est la principale cause de l'hémiplégie et peut conduire à des séquelles lourdes telles que des difficultés à se lever et s'asseoir. A ce jour, il n'existe pas de dispositif d'aide au passage assis-debout(PAD)/debout-assis(PDA) permettant le déplacement en position debout adapté aux sujets hémiplégiques. La conception de ce type de dispositif est l'objectif du projet VHIPOD. L'absence d'études sur le PAD/PDA avec aide des sujets hémiplégiques invite à explorer deux types d'aides : ancrage fixe et ancrage mobile. Une première campagne d'expérimentation a permis de mesurer le PAD/PDA de 18 sujets sains et 11 sujets hémiplégiques droits dans différentes conditions : avec/sans ancrage fixe, avec/sans écharpe d'immobilisation et pour différentes positions de l'ancrage fixe. Ce travail a permis de montrer la contribution d'un ancrage fixe sur le PAD/PDA (ex. réduction des moments articulaires aux genoux) et de montrer que la position de l'ancrage fixe influence le PAD/PDA (ex. une position du côté gauche/sain augmente l'appui sur le membre inférieur gauche). Une deuxième campagne d'expérimentation a permis de mesurer le PAD/PDA avec ancrage mobile de 7 sujets sains et 10 sujets hémiplégiques gauches. Ce travail a permis d'identifier la différence entre les sujets hémiplégiques et les sujets sains (ex. les sujets hémiplégiques gauches sont plus asymétriques que les sujets sains) et de comparer les résultats du PAD/PDA avec ancrage mobile à ceux du PAD/PDA avec ancrage fixe (ex. l'asymétrie des sujets hémiplégiques est augmentée pour le PAD/PDA avec ancrage mobile).

Mots Clés : hémiplégie, passage assis-debout, passage debout-assis, ancrage fixe, ancrage mobile, asymétrie, dynamique, cinématique.

Abstract

Sit-to-stand and stand-to-sit study for hemiplegic persons. The influence of different kind of assistance.

Stroke is the first cause of neurological handicap for adults in France. It is the principal cause of hemiplegia and could lead to major consequences as to have difficulties to stand up, to sit down or even to walk/move. Nowadays, there's no device adapted to assist hemiplegic persons to stand up, to move while standing up and to sit down. The creation of this type of device/vehicle is the aim of VHIPOD project. The absence of studies on the assisted sit-to-stand (STS) for hemiplegic persons invites to investigate two type of assistance : fixed anchor and moving anchor. Two series of experimentation have been conducted. The first experimental device allowed the sit-to-stand/stand-to-sit measurements for 18 healthy subjects and 11 right hemiplegic subjects in different conditions : with/without a fixed anchor, with/without an arm sling and for different anchor position. The analysis of the results showed the contribution of a fixed handgrip (ex. reduction of the knee joint moments) and the influence of the handgrip position on the movement (ex. a position on the left/healthy side increases the effort on left lower limb.). The second experimental device allowed the sit-to-stand/stand-to-sit measurements for 7 healthy subjects and 10 left hemiplegic subjects. The analysis of the results allowed us to describe the sit-to-stand/stand-to-sit with moving anchor, to compare the two populations (ex. Left hemiplegic subjects have a more asymmetrical movement then healthy subjects) and to compare the STS with moving anchor to the STS with fixed anchor (ex. The asymmetry of hemiplegic subjects was higher for the STS with a moving anchor).

Keywords : Hemiplegia, sit-to-stand, stand-to-sit, fixed anchor, moving anchor, asymmetry, dynamics, kinematics.

Remerciements

Parce que toutes les personnes que j'ai rencontrées dans ma vie, ont laissé une trace dans mon cœur.. Parce que toutes les personnes que j'ai rencontrées, m'ont appris au moins une leçon sur la vie.. Parce que toutes les personnes que j'ai rencontrées, m'ont ouvert un peu plus les yeux et parfois, sans qu'ils se rendent compte, m'ont ouvert un peu plus le cœur. Tout simplement parce que chaque personne est unique avec son humanité, je vous remercie tous.

D'abord je tiens à remercier particulièrement deux personnes, sans qui je n'aurais pas eu la chance d'écrire ces remerciements. A Olivier Rémy-Néris, je te remercie vivement, je te remercie pour le temps que tu as consacré à ma thèse et surtout pour tes conseils. Ils m'étaient très précieux et nécessaires pour aboutir. A Laurent Vermeiren, Lolo, ta bonté, ta bonne humeur et surtout tes qualités humaines m'ont vraiment touchée. Un « Merci » ne suffirait même pas !

Je remercie Antoine Dequidt pour ses encouragements et son soutien.

Je remercie Philippe Pudlo pour le temps qu'il a consacré à ma thèse, en particulier les deux premières années, une phase cruciale et importante pour l'aboutissement du travail.

Je souhaite remercier toutes les personnes qui ont travaillé sur le projet VHIPOD pour leurs contributions à l'aboutissement de ce travail. Je remercie le LAMIH et l'équipe de travail au CHRU de Brest pour tous les moyens qu'ils ont mis à disposition. Je remercie François Gabrielli pour le temps qu'il a consacré à ce travail. Je remercie Sébastien Paganelli pour sa contribution à la conception des plateformes expérimentales.

Je remercie M. Patrick Dehail et M. Nasser Rezzoug pour avoir accepté d'être les rapporteurs de ma thèse et pour le temps qu'ils ont consacré à évaluer ma thèse. Je remercie Mme Hélène Pillet et M. Frédéric Marin d'avoir accepté d'être les examinateurs.

Je remercie toutes les personnes qui ont donné volontairement de leur temps précieux pour participer aux expérimentations.

A Franck Barbier, A Christophe Gillet, A Mathieu Lempereur, j'ai eu la chance de travailler peu avec vous mais j'ai envie de dire, que ce que j'ai pu apprendre auprès de vous, était la base dont j'avais besoin pour mon travail (pédagogique ou de thèse). Sans Mathieu

et Christophe je n'aurais pas pu avancer rapidement sur l'aspect technique de ma thèse. J'ai beaucoup apprécié le travail avec vous. A Franck, merci de m'avoir donné la chance d'enseigner durant ma thèse et surtout de m'avoir fait confiance.

Je n'oublie pas de remercier mes tuteurs de stage de Master : Christophe Sauret et Joseph Bascou. J'ai eu le courage d'entamer ce travail après avoir expérimenté le travail de recherche en stage auprès de vous.

Pour remercier tout le monde, j'aurais pu écrire des pages sur la contribution de ceux que j'ai croisés au travail, ou ailleurs. Je suis très heureuse de vous avoir rencontré. A Clem, Vic-Vic-tor, Ratton, Rémi, ... à tous mes collègues et mes amis, j'aimerais vous dire que ces dernières années n'auront pas été les mêmes sans votre présence. J'ai eu de la chance de vous avoir rencontré. Je vous remercie pour votre folie et pour la joie que vous avez ramenée à mes journées !

A Zézette, A Mélanie, je vous remercie particulièrement pour votre bonne humeur et surtout pour les pauses sympa !

A Mirou, A Ben, les années qu'on a passées ensemble, les soirées qu'on a passées à discuter (de tout et de n'importe quoi), ont rendu mon séjour à Valenciennes inoubliable. Je vous remercie du fond de mon cœur d'avoir été là.

A toi, Sally – quoi dire ?? J'ai envie de dire beaucoup de choses car tout n'aurait pas été pareil sans ta présence dans ma vie... Mais je vais me contenter de te dire que je suis fière de toi et que ta présence dans ma vie est inestimable.

A toi, Sophie – ton amitié m'est très précieuse. Malgré la distance, tu étais toujours restée ma meilleure amie et je sais que c'est pour la vie. Je te remercie pour tout !

A toi, Wael – Cela ne fait pas longtemps qu'on s'est retrouvé. Paradoxalement, la distance, l'éloignement et les choix qu'on avait pris chacun de son côté nous ont rapproché l'un de l'autre. Nos retrouvailles ont tout simplement ouvert mon cœur et ont détruit toutes les barrières que je m'étais construite.

A inti, A Jamila, je vous remercie d'être là, d'être vous.

A Astrid, merci d'être mon amie. Merci pour nos voyages. Je suis très heureuse d'avoir rencontré quelqu'un aussi passionné pour son travail et sa vie comme toi.

A Rime, je te remercie pour ton amitié, je te remercie de m'avoir toujours encouragé durant toutes nos années d'études communes au Liban, mais aussi après.

Je remercie tous mes amis, que j'ai eu la chance de croiser pendant une période de ma vie. Sachez que malgré tout – malgré la distance et les circonstances qui nous ont éloignés, nos souvenirs resteront à jamais gravés dans ma mémoire et m'aideront à surmonter les

moments difficiles.

A ma mère, ... je te remercie pour tous tes sacrifices. Je te remercie pour toute la liberté que tu nous as précieusement offerte.

A mon père, ... pour te remercier je me contenterais d'écrire une citation de ton auteur préféré : " la pensée est un oiseau d'espace, qui dans la cage des mots saura peut-être déployer les ailes mais pas voler ".

A sylvia, ... J'ai eu la chance de t'avoir eue comme voisine dès mon très jeune âge. Tu as été pour moi comme une deuxième maman et tu m'as beaucoup enrichie avec tous les livres que tu m'as offertes. Tu es une des personnes qui m'ont beaucoup influencée, rien qu'avec ta manière de vivre et ta simplicité. Même partie, tu resteras pour toujours dans mon cœur.

A mes sœurs, A Naim, je vous remercie d'être là. Je vous remercie d'avoir ramener mes nièces à la vie! A mes nièces, je vous remercie chaudement pour votre amour et pour votre joie de vivre.

A Joanne, ma nièce et ma filleule préférée, je crois beaucoup en toi et je sais qu'à ta manière à toi, tu vas apporter beaucoup de belles choses à la vie des gens qui t'entourent. Reste comme tu es. Il n'y a pas plus beau que d'être authentique à soi-même. Je t'adore.

A mes oncles et tante, je vous remercie d'avoir toujours été là.

A Marie-Christine, je te remercie pour tous les moments sympa qu'on a passé ensemble et je te remercie tout simplement pour être toi-même!

Finalement, je souhaite remercier Modz el bailador (il baille, il dort). Je te remercie pour ta vie de chat!

Table des matières

Abstract	8
Remerciements	11
Table de figures	18
Liste des tableaux	27
Listes des publications	31
Introduction générale	32
1 Contexte et problématique	37
1.1 Introduction	37
1.2 AVC et hémiplégie	37
1.2.1 Epidémiologie de l'AVC	37
1.2.2 De l'AVC à l'hémiplégie : types, causes et conséquences	39
1.2.2.1 Définition et causes de l'hémiplégie	39
1.2.2.2 Conséquences de l'hémiplégie	40
1.2.2.3 Conclusion	42
1.2.3 Évaluation de l'hémiplégie	42
1.2.4 Synthèse AVC et hémiplégie	43
1.3 hémiplégie et passage assis-debout	43
1.3.1 Définition du PAD/PDA	44
1.3.2 Chronologie du PAD/PDA	45
1.3.3 Stratégies	48
1.3.4 Etat des connaissances sur le PAD/PDA	50
1.3.4.1 Outils et variables biomécaniques pour l'analyse du PAD/PDA des sujets hémiplégiques	50
1.3.4.2 Influence de l'entraînement sur le PAD/PDA des sujets hémiplégiques	55
1.3.4.3 Influence de l'asymétrie et corrélation avec d'autres facteurs lors du PAD/PDA des sujets hémiplégiques	56
1.3.4.4 Influence des facteurs posturaux lors du PAD/PDA	56
1.3.4.5 Influence de l'assistance lors du PAD	57
1.3.4.6 Conclusion	61

2	Matériels et Méthodes	63
2.1	Introduction	63
2.2	Matériels commun	63
2.2.1	Système de capture de mouvements	64
2.2.2	Plateformes de forces et plateformes expérimentales	64
2.3	Méthodologie commune	67
2.3.1	Placement des marqueurs rétro-réfléchissants	67
2.3.2	Compensation des pertes de marqueurs et filtrage des données	68
2.3.3	Filtrage des données	69
2.3.4	Calcul des centres articulaires	70
2.3.5	Calcul des repères locaux	72
2.3.6	Calcul des angles articulaires	73
2.3.7	Calcul du centre de gravité corporel	74
2.3.8	Calcul des efforts articulaires	77
2.4	Variables biomécaniques utilisées	83
2.4.1	Phases du PAD/PDA	84
2.4.2	Durée	85
2.4.3	Trajectoire et vitesse du centre de gravité	85
2.4.4	Inclinaison du tronc	86
2.4.5	Indicateur de stabilité	88
2.4.6	Forces mesurées à la poignée et au sol	90
2.4.7	Moments articulaires de flexion/extension	91
2.4.8	Indicateur d'asymétrie	93
2.5	Conclusion	94
3	Influence d'un ancrage spatial fixe	97
3.1	Introduction	97
3.2	Matériel et méthodes	97
3.2.1	Matériel	98
3.2.2	Protocole expérimental	99
3.2.3	Participants	100
3.2.4	Découpage du mouvement	100
3.3	Influence d'une poignée fixe	101
3.3.1	Méthodes	101
3.3.1.1	Protocole et population	101
3.3.1.2	Analyse des données	102
3.3.2	Résultats	103
3.3.2.1	Vue d'ensemble de l'influence de la poignée	103
3.3.2.2	Durée	105
3.3.2.3	Inclinaison du tronc	107
3.3.2.4	Trajectoire et débattement latéral du centre de gravité	110
3.3.2.4.1	Trajectoire du centre de gravité	110
3.3.2.4.2	Débattement latéral du centre de gravité	111
3.3.2.5	Indicateur de stabilité	112
3.3.2.6	Moments articulaires aux genoux	115

3.3.2.7	Asymétrie	117
3.3.3	Conclusion	119
3.4	Influence d'une écharpe dans le cas d'une poignée fixe	121
3.4.1	Introduction	121
3.4.2	Méthodes	121
3.4.2.1	Protocole et population	121
3.4.2.2	Analyse des données	122
3.4.3	Résultats	124
3.4.3.1	Influence d'une écharpe pour les sujets sains	124
3.4.3.2	Influence d'une écharpe pour les sujets hémiplésiques	125
3.4.4	Conclusion	129
3.5	Influence de la position d'une poignée fixe	131
3.5.1	Méthodes	131
3.5.1.1	Protocole et population	131
3.5.1.2	Analyse des données	132
3.5.2	Résultats	133
3.5.2.1	Durée	133
3.5.2.2	Débattement latéral du centre de gravité	135
3.5.2.3	Indicateur de stabilité	137
3.5.2.4	Inclinaison du tronc	139
3.5.2.5	Moments articulaires aux genoux	141
3.5.2.6	Force mesurée à la poignée	143
3.5.2.7	Asymétrie	145
3.5.2.7.1	Côté d'appui favorisé	145
3.5.2.7.2	Asymétrie en valeur absolue	148
3.5.3	Conclusion et tentative de recommandations	151
3.6	Ressenti des sujets	154
3.7	Conclusion	157
4	Influence d'un ancrage spatial mobile	159
4.1	Introduction	159
4.2	Matériel et méthodes	159
4.2.1	Matériel	159
4.2.2	Protocole et population	162
4.2.3	Découpage du mouvement	163
4.2.4	Analyse des données	164
4.2.4.1	Déphasage sujet/tablette	165
4.3	Résultats	167
4.3.1	Déphasage sujet/tablette	167
4.3.2	Inclinaison du tronc	168
4.3.3	Débattement du centre de gravité latéral	168
4.3.4	Indicateur de stabilité	169
4.3.5	Moments articulaires aux genoux	170
4.3.6	Asymétrie	171
4.4	Discussion	172

4.5	Ressenti des sujets	173
4.6	Conclusion	177
	Conclusion générale et perspectives	179
	Annexe	187
	Références	199

Table des figures

1.1	Taux d'incidence et de mortalité dans les pays de l'EU-5. Chiffres extraits de l'étude de Zhang et al. (2012) sur la période de 2000 à 2006.	38
1.2	Difficultés des personnes avec antécédent de séquelles d'accident vasculaire cérébral pour les activités de base de la vie quotidienne (de Peretti et al. (2012))	39
1.3	Différentes aides techniques à la mobilité.	41
1.4	Echarpe d'immobilisation du membre parétique d'un sujet hémiplegique. . .	41
1.5	Activités de la vie quotidienne. Figure construite à partir des activités de base de la vie quotidienne (de Peretti et al. (2012)).	44
1.6	Passage assis-debout et debout-assis (Roebroek et al. (1994)).	44
1.7	Découpage du passage assis-debout et debout-assis (Roy et al. (2006)) basé sur la force verticale (VRF) au sol et à l'assise (figure en haut) et sur les angles articulaires du membre inférieur (figure en bas).	47
1.8	Stratégies du passage assis-debout sans assistance.(Hughes et al. (1994)). . .	48
1.9	Durée du PAD et du PDA des sujets hémiplegiques par référence bibliographique.	55
1.10	Inclinaison du tronc lors du PAD assisté/non assisté par référence bibliographique. L'inclinaison du tronc est mesurée par rapport à l'horizontale pour Alexander et al. (1991) et calculée par rapport à la verticale pour les autres références bibliographiques. Les valeurs maximales de l'inclinaison du tronc sont présentées pour l'étude de Burnfield et al. (2012), l'écart entre la valeur maximale et la valeur initiale pour Alexander et al. (1991) alors que pour les autres c'est le débattement (écart entre valeur maximale et minimale) de l'inclinaison du tronc.	58
1.11	Illustration des poteaux utilisés comme des poignées pour se lever. (Vena et al. (2015)).	59
1.12	Dispositif Vera-lift (Burnfield et al. (2012)).	60
1.13	Prototype d'un dispositif d'assistance de l'Université Ritsumeikan (Nagai et al. (2003)).	60
1.14	Illustration du dispositif Vhipod souhaité.	61
2.1	Scène expérimentale au CHRU de Brest et au LAMIH à l'université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.	64
2.2	Plateforme expérimentale 1 : avec ancrage fixe (poignée fixe, réglable). . . .	66

2.3	Plateforme expérimentale 2 : avec ancrage mobile (poignée fixée sur une tablette mobile).	66
2.4	Placement des marqueurs rétro-réfléchissants. Les marqueurs blancs sont des marqueurs apposés sur des points anatomiques et les marqueurs noirs sont des marqueurs techniques.	67
2.5	Force verticale mesurée au pied gauche. Orange : signal brut (non filtré) ; Noir : signal filtré.	70
2.6	Repère et marqueurs anatomiques du bassin (Leardini et al., 1999) PSISs : les Epines iliaques postérieures ASISs : les Epines iliaques antérieures HJCs : les centres articulaires de la hanche (nommé dans ce rapport : O_{HD} -hanche droite et O_{HG} -hanche gauche)	71
2.7	Repères locaux des bras droit et gauche	72
2.8	Centres articulaires et points anatomiques utilisés pour le calcul des longueurs segmentaires (Li). O_T : Vertex ; O_c : Manubrium ; O_{EpD} : centre articulaire de l'épaule droite ; O_{BD} : centre articulaire du coude droit ; O_{AvD} : centre articulaire du poignet droit ; O_{MD} : Centre articulaire des métacarpes droits ; O_{HD} : centre articulaire de la hanche droite ; O_{CD} : centre articulaire du genou droit ; O_{JD} : centre articulaire de la cheville droite ; O_{PD} : centre articulaire des métatarses droits ; O_{EpG} : centre articulaire de l'épaule gauche ; O_{BG} : centre articulaire du coude gauche ; O_{AvG} : centre articulaire du poignet gauche ; O_{MG} : Centre articulaire des métacarpes gauches ; O_{HG} : centre articulaire de la hanche gauche ; O_{CG} : centre articulaire du genou gauche ; O_{JG} : centre articulaire de la cheville gauche ; O_{PG} : centre articulaire des métatarses gauches.	77
2.9	Données nécessaires pour l'estimation des efforts articulaires par dynamique inverse	78
2.10	Etapes de calcul de la dynamique inverse	82
2.11	Les deux phases du PAD (phase préparatoire et phase de montée) et du PDA (phase de descente et phase finale) naturel, du PAD et du PDA avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée fixée sur une tablette mobile).	84
2.12	Représentation du ROM de la trajectoire latérale du cdg	85
2.13	Exemple de la norme de la vitesse du centre de gravité pour un sujet sain lors du PAD/PDA naturel : sans poignée. S off : perte de contact avec le siège ; S on : prise de contact avec le siège.	86
2.14	Représentation de l'inclinaison du tronc par rapport à l'axe vertical du repère global	87
2.15	Exemple de l'inclinaison du tronc pour un sujet sain lors du PAD et PDA sans assistance. S off : perte de prise avec le siège ; S on : prise de contact avec le siège.	87
2.16	Débattement du degré d'inclinaison du tronc lors du passage assis-debout sans poignée (Kinoshita et al., 2015)	88
2.17	Indicateur de stabilité.	88
2.18	Exemple de l'indicateur de stabilité lors du PAD avec (figure à droite) et sans poignée (figure à gauche) d'un sujet sain. S off : instant de perte de prise de contact avec le siège.	89

2.19	Exemple de la norme des forces mesurées à la poignée, et normalisée par rapport à la masse (64kg), pour un PAD et un PDA avec poignée d'un sujet sain.	90
2.20	Exemple de la résultante des forces mesurées au sol, et normalisée par rapport à la masse (64kg), lors d'un PAD et d'un PDA naturel : sans poignée, d'un sujet sain.	91
2.21	Exemple des moments articulaires de flexion/extension aux genoux, normalisés par rapport à la masse (64kg), pour un PAD et un PDA d'un sujet sain sans assistance.	92
2.22	Exemple de la norme des forces mesurées au sol pour un sujet hémiplégique droit, normalisé par rapport à la masse (80kg), lors d'un PAD et d'un PDA naturel.	94
3.1	Plateforme expérimentale développée pour l'étude d'une aide de type poignée fixe. p : profondeur coulissante de la chaise, h_1 : hauteur réglable de la chaise, h_2 : hauteur coulissante de la poignée, L : largeur coulissante de la poignée, ϕ : l'angle de rotation de la poignée.	98
3.2	Exemple d'un essai PAD/PDA avec poignée	99
3.3	Apport de la poignée en pourcentage lors du PAD des sujets hémiplégiques et des sujets sains. * : $p < 0.05$; test post-hoc. Pv : pourcentage de variation. D : durée de montée, Dl : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse du centre de gravité en montée, T : débattement d'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en montée, IF : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.	104
3.4	Apport de la poignée en pourcentage lors du PDA des sujets hémiplégiques et des sujets sains. * : $p < 0.05$; test post-hoc. Pv : pourcentage de variation. D : durée de descente, Dl : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse en descente, P : moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée en descente, T : débattement d'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en descente, IF : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.	105
3.5	Durée de la phase de montée/descente (D), avec et sans poignée des sujets sains et des sujets hémiplégiques. * : $p < 0.05$; test post-hoc (LSD).	106
3.6	Gabarits (moyenne \pm écart-type) de l'inclinaison du tronc des sujets sains et des sujets hémiplégiques lors du PAD avec et sans poignée.	107
3.7	Gabarits (moyenne \pm écart-type) de l'inclinaison du tronc des sujets sains et des sujets hémiplégiques lors du PDA avec et sans poignée.	107
3.8	Débattement de l'angle d'inclinaison du tronc (T), lors du PAD et du PDA, avec et sans poignée des sujets sains et des sujets hémiplégiques. * : $p < 0.05$; test post-hoc (LSD).	108
3.9	Débattement de l'angle d'inclinaison du tronc et illustration de la position de la poignée (Kinoshita et al. (2015)).	109

3.10 Gabarits (moyenne \pm écart-type) des trajectoires antéro-postérieures (mar- ron) et verticales (blanc), normalisées de 0 à 1, des sujets sains et des sujets hémiplegiques lors du PAD avec et sans poignée.	110
3.11 Gabarits (moyenne \pm écart-type) des trajectoires antéro-postérieures (mar- ron) et verticales (blanc), normalisées de 0 à 1, des sujets sains et des sujets hémiplegiques lors du PDA avec et sans poignée.	111
3.12 Débattement du centre de gravité latéral (Dl) des sujets sains et des sujets hémiplegiques lors du PAD et du PDA, avec et sans poignée. * : $p < 0.05$; test post-hoc (LSD)	112
3.13 Exemple de l'indicateur de stabilité (distance entre la position du centre de gravité à l'instant de perte (S off) ou de prise de contact (S on) avec le siège par rapport à la position des chevilles pour un sujet sain et un sujet hémiplegique. 0 est la position initiale du centre de gravité.	113
3.14 Indicateur de stabilité (S : distance entre la position du centre de gravité à l'instant de perte (S off) ou de prise de contact (S on) avec le siège par rapport à la position des chevilles lors du PAD et du PDA, avec et sans poignée des sujets sains et des sujets hémiplegiques. * : $p < 0.05$; test post-hoc (LSD). . .	114
3.15 Gabarits (moyenne \pm écart-type) des moments articulaires des genoux, nor- malisés par la masse des sujets, pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PAD avec et sans poignée.	115
3.16 Gabarits (moyenne \pm écart-type) des moments articulaires des genoux, nor- malisé par la masse des sujets, pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PDA avec et sans poignée.	116
3.17 Moyenne des moments articulaires de flexion/extension des genoux, normalisé par la masse des sujets, lors de la phase de montée et de descente (M), du PAD et du PDA, avec et sans poignée des sujets sains et hémiplegiques. * : $p < 0.05$; test post-hoc (LSD).	117
3.18 Différence en valeur absolue des moyennes de la norme des forces appliquées aux pieds gauche et droit, normalisée par la masse des sujets, sur la phase de montée/descente ($ IF $), lors du PAD et du PDA, avec et sans poignée des sujets sains et des sujets hémiplegiques.	118
3.19 Exemple d'un sujet lors des expérimentations du passage assis-debout sans (à gauche) et avec écharpe (à droite).	122
3.20 Influence de l'écharpe en pourcentage lors du PAD avec poignée des sujets sains. * : $p < 0.05$; test post-hoc . Pv : pourcentage de variation. D : durée de montée, Dl : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse en montée, P : moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée en montée, T : débattement de l'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en montée, $ IF $: indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.	124

3.21	Influence de l'écharpe en pourcentage lors du PDA avec poignée des sujets sains. * : $p < 0.05$; test post-hoc. Pv : pourcentage de variation. D : durée de descente, Dl : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse en descente, P : moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée en descente, T : débattement de l'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en descente, IF : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.	125
3.22	Influence de l'écharpe en pourcentage lors du PAD avec poignée des sujets hémiplégiques et des sujets sains. Pv : pourcentage de variation. D : durée de montée, Dl : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse en montée, P : moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée en montée, T : débattement de l'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en montée, IF : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.	126
3.23	Influence de l'écharpe en pourcentage lors du PDA avec poignée des sujets sains et des sujets hémiplégiques. * : $p < 0.05$; test post-hoc LSD. Pv : pourcentage de variation. D : durée de descente, Dl : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse en descente, P : moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée en descente, T : débattement de l'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en descente, IF : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.	126
3.24	L'indicateur d'asymétrie (IF) lors du PAD et du PDA avec poignée, avec et sans écharpe, des sujets sains et des sujets hémiplégiques.	127
3.25	Exemple des normes des forces au sol (gauche/sain et droite/parétique) d'un sujet hémiplégique.	127
3.26	Débattement de l'angle de flexion/extension et de l'angle d'abduction/adduction du bras, des sujets sains et des sujets hémiplégiques lors du PAD avec poignée, sans écharpe.	128
3.27	Les 7 positions de la poignée testées selon 3 axes : latéral, antéro-postérieur et vertical.	132
3.28	Durée de la phase de montée (D) en seconde pour les sujets sains et les sujets hémiplégiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	133
3.29	Durée de la phase de descente (D) en seconde pour les sujets sains et les sujets hémiplégiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	134
3.30	Débattement latéral du centre de gravité (Dl) en cm pour les sujets sains et les sujets hémiplégiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	135
3.31	Débattement latéral du centre de gravité (Dl) en cm pour les sujets sains et les sujets hémiplégiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	136

3.32	Indicateur de stabilité (S) en cm pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	138
3.33	Indicateur de stabilité (S) en cm pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	139
3.34	Débattement du degré d'inclinaison du tronc (T) en degré pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	140
3.35	Débattement du degré d'inclinaison du tronc (T) en degré pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	141
3.36	Moyenne des moments articulaires d'extension, normalisée par la masse, sur la phase de montée (M) en Nm/kg pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	142
3.37	Moyenne des moments articulaires de flexion, normalisée par la masse, sur la phase de descente (M) en Nm/kg pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	143
3.38	Moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée, normalisée par la masse, sur la phase de montée (P) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	144
3.39	Moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée, normalisée par la masse, sur la phase de descente (P) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.	145
3.40	Asymétrie normalisée par rapport à la masse des sujets, sans valeur absolue, basée sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol (gauche-droite) sur la phase de montée (IF) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PAD avec poignée, pour les 7 positions de la poignée.	146
3.41	Asymétrie normalisée par rapport à la masse des sujets, sans valeur absolue, basé sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol (gauche-droite) sur la phase de descente (IF) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PDA avec poignée, pour les 7 positions de la poignée.	147
3.42	Asymétrie normalisée par rapport à la masse des sujets, en valeur absolue, basé sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol (gauche-droite) sur la phase de montée (IF) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PAD avec poignée, pour les 7 positions de la poignée.	149
3.43	Asymétrie normalisée par rapport à la masse des sujets, en valeur absolue, basé sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol (gauche-droite) sur la phase de descente (IF) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors du PDA avec poignée, pour les 7 positions de la poignée.	150
3.44	Échelle analogique.	154

3.45	Quantification du ressenti des sujets sains lors du PAD/PDA avec ancrage fixe. 1 à 3 : le PAD/PDA avec une poignée en position i ($i = \text{"Haut", "Loin", "Droite", "Bas", "Proche" ou "Gauche"}$) est plus difficile que le PAD/PDA en position centrale ("Milieu").	155
3.46	Quantification du ressenti des sujets hémiplégiques lors du PAD/PDA avec ancrage fixe. 1 à 4 : le PAD/PDA avec une poignée en position i ("Haut", "Loin", "Droite", "Bas", "Proche" ou "Gauche") est plus difficile que le PAD/PDA en position centrale ("Milieu").	156
4.1	Plateforme expérimentale avec poignée posée sur une tablette mobile pour assister le PAD/PDA (Modèle CAO et figure prise lors de la phase d'apprentissage).	160
4.2	Caractéristiques de la trajectoire testée de la tablette. DH, DV, A : déplacement horizontal du centre de la tablette, déplacement vertical du centre de la tablette, inclinaison de la tablette respectivement (normalisé par rapport à la position initiale). V : vitesse du centre de la tablette.	160
4.3	Illustration du centre de la tablette (O) et du centre arrière de la tablette (O_a) et	161
4.4	Interface homme-machine (IHM) de la plateforme expérimentale.	162
4.5	Exemple d'un déphasage sujet/tablette déterminé à partir du centre arrière (O_a) de la tablette et la trajectoire verticale du marqueur Xiphoidé en fonction du temps d'un sujet hémiplégique (sujet 6)	166
4.6	Exemple d'un sujet qui se laisse tomber pour s'asseoir avant la fin du mouvement de la tablette. Deux captures d'écran de la fin du PDA : fin du mouvement du sujet (figure à gauche) et fin du mouvement de la tablette (figure à droite).	166
4.7	Déphasage sujet/tablette lors du PAD et du PDA avec poignée posée sur une tablette mobile.	167
4.8	Débattement de l'angle d'inclinaison du tronc (T) lors du PAD et du PDA naturel (sans poignée), avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile).	168
4.9	Débattement du centre de gravité latéral (DI) lors du PAD et du PDA naturel (sans poignée), avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile).	169
4.10	Indicateur de stabilité (S) lors du PAD et du PDA naturel (sans poignée), avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile).	170
4.11	Moments articulaires de flexion/extension aux genoux (M) lors de la phase de montée et descente du PAD et du PDA naturel (sans poignée), avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile).	171
4.12	indicateur d'asymétrie en valeur absolue basé sur la norme des forces mesurées au sol ($ IF $) lors du PAD et du PDA naturel (sans poignée), avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile).	171
4.13	Quantification du ressenti des sujets sains lors du PAD/PDA avec ancrage mobile.	175

4.14	Quantification du ressenti des sujets hémiplegiques lors du PAD/PDA avec ancrage mobile.	176
A.1	Repère local de la tête	187
A.2	Repère local du tronc	188
A.3	Repères locaux des épaules	189
A.4	Repères locaux des avant-bras droit et gauche	190
A.5	Repères locaux des mains droite et gauche	191
A.6	Repères locaux des cuisses droite et gauche	192
A.7	Repères locaux des jambes droite et gauche	193
A.8	Repères locaux des pieds droit et gauche	194
A.9	Repères locaux du bras, avant-bras et de la main droite lorsque ceux ci sont en écharpe.	195
B.1	Extrait des 4 premiers items de l'Echelle de Berg (HAS (2006)). Le Passage assis-debout et debout-assis sont marqués en rouge.	196
B.2	Maximum des moments articulaires de flexion/extension des genoux, normalisé par la masse des sujets, lors du PAD et du PDA, avec et sans poignée des sujets sains et hémiplegiques. * : $p < 0.05$; post-hoc (LSD).	197

Liste des tableaux

1.1	Signes cliniques de l'hémiplégie gauche et droite. Informations extraites d'un manuel pluridisciplinaire de prise en charge de l'accident vasculaire cérébral à l'hôpital Civil Marie Curie (CHU Charleroi) rédigé par Dr. Dusart A en 2015.	40
1.2	Découpage du PAD (Millington et al. (1992), Burnett et al. (2011), Van Lummel et al. (2013), Kralj et al. (1990), Prinz et al. (2007), Yamada and Demura (2009), Yamada and Demura (2010)). Le critère avant la flèche représente le début de la phase du PAD et le critère après la flèche représente la fin de la phase du PAD.	46
1.3	Deux stratégies du PAD par référence bibliographique	49
1.4	Différentes variables analysées par référence bibliographique pour le PAD/PDA des sujets hémiplégiques. DCP : débattement du centre de pression ; CDG : centre de gravité ; FV sols : forces verticales au sol ; MA : moments articulaires ; AM_g : activations musculaires des extenseurs du genou.	51
1.5	Différentes variables analysées par référence bibliographique pour le PAD/PDA assisté. T : inclinaison du tronc ; DCP : débattement du centre de pression ; CDG : centre de gravité ; Vitesse CDG : vitesse du centre de gravité ; FV sols : forces verticales au sol ; F mains : Forces au niveau des mains ; MA : moments articulaires ; AM : activation musculaire du membre inférieur.	52
1.6	Ordres de grandeur de l'asymétrie lors du PAD et du PDA des sujets hémiplégiques. [1], [2], [3], [4], [5], [6] sont les numéros des 6 méthodes de calcul (section 1.3.4.1).	54
2.1	Types et plages de mesures des plateformes de forces. P. : Portées ; E.M. : Etenues de mesures. L'axe z est l'axe perpendiculaire à la surface des plateformes de forces. PE1 : plateforme expérimentale 1. PE2 : plateforme expérimentale 2.	65
2.2	Liste des marqueurs et leur position anatomique. M : Marqueur	68
2.3	Calcul des repères locaux des bras droit et gauche.	73
2.4	Liste des coefficients de la masse segmentaire (De Leva (1996))	75
2.5	Liste des coefficients de la position des centres de gravité segmentaires (De Leva (1996))	76
2.6	Liste des coefficients de l'inertie pour l'axe sagittal, longitudinal et transversal pour les hommes (De Leva (1996))	80
2.7	Liste des coefficients de l'inertie pour l'axe sagittal, longitudinal et transversal pour les femmes (De Leva (1996))	81

3.1	Variations de la plateforme expérimentale.	99
3.2	Phases du mouvement propres au PAD et au PDA avec et sans poignée. (P_{max} : Force maximale selon l'axe perpendiculaire à la poignée; P : Force selon l'axe perpendiculaire à la poignée; A_{max} : Force maximale selon l'axe perpendiculaire à l'assise; A : Force selon l'axe perpendiculaire à l'assise; Z_{max} : Hauteur maximale du Xiphoidé; Z : coordonnée selon l'axe vertical du mouvement du Xiphoidé)	101
3.3	Caractéristiques des sujets sains et des sujets hémiplégiques ayant participé à la première étude. SS : sujets sains; SH : sujets hémiplégiques. étude 1 : influence d'une poignée dans une position centrale.	102
3.4	Récapitulatif de la présence ou non d'une influence due à la présence d'une poignée centrale lors du PAD et du PDA des sujets hémiplégiques et des sujets sains, ainsi qu'une différence entre les deux populations. Une présence d'une influence significative due au changement de la position de la poignée ou à une différence entre les deux populations est représenté par un "Oui" et une absence par un "Non". Asym Ab : asymétrie en valeur absolue. VB : variables biomécaniques. Réd/Aug : réduction/augmentation due à l'utilisation de la poignée. SS : sujets sains. SH : sujets hémiplégiques.	120
3.5	Caractéristiques des sujets sains et des sujets hémiplégiques ayant participé à cette deuxième étude (étude 2). étude 2 : influence d'une écharpe dans le cas d'une poignée centrale. SS : sujets sains; SH : sujets hémiplégiques.	122
3.6	Récapitulatif de la présence ou non d'une influence due à la présence d'une écharpe lors du PAD et du PDA avec poignée en position centrale des sujets hémiplégiques et des sujets sains, ainsi qu'une différence entre les deux populations. La présence d'une influence significative due au changement de la position de la poignée ou à une différence entre les deux populations est représentée par un "Oui" et une absence par un "Non". Asym Ab : asymétrie en valeur absolue. VB : variables biomécaniques. SS : sujets sains. SH : sujets hémiplégiques.	129
3.7	Caractéristiques des sujets sains et des sujets hémiplégiques ayant participé à cette troisième étude (étude 3). étude 3 : influence de la position de la poignée, lors du PAD/PDA (avec écharpe). SS : sujets sains; SH : sujets hémiplégiques (droit).	132
3.8	Récapitulatif de la présence ou non d'une influence due au changement de la position de la poignée lors du PAD et du PDA des sujets hémiplégiques et des sujets sains, ainsi qu'une différence entre les deux populations. Une présence d'une influence significative due au changement de la position de la poignée ou à une différence entre les deux populations est représenté par un "Oui" et une absence par un "Non". Une absence d'une influence significative due au changement de la position de la poignée représenté par un "Non" est seulement globale et ne veut pas dire qu'il n'y a pas du tout une différence entre une position et une autre. Appui MP : appui au membre inférieur parétique. Asym Ab : asymétrie en valeur absolue. VB : variables biomécaniques. SS : sujets sains. SH : sujets hémiplégiques.	152

4.1	Caractéristiques des sujets analysés en étude 4. SS : sujets sain ; SH : sujets hémiplésiques.	163
4.2	Phases du mouvement propres au PAD et au PDA avec poignée posée sur une tablette mobile. (A_{max} : Force maximale selon l'axe perpendiculaire à l'assise ; A : Force selon l'axe perpendiculaire à l'assise ; Z_{max} : Hauteur maximale du Xiphoidé ; Z : coordonnée selon l'axe vertical du mouvement du Xiphoidé ; Z_{minD} : valeur minimale de Z lors du PAD ; Z_{minF} : valeur minimale de Z lors du PDA ; O_a : centre arrière de la tablette ; $O_{a_{minD}}$: valeur minimale de O_a lors du PAD ; $O_{a_{minF}}$: valeur minimale de O_a lors du PDA)	164
4.3	Récapitulatif de la présence ou non d'une différence significative entre les sujets hémiplésiques et les sujets sains. Une présence d'une différence significative est représentée par un "Oui" et une absence par un "Non". Deph : Déphasage sujet/tablette. T : débattement du degré d'inclinaison du tronc. Dl : débattement du centre de gravité latéral. S : indicateur de stabilité. M : moments articulaires de flexion/extension aux genoux. IF : ordre de grandeur de l'asymétrie basée sur la norme des forces mesurées au sol. VB : variables biomécaniques. SS : sujets sains. SH : sujets hémiplésiques.	178
A.1	Calcul du repère local de la tête.	187
A.2	Calcul du repère local du tronc.	188
A.3	Calcul des repères locaux des épaules gauche et droite.	189
A.4	Calcul des repères locaux des avant-bras droit et gauche.	190
A.5	Calcul des repères locaux des mains droite et gauche.	191
A.6	Calcul des repères locaux des cuisses droite et gauche.	192
A.7	Calcul des repères locaux des jambes droite et gauche.	193
A.8	Calcul des repères locaux des pieds droit et gauche.	194
A.9	Calcul des repères locaux du bras, avant-bras et de la main droite lorsque ceux ci sont en écharpe. ${}^0_T\mathbf{T}$ est la matrice du segment Tronc exprimé dans le repère globale. L_B , L_{Av} , L_M sont les longueurs du bras, de l'avant-bras et de la main.	195

Listes des publications

Communications nationales avec actes

- Saadé A., Gabrielli F., Paganelli S., Pudlo P., Lempereur M., Rémy-Néris O. (2015) The influence of an arm sling on sit-to-stand of hemiplegic subjects. Congrès de la Société française de Biomécanique, 28-30 octobre 2015, Valenciennes, France.
- Saadé A., Pudlo P., Lempereur M., Rémy-Néris O. (2014) The contribution of handgrip assistance on lower limb joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit : a preliminary comparative study. Congrès de la Société française de Biomécanique, 27-29 août 2014, Valenciennes, France.

Communications internationales avec actes

- Saadé A., Gabrielli F., Pudlo P., Lempereur M. and Rémy-Néris O. (2015) The Influence of muscle atrophy on center of mass trajectory for hemiplegia : a preliminary study. Congress of the European Society of Biomechanics, 5-8 Juillet 2015, Prague, République Tchèque.
- Saadé A., Pudlo P., Lempereur M., Rémy-Néris O. (2015) The influence of handgrip side positions on the standing up movement. Congress of the European Society of Biomechanics, 5-8 juillet 2015, Prague, République Tchèque.

Introduction générale

L'utilisation d'une aide pour se lever et s'asseoir est une chose courante. Utiliser les accoudoirs d'une chaise, utiliser la table de son propre bureau ou même s'appuyer sur le matelas de son lit sont des actions habituelles qui peuvent être effectuées quand une certaine fatigue anéantit l'envie de se lever sans aide. L'utilisation d'une aide devient cependant nécessaire quand ce n'est plus une question d'envie ou de fatigue mais une incapacité à se lever et à s'asseoir seul. Dans ce cas, le type d'aide et son positionnement (hauteur, éloignement) deviennent importants. Ces détails peuvent sembler négligeables pour des personnes saines, qui peuvent s'adapter à n'importe quelle situation, mais peuvent être d'une très grande importance pour des personnes âgées ou en situation de handicap. A titre d'exemple, O Meara and Smith (2006) ont montré qu'une poignée-barre latérale introduit une asymétrie (appui aux sols) lors du passage assis-debout des personnes âgées. La position latérale d'une poignée a sans doute un rôle plus important lorsque les personnes en question ont une déficience latérale tels que les sujets hémiplegiques. La dépendance créée par cette pathologie, constitue un enjeu majeur dans toutes les sociétés. En France, la première cause de handicap acquis chez l'adulte est l'accident vasculaire cérébral (Schnitzler et al. (2014)) qui est à son tour la cause principale de l'hémiplegie (Bruno-Petrina et al. (2009)). L'intégration sociale des personnes atteintes d'hémiplegie est un des soucis des sociétés modernes. Pour que ces personnes ne se sentent pas à l'écart et prennent l'initiative d'intégrer la société il faut tout d'abord qu'ils se sentent indépendant, en sécurité et capables d'assumer leurs propres besoins. Pour cela, utiliser un outil d'aide fixe ou une machine pour se lever est d'une grande utilité pour réduire les difficultés et les incapacités dont souffrent les personnes en situation de handicap. Des aides passives ou actives existent et ont pour objectif de permettre à ces personnes d'être plus autonomes, de se lever et de se déplacer plus facilement au quotidien. Cependant, pour les personnes hémiplegiques en particulier, il n'existe pas à ce jour d'aides actives pour les assister à se lever et à se déplacer. Une thèse récente (Allouche, 2016) met l'accent sur ce manque et sur l'incompatibilité des dispositifs (fauteuils roulants, exosquelettes et d'autres prototypes universitaires) actuels pour les personnes hémiplegiques. Quant aux aides passives, il en existe plusieurs (Poignée, canne,

etc.) mais la contribution de ces aides, et leur compatibilité (telle que la position de la poignée) à cette pathologie n'ont jamais été étudiés.

La présente thèse s'inscrit dans le cadre du projet VHIPOD financé par l'Agence Nationale de Recherche (ANR) dans son programme «Technologies pour la Santé et l'Autonomie» (TECSAN). Ce projet a pour objectif de concevoir un véhicule électrique individuel de transport en station debout pour les personnes hémiplegiques avec aide à la verticalisation. Plusieurs partenaires cliniques, hospitaliers, académiques et industriels participent à ce projet :

- LATIM/CHRU de Brest (centre hospitalier et académique),
- LAMIH - Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines (UMR CNRS 8201 ; centre académique),
- CEREMH et le centre de ré-éducation de KERPAPE (centres cliniques),
- BA systèmes et ADM concept (Industriels).

Les centres cliniques sont associés aux choix des concepts et aux données mécaniques que fait ADM dans des maquettes virtuelles. Les contraintes biomécaniques pour la réalisation du dispositif ont été prises en compte par BA systèmes. Le LATIM/CHRU de Brest et le LAMIH travaillent en collaboration pour la partie biomécanique qui se focalisent principalement sur le passage assis-debout (PAD) et debout-assis (PDA) des sujets hémiplegiques. L'exploration de cette problématique (aide au PAD/PDA) fait l'objet principal de la présente thèse.

Le premier chapitre présente l'hémiplegie, ses conséquences sur les activités de la vie quotidienne, en particulier sur le passage assis-debout et les variables utilisées pour décrire ou quantifier ce mouvement. A la fin du premier chapitre, la problématique met l'accent sur le manque d'étude sur le passage assis-debout/debout-assis assisté des sujets hémiplegiques.

Le deuxième chapitre présente les outils et les méthodes communes ainsi que les indicateurs utilisés dans les différentes études réalisées qui visent à explorer le passage assis debout des sujets hémiplegiques avec différents types d'aide.

Le troisième chapitre présente dans un premier temps, l'étude du premier type d'aide qui est un ancrage fixe (poignée fixe) sur le passage assis-debout et debout assis naturel des sujets hémiplegiques et des sujets témoins pour une position centrale de la poignée. Dans un deuxième temps le chapitre 3 présente l'étude d'une écharpe d'immobilisation (du membre supérieur parétique) sur le passage assis-debout/debout-assis avec une poignée fixe en position centrale. Ensuite, le chapitre 3 présente l'étude de différentes positions de la

poignée.

Enfin, le quatrième chapitre présente l'étude de la deuxième aide, qui est un ancrage mobile, sur le passage assis-debout et debout assis des sujets hémiplésiques et des sujets témoins.

Chapitre 1

Contexte et problématique

1.1 Introduction

Ce chapitre a pour premier objectif de décrire le lien de cause à effet entre l'accident vasculaire cérébral (AVC) et l'apparition de l'hémiplégie, ainsi que les conséquences de cette pathologie sur les activités de la vie quotidienne (AVQ), et plus particulièrement sur les activités biomécaniques de transition entre la position assise et la station debout (passage assis-debout ou PAD ; passage debout-assis ou PDA). Le deuxième objectif de ce chapitre est de présenter les caractéristiques biomécaniques et cliniques du passage assis-debout, qu'il soit naturel ou assisté, chez le sujet hémiplégique.

1.2 AVC et hémiplégie

Dans le but de définir le contexte de l'étude, cette partie décrit l'épidémiologie de l'AVC puis introduit les définitions de l'AVC et de l'hémiplégie avec leurs causes et leurs conséquences. Ce chapitre se termine par un aperçu des méthodes d'évaluation clinique et du suivi de l'hémiplégie.

1.2.1 Epidémiologie de l'AVC

Nous présentons ici principalement l'incidence et la mortalité de l'accident vasculaire cérébral, par pays sur une période déterminée. L'AVC fait partie des trois principales causes de décès des adultes (Tsai et al. (2013), Mensah (2008), Tran et al. (2010), Scarborough et al. (2009)) après les cancers et les maladies coronariennes. Il est responsable d'environ 10% des décès dans le monde (Strong et al. (2007), Truelsen et al. (2007), WHO (2006)).

Sur les cinq pays européens les plus peuplés (Allemagne, France, Royaume-Uni, Italie et Espagne), le taux d'incidence de l'AVC (nombre de nouveaux cas observés dans une population pour une période donnée) est de 13 à 400 par 100 000 personnes et le taux de mortalité

de l'AVC (nombre de décès au cours de l'année rapporté à la population totale de la même année) est de 28 à 68 par 100 000 personnes sur la période 2000-2006 (Zhang et al. (2012)) (figure 1.1).

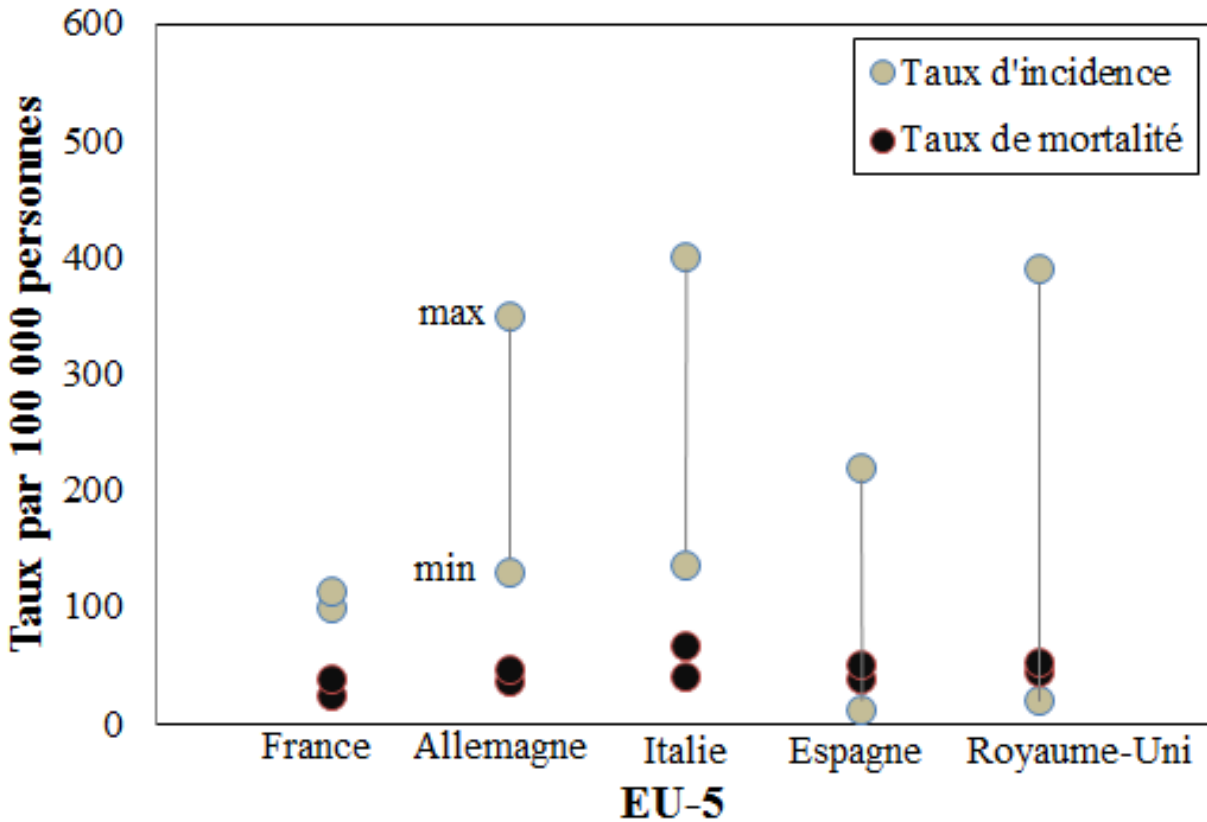


FIGURE 1.1 – Taux d'incidence et de mortalité dans les pays de l'EU-5. Chiffres extraits de l'étude de Zhang et al. (2012) sur la période de 2000 à 2006.

Sur ces cinq pays européens, l'Italie présente le taux d'incidence et de mortalité annuel le plus élevé, tandis que la France présente le taux d'incidence et de mortalité le plus bas.

Le taux d'incidence en France est de 100 à 114 par 100 000 personnes, pour des données recueillies entre les années 2000 et 2006 (Zhang et al. (2012)) et le taux de mortalité de l'AVC en France est de 24 à 38 par 100 000 personnes, pour des données recueillies entre les années 2000 et 2006 (Zhang et al. (2012)). En 2008, il y a eu 105 000 hospitalisations pour AVC en France (de Peretti et al. (2012)). Schnitzler et al. (2014) indiquent que l'AVC est la première cause de handicap acquis chez l'adulte. 25% des victimes de l'AVC gardent un handicap léger ou modéré et 34% ne peuvent plus marcher sans assistance (de Peretti et al. (2012)). L'accident vasculaire cérébral laisse des séquelles aux individus, et selon le bulletin d'épidémiologie hebdomadaire (de Peretti et al. (2012)), l'AVC affecte fréquemment les activités de base de la vie quotidienne (Figure 1.2). Par exemple, 13% à 33 % des personnes

1.2. AVC et hémiplegie

(selon l'âge) ayant des séquelles d'AVC ont des difficultés à s'asseoir et à se lever seul d'un siège.

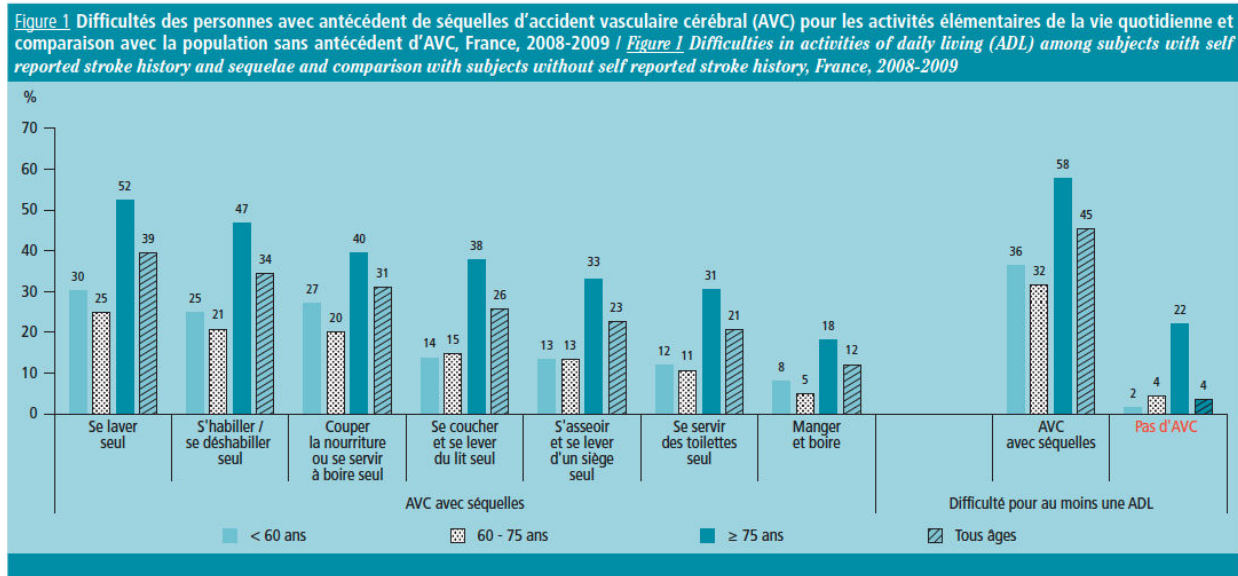


FIGURE 1.2 – Difficultés des personnes avec antécédent de séquelles d'accident vasculaire cérébral pour les activités de base de la vie quotidienne (de Peretti et al. (2012))

En résumé, l'AVC peut être mortel ou laisser des séquelles qui impacteront les activités de la vie quotidienne (ex. le PAD).

Dans ce dernier cas, des aides sont proposées aux personnes souffrant des séquelles de l'AVC que ce soit pour se lever, pour se déplacer ou pour toute autre activité devenue non réalisable suite à cet accident.

1.2.2 De l'AVC à l'hémiplegie : types, causes et conséquences

La majorité (88%) des personnes qui ont subi un AVC devient hémiplegique (Bruno-Petrina et al. (2009)).

1.2.2.1 Définition et causes de l'hémiplegie

L'hémiplegie est une paralysie de la moitié du corps (droite ou gauche). Quand l'hémisphère gauche du cerveau est atteint, c'est la moitié droite du corps qui est affectée, et inversement. Pour décrire le côté du corps atteint, on parle d'hémicorps : l'hémicorps correspond à l'hémiface, le membre supérieur et/ou le membre inférieur. On désigne le membre atteint comme étant le membre parétique. De plus, le déficit peut être total, avec un déficit moteur massif et dans ce cas la personne est atteinte d'hémiplegie, ou partiel, avec un déficit moteur partiel et dans ce cas la personne est atteinte d'hémiplégie. Dans la suite du ma-

manuscrit, les déficits totaux ou partiels ne sont pas différenciés, l'hémiplégie et l'hémi-parésie sont nommées hémiplégie.

1.2.2.2 Conséquences de l'hémiplégie

Les signes cliniques classiquement rencontrés dépendent du côté du cerveau atteint (Table 1.1).

Hémiplégie gauche et droite	Signes Cliniques	
Hémiplégie droite (hémisphère gauche atteint)	Perte partielle ou totale de la faculté de s'exprimer (Aphasie) Troubles de la lecture, de l'écriture ou du calcul	Diminution de la sensibilité du côté atteint (Anesthésie) Perte ou diminution de la vue dans une moitié du champ visuel (Hémianopsie latérale)
Hémiplégie gauche (hémisphère droite atteint)	Négligence spatiale gauche (Héminégligence) Négation du trouble (Anosognosie) Négation ou non reconnaissance de son hémicorps (Hémiasomatognosie) Mauvais accolement des cordes vocales (Extinction sensitive gauche)	Lésion ou trouble concernant les organes placés du côté atteint (Homonyme latérale) Difficulté de poursuite oculaire et déviation spontanée des yeux Atteinte au niveau des différents organes, ayant un rôle dans la parole comme la langue (Dysarthrie)

TABLE 1.1 – Signes cliniques de l'hémiplégie gauche et droite. Informations extraites d'un manuel pluridisciplinaire de prise en charge de l'accident vasculaire cérébral à l'hôpital Civil Marie Curie (CHU Charleroi) rédigé par Dr. Dusart A en 2015.

Quelle soit gauche ou droite, l'hémiplégie impacte directement la vie quotidienne. La pa-

1.2. AVC et hémiplegie

ralysie de la moitié du corps se répercute sur l'autonomie des sujets hémiplegiques, sur leur mobilité et peut les contraindre à être moins actifs. Pour compenser les difficultés de mobilité, des aides techniques (Figure 1.3) sont disponibles.

En fonction du besoin, les sujets hémiplegiques se tournent vers différents types d'aide technique. Pour les patients encore capables de marcher, une simple canne suffira. Dans le cas contraire, les sujets hémiplegiques peuvent utiliser des fauteuils roulants électriques. Ils peuvent également installer chez eux d'autres types d'aide technique telle qu'une poignée.

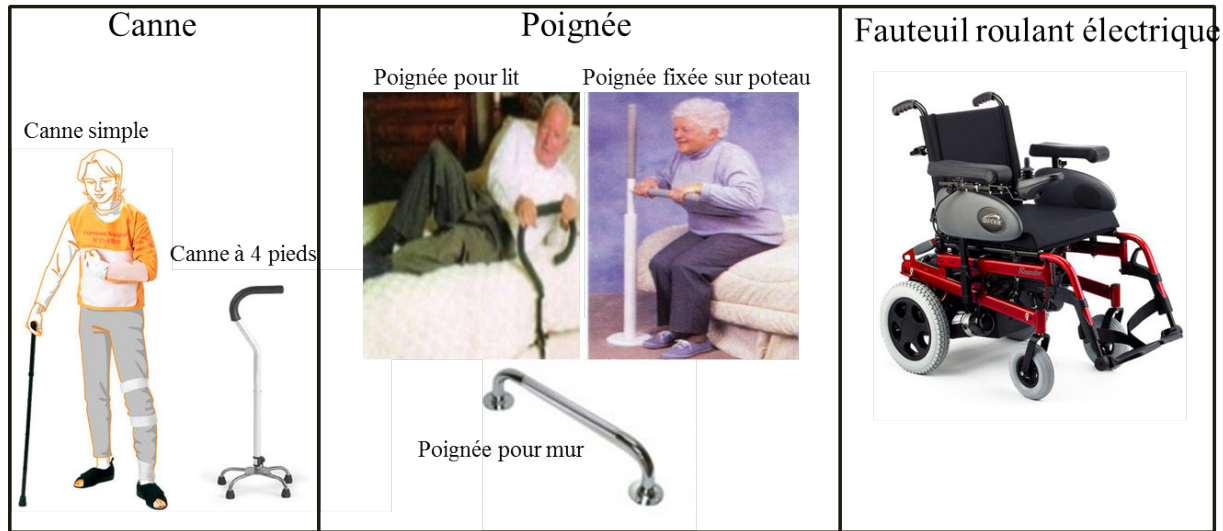


FIGURE 1.3 – Différentes aides techniques à la mobilité.

L'absence de contrôle du membre supérieur peut amener l'équipe médicale à conseiller ou à imposer le port d'une écharpe (Figure 1.4), pour éviter aux patients de se blesser. Dans le cas où le port d'une écharpe est conseillé et non imposé, le choix revient au patient. Remarquons que les conséquences de la présence ou de l'absence d'une écharpe restent méconnues pour certaines activités de la vie quotidienne telle que le passage assis-debout.



FIGURE 1.4 – Echarpe d'immobilisation du membre parétique d'un sujet hémiplegique.

Les conséquences de l'hémiplégie peuvent ne pas être permanentes. Avec le temps et avec un programme de rééducation, une reprise partielle des capacités peut être observée (appui incertain mais possible, jambe stable mais beaucoup plus raide).

1.2.2.3 Conclusion

Après un AVC, la majorité des sujets ayant survécu à cet accident devient hémiplégique. A cause de la paralysie d'une moitié du corps, les sujets hémiplégiques ont des difficultés à lever le bras/la jambe déficitaire, à marcher, à se lever. Les sujets hémiplégiques sont donc contraints à utiliser des aides techniques telle qu'une canne ou une poignée, des accessoires telle qu'une écharpe, et à réduire leur mobilité. Les conséquences de l'hémiplégie peuvent être réduites par la rééducation, en favorisant la récupération de capacités, permettant de regagner en autonomie et en indépendance.

1.2.3 Évaluation de l'hémiplégie

Après un AVC, les sujets hémiplégiques perdent une partie de leurs capacités. Pour quantifier le degré de perte de ces capacités (fonctions motrices, indépendance, négligences spatiales etc.), et les progrès liés aux programmes de rééducation, l'équipe médicale utilise des échelles cliniques. Différentes échelles cliniques existent pour évaluer les pertes ou les douleurs dues à l'hémiplégie. Ces échelles cliniques quantifient :

- l'équilibre (Berg et al. (1989), Duncan et al. (1990), Duarte et al. (2002), Benaim et al. (1999)),
- l'indépendance (Sulter et al. (1999), Dodds et al. (1992), Adams et al. (1997), Schuling et al. (1993)),
- le fonctionnement moteur (Sanford et al. (1993), Carr et al. (1985), Daley et al. (1999) et Rådman et al. (2015)),
- la négligence spatiale (hémignégligence) (Azouvi et al. (2003)),
- les douleurs de l'épaule (Gowland et al. (1993)),
- le tonus musculaire (Gregson et al. (1999)), la sensibilité (Duncan et al. (1983)) et les fonctions qualitatives des membres (McDonnell (2008) et Heller et al. (1987)).

Les échelles cliniques retenues pour évaluer les sujets hémiplégiques ayant participé à l'étude de la présente thèse, sont deux échelles qui quantifient l'indépendance (Mesure de l'indépendance fonctionnelle - MIF) et l'équilibre (Echelle de Berg - BBS). La première a été retenue car elle quantifie l'indépendance - un critère qui est particulièrement intéressant quand le but thérapeutique est de récupérer de l'autonomie. La deuxième a été retenue car elle contient deux des activités essentielles de la vie quotidienne : le passage assis-debout et debout-assis (Figure B.1). Ces deux échelles cliniques ont également été retenues parce qu'elles étaient les plus faciles à mettre en place, et étaient utilisées dans le milieu hospita-

lier où les expérimentations ont eu lieu (CHRU de Brest). Elles permettent de comparer le degré d'indépendance et d'équilibre entre les sujets hémiplégiques qui participent aux expérimentations. Ces échelles permettent de quantifier l'indépendance et l'équilibre à l'aide d'un score :

- La Mesure de l'indépendance fonctionnelle (MIF) a un score maximal de 126. Elle est constituée de 18 items, et pour chaque item un score de 1 à 7 est attribué. Le score obtenu permet de classer les patients entre ceux qui ont une indépendance complète (appropriée aux circonstances et sans danger ; 126), ceux qui ont une indépendance modifiée (avec appareil, sans aide d'une personne ; [108-125]), ceux qui ont besoin de surveillance ([90-107]), ceux qui ont besoin d'une aide minimale de l'ordre de 25% (autonomie = 75% ; [72-89]), ceux qui ont besoin d'une aide moyenne de 50% ([54-71]), ceux qui ont besoin d'une aide maximale de 75% ([36-55]) et finalement ceux qui ont besoin d'une aide totale ([18-35]).
- L'Echelle de Berg (BBS) a un score maximal de 56. Elle est constituée de 14 items et pour chaque item un score de 0 à 4 est attribué (Annexe B, Figure B.1). Un score supérieur à 45 indique une forte probabilité de ne pas tomber en se levant ou en marchant.

1.2.4 Synthèse AVC et hémiplégie

L'accident vasculaire cérébral produit une hémiplégie chez une grande majorité des personnes atteintes. Hémiplégie qui va à son tour avoir de graves conséquences sur les activités de la vie quotidienne. Pour pallier aux difficultés rencontrées et à la perte de capacités (telle que les capacités motrices), les sujets hémiplégiques ont recours à différents types d'aides techniques (ex. une poignée) et différents accessoires (ex. une écharpe d'immobilisation du membre supérieur paralysé).

1.3 hémiplégie et passage assis-debout

Les difficultés qu'éprouvent les sujets hémiplégiques à se lever et à s'asseoir peuvent s'avérer très handicapantes dans la vie quotidienne. Le passage assis-debout (PAD) et debout-assis (PDA) sont des mouvements de base appris dès l'enfance. Souvent, les deux actions, se lever et s'asseoir, sont nécessaires pour pouvoir effectuer les activités de la vie quotidienne (AVQ). Les AVQ les plus essentielles sont celles de s'habiller, de se nourrir et d'aller aux toilettes. Cependant, aucune de ces activités n'est possible si la personne n'est pas capable tout d'abord de se lever pour aller chercher ses vêtements, de s'asseoir pour manger ou pour aller aux toilettes (Figure 1.5).

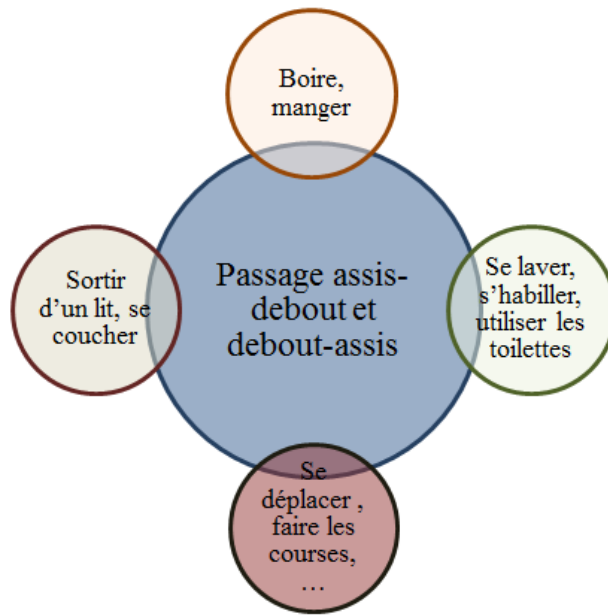


FIGURE 1.5 – Activités de la vie quotidienne. Figure construite à partir des activités de base de la vie quotidienne (de Peretti et al. (2012)).

1.3.1 Définition du PAD/PDA

Plusieurs définitions ont été proposées pour décrire le PAD (Figure 1.6) : Roebroek et al. (1994) le définissent comme étant le déplacement du centre de gravité vers le haut depuis une position assise vers une position debout, sans perte d'équilibre.

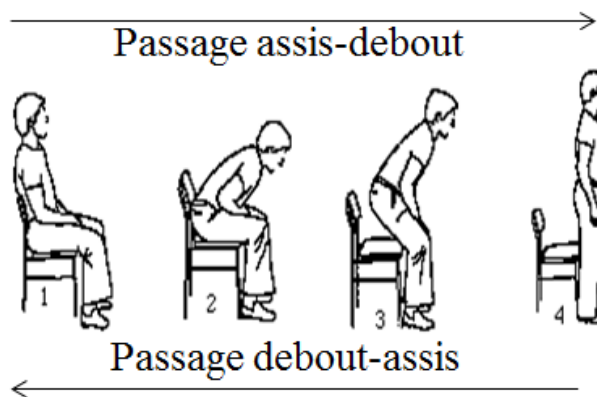


FIGURE 1.6 – Passage assis-debout et debout-assis (Roebroek et al. (1994)).

Vander Linden et al. (1994) le définissent comme étant un mouvement transitoire vers la position debout sollicitant un déplacement du centre de gravité depuis une position stable

vers une position moins stable. Tully et al. (2005) le définissent comme étant une action nécessitant l'interaction coordonnée des segments corporels pour amener le centre de gravité de la personne dans une direction horizontale puis verticale en maintenant l'équilibre. Enfin, Cachia (2008) le définit comme étant une action nécessitant une transition d'une base de support assez grande lors de la station assise à une base de support considérablement plus réduite lors de la station debout.

Malgré les différentes définitions, le but du PAD reste le même : être capable de déplacer le corps d'une situation assise vers une situation debout et inversement pour le PDA. A ce but, il peut s'ajouter la qualité avec laquelle ce mouvement est effectué. Dans le cas des sujets hémiplégiques, le mouvement est comparé à celui des sujets témoins/sains ((Brière et al., 2010)). Cependant, aucune définition spécifique d'un bon PAD/PDA n'existe.

1.3.2 Chronologie du PAD/PDA

Il est possible de simplifier le découpage du PAD en le divisant uniquement en 2 phases (phase préparatoire et phase de lever), séparées par l'instant de perte de contact avec le siège, lui-même déterminé le plus souvent par une plateforme de force disposée sous l'assise (Bestaven (2008), Hirschfeld et al. (1999), Mazzà et al. (2005), Bahrami et al. (2000), Johnson et al. (2010)).

Il est aussi possible de diviser le mouvement du PAD en plus de 2 phases (Millington et al. (1992), Burnett et al. (2011), Van Lummel et al. (2013), Kralj et al. (1990), Prinz et al. (2007) Yamada and Demura (2009), Yamada and Demura (2010)). Les évènements qui séparent ces phases sont basés soit sur des données cinématiques (Millington et al. (1992) et Burnett et al. (2011)), sur des données dynamiques (Kralj et al. (1990), Prinz et al. (2007)) soit sur les deux (Yamada and Demura (2009) et Yamada and Demura (2010)). La table 1.2 ci-dessous résume certains de ces découpages.

Numéro de la phase du PAD	Données cinématiques	Données cinématiques et dynamiques	Données dynamiques
1	Début flexion du tronc → Début extension genoux	Début flexion du tronc → Perte de contact du siège	Réaction au sol/Poids total > 0.2 → Perte de contact du siège
2	Début extension genoux → Flexion maximale du tronc	Perte de contact du siège → Flexion dorsale de cheville max	Perte de contact du siège → Pic de la réaction au sol
3	Début extension du tronc → Fin extension tronc et genoux	Flexion dorsale de cheville max → Fin extension de la hanche	Pic de la réaction au sol → Réaction au sol/Poids=1
4		Fin extension de la hanche → Réaction vertical au sol < 1% Poids	

TABLE 1.2 – Découpage du PAD (Millington et al. (1992), Burnett et al. (2011), Van Lummel et al. (2013), Kralj et al. (1990), Prinz et al. (2007), Yamada and Demura (2009), Yamada and Demura (2010)). Le critère avant la flèche représente le début de la phase du PAD et le critère après la flèche représente la fin de la phase du PAD.

Il est cependant difficile pour les auteurs de déterminer la fin du PAD (Bestaven (2008)). Effectivement, la fin du PAD est sensible à plusieurs paramètres (dynamiques et cinématiques). Par exemple, la réaction au sol peut être égale au poids mais la fin d’extension du tronc ou des genoux ne sont pas encore complètement achevées. En outre, certains auteurs n’indiquent pas le découpage du passage assis-debout. A titre d’exemple, deux parmi les études du passage assis-debout des sujets hémiplegiques ont précisé le découpage du passage assis-debout sans pour autant donner beaucoup de détails : pour Cheng et al. (1998), le début du PAD se base sur une consigne verbale (« start » de l’expérimentateur) et sa fin sur un paramètre dynamique (force verticale au niveau des pieds = poids du sujet) ; pour Lomaglio and Eng (2005), le début du PAD est basé sur un paramètre dynamique (début de variation des forces au sol) et la fin sur un paramètre cinématique (maximum de la hauteur de l’acromion). On ne trouve qu’une seule étude sur les sujets hémiplegiques dont la chronologie du PAD et du PDA est détaillée (Roy et al. (2006)). Des paramètres dynamiques (forces aux

sols) et cinématiques (angles articulaires des membres inférieurs) sont utilisés pour découper le PAD et le PDA (Figure 1.7).

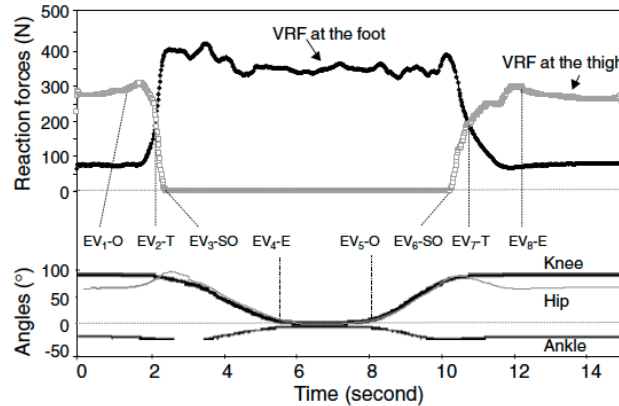


FIGURE 1.7 – Découpage du passage assis-debout et debout-assis (Roy et al. (2006)) basé sur la force verticale (VRF) au sol et à l’assise (figure en haut) et sur les angles articulaires du membre inférieur (figure en bas).

Dans le détail, Roy et al. (2006), ont finement découpé le PAD et le PDA selon 8 évènements (Figure 1.7) :

- début du PAD (EV1-O),
- point de transition du PAD lorsque les forces sont similaires au sol et à l’assise (EV2-T),
- perte de contact avec le siège lorsque la composante verticale de la force à l’assise est nulle (EV3-SO),
- fin du PAD lorsque les angles articulaires du membre inférieur deviennent nuls (EV4-E),
- début du PDA lorsque les angles articulaires du membre inférieur finissent d’être nuls (EV5-O),
- prise de contact avec le siège lorsque la composante verticale de la force à l’assise finit d’être nulle (EV6-SO),
- point de transition du PDA lorsque les forces sont similaires au sol et à l’assise (EV7-T),
- fin du PDA (EV8-E).

Cependant, le seuil du début du PAD et le seuil de la fin du PDA n’ont pas été indiqués. Notons que pour utiliser les angles articulaires nuls des membres inférieurs comme indicateur de fin du PAD et de début du PDA, il faut que les sujets aient les membres inférieurs bien droits ($= 0^\circ$) lorsqu’ils sont en position debout. Enfin, tous ces exemples d’études cités dans ce paragraphe montrent qu’il n’existe pas, à notre connaissance, de consensus sur la méthode de découpage du passage assis-debout et debout-assis.

1.3.3 Stratégies

Deux principales stratégies utilisées par les sujets hémiplésiques, ont été identifiées (Mazzà et al. (2006)) :

1. Les personnes inclinent leur tronc vers l'avant et seulement après avoir positionné leur centre de gravité au-dessus de la base de support, commencent à se lever,
2. Les personnes inclinent leur tronc et se lèvent en même temps.

La première stratégie favorise la stabilité alors que la deuxième favorise la vitesse. Ces deux types de stratégies ont été identifiées par une autre étude pour les personnes âgées (Papa and Cappozzo (2000)). La Table 1.3 présente ces deux types de stratégies (Figure 1.8) identifiées par différentes études (études pour des personnes âgées et des sujets hémiplésiques) (Hughes et al. (1994), Papa and Cappozzo (2000), Mazzà et al. (2006), Bestaven (2008)) : une qui favorise la stabilité, l'autre qui favorise la vitesse.

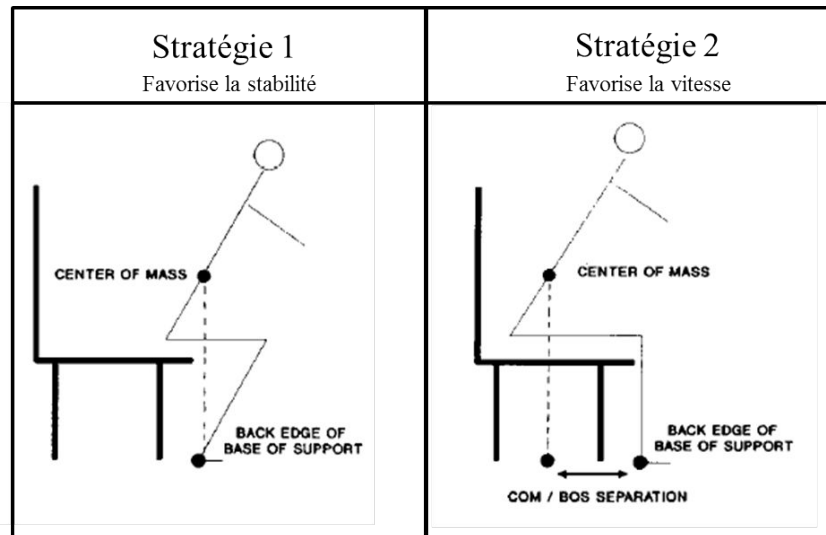


FIGURE 1.8 – Stratégies du passage assis-debout sans assistance.(Hughes et al. (1994)).

Etudes	Stratégie 1 (favorise la stabilité)	Stratégie 2 (favorise la vitesse)
Hughes et al. (1994)	La quantité de mouvement est faible et sert à positionner le centre de gravité au-dessus de la base de support, avant de se lever	Le sujet utilise pour se lever la quantité de mouvement horizontale du centre de gravité développée grâce à la flexion du tronc
Papa and Cappozzo (2000), Mazzà et al. (2006)	Les personnes s'inclinent vers l'avant et seulement après avoir positionné leur centre de gravité au-dessus de la base de support, commencent à se lever	Les personnes s'inclinent et se lèvent en même temps
Bestaven (2008)	Les sujets amènent en priorité le centre de gravité au-dessus du polygone de sustentation avant la perte de contact avec le siège ce qui assure la stabilité du corps à l'instant de la perte de contact avec le siège	La composante antéro-postérieure de la vitesse du centre de gravité est importante, ce qui permet de transférer plus facilement l'énergie cinétique créée pendant la flexion du tronc.

TABLE 1.3 – Deux stratégies du PAD par référence bibliographique

Hughes et al. (1994), a ajouté à ces deux stratégies une troisième stratégie qui est la combinaison des stratégies 1 et 2. Par ailleurs, il a été montré qu'un PAD effectué avec un degré élevé d'inclinaison du tronc nécessite un travail des muscles extenseurs du dos alors qu'un PAD effectuée avec un degré faible d'inclinaison du tronc exige plus d'efforts au niveau du genou (Scarborough et al. (2007)).

1.3.4 Etat des connaissances sur le PAD/PDA

1.3.4.1 Outils et variables biomécaniques pour l'analyse du PAD/PDA des sujets hémiplésiques

L'étude du passage assis-debout/debout-assis des sujets hémiplésiques et du passage assis-debout/debout-assis assisté est communément menée à l'aide d'outils de mesures de données dynamiques (plateforme de forces, dynamomètre), de données cinématiques (systèmes de capture de mouvement) ou à l'aide de données électromyographiques (EMG de surface). A partir des données dynamiques et cinématiques, différentes variables biomécaniques (mesurées ou calculées) sont définies en fonction de l'objectif des études :

- pour identifier des stratégies motrices des sujets hémiplésiques, Mazzà et al. (2006) utilisent la trajectoire du centre de gravité.
- pour déterminer les retombées d'un entraînement sur le passage assis-debout des sujets hémiplésiques, Cheng et al. (2001) ont utilisé la durée du PAD et le débattement (écart entre valeur maximale et minimale) du centre de pression. Les forces verticales au sol ont été utilisées pour calculer l'asymétrie lors du passage assis-debout. Pour le même objectif, Howe et al. (2005) ont utilisé la durée du PAD.
- pour étudier l'influence de différents facteurs géométriques ou posturaux (hauteur de la chaise, positionnement des pieds) sur le passage assis-debout, de Souza Rocha et al. (2010), Roy et al. (2006) et Roy et al. (2007) ont utilisé les forces verticales au sol et les moments articulaires aux genoux pour calculer l'asymétrie.
- pour étudier l'asymétrie, le lien entre l'asymétrie et d'autres paramètres telle que la perception de l'asymétrie et les efforts articulaires, Cheng et al. (1998), Cheng et al. (2001) et Lomaglio and Eng (2005) ont utilisé les forces verticales au sol et les moments articulaires aux genoux. Pour le même objectif, Brière et al. (2013) ont utilisé les activations musculaires du quadriceps pour calculer l'asymétrie.
- pour étudier l'influence d'une aide de type accoudoirs (Ellis et al. (1984) et Alexander et al. (1991)), d'une barre (Bahrami et al. (2000)), d'un poteau (Vena et al. (2015)), d'une poignée-barre (O Meara and Smith (2006), Kinoshita (2012) et Kinoshita et al. (2015)) ou d'un dispositif mécanisé (Burnfield et al. (2012)) sur le passage assis-debout, les auteurs utilisent :
 - o la durée du mouvement,
 - o le degré d'inclinaison du tronc,
 - o le débattement du centre de pression,
 - o le centre de gravité et sa vitesse linéaire,
 - o les forces verticales mesurées au sol,

- o les forces mesurées au niveau des mains,
- o les moments articulaires aux genoux et les activations musculaires des muscles du membre inférieur.

Les tables 1.4 et 1.5 présentent respectivement les variables biomécaniques utilisées en fonction des études du passage assis-debout/debout-assis des sujets hémiplégiques et en fonction des études du passage assis-debout/debout-assis assisté.

		Variables						
		Durée du PAD/PDA	DCP	CDG	FV sols	MA	AM_g	Asymétrie
Etudes	Cheng et al. (1998)	×	×		×			×
	Cheng et al. (2001)	×	×		×			×
	Lomaglio and Eng (2005)	×			×	×		×
	Howe et al. (2005)	×						
	,Mazzà et al. (2006)			×				
	Roy et al. (2006)	×			×			×
	Roy et al. (2007)					×		×
	Brière et al. (2010)				×			×
	de Souza Rocha et al. (2010)				×			×
	Brière et al. (2013)				×		×	×

TABLE 1.4 – Différentes variables analysées par référence bibliographique pour le PAD/PDA des sujets hémiplégiques. DCP : débattement du centre de pression ; CDG : centre de gravité ; FV sols : forces verticales au sol ; MA : moments articulaires ; AM_g : activations musculaires des extenseurs du genou.

		Variables								
		Durée du PAD/PDA	T	DCP	CDG	Vitesse CDG	FV sols	F mains	MA	AM
Etudes	Ellis et al. (1984)								×	
	Alexander et al. (1991)	×	×					×		
	Anglin and Wyss (2000)		×				×		×	
	Bahrami et al. (2000)			×	×				×	
	O Meara and Smith (2006)	×		×	×	×			×	
	Burnfield et al. (2012)		×							×
	Jeyasurya et al. (2013)		×	×	×				×	
	Vena et al. (2015)	×	×		×	×	×	×	×	
	Kinoshita et al. (2015)		×		×		×			

TABLE 1.5 – Différentes variables analysées par référence bibliographique pour le PAD/PDA assisté. T : inclinaison du tronc ; DCP : débattement du centre de pression ; CDG : centre de gravité ; Vitesse CDG : vitesse du centre de gravité ; FV sols : forces verticales au sol ; F mains : Forces au niveau des mains ; MA : moments articulaires ; AM : activation musculaire du membre inférieur.

On note que l'asymétrie est calculée pour la plupart des études du passage assis-debout/debout-assis des sujets hémiparétiques (8 sur 10). Selon les auteurs, l'asymétrie est calculée comme :

1. Différence entre le maximum du moment articulaire résultant du genou parétique et du genou non parétique (Roy et al. (2007)),
2. Différence entre le maximum de la force verticale du pied parétique et du pied non parétique en pourcentage du poids du sujet (Cheng et al. (1998), Cheng et al. (2001)),

3. Quotient entre le maximum de la force verticale du pied parétique et celle du pied non parétique (Lomaglio and Eng (2005)),
4. Quotient entre la différence de la force verticale du pied parétique et du pied non parétique et la force verticale du pied non parétique à 4 instants différents du mouvement (Roy et al. (2006)),
5. Quotient entre la différence entre le maximum de la force verticale du pied parétique et du pied non parétique et le maximum de la force verticale du pied non parétique (de Souza Rocha et al. (2010)),
6. Quotient entre la moyenne de la force verticale du pied non parétique et la somme des moyennes des forces verticales des deux pieds (Brière et al. (2010), Brière et al. (2013)). La moyenne est calculée sur un intervalle de une seconde [0.5 secondes avant la perte de contact avec le siège ; 0.5 secondes après la perte de contact avec le siège]

Les différentes manières de calculer l'asymétrie (numérotées [1], [2], [3], [4], [5], [6]) témoignent de l'absence d'un consensus pour l'étude de l'asymétrie lors du passage assis-debout/debout-assis des sujets hémiplegiques mais aussi de la difficulté à analyser ou comparer ces études entre elles.

A titre d'exemple, on présente des ordres de grandeurs de deux variables souvent retenues pour les études du PAD et le PDA des sujets hémiplegiques : asymétrie (Table 1.6) et durée (Figure 3.5). En ce qui concerne l'asymétrie, les ordres de grandeur sont présentés en Table 1.6, il est cependant difficile de comparer les études entre elles, à cause de la différence des méthodes de calculs utilisées pour l'asymétrie (paragraphe 1.3.4.1).

Etudes	Ordres de grandeur (PAD)	Ordres de grandeur (PDA)
Cheng et al. (1998) [2]	41.86±20.87% (sans risque de chute) 52.87±18.42% (avec risque de chute)	43.81±22.21% (sans risque de chute) 47.26±16.5% (avec risque de chute)
Cheng et al. (2001) [2]	41.86±20.87% (sans risque de chute) 52.87±18.42% (avec risque de chute)	43.81±22.21% (sans risque de chute) 47.26±16.5% (avec risque de chute)
Lomaglio and Eng (2005) [3]	0.84±0.2 (à l'instant de perte de contact avec le siège)	
Roy et al. (2006) [4]	17.2±22.8% (position symétrique des pieds, à l'instant de perte de contact avec le siège, hauteur de la chaise = 120% de la longueur des jambes)	11±18.9% (position symétrique des pieds, à l'instant de perte de contact avec le siège, hauteur de la chaise = 120% de la longueur des jambes)
Roy et al. (2007) [1]	33.72±26.28 Nm (position symétrique des pieds)	24.05±24.78 Nm (position symétrique des pieds)
Brière et al. (2010)	40 à 70% (position symétrique des pieds)	
de Souza Rocha et al. (2010) [5]	0 à 50% (position symétrique des pieds, selon les sujets et la hauteur de la chaise)	
Brière et al. (2013) [6]	52±3% (paralysie qualifiée légère) ; 57±7% (paralysie qualifiée modérée) ; 60±5% (paralysie qualifiée sévère)	

TABLE 1.6 – Ordres de grandeur de l'asymétrie lors du PAD et du PDA des sujets hémiparétiques. [1], [2], [3], [4], [5], [6] sont les numéros des 6 méthodes de calcul (section 1.3.4.1).

En ce qui concerne la durée, la Figure 1.9 montre que la durée est variable selon les études. Les différences entre les études peuvent être dues au découpage du mouvement (Paragraphe 1.3.2), à une caractéristique du groupe étudié, à leur risque de chute ou au fait que le groupe est réalisé un entraînement ou pas (Cheng et al. (2001) et Howe et al. (2005)). L'entraînement étant un exercice important pour les sujets hémiplégiques, des informations à ce sujet sont détaillées dans le paragraphe suivant.

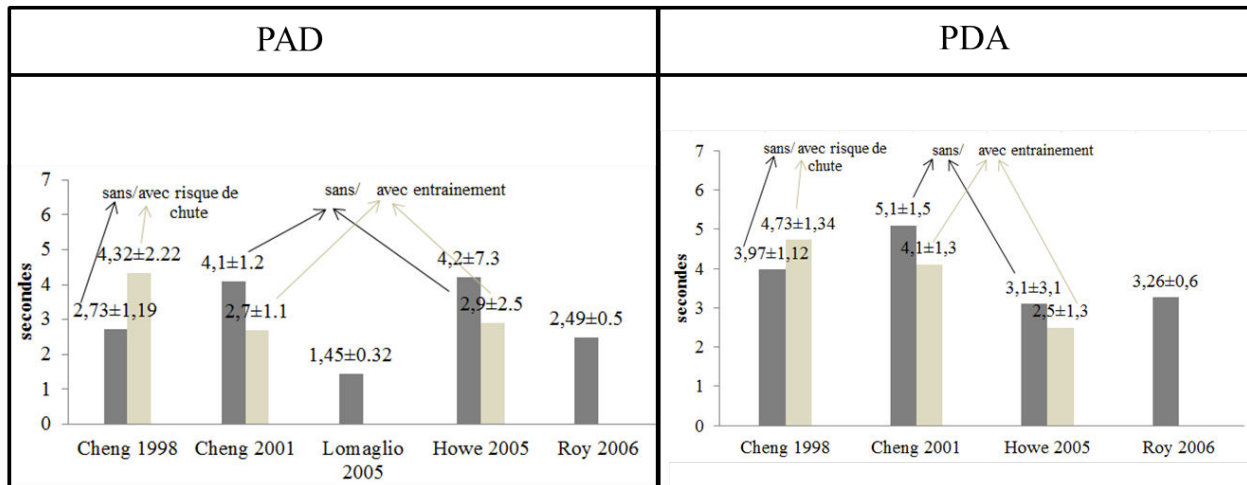


FIGURE 1.9 – Durée du PAD et du PDA des sujets hémiplégiques par référence bibliographique.

1.3.4.2 Influence de l'entraînement sur le PAD/PDA des sujets hémiplégiques

Il a été montré qu'un entraînement de 6 mois visant à encourager la symétrie des sujets hémiplégiques, peut améliorer le PAD et du PDA (diminution de la durée, diminution de l'asymétrie, diminution du débattement latéral du centre de pression). Ceci n'a pas été le cas pour un groupe qui n'a pas effectué l'entraînement (Cheng et al. (2001)). Cet entraînement inclus, en plus du programme de réhabilitation conventionnel, des entraînements qui consistent à se tenir debout d'une manière symétrique et de faire des essais répétitifs de passage assis-debout/debout-assis (Cheng et al. (2001)). Howe et al. (2005) a aussi montré une diminution de la durée du PAD et du PDA après 4 ou 8 semaines d'entraînement par rapport à la base (0 semaine), chez le même groupe. Cependant cette diminution n'était pas significative pour le même groupe, et la durée du PAD et du PDA n'a montré aucune différence significative entre les deux groupes (avec et sans entraînement en plus) ni après 4, ni après 8 semaines. Différemment de Cheng et al. (2001), cet entraînement consiste à effectuer 12 sessions de 30min de traitement en plus, pour une durée de 4 semaines. Néanmoins, comme pour l'étude de Cheng et al. (2001), cet entraînement en plus comprenait des exercices qui visent à améliorer la symétrie, sans plus de précision sur le type de ces exercices. Enfin, les

programmes d'entraînements qui encouragent la symétrie des sujets hémiplésiques et donc encouragent l'appui du côté parétique rejoignent les recommandations de la Haute Autorité de Santé selon lesquelles il est recommandé de charger le membre inférieur parétique (HAS (2012)).

1.3.4.3 Influence de l'asymétrie et corrélation avec d'autres facteurs lors du PAD/PDA des sujets hémiplésiques

Cheng et al. (1998), ont supposé que plus l'asymétrie est forte lors du PAD et du PDA, plus le risque de chute est important. Leurs résultats ont montré une asymétrie plus forte pour les sujets avec risque de chute par rapport aux sujets sans risque de chute, cependant cette différence s'est avérée non significative. Lomaglio and Eng (2005) ont montré qu'une vitesse du PAD importante est liée à une asymétrie réduite. Brière et al. (2010) ont montré que, dans le cas des sujets atteints d'une hémiplégie qualifiée de sévère (selon l'ordre de grandeur de l'asymétrie), l'asymétrie n'est révélée que par le calcul basé sur les forces verticales au sol, et non lorsqu'il est basé sur les efforts articulaires des genoux. Par contre, dans le cas des sujets atteints d'une hémiplégie qualifiée de légère (toujours selon l'ordre de grandeur de l'asymétrie), l'asymétrie basée sur les forces verticales ou sur les efforts articulaires au niveau des genoux est comparable à ceux des sujets sains.

Enfin, Roy et al. (2007) ont conclu qu'une forte asymétrie des moments d'extension des genoux est associée à la faiblesse des extenseurs du genou parétique.

L'asymétrie pourrait être liée à la hauteur de l'assise, mais les résultats sont contradictoires : l'asymétrie n'a pas été influencée par la hauteur de la chaise quand celle-ci a été modifiée de 100 à 120% de la longueur des jambes (Roy et al. (2006)), mais ce n'a pas été le cas lorsque celle-ci a été modifiée de 100 à 130% de la longueur des jambes (de Souza Rocha et al. (2010)).

Cette asymétrie semble aussi directement liée à la qualité d'exécution du PAD : pour un PAD réussi ou meilleur il a été conclu que la capacité à charger le membre inférieur parétique est importante (Lomaglio and Eng (2005)).

1.3.4.4 Influence des facteurs posturaux lors du PAD/PDA

Il a été montré que le positionnement des pieds influence des variables biomécaniques lors du PAD et du PDA (Brunt et al. (2002), Roy et al. (2006), Roy et al. (2007), de Souza Rocha et al. (2010)) : l'asymétrie est augmentée lorsque le pied parétique est positionné en avant du pied non parétique (Roy et al. (2006)), alors qu'elle est réduite lorsque le pied parétique est positionné en arrière du pied non parétique (Roy et al. (2006), Roy et al. (2007)). L'asymétrie est également augmentée lors du PAD, lorsque le pied non parétique est positionné sur un palier (élevé par rapport au sol) (de Souza Rocha et al. (2010), Brunt et al. (2002)). En plus

de l'influence du positionnement des pieds sur l'asymétrie, l'activation musculaire du membre inférieur parétique a augmenté (de 39%) lors du PAD, ainsi que les forces antéro-postérieure et verticale mesurées au sol, lorsque le pied non parétique est positionné sur un palier par rapport au positionnement symétrique.

1.3.4.5 Influence de l'assistance lors du PAD

Il n'y a, à notre connaissance, aucune étude sur l'assistance du PAD/PDA des sujets hémiplégiques. On présente ici cependant des éléments de réponses basés sur des travaux concernant les sujets sains (Ellis et al. (1984), Bahrami et al. (2000)) et les personnes âgées (Alexander et al. (1991), Anglin and Wyss (2000), O Meara and Smith (2006), Burnfield et al. (2012), Vena et al. (2015), Kinoshita et al. (2015)). Ces études s'intéressent surtout au PAD (Ellis et al. (1984), Alexander et al. (1991), Bahrami et al. (2000), O Meara and Smith (2006), Burnfield et al. (2012), Jeyasurya et al. (2013), Vena et al. (2015) et Kinoshita et al. (2015)). La seule étude qui cible le PDA avait pour objectif de classer le PAD et le PDA en termes de difficulté parmi 5 activités de la vie quotidienne (Anglin and Wyss (2000)).

Parce que les populations visées par les études sur le PAD assisté ne concernent pas les sujets hémiplégiques, ce paragraphe se concentre sur l'influence des types d'assistance sur les variables biomécaniques et non les valeurs proprement dites. De plus, certaines variables biomécaniques, tels que l'inclinaison du tronc et les moments articulaires, sont calculées de manière différente selon les études, ce qui rend plus difficile la comparaison des ordres de grandeur. Ainsi, l'inclinaison du tronc peut être mesurée par rapport à l'horizontale (Alexander et al. (1991)), ou calculée par rapport à la verticale (Burnfield et al. (2012), Kinoshita et al. (2015)); l'écart entre sa valeur maximale et minimale peut être analysée (Burnfield et al. (2012), Kinoshita et al. (2015)), l'écart entre sa valeur maximale (valeur quand le Vertex est dans sa position antérieure maximale) et sa valeur initiale (Alexander et al. (1991)) ou encore sa valeur maximale (Burnfield et al. (2012)).

Ces travaux se sont intéressés à l'influence d'une assistance sur l'inclinaison du tronc, en se concentrant sur les accoudoirs, les poignées-barre (avec éventuellement changement de position), ou un système motorisé tel que le Vera-Lift (modèle V350, Vancare Inc., Aurora, NE., USA). La Figure 1.10 montre que le degré d'inclinaison du tronc diminue avec la présence d'une assistance, sauf pour Kinoshita et al. (2015) quand celle-ci est en position basse.

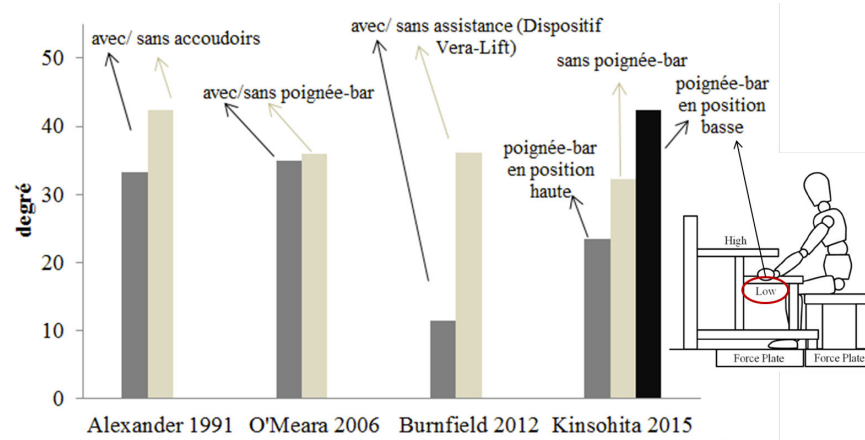


FIGURE 1.10 – Inclinaison du tronc lors du PAD assisté/non assisté par référence bibliographique. L'inclinaison du tronc est mesurée par rapport à l'horizontale pour Alexander et al. (1991) et calculée par rapport à la verticale pour les autres références bibliographiques. Les valeurs maximales de l'inclinaison du tronc sont présentées pour l'étude de Burnfield et al. (2012), l'écart entre la valeur maximale et la valeur initiale pour Alexander et al. (1991) alors que pour les autres c'est le débattement (écart entre valeur maximale et minimale) de l'inclinaison du tronc.

Globalement, la présence d'un point d'appui, d'une poignée ou d'un dispositif d'aide contribue au succès du PAD, en diminuant les actions mécaniques au niveau des genoux. En effet, la présence d'accoudoirs a diminué les forces tibio-fémorales de 47% pour une assise haute, et 33% pour une assise basse (Ellis et al. (1984)), la présence de barres d'appui pour les mains a réduit les moments articulaires aux genoux et aux hanches de plus de 50% (Bahrami et al. (2000)), et une poignée-barre utilisée en position haute et basse réduit le moment articulaire total de 15% (Kinoshita (2012)).

Ces conclusions ne sont cependant pas unanimes. En effet, si Jeyasurya et al. (2013) ont montré que l'utilisation d'une ceinture au niveau du bassin réduit le moment articulaire au genou de 77%, ce moment articulaire n'a pas été réduit lorsqu'une barre horizontale ou verticale est utilisée. De même, O Meara and Smith (2006) a montré que l'utilisation d'une poignée-barre unilatérale introduit une asymétrie mais ne réduit pas significativement les moments articulaires totaux des genoux par rapport à un PAD non assisté.

Par ailleurs, dans la même étude, O Meara and Smith (2006) a montré que la poignée-barre incite les sujets à positionner leur centre de gravité plus en arrière par rapport à la base de support (des pieds) à l'instant de perte de contact avec le siège et la vitesse antéro-postérieure a été réduite.

Il est aussi possible d'étudier l'influence de la variation de position d'une assistance dans les trois directions. La modification de la position latérale (droite/gauche) d'une poignée-

barre introduit une asymétrie basée sur les moments articulaires résultants aux genoux : ce moment augmente du côté de la poignée-barre et diminue du côté opposé (O Meara and Smith (2006)). Concernant la position verticale (haute/basse) d'une poignée-barre, Kinoshita et al. (2015) ont montré qu'elle influence l'inclinaison du tronc, le déplacement du centre de gravité par rapport aux chevilles et la force antéro-postérieure mesurée au sol. En effet, la position basse augmente l'inclinaison du tronc, le déplacement du centre de gravité par rapport aux chevilles et diminue la force antéro-postérieure par rapport au PAD sans assistance des sujets sains. A l'inverse, la position haute réduit l'inclinaison du tronc et augmente la force antéro-postérieure au sol.

Concernant la position antéro-postérieure, Vena et al. (2015) ont montré qu'une poignée plus éloignée produit une augmentation de l'inclinaison du tronc et réduit le maximum de la force appliquée aux poteaux mais n'a pas influencé les moments articulaires des genoux et des hanches par rapport à une position plus proche (Figure 1.11).



FIGURE 1.11 – Illustration des poteaux utilisés comme des poignées pour se lever. (Vena et al. (2015)).

En plus des dispositifs d'aide fixe (poignée, barres, poteaux), une étude biomécanique a examiné la différence qu'apporte l'utilisation d'un dispositif de Vera-lift (Figure 1.12) au PAD naturel (Burnfield et al. (2012)). Cette étude conclut que le PAD avec le dispositif de Vera-lift est différent du PAD naturel : un tel dispositif supprime quasiment l'inclinaison du tronc, modifie globalement la position angulaire du pelvis, des hanches, des genoux et des chevilles, tout en diminuant de façon attendue l'activité musculaires des membres inférieurs.

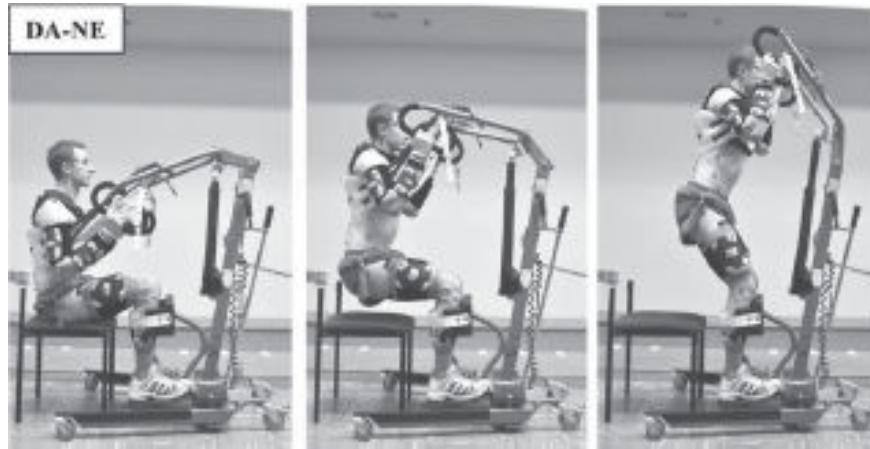


FIGURE 1.12 – Dispositif Vera-lift (Burnfield et al. (2012)).

Il existe d'autres prototypes de dispositif d'assistance pour aider au PAD pour lesquels il n'a pas été réalisé à ce jour d'études biomécaniques. A titre d'exemple, le prototype de l'Université Ritsumeikan (Figure 1.13) qui utilise une sorte de tablette pour aider les personnes âgées à se lever et qui en plus, semble inciter les sujets à incliner leur tronc, contrairement au dispositif Vera-lift.

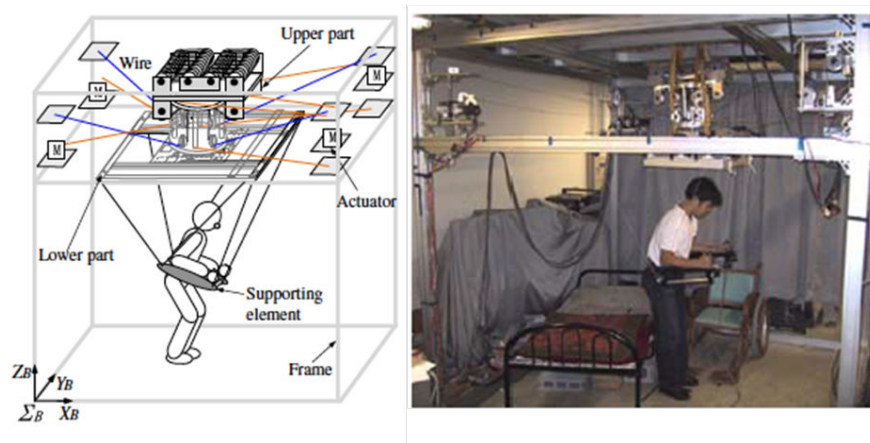


FIGURE 1.13 – Prototype d'un dispositif d'assistance de l'Université Ritsumeikan (Nagai et al. (2003)).

Des travaux ont débuté au LAMIH et au LATIM en collaboration avec d'autres partenaires cliniques et industriels, pour réaliser des études biomécaniques sur un dispositif d'assistance muni d'une poignée mobile posée sur une tablette, dans le cadre du projet VHI-POD (ANR – TECSAN 2012). Ce projet a pour objectif de concevoir un véhicule électrique individuel de transport en station debout pour les personnes hémiplegiques avec aide à la verticalisation (Figure 1.14).



FIGURE 1.14 – Illustration du dispositif Vhipod souhaité.

Dans l'objectif de concevoir un tel dispositif (Figure 1.14), une plateforme expérimentale composée d'une poignée mobile posée sur une tablette a été fabriquée pour les expérimentations du passage assis-debout des sujets hémiplegiques. Ces essais biomécaniques et les résultats attribués seront présentés en Chapitre 4.

1.3.4.6 Conclusion

Le passage assis-debout/debout-assis est une activité essentielle de la vie quotidienne, qui est fortement affectée par l'hémiplegie. Il peut être évalué à l'aide de nombreux indicateurs biomécaniques. Les stratégies utilisées par les sujets atteints pour réaliser un PAD ont été classées en deux catégories selon qu'elles favorisent la stabilité ou la vitesse. De plus, un entraînement influence positivement des variables biomécaniques (ex. réduire l'asymétrie) caractérisant le PAD et le PDA des sujets atteints d'hémiplegie, et les résultats concernant le chargement du membre parétique et le travail en vue d'augmenter la symétrie du geste, qui est fortement influencée par les facteurs posturaux, rejoignent les recommandations de la Haute Autorité de Santé. Enfin, s'il n'existe pas directement de résultats concernant l'assistance au PAD des sujets hémiplegiques, des résultats obtenus sur d'autres types de population (population âgée et population saine) témoignent de l'influence positive (ex. réduction des moments articulaires aux genoux) que peut avoir une assistance sur le passage assis-debout. Ainsi, l'influence d'une assistance sur le PAD démontre le potentiel du bienfait que peut avoir une aide adaptée aux difficultés motrices dont souffrent les sujets hémiplegiques.

Chapitre 2

Matériels et Méthodes

2.1 Introduction

Au regard du manque d'études sur le passage assis-debout/debout-assis (PAD/PDA) assisté des sujets hémiplegiques, ce deuxième chapitre présente les matériels et les méthodes mis en œuvre pour étudier ce mouvement.

Deux types d'aides ont été choisis pour étudier le PAD et le PDA assisté : ancrage fixe (poignée fixe) et ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile). Ce chapitre présente uniquement les matériels et méthodes communs aux études des différents types d'aides. La population ayant participé à l'étude du PAD/PDA avec ancrage fixe est différente de celle qui a participé à l'étude du PAD/PDA avec ancrage mobile. Par conséquent, le protocole et la population sont décrits dans les chapitres 3 et 4.

Ce chapitre se décompose en trois parties : les matériels utilisés pour l'ensemble des expérimentations, les méthodologies expérimentales et de traitement des données communes aux différentes études, et enfin les variables biomécaniques retenues pour étudier le PAD/PDA.

2.2 Matériels commun

Afin de pouvoir enregistrer le mouvement des sujets lors du passage assis-debout et mesurer les efforts appliqués pour effectuer ce mouvement, des systèmes de capture de mouvements (VICON) et des plateformes expérimentales équipées de plateformes de forces ont été utilisés lors des expérimentations. Les expérimentations ont eu lieu sur deux sites : au CHRU de Brest et au LAMIH de l'université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis. Les deux sous-chapitres suivants, décrivent en détail les systèmes de VICON et les plateformes de forces.

2.2.1 Système de capture de mouvements

Deux systèmes de capture de mouvements VICON © différents sont utilisés pour les expérimentations de PAD/PDA :

- Un système VICON Nexus à Valenciennes. Ce système est muni de 10 caméras cadencées à 100 Hz et de définition 1400×1400 pixels chacune.
- Un système VICON Workstation à Brest. Ce système est muni de 9 caméras cadencées à 120 Hz et de définition 1280×1024 pixels pour 7 caméras et 1600x1280 pixels pour les 2 dernières.

Les caméras sont disposées autour du dispositif expérimental (Figure 2.1) : deux en avant, deux en arrière et deux à côté et quatre (sur Valenciennes) ou trois (sur Brest) aux coins de la salle selon le lieu de l'expérimentation. Deux caméras vidéo numériques synchronisées complètent ce système de mesure pour rappel visuel des actions réalisées. Elles filment le sujet durant son mouvement de face et de profil.

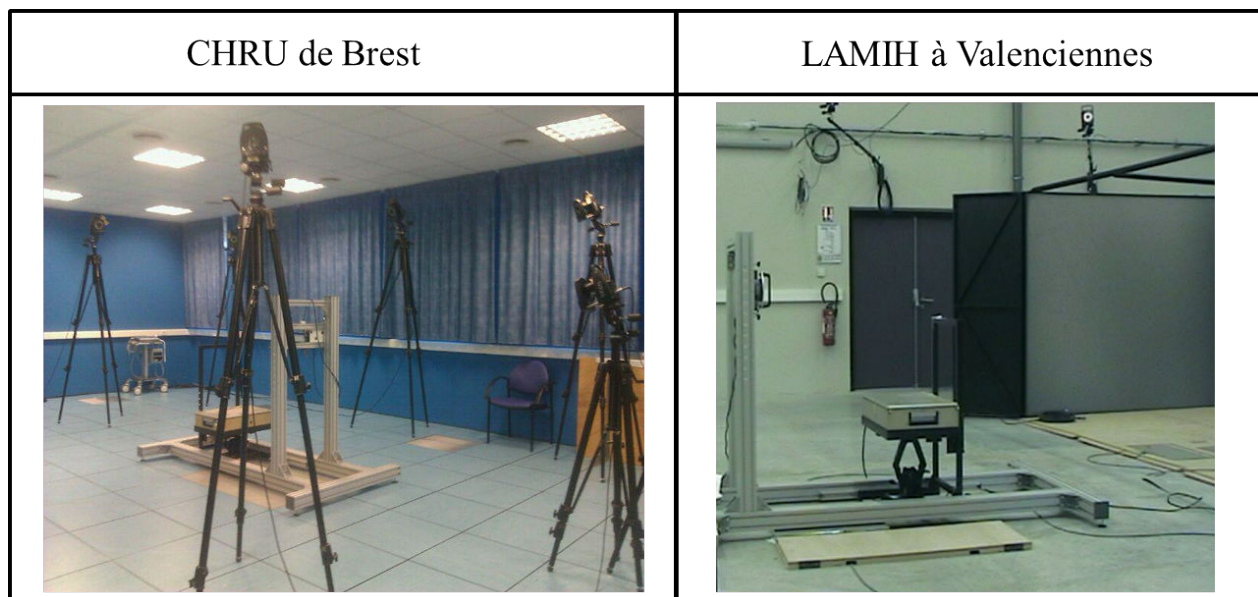


FIGURE 2.1 – Scène expérimentale au CHRU de Brest et au LAMIH à l'université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

2.2.2 Plateformes de forces et plateformes expérimentales

Des plateformes de forces (Table 2.1) sont utilisées pour mesurer les efforts appliqués par l'utilisateur pendant le PAD/PDA sur les plateformes expérimentales 1 (au niveau de la poignée et assise et sur le sol) et 2 présentées ci-après.

Commune (utilisée à Brest et à Valenciennes)	Plateforme de force de la poignée (PE1 et PE2)	Type	EX 114.45-200
		P.	500 N (F_x, F_y) 2000 N (F_z)
	Plateforme de force à l'assise (PE1 et PE2)	Type	PX 2000
		E.M.	5500 N (F_x, F_y) 21 000 N (F_z)
Utilisée à Brest	Plateforme de force du pied gauche (PE1)	Type	AMTI BP6001200-1000
	Plateforme de force du pied droit (PE1)	P.	2224 N (F_x, F_y) 4480 N (F_z)
		Type	Sensix 600400
	Plateforme de force du pied gauche (PE2)	P.	5000 N (F_x, F_y) 1000 N (F_z)
		Type	AMTI BP400600 1000
	Plateforme de force du pied droit (PE2)	P.	2225 N (F_x, F_y) 4450 N (F_z)
Utilisée à Valenciennes	Plateforme de force du pied gauche (PE1)	Type	Kistler 9286BA
	Plateforme de force du pied droit (PE1)	P.	2500 N (F_x, F_y) 10 000N (F_z)

TABLE 2.1 – Types et plages de mesures des plateformes de forces. P. : Portées; E.M. : Etendues de mesures. L'axe z est l'axe perpendiculaire à la surface des plateformes de forces. PE1 : plateforme expérimentale 1. PE2 : plateforme expérimentale 2.

Ces plateformes de forces ont été utilisées pour deux plateformes expérimentales 1 et 2 (figure 2.2)(figure 2.3). La plateforme expérimentale 1 (figure 2.2) permet l'étude du passage assis-debout et debout-assis assisté par une poignée fixe mais réglable. Alors que la plateforme expérimentale 2 (figure 2.3) permet un passage assis-debout et debout-assis assisté par une poignée posée sur une tablette mobile. Ces deux plateformes seront détaillées dans les chapitre

3 et 4 respectivement.

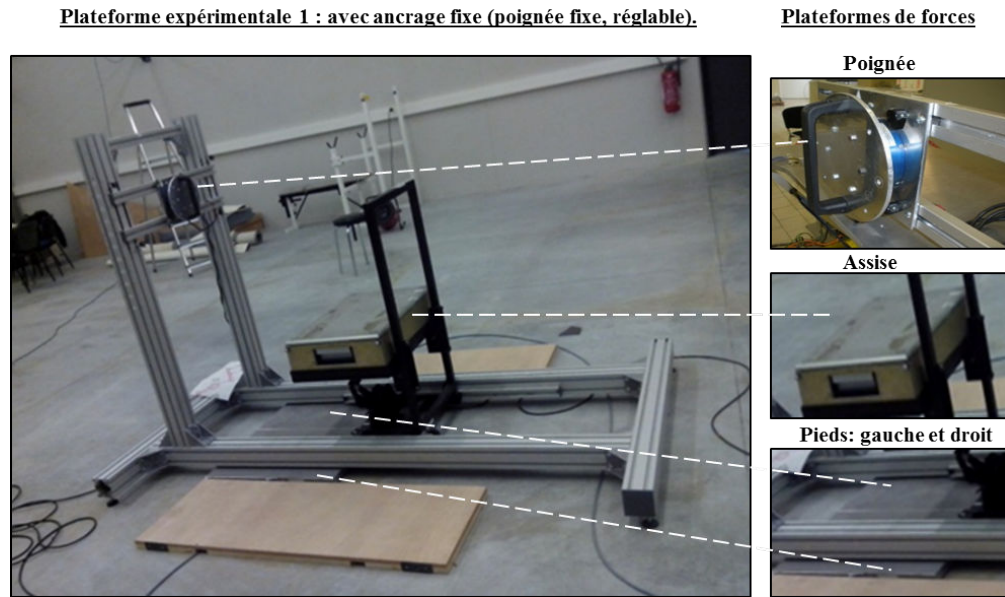


FIGURE 2.2 – Plateforme expérimentale 1 : avec ancrage fixe (poignée fixe, réglable).

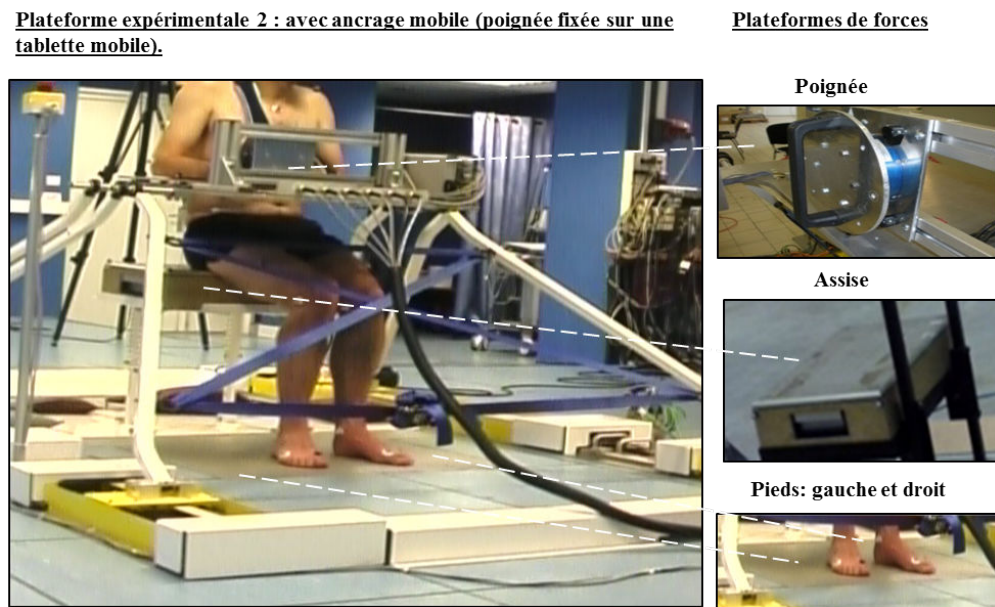


FIGURE 2.3 – Plateforme expérimentale 2 : avec ancrage mobile (poignée fixée sur une tablette mobile).

2.3 Méthodologie commune

2.3.1 Placement des marqueurs rétro-réfléchissants

42 marqueurs réfléchissants sphériques (diamètre d'environ 20mm) (Figure 2.4) ont été apposés en des points anatomiques (Table 2.2) comme recommandé par l'ISB (International Society of Biomechanics) pour les membres inférieurs et supérieurs (Wu et al. (2002) et Wu et al. (2005)) et selon Pradon and Cheze (2003) pour le Vertex de la tête et pour les marqueurs de la cervicale C7, la Thoracique T8, le Xiphoïde et le Manubrium pour le tronc. Ces marqueurs permettent de diviser le corps en 14 segments (Tête, tronc, bras gauche et bras droit, avant-bras gauche et droit, main gauche et main droite, cuisse gauche et cuisse droite, jambe gauche et jambe droite, pied gauche et pied droit). De plus, 12 marqueurs techniques additionnels ont été placés sur les segments corporels correspondant. Les marqueurs techniques servent à reconstruire les marqueurs anatomiques en cas de perte de marqueurs.

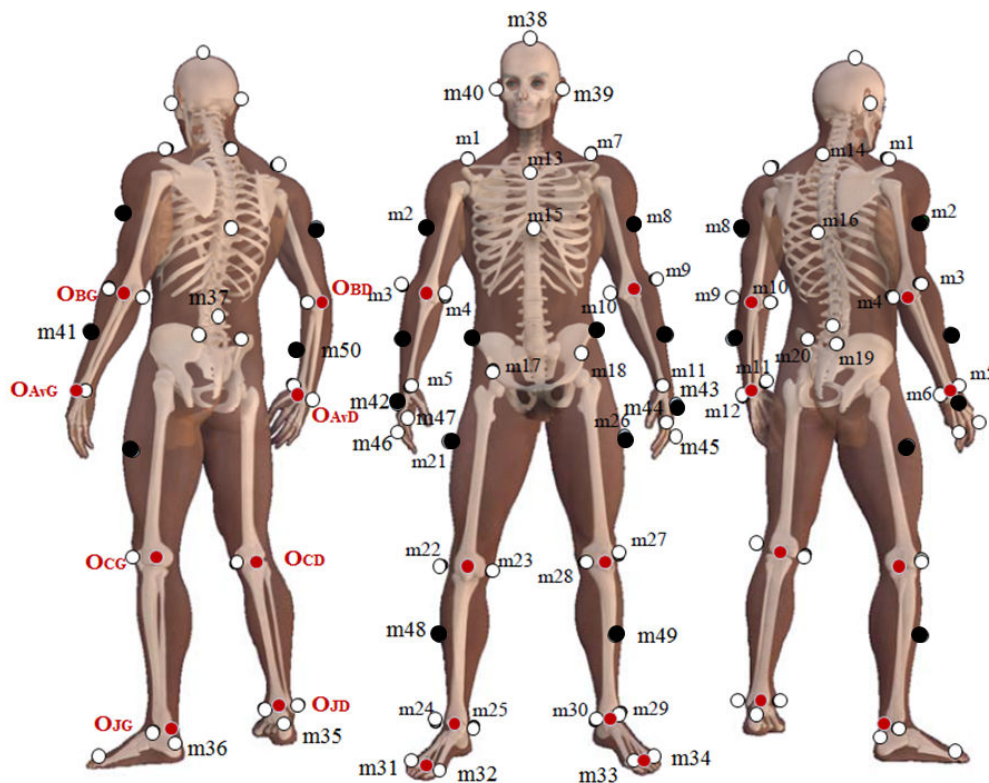


FIGURE 2.4 – Placement des marqueurs rétro-réfléchissants. Les marqueurs blancs sont des marqueurs apposés sur des points anatomiques et les marqueurs noirs sont des marqueurs techniques.

Les marqueurs techniques (m2, m8, m21, m26, m41, m42, m43, m48, m49, m50, m51,

m52) ont été positionnés sur les 12 segments corporels. Les positions anatomiques des 42 autres marqueurs sont listées en Table 2.2.

M	Position anatomique	M	Position anatomique
m1	Acromion droit	m27	Condyle externe gauche
m3	Epicondyle latéral droit	m28	Condyle interne gauche
m4	Epicondyle médial droit	m29	Malléole latérale gauche
m5	Styloïde radial droit	m30	Malléole médiale gauche
m6	Styloïde ulnaire droit	m31	Métatarse 5 droit
m7	Acromion gauche	m32	Métatarse 1 droit
m9	Epicondyle latéral gauche	m33	Métatarse 1 gauche
m10	Epicondyle médial gauche	m34	Métatarse 5 droit
m11	Styloïde radial gauche	m35	Talon droit
m12	Styloïde ulnaire gauche	m36	Talon gauche
m13	Manubrium	m37	Lombaire L4
m14	Cervicale C7	m38	Vertex
m15	Xiphoïde	m39	Tempe gauche
m16	Thoracique T8	m40	Tempe droit
m17	Epine iliaque antérieure droite	m44	Métacarpe 2 gauche
m18	Epine iliaque antérieure gauche	m45	Métacarpe 5 gauche
m19	Epine iliaque postérieure droite	m46	Métacarpe 5 droit
m20	Epine iliaque postérieure gauche	m47	Métacarpe 2 droit
m22	Condyle externe droit	m24	Malléole latéral droite
m23	Condyle interne droit	m25	Malléole médiale droite

TABLE 2.2 – Liste des marqueurs et leur position anatomique. M : Marqueur

2.3.2 Compensation des pertes de marqueurs et filtrage des données

Malgré le soin apporté au positionnement des caméras, des marqueurs peuvent être occultés. La reconstruction des marqueurs perdus est faite après l'enregistrement des acquisitions et après le dépouillement des acquisitions brutes. Elle consiste à remplir le vide créé par la perte des marqueurs, durant quelques instants du mouvement. L'instant auquel la perte a eu lieu influence le choix de la méthode utilisée pour la reconstruction.

Lorsque la perte n'a lieu ni au début ni à la fin, mais durant le mouvement, la reconstruction est faite manuellement à l'aide du logiciel Nexus[®], par interpolation polynomiale

ou en copiant la partie de la trajectoire perdue d'un autre marqueur voisin appartenant au même segment corporel (si la durée de perte n'est pas courte). Cette méthode de reconstruction ne peut pas être utilisée lorsque la perte du marqueur a lieu au début ou à la fin de l'acquisition. Dans ce cas, la reconstruction est faite à l'aide de Matlab®, en utilisant une acquisition statique debout contenant tous les marqueurs. L'acquisition statique debout, est une acquisition prise avant l'expérimentation après avoir positionné tous les marqueurs sur les points anatomiques précisés au paragraphe 2.3.1. L'algorithme de reconstruction est composé de 3 étapes :

1. Création d'un même repère segmentaire (pour le segment ayant un marqueur perdu dans l'acquisition assis-debout) à partir des marqueurs non perdus pour les deux acquisitions : l'acquisition assis-debout (contenant le marqueur perdu) et l'acquisition statique debout (ne contenant pas de marqueur perdu)
2. Calcul de la position du marqueur perdu (dans l'acquisition assis-debout), mais présent dans l'acquisition statique debout, par rapport au repère segmentaire créé en étape « 1 »
3. Utilisation de la position obtenue à l'étape « 2 » (la position du marqueur perdu par rapport au repère segmentaire) pour calculer la position du marqueur aux instants où le marqueur est occulté.

Cette méthode a permis de compenser toutes les pertes de marqueurs des expérimentations avec ancrage fixe et la majorité (tous sauf pour un sujet) des expérimentations avec ancrage mobile.

2.3.3 Filtrage des données

Les signaux cinématiques et dynamiques sont filtrés pour éliminer les bruits de mesures. Un filtre passe-bas (Butterworth d'ordre 2) est choisi (Vena et al. (2015) et O Meara and Smith (2006)). Deux passes d'ordre 2 sont réalisées pour éliminer le déphasage. La fréquence de coupure choisie est de 6Hz. Un exemple de deux signaux brut et filtré est présenté en Figure 2.5. Cette figure montre que l'allure du signal porteur n'a pas changé et les bruits mesurés ont été diminués.

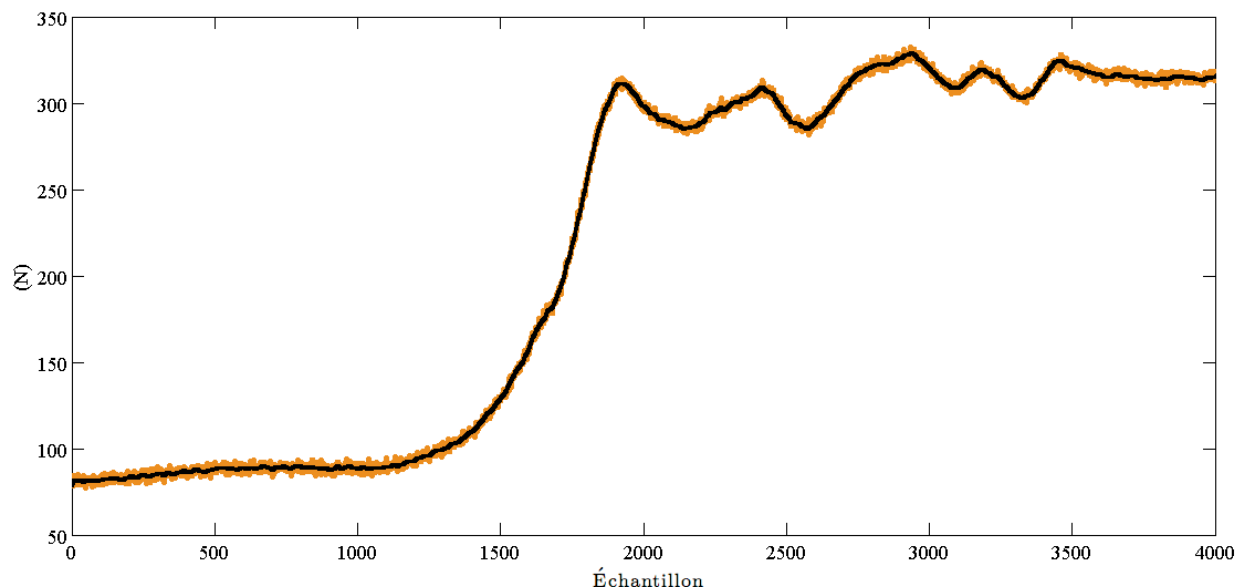


FIGURE 2.5 – Force verticale mesurée au pied gauche. Orange : signal brut (non filtré) ; Noir : signal filtré.

2.3.4 Calcul des centres articulaires

Le calcul des centres articulaires permet de déterminer les points proximaux et distaux des segments corporels. Pour calculer les centres articulaires des épaules et des hanches, plusieurs méthodes sont possibles : la méthode de circumduction ou celle de Schmidt et al. (1999) pour les épaules, et des équations de régressions spécifiques aux hanches (Tylkowski et al. (1982), Bell et al. (1989), Davis et al. (1991), Leardini et al. (1999)). L'objectif de la présente thèse étant d'étudier le passage assis-debout des sujets hémiplegiques qui ne peuvent se tenir sur une seule jambe, voire même bouger leur membre paralysé, il est impossible d'adopter la méthode de circumduction. Pour un souci d'homogénéité, la méthode choisie pour calculer les centres articulaires des sujets hémiplegiques a été aussi utilisée pour calculer les centres articulaires des sujets sains.

En ce qui concerne les centres articulaires des épaules, ils ont été calculés directement à partir de l'acromion. La position du centre articulaire de l'épaule est considérée à 7cm en dessous de l'acromion (Schmidt et al. (1999)) et cela par rapport à l'axe y (axe longitudinal) du référentiel de l'épaule (Annexe A, Figure A.3). En ce qui concerne les centres articulaires des hanches, la différence de calcul entre les méthodes citées au début du paragraphe (Tylkowski et al. (1982), Bell et al. (1989), Davis et al. (1991), Leardini et al. (1999)) a été étudiée par l'ingénieur de recherche au CHRU de Brest pour un seul sujet en position statique. La différence maximale entre la méthode de Leardini et al. (1999) et les autres méthodes a été

2.3. Méthodologie commune

estimée à 5mm de plus selon l'axe X, de 22mm de plus selon l'axe Y et de 12mm de plus selon l'axe Z de la Figure 2.6. Comme il n'y a pas beaucoup de différence entre les méthodes à disposition, la méthode choisie a été celle de Leardini et al. (1999), (Figure 2.6) : cette méthode utilise les marqueurs externes positionnés sur les points anatomiques pour le calcul. Les équations de régression utilisées pour le calcul des centres articulaires des hanches (Leardini et al. (1999)) sont les suivants :

$$X = -0.31 \times PD \quad (2.1)$$

$$Y = -0.096 \times L \quad (2.2)$$

$$Z = 0.38 \times PW \quad (2.3)$$

où PD est la profondeur du bassin, L est la distance entre un marqueur épine iliaque antérieure (ASIS ; Figure 2.6) et la malléole externe du même côté (ASIS - malléole externe) et PW est largeur du bassin (distance entre les deux épines iliaques antérieures gauche et droite).

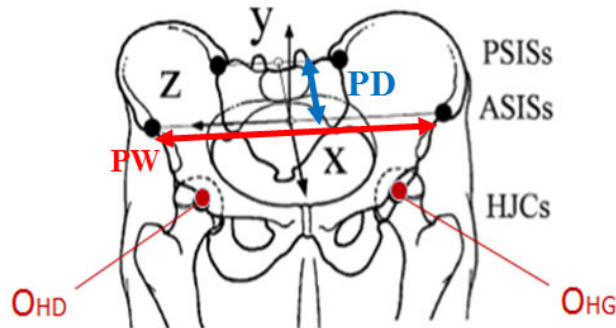


FIGURE 2.6 – Repère et marqueurs anatomiques du bassin (Leardini et al., 1999) PSISs : les Epines iliaques postérieures ASISs : les Epines iliaques antérieures HJCs : les centres articulaires de la hanche (nommé dans ce rapport : O_{HD} -hanche droite et O_{HG} -hanche gauche)

Les centres articulaires des coudes, poignets, genoux et chevilles sont considérés comme étant le milieu des deux marqueurs apposés sur les bords externe et interne de chaque articulation. Par exemple, le centre articulaire du coude est le milieu de l'épicondyle latéral droit (m3) et de l'épicondyle médial droit (m4) (Figure 2.4)

2.3.5 Calcul des repères locaux

Les repères locaux liés aux membres inférieurs (cuisses, jambes, pieds) et aux membres supérieurs (bras, avant-bras, mains) sont basés sur les recommandations de l'ISB (Wu et al. (2002), Wu et al. (2005)). Le repère local du bassin est basé sur le repère présenté en Figure 2.6 de Leardini et al. (1999). Ceux des deux épaules sont basés sur les recommandations de « l'International Shoulder Group » (van der Helm and Pronk (1995)). Tous les repères locaux sont des repères orthonormés directs dont :

- l'axe Y est l'axe longitudinal du segment,
- l'axe X est l'axe sagittal du segment,
- l'axe Z est l'axe transversal du segment.

Un exemple du calcul du repère local des bras est présenté en Figure 2.7 et en Table 2.3. Les autres repères locaux sont présentés en Annexe A (de la Figure A.1 et Table A.1 à la Figure A.8 et Table A.8).

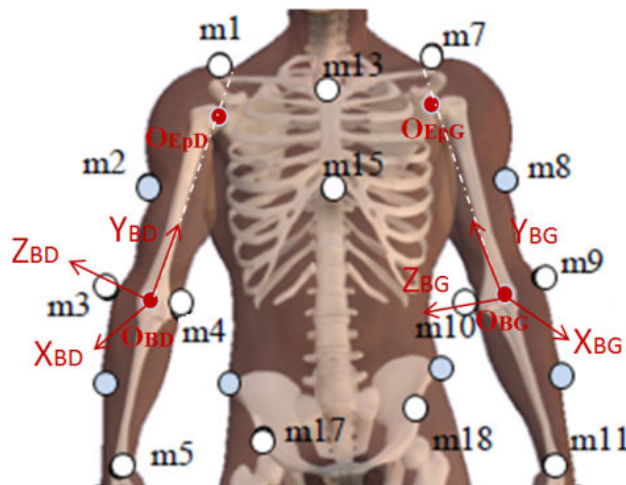


FIGURE 2.7 – Repères locaux des bras droit et gauche

Origine du repère du bras droit : O_{BD}	$O_{BD} = (m_3 + m_4)/2$
Axe longitudinal du bras droit : Y_{BD}	$Y_{BD} = O_{EpD} - O_{BD}$
-	$A = m_4 - m_3$
Axe antéro-postérieur du bras droit : X_{BD}	$X_{BD} = A \wedge Y_{BD}$
Axe transversal du bras droit : Z_{BD}	$Z_{BD} = X_{BD} \wedge Y_{BD}$
Origine du repère du bras gauche : O_{BG}	$O_{BG} = (m_9 + m_{10})/2$
Axe longitudinal du bras gauche : Y_{BG}	$Y_{BG} = O_{EpG} - O_{BG}$
-	$A = m_{10} - m_9$
Axe antéro-postérieur du bras gauche : X_{BG}	$X_{BG} = A \wedge Y_{BG}$
Axe transversal du bras gauche : Z_{BG}	$Z_{BG} = X_{BG} \wedge Y_{BG}$

TABLE 2.3 – Calcul des repères locaux des bras droit et gauche.

2.3.6 Calcul des angles articulaires

Les angles articulaires sont calculés par la méthode d'Euler. Pour calculer les angles α , β et γ qui sont les angles de rotation entre les segments corporels ou entre un segment corporel et le repère global, il est nécessaire de calculer les matrices de rotation d'un segment corporel par rapport à un autre. Les matrices de rotation sont les suivantes :

Matrice de rotation de α représentant la rotation autour de l'axe Z de α rad

$$R_z(\alpha) = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Matrice de rotation de β représentant la rotation autour de l'axe X de β rad

$$R_x(\beta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\beta) & -\sin(\beta) \\ 0 & \sin(\beta) & \cos(\beta) \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Matrice de rotation de γ représentant la rotation autour de l'axe Y de γ rad

$$R_y(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & 0 & \sin(\gamma) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\gamma) & 0 & \cos(\gamma) \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Le produit de ces 3 matrices des rotations ($R_z(\alpha) \times R_x(\beta) \times R_y(\gamma)$) donne la matrice de rotation entre 2 segments qui permet de passer du segment 2 (s2) au segment 1 (s1).

$${}_{S_2}^{S_1}\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha)\cos(\gamma) - \sin(\alpha)\sin(\beta)\sin(\gamma) & -\sin(\alpha)\cos(\beta) & \cos(\alpha)\sin(\gamma) + \sin(\alpha)\sin(\beta)\cos(\gamma) \\ \sin(\alpha)\cos(\gamma) + \cos(\alpha)\sin(\beta)\sin(\gamma) & \cos(\alpha)\cos(\beta) & \sin(\alpha)\sin(\gamma) - \cos(\alpha)\sin(\beta)\cos(\gamma) \\ -\sin(\alpha)\cos(\beta) & \sin(\beta) & \cos(\beta)\cos(\gamma) \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

Or la matrice de rotation ${}_{S_2}^{S_1}\mathbf{R}$ entre 2 segments peut être obtenue par l'équation suivante :

$${}_{S_2}^{S_1}\mathbf{R} = {}_{S_0}^{S_1}\mathbf{R} \times {}_{S_2}^0\mathbf{R} \quad (2.8)$$

où ${}_{S_0}^{S_1}\mathbf{R}$ est la matrice de rotation entre la base du repère local du segment 1 et la base du repère global associé au laboratoire et ${}_{S_2}^0\mathbf{R}$ est la matrice de rotation entre la base du repère global associé au laboratoire et la base du repère local du segment 2.

L'angle α est calculé en utilisant les éléments de cette matrice ${}_{S_2}^{S_1}\mathbf{R}_{1,2} = -\sin(\alpha)\cos(\beta)$ et ${}_{S_2}^{S_1}\mathbf{R}_{2,2} = \cos(\alpha)\cos(\beta)$.

$$\alpha = \arctan\left(-\frac{{}_{S_2}^{S_1}\mathbf{R}_{1,2}}{{}_{S_2}^{S_1}\mathbf{R}_{2,2}}\right) \quad (2.9)$$

$$\gamma = \arctan\left(-\frac{{}_{S_2}^{S_1}\mathbf{R}_{3,1}}{{}_{S_2}^{S_1}\mathbf{R}_{3,3}}\right) \quad (2.10)$$

$$\beta = \arcsin({}_{S_2}^{S_1}\mathbf{R}_{3,2}) \quad (2.11)$$

L'angle α est l'angle de flexion/extension et sera celui utilisé dans la présente thèse.

2.3.7 Calcul du centre de gravité corporel

Le centre de gravité corporel est le barycentre des centres de gravité segmentaires. Pour calculer le centre de gravité corporel, le corps humain est divisé en 14 segments : la tête, le tronc, les bras gauche et droite, les avant-bras gauche et droit, les mains gauche et droite, les cuisses gauche et droite, les jambes gauche et droite et les pieds gauche et droit. La formule utilisée pour calculer le centre de gravité corporel est la suivante :

$$\overrightarrow{OG} = \frac{\sum_i m_i \times \overrightarrow{OG}_i}{M_t} \quad (2.12)$$

où m_i est la masse du segment i , \overrightarrow{OG}_i est la position du centre de gravité du segment i dans le repère global (repère du laboratoire), M_t est la masse du sujet et \overrightarrow{OG} est la position

du centre de gravité global dans le repère global.

Masse d'un segment i

Pour calculer la masse d'un segment, une table anthropométrique a été utilisée. Par absence d'une table anthropométrique adaptée pour des sujets hémiplésiques, la table anthropométrique utilisée est celle de De Leva (1996). Elle se base sur une population de jeunes sportifs et a été retenue également pour le calcul des centres de gravité segmentaires des sujets sains. Malgré que cette table anthropométrique ne soit pas adaptée aux sujets hémiplésiques, elle a été quand même utilisée pour calculer les centres de gravité segmentaires de ces sujets pour deux raisons :

- par manque d'une table anthropométrique adaptée aux sujets hémiplésiques
- pour utiliser la même table anthropométrique pour les deux populations participant à la même étude.

Notons que le découpage corporel correspond à celui de De Leva (1996). Ce qui permet de calculer la masse du segment i à partir des coefficients de masse segmentaire ($coef_m$) (Table 2.4) en utilisant la formule suivante :

$$m_i = coef_{m_i} \times M_t \quad (2.13)$$

Segments	Coefficient de la masse pour les hommes en $\%(coef_m)$	Coefficient de la masse pour les femmes en $\%(coef_m)$
Tête	6.94	6.68
Tronc	43.46	42.57
Bras	2.71	2.55
Avant-bras	1.62	1.38
Mains	0.61	0.56
Cuisse	14.16	14.78
Jambes	4.33	4.81
Pieds	1.37	1.29

TABLE 2.4 – Liste des coefficients de la masse segmentaire (De Leva (1996))

Position du centre de gravité du segment i

Comme pour la masse segmentaire, le découpage corporel correspondant à celui de De Leva (1996) permet de calculer la position des centres de gravité de chaque segment en utilisant les rayons de girations segmentaires de cet auteur (Table 2.5).

Segments	Position longitudinale du cdg pour les hommes en $\%(coef_{p_i})$ à partir du point proximal du segment concerné	Position du cdg longitudinal pour les femmes en $\%(coef_{p_i})$ à partir du point proximal du segment concerné
Tête	59.76	58.94
Tronc	51.38	49.64
Bras	57.72	57.54
Avant-bras	45.74	74.74
Mains	79	74.74
Cuisse	40.95	36.12
Jambes	44.59	44.16
Pieds	44.15	40.14

TABLE 2.5 – Liste des coefficients de la position des centres de gravité segmentaires (De Leva (1996))

La position du centre de gravité segmentaire dans le repère global est calculée par l'équation suivante :

$$\overrightarrow{OG_i} = {}^i_0\mathbf{T} \times \overrightarrow{O_iG_i} \quad (2.14)$$

où ${}^i_0\mathbf{T}$ est la matrice homogène de passage entre le repère du segment i et le repère global, $\overrightarrow{O_iG_i}$ est la position du centre de gravité du segment i dans le repère du segment i (O_i est le centre du repère du segment i).

La position du centre de gravité du segment i dans le repère du segment i est calculée par l'équation suivante :

$$\overrightarrow{O_iG_i} = L_i(1 - coef_{p_i})/100 \overrightarrow{y_i} \quad (2.15)$$

où L_i est la longueur du segment i et $\overrightarrow{y_i}$ est l'axe y du segment i .

La longueur du segment i est calculée à l'aide des centres articulaires proximaux et distaux sauf pour les segments tronc et tête. La longueur du segment tronc est calculée à partir de la position du manubrium et du centre des deux épines iliaques antérieures, la longueur du segment tête est calculée à partir de la position du Vertex et du Manubrium. La longueur du segment i est la norme du vecteur $L_i = \|\overrightarrow{O_iO_{i+1}}\|$, avec O_i et O_{i+1} les deux extrémités du segment i (Figure 2.8).

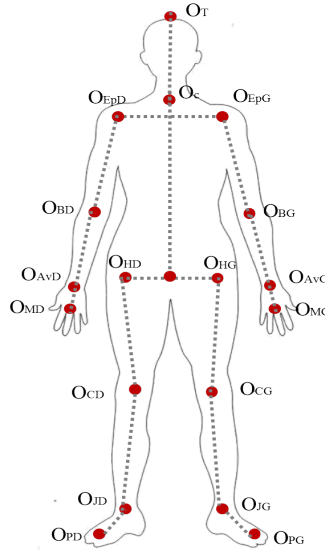


FIGURE 2.8 – Centres articulaires et points anatomiques utilisés pour le calcul des longueurs segmentaires (L_i). O_T : Vertex; O_c : Manubrium; O_{EpD} : centre articulaire de l'épaule droite; O_{BD} : centre articulaire du coude droit; O_{AvD} : centre articulaire du poignet droit; O_{MD} : Centre articulaire des métacarpes droits; O_{HD} : centre articulaire de la hanche droite; O_{CD} : centre articulaire du genou droit; O_{JD} : centre articulaire de la cheville droite; O_{PD} : centre articulaire des métatarses droits; O_{EpG} : centre articulaire de l'épaule gauche; O_{BG} : centre articulaire du coude gauche; O_{AvG} : centre articulaire du poignet gauche; O_{MG} : Centre articulaire des métacarpes gauches; O_{HG} : centre articulaire de la hanche gauche; O_{CG} : centre articulaire du genou gauche; O_{JG} : centre articulaire de la cheville gauche; O_{PG} : centre articulaire des métatarses gauches.

Lorsqu'une écharpe d'immobilisation est utilisée pour le membre supérieur parétique, les segments bras, avant-bras et main correspondants sont attachés au tronc et les marqueurs ne sont pas posés sur ce membre supérieur attaché au tronc. Dans ce cas, le mouvement des segments bras, avant-bras et main, du côté parétique, est considéré identique à celui du tronc. Les longueurs segmentaires de ces segments sont considérés égales aux longueurs segmentaires de ces mêmes segments du côté opposé (ex. longueur du bras droit = longueur du bras gauche). Les repères segmentaires sont calculés à partir du repère du tronc en considérant le bras aligné au tronc et l'avant-bras et la main perpendiculaire au bras (Annexe A, Figure A.9 et Table A.9). A partir de ces considérations, la position du centre de gravité du corps est estimée par l'équation 2.12.

2.3.8 Calcul des efforts articulaires

Afin de calculer les efforts articulaires des membres inférieurs, des hypothèses sont posées :

- Les segments corporels sont assimilés à des corps rigides solides,
- La masse des segments corporels est considérée constante et le centre d'inertie des

segments corporels invariant,

- Le mouvement des masses molles, tels que les muscles et la peau, est considéré négligeable et n'affecte pas les propriétés inertielles des segments corporels,
- Les frottements et les glissements entre les surfaces articulaires sont considérés négligeables.

Les efforts articulaires sont calculés par dynamique inverse. Ce calcul nécessite les données suivantes :

- Position du corps dans l'espace à chaque instant,
- Efforts externes à chaque instant,
- Répartition des masses dans les segments corporels et les matrices d'inertie,
- Positions des centres de gravités segmentaires.

Le système de capture de mouvement donne la position du corps dans l'espace à chaque instant à partir duquel on peut connaître les repères segmentaires (2.3.5) et les centres articulaires (2.3.4). Une acquisition debout statique permet de calculer la longueur des segments corporels (L_i) de chaque segment i . Les plateformes de forces permettent de connaître les efforts externes à chaque instant appliqués par le sujet sur le sol. L'anthropométrie de De Leva (1996) permet d'estimer les masses dans les segments (m_i) et les positions des centres de gravité de chaque segment $\overrightarrow{O_i G_i}$ (Figure 2.9).

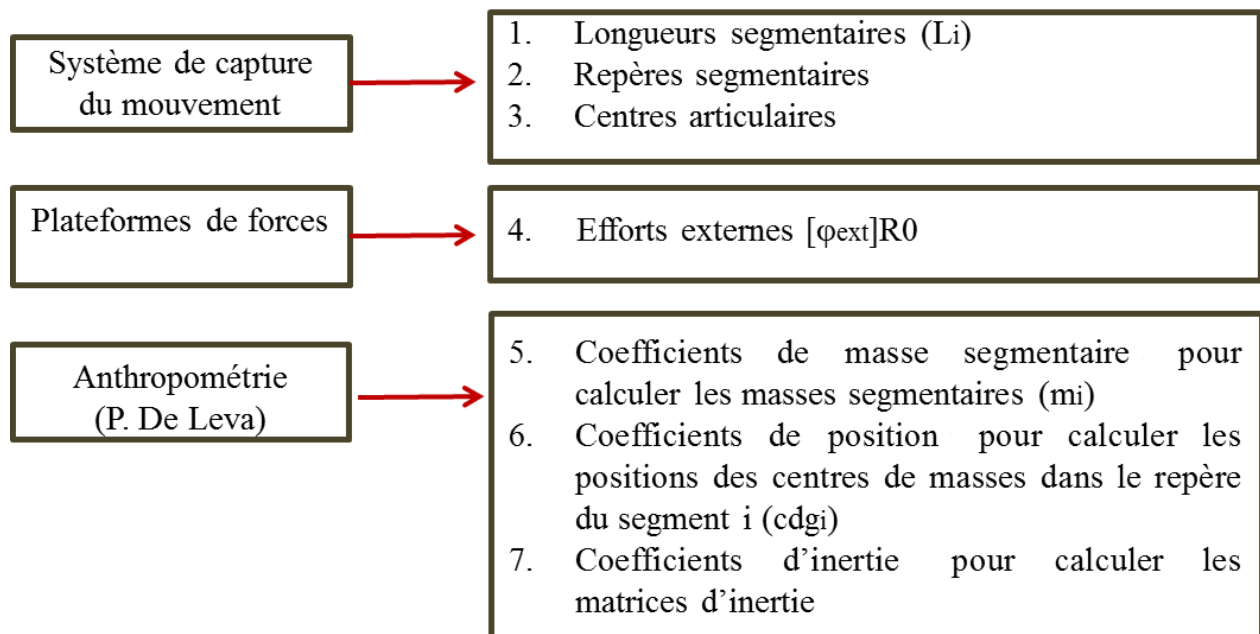


FIGURE 2.9 – Données nécessaires pour l'estimation des efforts articulaires par dynamique inverse

L'estimation des efforts articulaires par la méthode de la dynamique inverse nécessite l'écriture des équations du mouvement des solides. Ces équations de mouvement peuvent être obtenues en mécanique classique par les théorèmes de la résultante (Théorème de Newton) et du moment cinétique (Théorème d'Euler). Le formalisme de Legnani basé sur les matrices homogènes est bien adapté pour la description complète de la cinématique et de la dynamique des corps rigides (Legnani et al. (1996a)). Le calcul de l'équilibre dynamique le long des chaînes cinématiques permet d'estimer par itération les efforts entre les différents segments de ces chaînes (Legnani et al. (1996b)). Dans notre cas, les chaînes sont les membres inférieurs gauche et droit. A partir des données (1→7; Figure 2.9) les 4 matrices nécessaires à l'algorithme de dynamique inverse peuvent être calculées :

— Matrice de transformation homogène pour chaque segment i :

$${}^0\mathbf{T}_i = \begin{bmatrix} \vec{X}_i & \vec{Y}_i & \vec{Z}_i & \overrightarrow{OO_i} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.16)$$

${}^0\mathbf{T}_i$ permet de repérer à chaque instant la position et l'orientation d'un segment i dans le repère de référence R_0 avec :

O - l'origine du repère R_0 ,

O_i - l'origine du repère du segment i (R_i),

\vec{X}_i , \vec{Y}_i et \vec{Z}_i les vecteurs unitaires du repère du segment i (R_i) à chaque instant t .

— Matrice de pseudo inertie du segment i dans le repère R_i :

$$[J_i]_{R_i} = \begin{bmatrix} S/2 - A & F & E & m_i X_i \\ F & S/2 - B & D & m_i Y_i \\ E & D & S/2 - C & m_i Z_i \\ m_i X_i & m_i Y_i & m_i Z_i & m_i \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

Avec :

X_i, Y_i, Z_i - la position du centre de masse G_i par rapport au point proximal (centre de rotation) du segment i , à chaque instant t . $S = A+B+C$ et A, B, C, D, E, F sont tirés de la matrice ${}^{R_i}\mathbf{I}$ qui est la matrice d'inertie du segment i exprimé au point proximal qui est le centre de rotation du segment i :

$${}^{R_i}\mathbf{I} = \begin{bmatrix} A & -F & E \\ -F & B & -D \\ -E & -D & C \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

${}^{R_i}\mathbf{I}$ est obtenue par l'addition des deux matrices ${}^{R_i}\mathbf{I}$ (Matrice d'inertie dans laquelle le

cdg est affecté de m_i et agit par rapport au centre de rotation du segment i) et I_{CM_i} (matrice d'inertie exprimée au cdg du segment i). Avec :

$${}^{R_i}_{t_i}\mathbf{I} = \begin{bmatrix} m_i(Y_i^2 + Z_i^2) & -m_iX_iY_i & -m_iX_iZ_i \\ -m_iY_iX_i & m_i(Z_i^2 + X_i^2) & -m_iY_iZ_i \\ -m_iZ_iX_i & -m_iZ_iY_i & m_i(X_i^2 + Y_i^2) \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

et

$$I_{CM_i} = \begin{bmatrix} I_{xx_i} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy_i} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz_i} \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

Avec :

$$I_{xx_i} = m_i \times (L_i \times \text{coef}_{I_{\text{sagittal}}})^2, I_{yy_i} = m_i \times (L_i \times \text{coef}_{I_{\text{longitudinal}}})^2 \text{ et } I_{zz_i} = m_i \times (L_i \times \text{coef}_{I_{\text{transversal}}})^2.$$

Les coefficients d'inertie des trois axes sagittal, longitudinal et transversal ($\text{coef}_{I_{\text{sagittal}}}$, $\text{coef}_{I_{\text{longitudinal}}}$ et $\text{coef}_{I_{\text{transversal}}}$) sont calculés à partir des Tables 2.6 et 2.7. suivants :

Segments	Coefficient de l'inertie pour l'axe sagittal en $\%(\text{coef}_{I_{\text{sagittal}}})$	Coefficient de l'inertie pour l'axe longitudinal en $\%(\text{coef}_{I_{\text{longitudinal}}})$	Coefficient de l'inertie pour l'axe transversal en $\%(\text{coef}_{I_{\text{transversal}}})$
Tête	36.2	31.2	37.6
Tronc	32.8	30.6	16.9
Bras	28.5	15.8	26.9
Avant-bras	27.6	12.1	26.5
Mains	62.8	40.1	51.3
Cuisse	32.9	14.9	32.9
Jambes	25.5	10.3	24.9
Pieds	25.7	12.4	24.5

TABLE 2.6 – Liste des coefficients de l'inertie pour l'axe sagittal, longitudinal et transversal pour les hommes (De Leva (1996))

Segments	Coefficient de l'inertie pour l'axe sagittal en $\%(coef_{I_{sagittal}})$	Coefficient de l'inertie pour l'axe longitudinal en $\%(coef_{I_{longitudinal}})$	Coefficient de l'inertie pour l'axe transversal en $\%(coef_{I_{transversal}})$
Tête	33	31.8	35.9
Tronc	30.7	29.2	14.7
Bras	27.8	14.8	26.0
Avant-bras	26.1	9.4	25.7
Mains	53.1	33.5	45.4
Cuisse	36.9	16.2	36.4
Jambes	27.1	9.3	26.7
Pieds	29.9	13.9	27.9

TABLE 2.7 – Liste des coefficients de l'inertie pour l'axe sagittal, longitudinal et transversal pour les femmes (De Leva (1996))

— Matrice d'action de la gravité :

$$[H_g]_{R_0} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -9.81 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}_{R_0} \quad (2.21)$$

— Matrice du torseur regroupant les efforts externes mesurés :

$$[\phi_{ext}]_{R_0} = \begin{bmatrix} 0 & -M_z & M_y & F_x \\ M_z & 0 & -M_x & F_y \\ -M_y & M_x & 0 & F_z \\ -F_x & -F_y & -F_z & 0 \end{bmatrix}_{R_0} \quad (2.22)$$

$F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$ sont les forces et les moments mesurés au point de contact et qui s'applique sur le segment i . Dans le cas de la présente étude, les points de contacts sont O_{PD} pour le pied droit et O_{PG} pour le pied gauche (centres des repères du pied droit et gauche ; Figure A.8 en Annexe A). Les forces et les moments initialement mesurées aux centres des plateformes au sol sous le pied droit et gauche, sont exprimées dans le repère global aux points de contacts respectivement O_{PD} et O_{PG} .

Etape de la dynamique inverse

Après le calcul des données et des matrices nécessaires pour le calcul par dynamique inverse. Les étapes ($i \rightarrow v_i$) de la Figure 2.10 sont effectuées et détaillées ci-après pour $i=3$ (pied), $i=2$ (jambe), $i=1$ (pied). Ces étapes ont été développées et mises en application par Doriot and Cheze (2001) pour la marche.

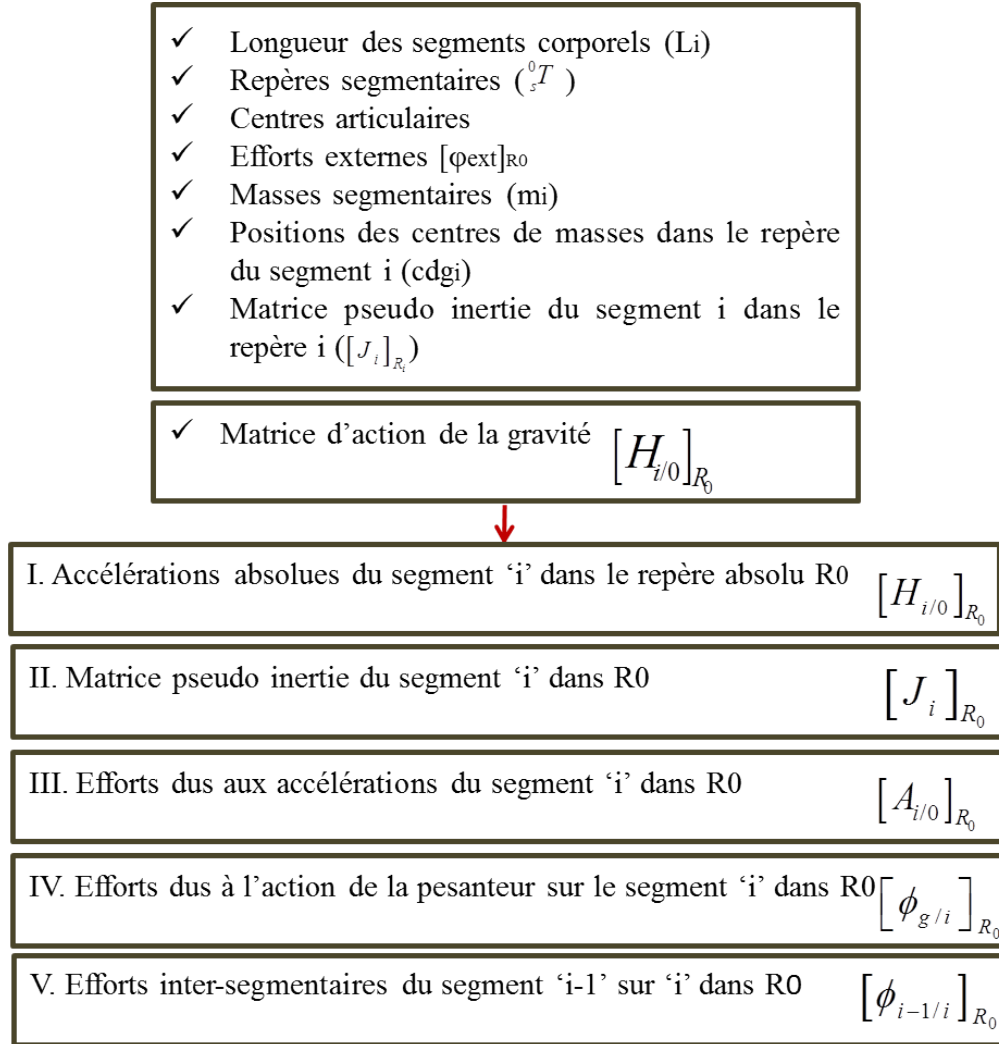


FIGURE 2.10 – Etapes de calcul de la dynamique inverse

Etape I Le calcul des Accélérations absolues du segment i dans R_0 est effectué par la formule suivante :

$$[H_{i/0}]_{R_0} = ({}^0_i\ddot{\mathbf{T}}) \times ({}^0_i\mathbf{T})^{-1} \tag{2.23}$$

Etape II Le calcul des pseudos matrices d'inertie du segment i dans R_0 est effectué par

la formule suivante :

$$[J_i]_{R_0} = {}^0\mathbf{T} \times [J_i]_{R_i} \times {}^0\mathbf{T}^t \quad (2.24)$$

Etape III Le calcul des efforts dus aux accélérations du segment i dans R_0 est effectué à l'aide de la formule suivante :

$$[A_{i/0}]_{R_0} = [H_{i/0}]_{R_0} \times [J_i]_{R_0} - [J_i]_{R_0} \times [H_{i/0}]_{R_0}^t \quad (2.25)$$

Etape IV Le calcul des efforts dus à l'action de la pesanteur sur le segment i dans R_0 est effectué à l'aide de la formule suivante :

$$[\phi_{g/i}]_{R_0} = [H_g]_{R_0} \times [J_i]_{R_0} - [J_i]_{R_0} \times [H_{s/0}]_{R_0}^t \quad (2.26)$$

Etape V Le calcul des efforts inter-segmentaires du segment $i - 1$ sur i dans R_0 est effectué à l'aide de la formule suivante :

$$[\phi_{i-1/i}]_{R_0} = [A_{s/0}]_{R_0} + [\phi_{i/i+1}]_{R_0} - [\phi_{ext}]_{R_0} - [\phi_{g/i}]_{R_0} \quad (2.27)$$

2.4 Variables biomécaniques utilisées

On rappelle que l'objectif principal de la thèse est d'explorer l'influence de différents types d'aide (ancrage fixe et ancrage mobile) sur le mouvement de PAD/PDA des sujets hémiplésiques. En plus des sujets hémiplésiques, des sujets sains ont aussi effectué le PAD/PDA afin d'avoir un groupe contrôle et de pouvoir comparer les résultats des sujets hémiplésiques à ce groupe. L'influence est quantifiée par plusieurs indicateurs temporels, cinématiques et dynamiques. Ces indicateurs/variables biomécaniques sont basés sur la littérature du passage assis-debout des sujets hémiplésiques et sur le passage assis-debout assisté (Chapitre 1).

Dans le cadre de l'étude menée dans la présente thèse, les variables biomécaniques retenues sont :

- La durée du mouvement, la vitesse du centre de gravité et l'asymétrie dynamique pour évaluer la performance du passage assis-debout/debout-assis,
- La trajectoire du centre de gravité pour identifier les stratégies cinématiques lors du passage assis-debout/debout-assis,
- L'angle d'inclinaison du tronc
- Un indicateur de stabilité pour analyser l'apport d'une aide au niveau de la stabilité
- Les moments articulaires de flexion/extension aux genoux pour analyser l'influence de l'aide sur les efforts mécaniques aux genoux lors du passage assis-debout/debout assis,
- La norme des forces appliquées au niveau de l'ancrage fixe pour analyser l'influence de

différentes conditions au passage assis-debout/debout-assis.

Le paragraphe suivant présente les deux phases principales qui décomposent le mouvement du PAD/PDA. Les variables biomécaniques retenues sont ensuite détaillées dans les paragraphes suivants.

2.4.1 Phases du PAD/PDA

Le PAD/PDA naturel, le PAD/PDA avec ancrage fixe et avec ancrage mobile a été décomposé en deux phases principales séparées par l’instant de prise/perde de contact avec le siège (Figure 2.11). La première phase du PAD sera appelée la phase préparatoire dans la suite du manuscrit et la deuxième phase sera appelée phase de montée. La première phase du PDA sera appelée la phase de descente dans la suite du manuscrit et la deuxième phase sera appelée phase finale.

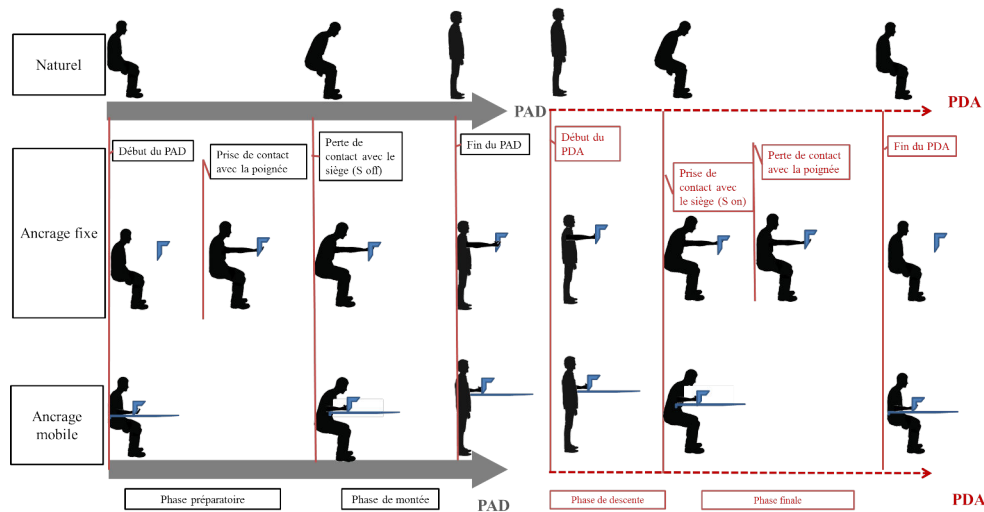


FIGURE 2.11 – Les deux phases du PAD (phase préparatoire et phase de montée) et du PDA (phase de descente et phase finale) naturel, du PAD et du PDA avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée fixée sur une tablette mobile).

Les variables utilisées pour le découpage des mouvements seront détaillées dans les chapitres 3 et 4 pour chaque cas (PAD/PDA naturel, PAD/PDA avec ancrage fixe, PAD/PDA avec ancrage mobile). Cependant il est important de noter que le début du PAD n’est pas le même pour les différents mouvements du PAD/PDA (naturel, ancrage fixe, ancrage mobile). A titre d’exemple, le début du mouvement de la phase préparatoire du PAD naturel coïncide avec le début du mouvement du tronc, tandis que le début du PAD avec ancrage fixe coïncide avec le début du mouvement du bras qui tient la poignée. Pour ces raisons plusieurs variables biomécaniques ont été calculées lors de la phase de montée/descente,

phase commune entre le PAD/PDA naturel, avec ancrage fixe, avec ancrage mobile.

2.4.2 Durée

La littérature tend à considérer qu'il était préférable de diminuer la durée pour une meilleure performance du PAD (Alexander et al. (1991), Schenkman et al. (1996)). Dans la présente étude, la durée du mouvement a été mesurée pour le PAD et pour le PDA naturel et pour le PAD/PDA avec ancrage fixe (poignée fixe).

Les durées de la phase de montée et de la phase de descente ont été retenues pour comparer le PAD et le PDA naturel au PAD et au PDA avec ancrage fixe. La phase de montée pour le PAD et la phase de descente pour le PDA sont retenues car ces phases sont communes pour les deux conditions (sans et avec ancrage fixe) (paragraphe 2.4.1, Figure 2.11).

2.4.3 Trajectoire et vitesse du centre de gravité

La trajectoire du centre de gravité a été utilisée par Mazzà et al. (2006) pour identifier les stratégies (les différentes manières de se lever) des sujets hémiplegiques lors du PAD naturel. En plus de la trajectoire du centre de gravité, Bestaven (2008) a retenu la vitesse du centre de gravité pour identifier les stratégies des personnes âgées.

Dans la présente étude, la trajectoire du centre de gravité du corps a été calculée selon les trois directions suivantes : antéro-postérieure, latérale et verticale. La trajectoire du centre de gravité antéro-postérieure et la trajectoire verticale du centre de gravité ont été centrées et réduites entre -1 et 1, afin de voir l'influence de la poignée, dans le plan sagittal, sur le PAD et sur le PDA en gommant les différences de positions au début et à la fin qui diffèrent entre les sujets. Par contre, ceci n'a pas été effectué pour la trajectoire du centre de gravité latérale car on s'intéresse au débattement de cette trajectoire (range of motion, ou $ROM = Max_{Lcdg} - Min_{Lcdg}$ avec : Max_{Lcdg} - valeur maximale de la trajectoire latérale du cdg et Min_{Lcdg} - valeur minimale de la trajectoire latérale du cdg) (Figure 2.12)

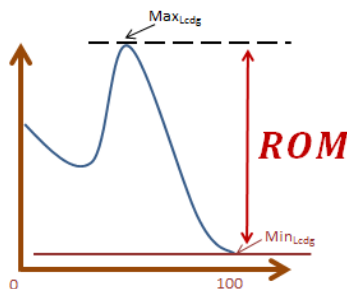


FIGURE 2.12 – Représentation du ROM de la trajectoire latérale du cdg

La vitesse du centre de gravité a été calculée par dérivée centrale de la trajectoire du centre de gravité, selon les trois directions (Figure 2.13) : vitesse antéro-postérieure, latérale et verticale :

$$v(i) = \frac{T(i+1) - T(i-1)}{(2/f)} \quad (2.28)$$

où $v(i)$ est la vitesse du centre de gravité à l'instant i du mouvement, $T(i+1)$ est la valeur de la trajectoire à l'instant $i+1$, f est la fréquence d'échantillonnage et i est l'instant donné du mouvement.

Ensuite la norme de cette vitesse est calculée à chaque instant i du mouvement :

$$v(i) = \sqrt{v_x(i)^2 + v_y(i)^2 + v_z(i)^2} \quad (2.29)$$

où $v_x(i)$ est la vitesse antéro-postérieure à l'instant i , $v_y(i)$ est la vitesse latérale à l'instant i et $v_z(i)$ la vitesse verticale à l'instant i .

Dans la présente étude, la moyenne de la norme de la vitesse du centre de gravité sur la phase de montée et de descente a été retenue pour comparer le PAD/PDA naturel au PAD/PDA avec ancrage fixe.

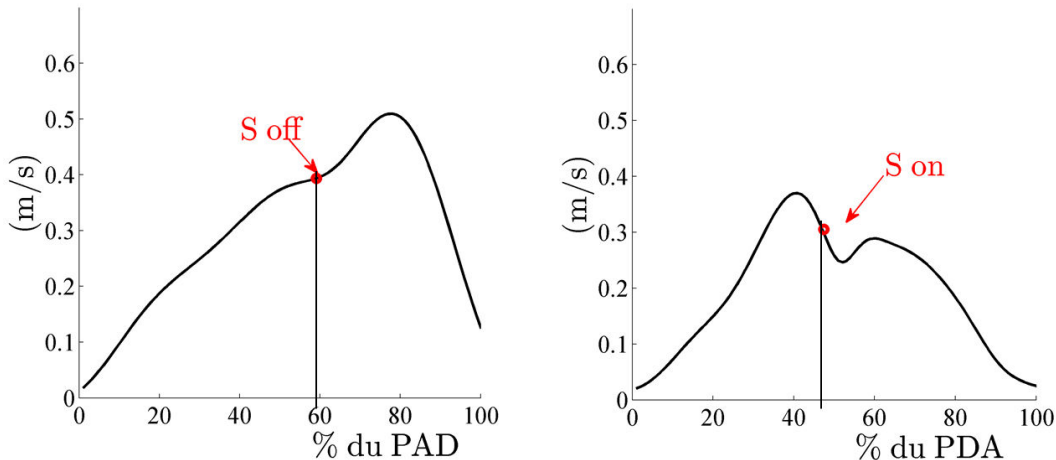


FIGURE 2.13 – Exemple de la norme de la vitesse du centre de gravité pour un sujet sain lors du PAD/PDA naturel : sans poignée. S off : perte de contact avec le siège ; S on : prise de contact avec le siège.

2.4.4 Inclinaison du tronc

Le degré d'inclinaison du tronc a été utilisé par Kinoshita et al. (2015) pour étudier comment la position verticale d'une poignée-barre fixe influence le PAD et par Burnfield

et al. (2012) pour étudier comment leur dispositif d'aide au PAD modifie ce mouvement.

L'angle d'inclinaison du tronc (α) (Figure 2.14, Figure 2.15) est obtenu après un calcul d'angle d'Euler entre le repère local du tronc et le repère global (l'axe z est l'axe vertical du repère global). Lorsque l'angle augmente, cela signifie que le tronc s'incline vers l'avant, et lorsqu'il diminue cela signifie que le tronc s'incline vers l'arrière.



FIGURE 2.14 – Représentation de l'inclinaison du tronc par rapport à l'axe vertical du repère global

On s'intéresse ici aussi au débattement (ROM) de l'inclinaison du tronc :

$$ROM = Max_T - Min_T \quad (2.30)$$

où Max_T est la valeur maximale de l'angle d'inclinaison du tronc et Min_T est la valeur minimale de l'angle d'inclinaison du tronc.

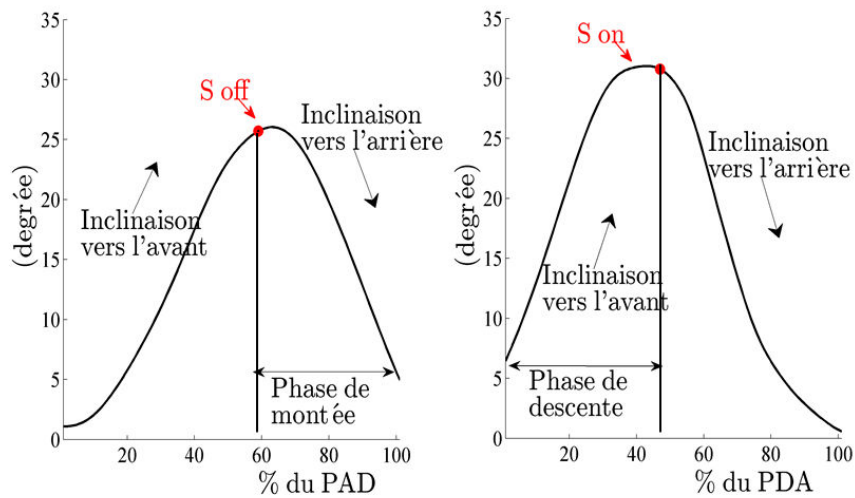


FIGURE 2.15 – Exemple de l'inclinaison du tronc pour un sujet sain lors du PAD et PDA sans assistance. S off : perte de prise avec le siège ; S on : prise de contact avec le siège.

Ce sujet illustré à la Figure 2.15 a effectué le passage assis-debout avec un débattement de l'angle d'inclinaison du tronc d'environ 25° et le passage debout-assis avec un débattement de l'angle d'inclinaison du tronc d'environ 30° . A titre de comparaison, Kinoshita et al. (2015), ont trouvé des valeurs de débattement de l'angle d'inclinaison du tronc de $35^\circ \pm 7^\circ$ pour une population jeune (Figure 2.16). L'exemple présenté à la Figure 2.15 pour le passage assis-debout reste dans les ordres de grandeur (25°), même si inférieur de quelques degrés (3°) de la borne inférieure des résultats de Kinoshita et al. (2015) présentés en Figure 2.16.

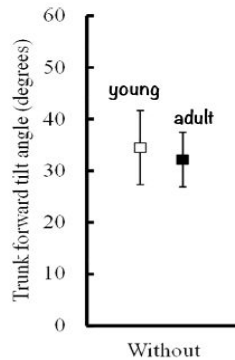


FIGURE 2.16 – Débattement du degré d'inclinaison du tronc lors du passage assis-debout sans poignée (Kinoshita et al., 2015)

2.4.5 Indicateur de stabilité

L'indicateur de stabilité a été calculé comme étant la distance entre la position antéro-postérieure du centre de gravité par rapport à la position antéro-postérieure des chevilles à l'instant de perte (S off) et de prise de contact avec le siège (S on) (Jeyasurya et al. (2013), Bahrami et al. (2000)) (Figure 2.17).

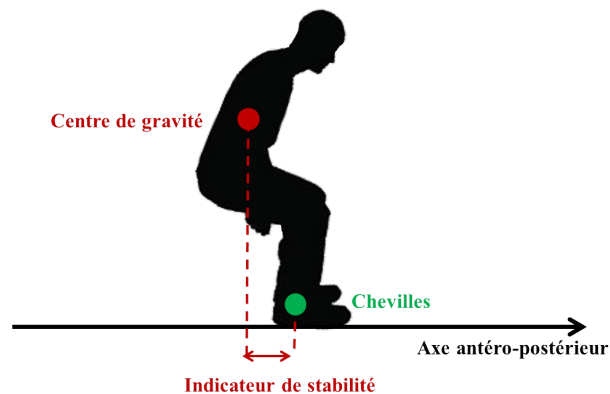


FIGURE 2.17 – Indicateur de stabilité.

Notons, que les consignes exigeaient que les pieds soient au même niveau antéro-postérieur. Par conséquent, les positions antéro-postérieures de la cheville gauche et droite sont quasi-similaires. La position antéro-postérieure des chevilles a donc été calculée comme étant la moyenne des positions de la cheville gauche et droite.

Le signe de l'indicateur de stabilité est positif lorsque le centre de gravité se trouve à l'arrière des chevilles à l'instant de perte et de prise de contact avec le siège. Plus cet indicateur est réduit lors d'un PAD naturel, plus le mouvement est considéré comme étant stable parce qu'au moment de la perte de contact avec le siège le sujet passe de deux bases de support (assise et sol) à une seule et inversement lors de la prise de contact avec le siège. Ceci n'est pas le cas lorsqu'une poignée est utilisée, car au moment de perte/prise de contact avec le siège le sujet a en plus de la base de support du sol, un point d'appui qu'est la poignée. Cette position implique que, si le sujet lâche la poignée, il se met plus en risque de chute quand cet indicateur est grand.

La Figure 2.18 présente un exemple de l'indicateur de stabilité pour un sujet sain, lors d'un PAD sans et avec poignée. Les deux courbes représentées en Figure 2.18 sont les trajectoires du centre de gravité dans le plan sagittal lors du PAD sans poignée (Figure 2.18, en haut) et avec poignée (Figure 2.18, en bas). Le point rouge « S off » sur chacune des courbes représente l'instant de perte de contact avec le siège et indique la position antéro-postérieure du centre de gravité à cet instant. La ligne verte verticale représente la position des chevilles. L'indicateur de stabilité est la distance entre la position du centre de gravité par rapport à la position des chevilles à l'instant de perte (S off) et de prise (S on) de contact avec le siège. Remarquons que ce sujet se permet une position plus éloignée (centre de gravité – chevilles) quand il utilise une poignée pour se lever.

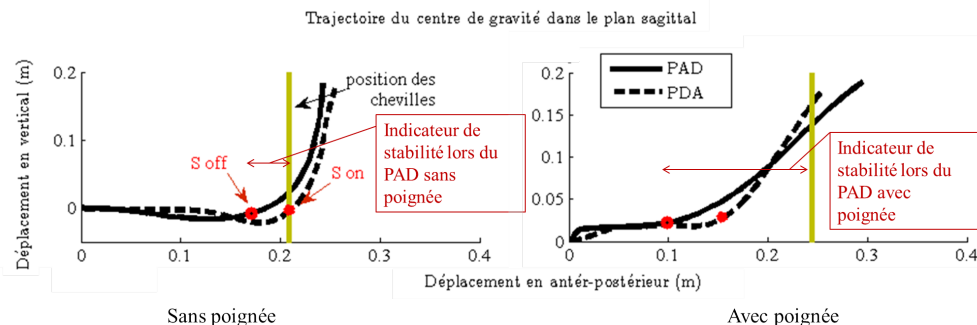


FIGURE 2.18 – Exemple de l'indicateur de stabilité lors du PAD avec (figure à droite) et sans poignée (figure à gauche) d'un sujet sain. S off : instant de perte de prise de contact avec le siège.

2.4.6 Forces mesurées à la poignée et au sol

Les forces mesurées à la poignée ont été utilisées par Vena et al. (2015) pour étudier le PAD avec aide d'un poteau vertical ou horizontal.

La plateforme de force à la poignée de la présente thèse mesure les trois composantes de la force à la poignée en fonction du temps i : composante antéro-postérieure ($F_x(i)$), latérale ($F_y(i)$) et verticale ($F_z(i)$). On s'intéresse à la résultante/norme des forces mesurées à la poignée (Figure 2.19) :

$$F(i) = \sqrt{F_x(i)^2 + F_y(i)^2 + F_z(i)^2} \quad (2.31)$$

La Figure 2.19 présente un exemple de la résultante des forces mesurées à la plateforme de force de la poignée lors du PAD et lors du PDA avec poignée. La résultante des forces mesurées est normalisée par rapport à la masse du sujet. Ce sujet a utilisé plus la poignée lors du PAD que lors du PDA. Au début du PAD, la résultante des forces mesurées à la poignée est nulle (le sujet ne tient pas encore la poignée), dès que le sujet commence à tirer sur la poignée, la résultante des forces mesurées à la poignée augmente jusqu'à un maximum de 2.7N/kg à l'instant de perte de contact avec le siège (S off), puis diminue lors de la phase de montée jusqu'à la fin du PAD. Au début du PDA, le sujet dans une station debout tient la poignée (environ 0.5N/kg). Durant la phase de descente cette résultante augmente jusqu'à un maximum d'environ 1.7 N/kg à l'instant de prise de contact avec le siège (S on) puis diminue jusqu'à 0N/kg lorsque le sujet lâche la poignée une fois assis.

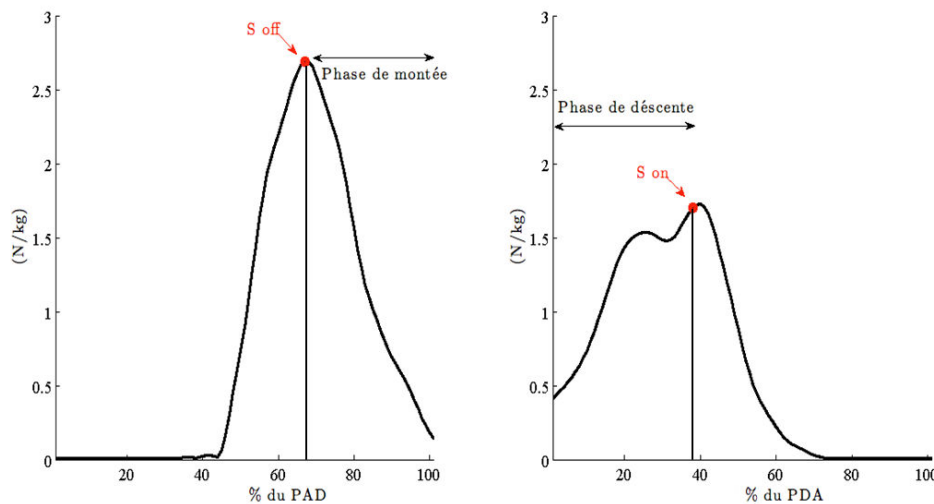


FIGURE 2.19 – Exemple de la norme des forces mesurées à la poignée, et normalisée par rapport à la masse (64kg), pour un PAD et un PDA avec poignée d'un sujet sain.

De même les deux plateformes de forces au sol mesurent les trois composantes des forces

au sol sous chaque pied. La résultante/norme de ces forces mesurées au sol est calculée pour chaque plateforme (Figure 2.20). La norme des forces mesurées au sol sera utilisée pour calculer un indicateur d'asymétrie basé sur les forces mesurées au sol qui sera détaillé par la suite.

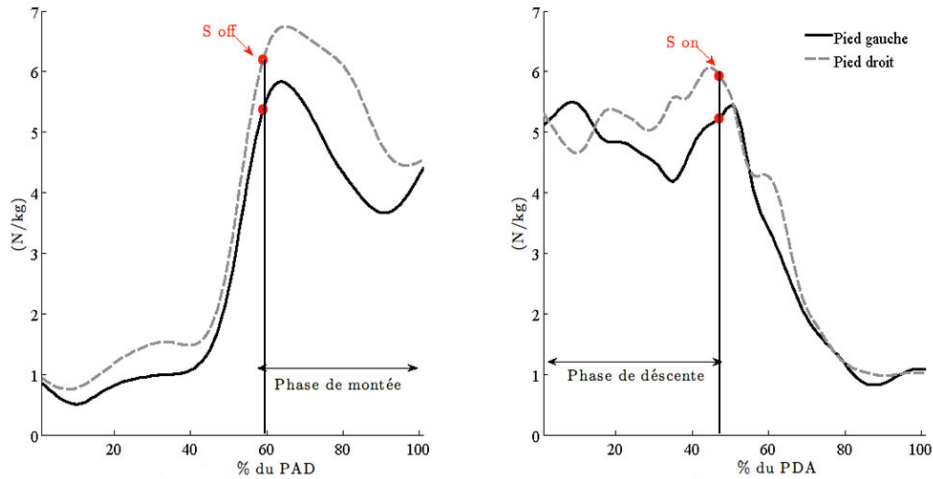


FIGURE 2.20 – Exemple de la résultante des forces mesurées au sol, et normalisée par rapport à la masse (64kg), lors d'un PAD et d'un PDA naturel : sans poignée, d'un sujet sain.

La Figure 2.20 présente un exemple de la résultante des forces mesurées au sol (sous le pied gauche et sous le pied droit) lors du PAD et lors du PDA naturel (sans poignée) d'un sujet sain. La résultante des forces mesurées au sol est normalisée par rapport à la masse du sujet. Ce sujet a appuyé plus du côté droit que du côté gauche surtout lors de la phase de montée et de descente. Au début du PAD la résultante des forces mesurées au sol est d'environ 1N/kg, augmente jusqu'à un maximum de 6.8 N/kg du côté droit et de 5.9N/kg du côté gauche juste après l'instant de perte de contact avec le siège (S off), puis diminue lors de la phase de montée pour atteindre environ 4.5N/kg. Au début du PDA la résultante des forces mesurées au sol est d'environ 5 N/kg, est variable lors de la phase de descente, atteint un maximum aux alentours de l'instant de prise de contact avec le siège (S on) (6.1 N/Kg du côté droit et 5.5N/kg du côté gauche), puis diminue jusqu'à environ 1N/kg.

2.4.7 Moments articulaires de flexion/extension

Le moment articulaire de flexion/extension du genou a été calculé par dynamique inverse (voir paragraphe 2.3.8) et normalisé par rapport à la masse des sujets, afin de pouvoir comparer avec les résultats des sujets hémiplegiques à ceux des sujets sains. O Meara and Smith

(2006), Kinoshita (2012) et Vena et al. (2015) ont utilisé le pic des moments articulaires de flexion/extension aux genoux pour étudier le PAD/PDA avec aide. Le moment articulaire sagittal du genou est le moment articulaire fléchisseur/extenseur du genou. Ce moment articulaire est toujours positif lors du PAD et du PDA (Figure 2.21) : lors du PAD, la jambe exerce un couple moteur sur la cuisse pour étendre le genou et lors du PDA, la jambe exerce un couple freinateur sur la cuisse pour contrôler le fléchissement du genou.

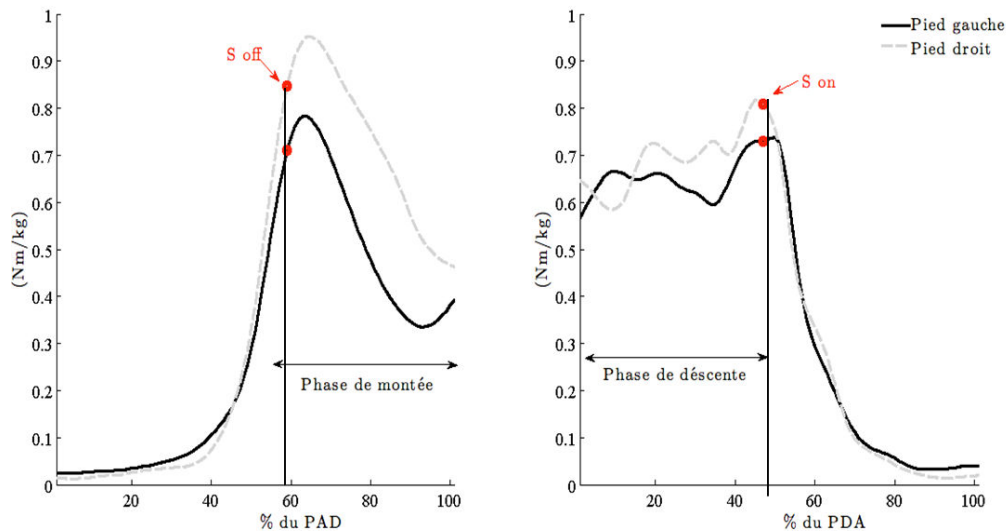


FIGURE 2.21 – Exemple des moments articulaires de flexion/extension aux genoux, normalisés par rapport à la masse (64kg), pour un PAD et un PDA d’un sujet sain sans assistance.

La Figure 2.21 présente un exemple des moments articulaires normalisés de flexion/extension lors du PAD et du PDA d’un sujet sain sans assistance. Au début du PAD, le moment articulaire de flexion des genoux droit et gauche est presque nulle, puis augmente jusqu’à un maximum de 0.96Nm/kg et de 0.79 Nm/kg respectivement, à l’instant de perte de contact avec le siège (S off). Après cet instant, les moments articulaires diminuent lors de la phase de montée jusqu’à la fin du PAD. Le moment articulaire d’extension des genoux gauche et droit est plus variable lors de la phase de descente que lors de la phase de montée, le maximum est atteint à la fin de cette phase (0.74 Nm/kg pour le genou gauche et 0.81Nm/kg pour le genou droit), aux alentours de l’instant de prise de contact avec le siège (S on). Après cet instant, le moment articulaire du genou gauche et droit diminue jusqu’à une valeur quasi nulle quand le sujet reprend sa position assise. Notons que ce sujet sain a été peu symétrique (différence de 0.17Nm/kg entre le moment articulaire du genou gauche et droit). Ceci est un exemple qui montre que même les sujets sains ne sont pas toujours parfaitement symétriques.

Pour étudier le PAD/PDA avec aide dans la présente thèse, on utilise la moyenne des moments articulaires de flexion/extension aux genoux (gauche et droit) sur les phases de montée et de descente afin de prendre en compte l'effort total réalisé durant la phase de montée et de descente (phases communes entre le PAD/PDA naturel et avec ancrage) :

$$M = \overline{M_G} + \overline{M_D} \quad (2.32)$$

avec $\overline{M_G}$ la moyenne du moment articulaire de flexion/extension du genou gauche sur la phase de montée/descente, $\overline{M_D}$ la moyenne du moment articulaire de flexion/extension du genou droit sur la phase de montée/descente et M la somme de la moyenne des moments articulaires de flexion/extension des genoux (gauche et droit) sur la phase de montée/descente. Les moments articulaires de flexion/extension du genou gauche ($\overline{M_G}$) et du genou droit ($\overline{M_D}$) seront aussi utilisés pour calculer un indicateur d'asymétrie basé sur les moments articulaires de flexion/extension des genoux, détaillé dans le paragraphe suivant.

2.4.8 Indicateur d'asymétrie

Plusieurs études (Roy et al. (2006), Roy et al. (2007), Brière et al. (2010), Lomaglio and Eng (2005), Cheng et al. (1998), Cheng et al. (2001), de Souza Rocha et al. (2010), (Brière et al. (2013)) ont utilisé des indicateurs d'asymétrie pour étudier le passage assis-debout des sujets hémiplegiques. Différentes manières de calcul sont utilisés selon les études (Chapitre 1, paragraphe 1.3.4.1).

Dans le cadre de cette thèse, l'indicateur d'asymétrie est basé sur la différence de la moyenne (sur la phase de montée/descente) des résultantes des forces mesurées au sol côté gauche et droit. Les forces sont normalisées par rapport à la masse des sujets. Les moyennes sont calculées au cours des phases de montée (de l'instant de perte de contact avec le siège – S off, jusqu'à la fin du PAD) et de descente (du début du PDA jusqu'à l'instant de prise de contact avec le siège – S on) afin de prendre en compte l'asymétrie sur l'ensemble de la phase de montée/descente (phases commune entre le PAD/PDA naturel et avec ancrage) :

$$IF = (\overline{F_G} - \overline{F_D}) \quad (2.33)$$

Avec : IF – Indicateur d'asymétrie basé sur les résultantes des forces mesurées au sol

$(\overline{F_G})$ – Moyenne de la force mesurée sous le pied gauche lors de la phase de montée/descente.

$(\overline{F_D})$ – Moyenne de la force mesurée sous le pied droit lors de la phase de montée/descente.

Cet indicateur est calculé en valeur absolue lorsque l’objectif est de prendre en compte l’ordre de grandeur de l’asymétrie et non le côté d’appui, comme pour l’étude de l’apport de la poignée sur le passage assis-debout/debout-assis. Cet indicateur est aussi calculé sans valeur absolue lorsque l’objectif est de voir de quel côté se fait l’appui, comme pour l’étude de la position latérale de la poignée sur le passage assis-debout.

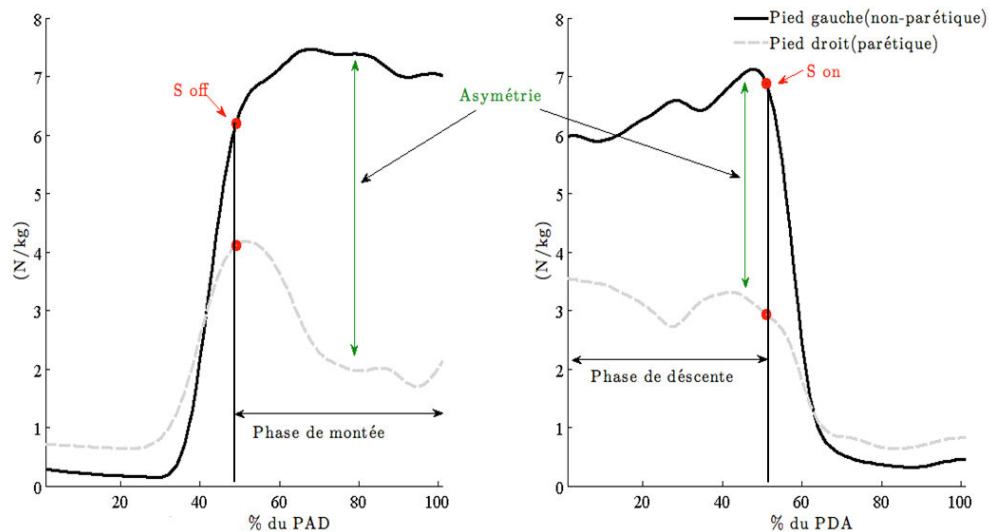


FIGURE 2.22 – Exemple de la norme des forces mesurées au sol pour un sujet hémiplegique droit, normalisé par rapport à la masse (80kg), lors d’un PAD et d’un PDA naturel.

La Figure 2.22 présente un exemple d’un sujet hémiplegique très asymétrique. A titre de comparaison, la Figure 2.22 montre la différence entre un sujet hémiplegique très asymétrique et un sujet sain qui a été peu symétrique (Figure 2.20). Par exemple lors du PAD, l’asymétrie du sujet hémiplegique durant la phase de montée varie entre 2 et 5 N/kg tandis que celle du sujet sain de la Figure 2.20 n’a pas dépassé le 1 N/kg. L’ordre de grandeur de l’indicateur d’asymétrie de ce sujet hémiplegique ne peut pas être rapporté à la littérature dans la mesure où il n’est pas tout à fait calculé de la même manière que les études présentées en Chapitre 1 (paragraphe 1.3.4.1).

2.5 Conclusion

Dans le but d’étudier le passage assis-debout et debout-assis avec aide pour les sujets hémiplegiques, ce chapitre a présenté dans une première partie les plateformes expérimentales utilisées pour étudier deux types d’aides (ancrage fixe et ancrage mobile), ainsi que l’instrumentation associée. Dans une deuxième partie ont été décrites les méthodes biomécaniques utilisées, tel que le calcul des angles articulaires et le calcul des efforts articulaires. Dans la

2.5. Conclusion

troisième partie, ce chapitre a introduit et décrit les indicateurs biomécaniques retenus pour les deux études, dont les résultats sont présentés dans les deux prochains chapitres.

Chapitre 3

Influence d'un ancrage spatial fixe

3.1 Introduction

Le chapitre I a mis l'accent sur les difficultés présentes chez les sujets atteints d'hémiplégie, surtout pour se lever et pour s'asseoir. Des études ont souligné l'importance d'un point d'appui pour se lever (Kinoshita et al. (2015), Vena et al. (2015), Jeyasurya et al. (2013), Kinoshita (2012), O Meara and Smith (2006), Bahrami et al. (2000), Alexander et al. (1991)). Ces études ont été effectuées pour des sujets sains, aucune de ces études n'a été effectuée pour des sujets hémiplégiques. Dans le cadre du projet VHIPOD, on s'intéresse au PAD et au PDA des sujets hémiplégiques. Compte tenu du manque d'études sur le mouvement assis-debout assisté des sujets hémiplégiques, le présent chapitre explore l'apport d'une aide de type poignée fixe au passage assis-debout et debout-assis des sujets hémiplégiques. Ce chapitre est composé de trois parties :

- Étude 1 : influence d'une poignée fixe dans une position centrée,
- Étude 2 : influence d'une écharpe dans le cas d'une poignée fixe (en position centrée). Cette étude a pour objectif de justifier ou de remettre en question le choix d'avoir mis une écharpe lors du PAD/PDA avec poignée fixe pour tous les sujets dans la suite de l'étude,
- Étude 3 : influence de différentes positions d'une poignée fixe.

3.2 Matériel et méthodes

Cette partie complète le matériel et méthode présenté au chapitre 2, par le protocole expérimental (validé par CPP ouest VI), les participants aux expérimentations du PAD/PDA et le découpage de ces deux mouvements utilisés dans ce chapitre.

3.2.1 Matériel

Le dispositif se compose d'une plateforme expérimentale spécialement développée pour ces expérimentations et d'un système optoélectronique de type VICON (Chapitre 2, paragraphe 2.2.1). Pour permettre un PAD/PDA normalisé, la plateforme expérimentale est adaptée à la morphologie des sujets en permettant le réglage de la chaise et de la poignée (Table 3.1). Elle permet aussi la mesure des actions mécaniques appliquées par l'utilisateur sur celle-ci. Elle est constituée de (Figure 3.1) :

- Une chaise coulissante en profondeur (p) et réglable en hauteur (h_1),
- Une poignée réglable en largeur (L), en hauteur (h_2) et en rotation selon l'angle ϕ .

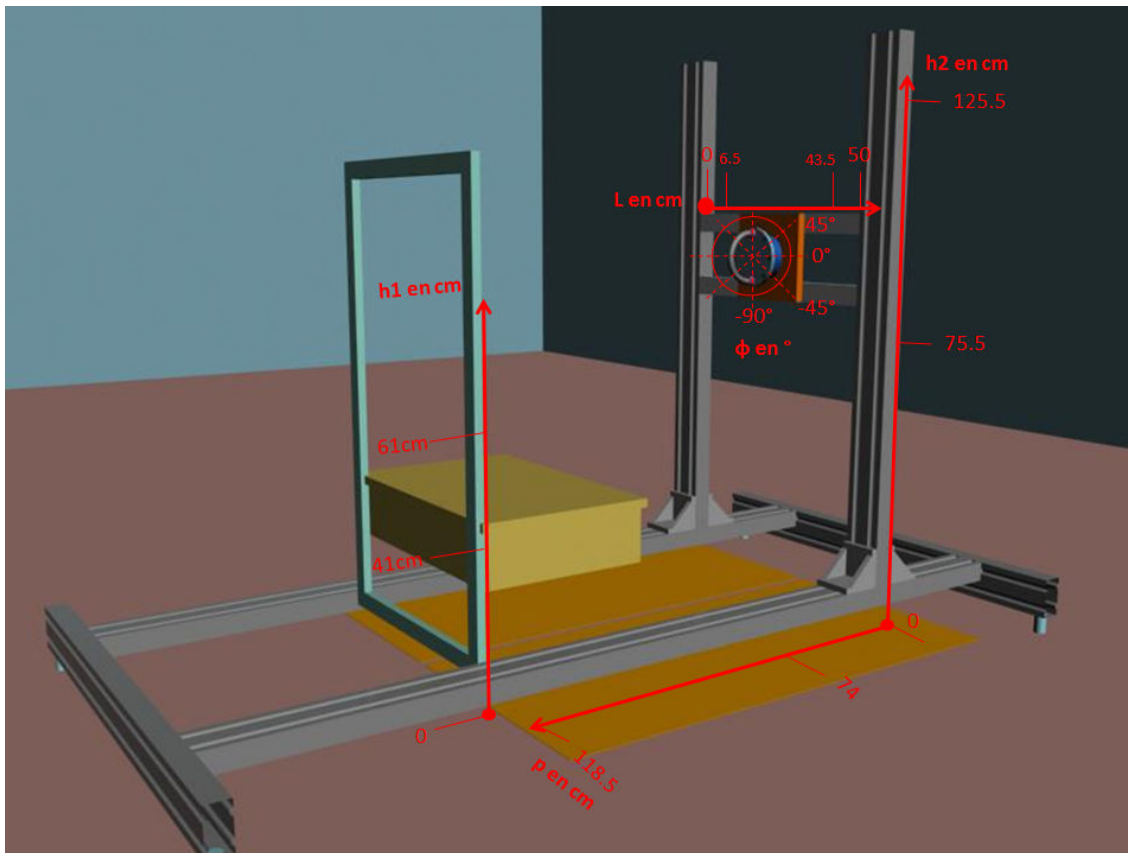


FIGURE 3.1 – Plateforme expérimentale développée pour l'étude d'une aide de type poignée fixe.

p : profondeur coulissante de la chaise, h_1 : hauteur réglable de la chaise, h_2 : hauteur coulissante de la poignée, L : largeur coulissante de la poignée, ϕ : l'angle de rotation de la poignée.

Variables	Etendue
p	[74 ; 118.5] cm
$h1$	[41 ; 61] cm
$h2$	[75.5 ; 125.5] cm
L	[6.5 ; 43.5] cm
ϕ	-90°, -45°, 0, 45°

TABLE 3.1 – Variations de la plateforme expérimentale.

3.2.2 Protocole expérimental

Pour chaque sujet, la hauteur de l'assise est fixée à 120% de la longueur des jambes, la poignée est en position verticale ($\phi = -90^\circ$) (Figure 3.2). Les consignes fournies aux sujets étaient :

- de se mettre en position initiale : le tronc droit, les bras le long du corps, les jambes droites,
- de ne pas bouger les pieds pendant l'exécution du mouvement,
- de se lever, rester debout quelques instants (pas de durée précise) et enfin de se rasseoir (sans la poignée pour le PAD/PDA naturel et en utilisant la poignée pour le PAD/PDA avec poignée).

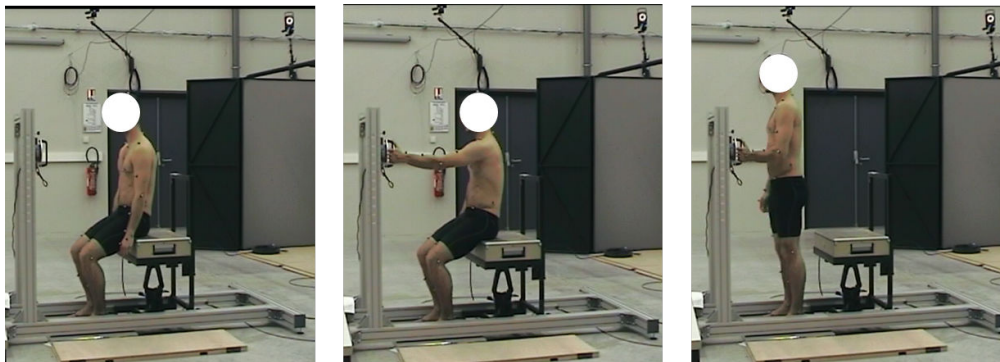


FIGURE 3.2 – Exemple d'un essai PAD/PDA avec poignée

D'abord, le PAD/PDA s'effectue sans poignée. Après, la poignée est réglée en une position centrale dans laquelle la poignée est centrée au milieu, en face du cou, à la hauteur des épaules et à distance égale à la longueur du membre supérieur des sujets. Pour cette position centrale, le PAD/PDA est effectué dans deux conditions : avec et sans écharpe. L'écharpe sert à immobiliser le membre supérieur parétique des sujets hémiplégiques, et le membre supérieur (du même côté de celui des sujets hémiplégiques) des sujets sains. Ensuite, le

PAD/PDA est effectué pour 6 autres positions de la poignée ("Gauche", "Droite", "Haut", "Bas", "Loin", "Proche") qui seront détaillées dans la troisième étude de ce chapitre. Chacune de ces configurations est répétée deux ou trois fois (pour l'analyse des données, l'essai le plus analysable est retenu). Ces mouvements ont été enregistrés par le système de capture de mouvement durant lesquelles deux vidéos, face et profil, étaient prises. La durée d'une acquisition varie de 5 à 15 secondes. Enfin, pour avoir un retour du ressenti des sujets lors des expérimentations, quelques questions ont été posées aux sujets. Ces questions concernent la difficulté du mouvement avec aide de la poignée, le confort et la préférence de configuration.

3.2.3 Participants

18 sujets sains (15 hommes, 3 femmes), ont été recrutés au LAMIH à Valenciennes et 11 sujets hémiplegiques droits (6 hommes, 5 femmes) ont été recrutés au CHRU de Brest pour participer aux expérimentations. Les 18 sujets sains ont effectué le PAD/PDA pour toutes les conditions. Pour les sujets hémiplegiques :

- 6 sujets hémiplegiques parmi 11 ont pu se lever et s'asseoir seul,
- 9 sujets hémiplegiques parmi 11 avaient le droit d'enlever l'écharpe pendant les expérimentations,
- 10 sujets hémiplegiques parmi 11 ont pu se lever lorsque la poignée était en position "Droite"
- 9 sujets hémiplegiques parmi 11 ont pu se lever lorsque la poignée était en position "Loin"
- tous les sujets hémiplegiques (11) ont pu se lever lorsque la poignée était en position "Milieu", "Gauche", "Haut", "Bas" et "Proche".

3.2.4 Découpage du mouvement

Pour le calcul des variables biomécaniques présentées dans le chapitre 2, il est nécessaire d'identifier les phases du PAD/PDA. Le découpage est basé sur des données cinématiques (inclinaison du tronc et du bras) et sur des données dynamiques (Forces selon les axes perpendiculaires à la surface des plateformes de l'assise et de la poignée), dont les détails sont présentés en Table 3.2.

	Phases	Evènements	Avec poignée	Sans Poignée
PAD	Phase préparatoire	Début	Début flexion du bras valide	Début flexion du tronc
		E_1	Prise de la poignée ($P > 10\%$ de P_{max})	—
		E_2	Décollage du siège ($A < 2.5\%$ de A_{max})	
	Phase de montée	E_3	Debout ($Z > 97.5\%$ de Z_{max})	
		E_4	Debout ($Z < 97.5\%$ de Z_{max})	
PDA	Phase de descente	E_5	Contact avec le siège ($A > 2.5\%$ de A_{max})	
		E_6	Perte de contact avec la poignée ($P < 10\%$ de P_{max})	—
	Phase finale	Fin	Fin extension du bras valide	Fin extension du tronc

TABLE 3.2 – Phases du mouvement propres au PAD et au PDA avec et sans poignée. (P_{max} : Force maximale selon l'axe perpendiculaire à la poignée ; P : Force selon l'axe perpendiculaire à la poignée ; A_{max} : Force maximale selon l'axe perpendiculaire à l'assise ; A : Force selon l'axe perpendiculaire à l'assise ; Z_{max} : Hauteur maximale du Xiphoidé ; Z : coordonnée selon l'axe vertical du mouvement du Xiphoidé)

3.3 Influence d'une poignée fixe

3.3.1 Méthodes

3.3.1.1 Protocole et population

Le PAD/PDA est effectué pour les deux groupes (sujets hémiplegiques et sujets sains) dans deux conditions : sans et avec poignée. Pour la deuxième condition, la poignée est réglée en position centrale (poignée centrée au milieu, en face du cou, à la hauteur des épaules et à distance égale à la longueur du membre supérieur des sujets). Tous les sujets prenaient la poignée avec leur main gauche et ne portaient pas une écharpe d'immobilisation pour leur membres supérieur droit/parétique. Les caractéristiques des sujets ayant participé à cette étude sont présentées en Table 3.3

	18 SS	6 SH (étude 1)
Age	24 ± 5 ans	61 ± 11 ans
Poids	72 ± 11 kg	80 ± 9 kg
Taille	173 ± 5 cm	166 ± 5 cm
EBB	-	46 ± 8 ; score/56
FIM	-	112 ± 6 ; score/126

TABLE 3.3 – Caractéristiques des sujets sains et des sujets hémiplésiques ayant participé à la première étude. SS : sujets sains ; SH : sujets hémiplésiques. étude 1 : influence d'une poignée dans une position centrale.

3.3.1.2 Analyse des données

7 variables biomécaniques ont été calculées :

- D : la durée de la phase de montée/descente
- DI : le débattement (différence entre la valeur maximale et minimale) du centre de gravité latéral
- S : l'indicateur de stabilité : distance (position antéro-postérieure des chevilles - position antéro-postérieure du centre de gravité) à l'instant de perte/prise de contact avec le siège
- V : la moyenne de la norme de la vitesse du centre de gravité du corps sur la phase de montée/descente
- T : le débattement de l'inclinaison du tronc
- M : la moyenne des moments articulaires de flexion/extension des genoux sur la phase de montée/descente
- |IF| : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol, normalisé par la masse des sujets, sur la phase de montée/descente.

L'influence de la poignée a été quantifiée par le biais de la médiane (calculée pour chaque groupe). Un pourcentage de variation (- : réduction ; + : augmentation) des grandeurs biomécaniques dû à l'utilisation d'une poignée lors du PAD et du PDA a été calculée sur chaque groupe :

$$Pv = (|M_{AP}| - |M_{SP}|) / |M_{SP}| \times 100 \quad (3.1)$$

où Pv est le pourcentage de variation, $|M_{AP}|$ est la médiane d'une variable biomécanique, en valeur absolue, obtenue lors du PAD/PDA avec poignée et $|M_{SP}|$ est la médiane, en valeur absolue, d'une variable biomécanique obtenue lors du PAD/PDA sans poignée. On note que la médiane est en valeur absolue parce que la médiane de l'indicateur de stabilité peut être

négative ou positive.

Ensuite, l'influence de la poignée est présentée plus en détail (courbes et/ou boîtes à moustaches) pour la trajectoire du centre de gravité (qui permet d'identifier la stratégie utilisée) et pour les variables biomécaniques qui ont été le plus influencées par la présence de la poignée (différence statistiquement significative entre le PAD/PDA avec poignée par rapport au PAD/PDA sans poignée ou qui présente un pourcentage de variation supérieur à 20 %).

Une analyse de la variance à deux facteurs (facteur poignée et facteur population), Anova two-way, a été effectuée pour les sujets sains et pour les sujets hémiplegiques dans le but de voir s'il existe une différence globale entre les deux groupes. Par la suite un test post-hoc (LSD) est effectué dans le but d'étudier l'influence de la poignée sur le PAD et le PDA de chacun des deux groupes.

3.3.2 Résultats

3.3.2.1 Vue d'ensemble de l'influence de la poignée

Les Figures 3.3 et 3.4 présentent, en pourcentage, les variations (- : réduction ; + : augmentation) des grandeurs biomécaniques dues à l'utilisation d'une poignée lors du PAD et du PDA respectivement, pour les sujets sains et pour les sujets hémiplegiques.

Lorsqu'une poignée est utilisée par des sujets hémiplegiques lors du PAD, la durée de la phase de montée (D) est réduite de 13% ($P < 0.05$). La réduction de la durée est accompagnée par une réduction des moments articulaires aux genoux (M) de 23% ($p < 0.05$), une réduction de 55% (2.1cm) ($p < 0.05$) du débattement latéral du centre de gravité (DI), une réduction de 62% ($p < 0.05$) du degré d'inclinaison du tronc (T) et une augmentation de l'indicateur de stabilité (S) de 324% (8.14 cm) ($p < 0.05$). Concernant l'asymétrie dynamique des sujets hémiplegiques, l'indicateur basé sur la norme des forces mesurées au sol ($|IF|$) présente une réduction de 34%. Mais cette réduction n'est pas significative. L'influence de la poignée a eu le même effet ($p < 0.05$) pour les deux groupes selon l'indicateur de stabilité (S), d'inclinaison du tronc (T), des moments articulaires (M) mais un effet différent selon le débattement latéral du centre de gravité (DI) : une réduction pour les sujets hémiplegiques mais pas pour les sujets sains.

En synthèse, la présence d'une poignée a changé la gestion du mouvement du sujet. La réduction du débattement latéral du centre de gravité lors du PAD témoigne d'un risque de chute latéral réduit, et l'augmentation de l'indicateur de stabilité témoigne d'une certaine confiance attribuée par les sujets hémiplegiques à la poignée qui leur permet de prendre plus de risque lors du PAD. Enfin, la poignée a permis aux sujets de se lever avec le dos plus

droit et de réduire les moments articulaires des genoux.

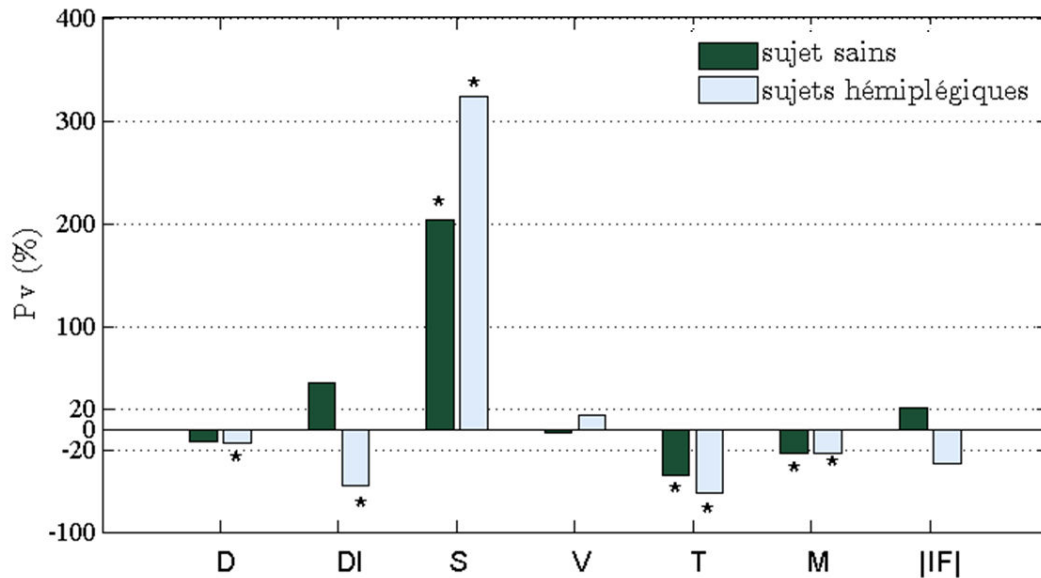


FIGURE 3.3 – Apport de la poignée en pourcentage lors du PAD des sujets hémiplegiques et des sujets sains. * : $p < 0.05$; test post-hoc. Pv : pourcentage de variation. D : durée de montée, DI : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse du centre de gravité en montée, T : débattement d'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en montée, |IF| : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.

Lorsqu'une poignée est utilisée par des sujets hémiplegiques lors du PDA, les moments articulaires de flexion des genoux (M) diminuent de 14% ($p < 0.05$), l'indicateur de stabilité est augmenté de 137% (8.19cm) ($p < 0.05$). Enfin, on retrouve une diminution du débattement de l'inclinaison du tronc (T) de 49% ($p < 0.05$). Concernant l'asymétrie dynamique des sujets hémiplegiques, l'indicateur basé sur la norme des forces mesurées au sol (|IF|) présente une augmentation de 20%. Cette réduction n'est pas significative.

En synthèse, la présence de la poignée a réduit la durée de la phase de montée des sujets hémiplegiques et a réduit le débattement latéral du centre de gravité (DI) pour le PAD des sujets hémiplegiques mais pas ne réduit pas la durée de la phase de descente ni le débattement latéral du centre de gravité pour le PDA. Néanmoins, pour le PAD et pour le PDA, la poignée a permis :

- d'augmenter l'indicateur de stabilité (S) témoignant ainsi d'une certaine confiance at-

3.3. Influence d'une poignée fixe

tribuée par les sujets hémiparétiques à la poignée qui leur permet de prendre plus de risque lors du PDA,

- un PAD/PDA avec le dos plus droit (T),
- de réduire les moments articulaires aux genoux (M).
- l'influence de la poignée a eu le même effet ($p < 0.05$) pour les deux groupes selon ces trois indicateurs (S, T, M).

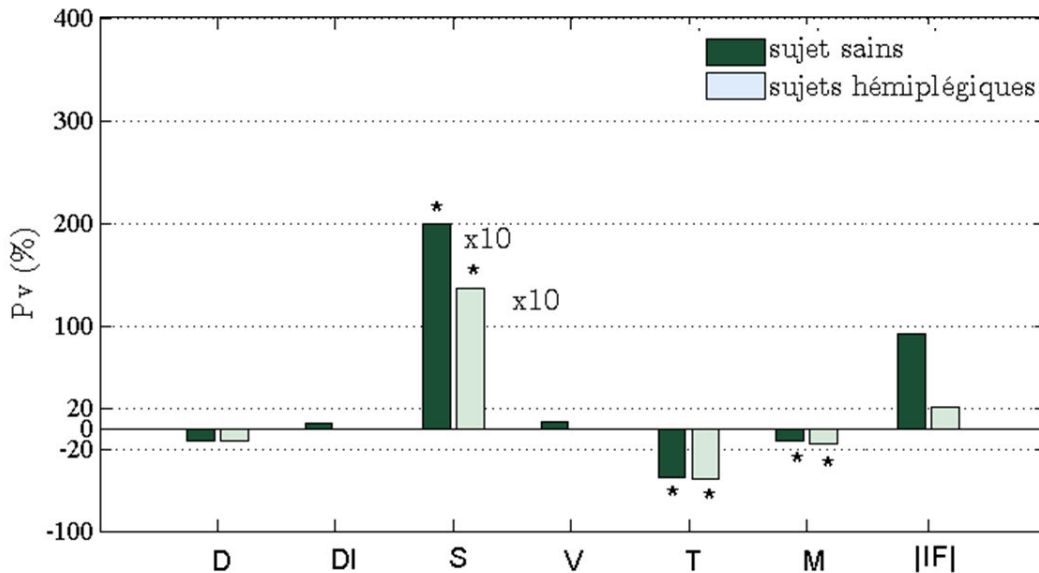


FIGURE 3.4 – Apport de la poignée en pourcentage lors du PDA des sujets hémiparétiques et des sujets sains. * : $p < 0.05$; test post-hoc. Pv : pourcentage de variation. D : durée de descente, DI : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse en descente, P : moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée en descente, T : débattement d'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en descente, |IF| : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.

3.3.2.2 Durée

La Figure 3.5 présente la durée de la phase de montée et de descente pour les sujets sains et pour les sujets hémiparétiques ayant effectué le PAD/PDA avec et sans poignée.

Concernant le PAD, l'analyse de la variance à deux facteurs montre que les sujets hémiparétiques ont pris plus de temps que les sujets sains pour se lever ($p < 0.05$). Le test post-hoc (LSD) montre que la poignée n'a pas réduit la durée de la phase de montée pour les sujets sains, mais réduit cette durée pour les sujets hémiparétiques ($p < 0.05$).

Concernant le PDA, l'analyse de la variance à deux facteurs montre que les sujets hémiplegiques ont pris plus de temps que les sujets sains pour s'asseoir ($p < 0.05$). Le test post-hoc (LSD) montre que la poignée n'a pas réduit la durée de la phase de montée ni pour les sujets sains ni pour les sujets hémiplegiques.

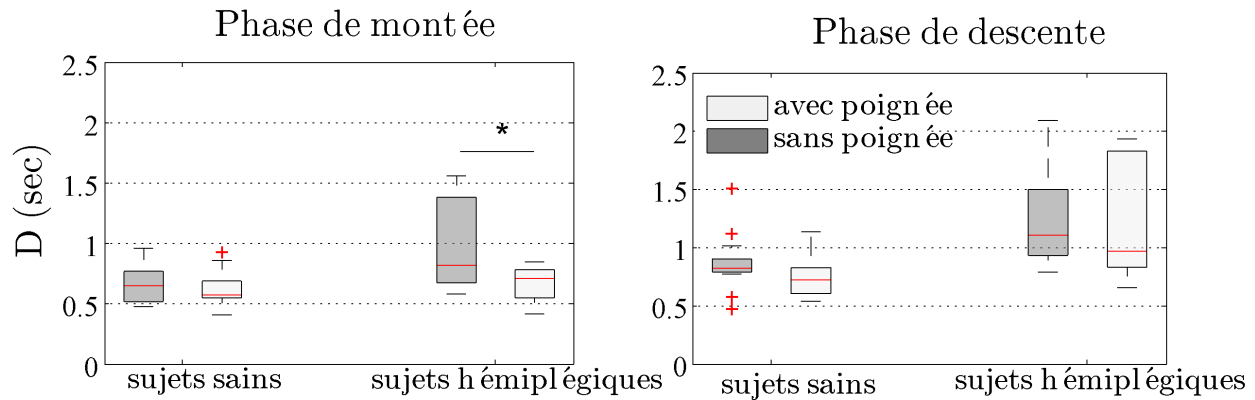


FIGURE 3.5 – Durée de la phase de montée/descente (D), avec et sans poignée des sujets sains et des sujets hémiplegiques. * : $p < 0.05$; test post-hoc (LSD).

En synthèse, les sujets hémiplegiques ont pris plus de temps pour se lever et s'asseoir que les sujets sains. Ce résultat rejoint la littérature (Cheng et al. (1998)) où il a été montré que les sujets hémiplegiques prennent plus du temps que les sujets sains pour se lever et s'asseoir sans aide. Néanmoins, la poignée a réduit la durée de la phase de montée (de 13%) des sujets hémiplegiques les rapprochant ainsi du comportement des sujets sains. Ceci n'a pas été le cas lors de la phase descente : la poignée n'a pas réduit cette durée. L'absence d'effet de la poignée sur la phase de descente des sujets hémiplegiques peut être expliquée en partie par un manque de soutien visuel lors de la phase de descente, ce qui peut rendre les sujets hémiplegiques prudents avant de prendre contact avec l'assise.

3.3.2.3 Inclinaison du tronc

La Figure 3.6 et la Figure 3.7 présentent les gabarits (moyenne \pm écart-type) du degré d'inclinaison du tronc lors du PAD et du PDA des sujets sains et des sujets hémiplegiques.

Au début du PAD avec poignée des sujets sains (Figure 3.6, à gauche) le degré d'inclinaison du tronc est de $2^\circ \pm 5^\circ$ et celui des sujets hémiplegiques (Figure 3.6, à droite) est de $11 \pm 6^\circ$. Les sujets sains s'inclinent vers l'avant jusqu'à un maximum moyen de $15^\circ \pm 5^\circ$ et les sujets hémiplegiques de $19^\circ \pm 7^\circ$. Après ce maximum, le tronc se redresse jusqu'à la fin du PAD avec poignée.

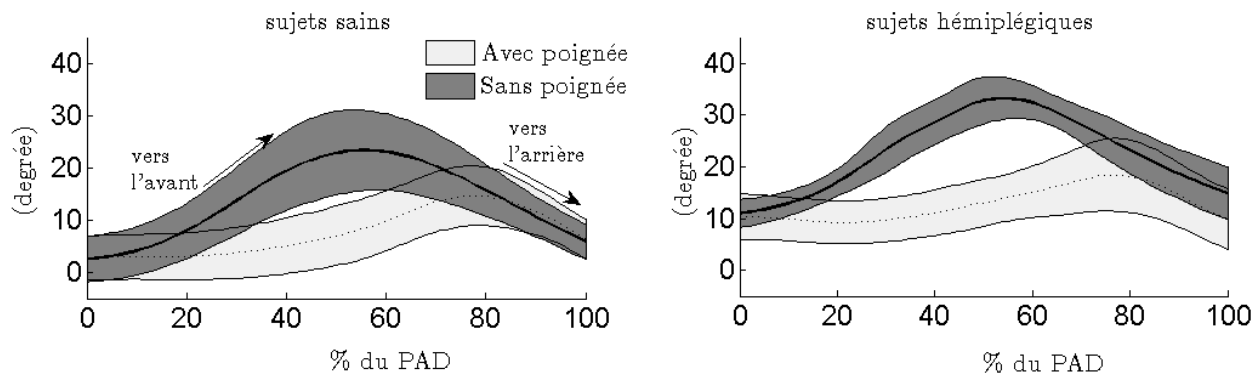


FIGURE 3.6 – Gabarits (moyenne \pm écart-type) de l'inclinaison du tronc des sujets sains et des sujets hémiplegiques lors du PAD avec et sans poignée.

Au début du PDA avec poignée des sujets sains (Figure 3.7, à gauche) le degré d'inclinaison du tronc est de $10^\circ \pm 5^\circ$ et celui des sujets hémiplegiques (Figure 3.7, à droite) est de $12 \pm 6^\circ$. Les sujets s'inclinent vers l'avant jusqu'à un maximum moyen de $17^\circ \pm 6^\circ$ pour les sujets sains et de $23^\circ \pm 8^\circ$ pour les sujets hémiplegiques. Après ce maximum, le tronc se redresse jusqu'à la fin du PDA.

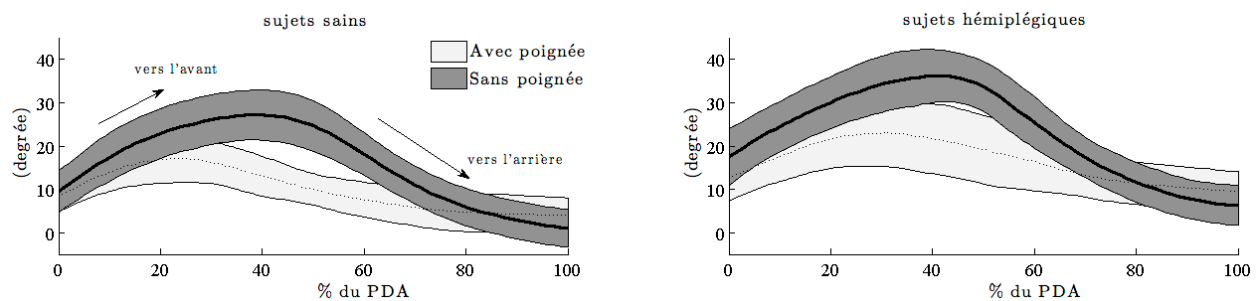


FIGURE 3.7 – Gabarits (moyenne \pm écart-type) de l'inclinaison du tronc des sujets sains et des sujets hémiplegiques lors du PDA avec et sans poignée.

De façon plus synthétique, la Figure 3.8 présente le débattement de l'angle d'inclinaison du tronc (T) lors du PAD et du PDA des sujets hémiplegiques et des sujets sains.

Concernant le PAD, l'analyse de la variance à deux facteurs (facteur population et facteur poignée) montre qu'il n'y a pas de différence entre les sujets hémiplegiques et les sujets sains. Le test post-hoc (LSD) montre que T (débattement de l'inclinaison du tronc) est inférieur lorsqu'une poignée est utilisée pour se lever pour les deux groupes : T est réduit de 62% et de 45% lors du PAD des sujets hémiplegiques et des sujets sains respectivement ($p < 0.05$).

Comme pour le PAD, l'analyse de la variance à deux facteurs (facteur population et facteur poignée) du PDA montre qu'il n'y a pas de différence entre les sujets hémiplegiques et les sujets sains. Le test post-hoc (LSD) montre que T est inférieur lorsqu'une poignée est utilisée pour s'asseoir pour les deux groupes : T est réduit de 49% et de 47% lors du PDA des sujets hémiplegiques et des sujets sains respectivement.

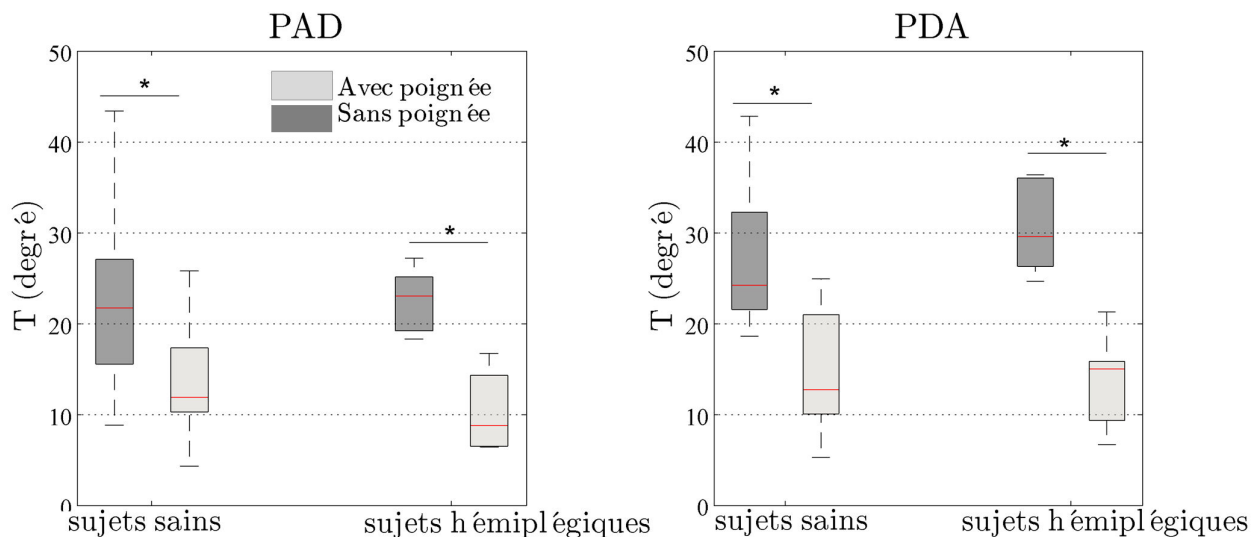


FIGURE 3.8 – Débattement de l'angle d'inclinaison du tronc (T), lors du PAD et du PDA, avec et sans poignée des sujets sains et des sujets hémiplegiques. * : $p < 0.05$; test post-hoc (LSD).

En synthèse, les sujets hémiplegiques et les sujets sains se sont levés et se sont assis avec le dos plus droit lorsqu'une poignée est utilisée. La réduction de l'inclinaison du tronc lors du PAD et du PDA est expliquée en grande partie par la position de la poignée placée devant le sujet à distance égale à la longueur du membre supérieur. Cette position n'incite pas les

sujets à se projeter en avant (pour saisir la poignée). Néanmoins, le résultat concernant la réduction de l'inclinaison du tronc lors du PAD rejoint celui de Kinoshita et al. (2015) : le débattement de l'angle d'inclinaison du tronc est réduit lorsqu'une poignée-barre est utilisée, en position « haute » (Figure 3.9). Toutefois :

- la position « haute » (à la hauteur du trochanter lorsque les sujets sont debout) selon Kinoshita et al. (2015), est plus basse que notre position,
- Kinoshita et al. (2015) ont étudié l'influence d'une poignée-barre horizontale et non d'une poignée verticale, leur stratégie d'aide est donc une stratégie différente.

Cependant, pour ces deux positions (poignée au niveau du trochanter (sujets debout) ou au niveau des épaules (sujets assis)) la poignée a permis aux sujets de se lever avec le dos plus droit. Cette constatation ne peut pas être généralisée pour toutes les hauteurs de la poignée. Un contre-exemple est présenté en Figure 3.9 de l'étude de Kinoshita et al. (2015) et montre que lorsque la poignée-barre est en position « basse » (à la hauteur du trochanter lorsque les sujets sont assis), le débattement de l'angle d'inclinaison du tronc est augmenté. Le résultat concernant la réduction de l'inclinaison du tronc lors du PDA ne peut pas être confirmé par la littérature par manque d'études sur le PDA avec aide d'un ancrage fixe. Néanmoins, si la position verticale de la poignée influence la manière de se lever : dos plus droit ou plus incliné que le PAD naturel, la position verticale de la poignée est supposée influencer aussi la manière de s'asseoir.

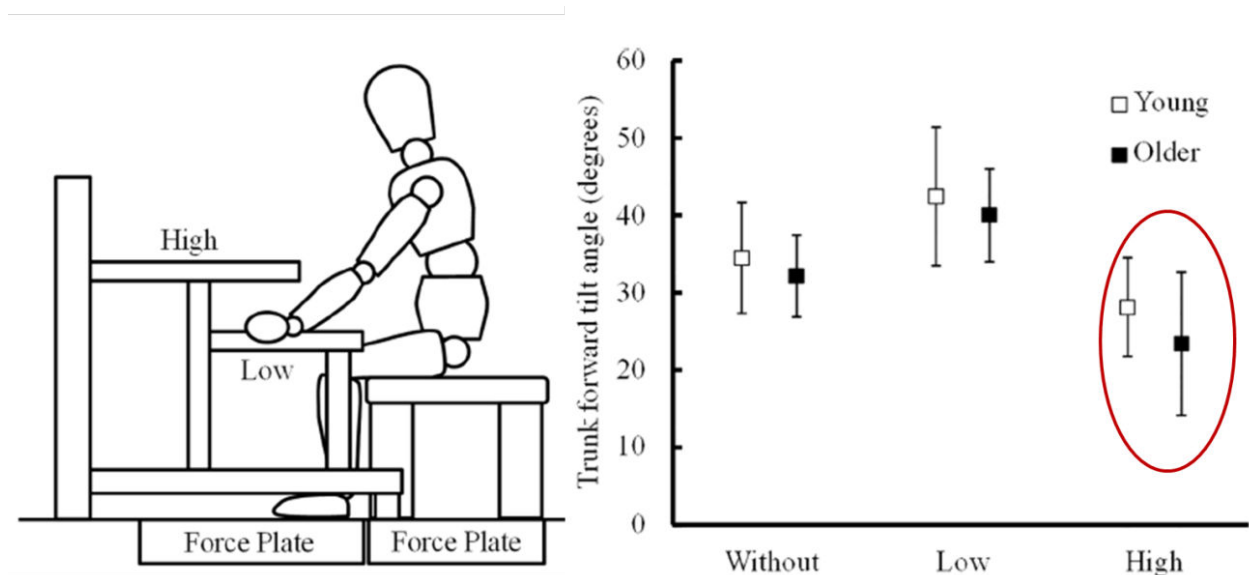


FIGURE 3.9 – Débattement de l'angle d'inclinaison du tronc et illustration de la position de la poignée (Kinoshita et al. (2015)).

Il semble exister un seuil de hauteur de la poignée, à partir duquel la poignée permet aux

sujets de se lever/s'asseoir avec le dos plus droit que le PAD naturel.

Par ailleurs, le tronc étant la partie qui pèse le plus par rapport aux autres parties corporelles (43% de la masse du corps – De Leva (1996)), son degré d'inclinaison influence la trajectoire du centre de gravité. Pour cette raison, il est prévisible qu'un changement du degré d'inclinaison du tronc influence la trajectoire du centre de gravité et donc la stratégie utilisée.

3.3.2.4 Trajectoire et débattement latéral du centre de gravité

3.3.2.4.1 Trajectoire du centre de gravité

La Figure 3.10 et la Figure 3.11 présentent les gabarits (moyenne \pm écart-type) des trajectoires antéro-postérieures et verticales du centre de gravité, normalisées de 0 à 1, des sujets sains et des sujets hémiplegiques lors du PAD et du PDA avec et sans poignée. Les gabarits (moyenne \pm écart-type) du PAD (Figure 3.10) sont présentés pour la totalité des passages assis-debout : du début d'inclinaison du tronc sans poignée ou de la flexion du bras avec poignée, jusqu'à la fin du mouvement (distance normalisée de 0 à 1). De même, les gabarits du PDA (Figure 3.11) sans et avec poignée sont présentés pour la totalité des passages debout-assis : de la station debout (Xiphoïde en position maximale) jusqu'à la fin d'extension du tronc ou du bras valide dans le cas de la poignée.

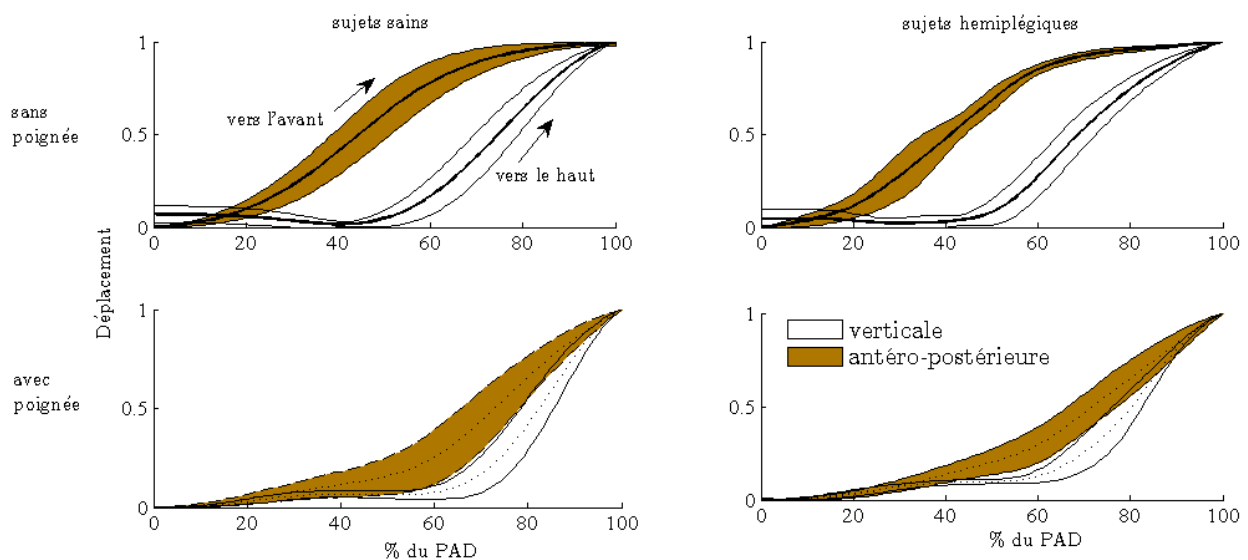


FIGURE 3.10 – Gabarits (moyenne \pm écart-type) des trajectoires antéro-postérieures (marron) et verticales (blanc), normalisées de 0 à 1, des sujets sains et des sujets hémiplegiques lors du PAD avec et sans poignée.

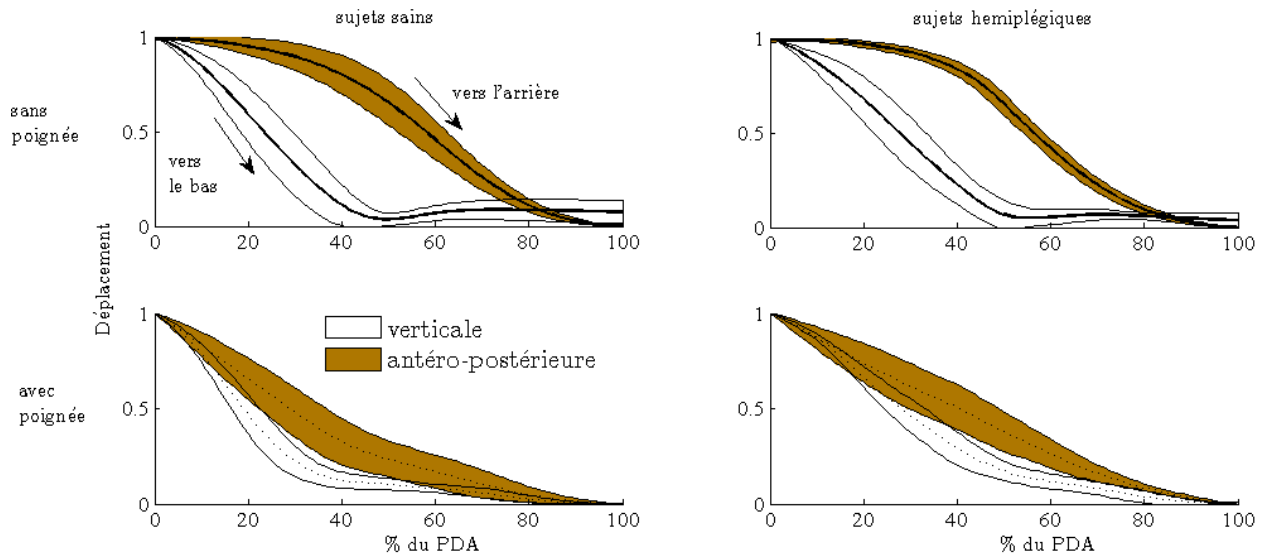


FIGURE 3.11 – Gabarits (moyenne \pm écart-type) des trajectoires antéro-postérieures (marron) et verticales (blanc), normalisées de 0 à 1, des sujets sains et des sujets hémiplegiques lors du PDA avec et sans poignée.

La poignée a modifié la chronologie du PAD et du PDA :

- il y a une succession de mouvement lors du PAD/PDA sans poignée (vers l'avant puis vers le haut pour le PAD, Figure 3.10 et vers le bas puis vers l'arrière pour le PDA, Figure 3.11) pour les deux groupes (sujets sains et sujets hémiplegiques),
- il y a un effet synergique lors du PAD/PDA avec poignée (le mouvement des trajectoires verticales et antéro-postérieures se fait en même temps). Cet effet est présent chez les deux groupes (sujets hémiplegiques et sujets sains) avec un mouvement qui tend à être plus linéaire pour les sujets hémiplegiques lors du PDA (trajectoire antéro-postérieure moyenne des sujets hémiplegiques : $y = -0.01x + 0.95$; $R^2 = 0.98$ et celle des sujets sains : $y = -0.01x + 0.85$; $R^2 = 0.92$. Trajectoire verticale moyenne des sujets hémiplegiques : $y = -0.01x + 0.85$; $R^2 = 0.88$ et celle des sujets sains : $y = -0.009x + 0.68$; $R^2 = 0.74$).

En synthèse, les effets de la poignée sur les trajectoires verticales et antéro-postérieures sont les mêmes pour les deux groupes mais avec une stratégie plus linéaire pour les sujets hémiplegiques par rapport aux sujets sains lors du PDA.

3.3.2.4.2 Débattement latéral du centre de gravité

Il a été noté dans le paragraphe de vue d'ensemble de l'influence de la poignée (paragraphe 3.3.2.1) que la poignée a eu un effet différent selon le débattement latéral du centre de gravité (DI), lors du PAD, sur les deux groupes : une augmentation pour les sujets sains (de

0.42cm) mais une réduction (de 2.1cm) pour les sujets hémiplegiques.

Pour expliquer cette différence d'effet, la Figure 3.12 illustre de façon plus détaillée le débattement du centre de gravité latéral (DI) pour chaque groupe.

Concernant le PAD, DI est supérieur pour les sujets hémiplegiques par rapport au sujets sains ($p < 0.05$). Le test post-hoc (LSD) montre que l'utilisation d'une poignée a réduit DI pour les sujets hémiplegiques ($p < 0.05$) mais pas pour les sujets sains.

Concernant le PDA, DI est supérieur pour les sujets hémiplegiques ($p < 0.05$). Le test post-hoc (LSD) montre que l'utilisation d'une poignée n'a pas d'influence selon DI, ni pour les sujets sains ni pour les sujets hémiplegiques.

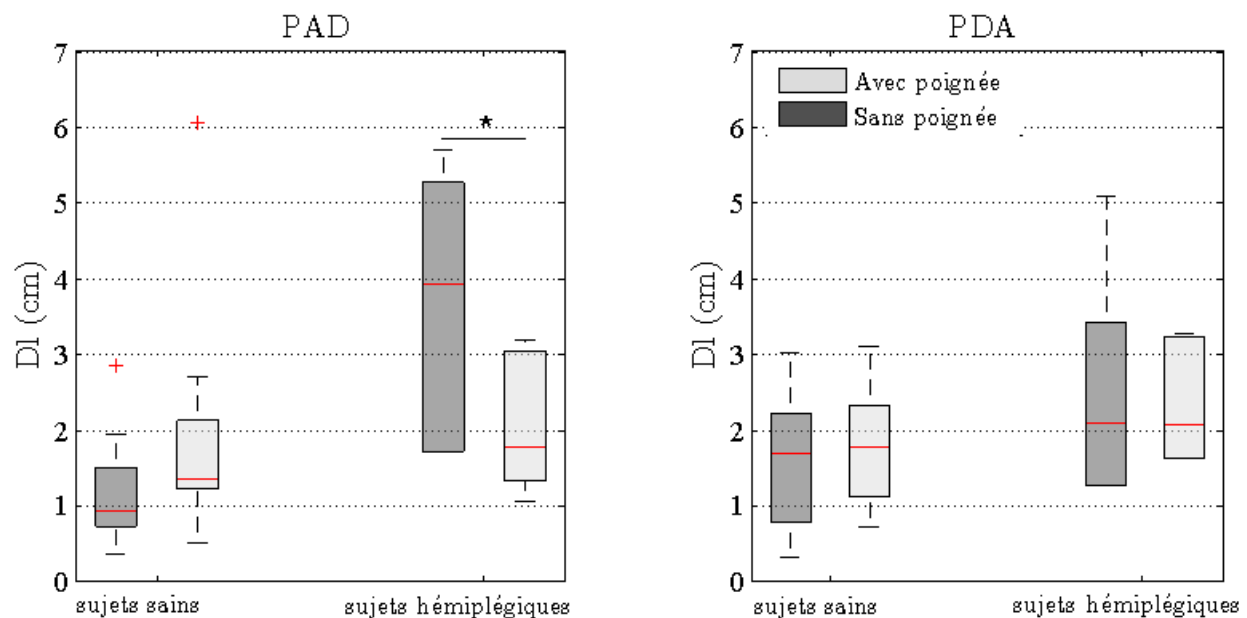


FIGURE 3.12 – Débattement du centre de gravité latéral (DI) des sujets sains et des sujets hémiplegiques lors du PAD et du PDA, avec et sans poignée. * : $p < 0.05$; test post-hoc (LSD)

En synthèse, l'utilisation de la poignée pour se lever a amélioré la symétrie du geste en réduisant le débattement latéral (DI) des sujets hémiplegiques et en le rapprochant ainsi de la normale (des sujets sains).

3.3.2.5 Indicateur de stabilité

La position du centre de gravité permet d'identifier la stratégie utilisée (Hughes et al. (1994)), et est aussi utilisée pour calculer l'indicateur de stabilité (Jeyasurya et al. (2013), O Meara and Smith (2006)).

3.3. Influence d'une poignée fixe

La Figure 3.13 présente un exemple de la position du centre de gravité au cours du PAD et du PDA sans poignée (Figure 3.13, en haut) et avec poignée (Figure 3.13, en bas) pour un sujet sain et pour un sujet hémiplégique. L'instant de perte de contact avec le siège (S off), l'instant de prise de contact avec le siège (S on) ainsi que la position des chevilles sont identifiés sur la figure. Cette figure montre que pour le sujet sain, ainsi que pour le sujet hémiplégique, la distance entre la position du centre de gravité à l'instant de perte/prise de contact avec le siège (S off/ S on) et la position des chevilles est augmentée lorsqu'une poignée est utilisée.

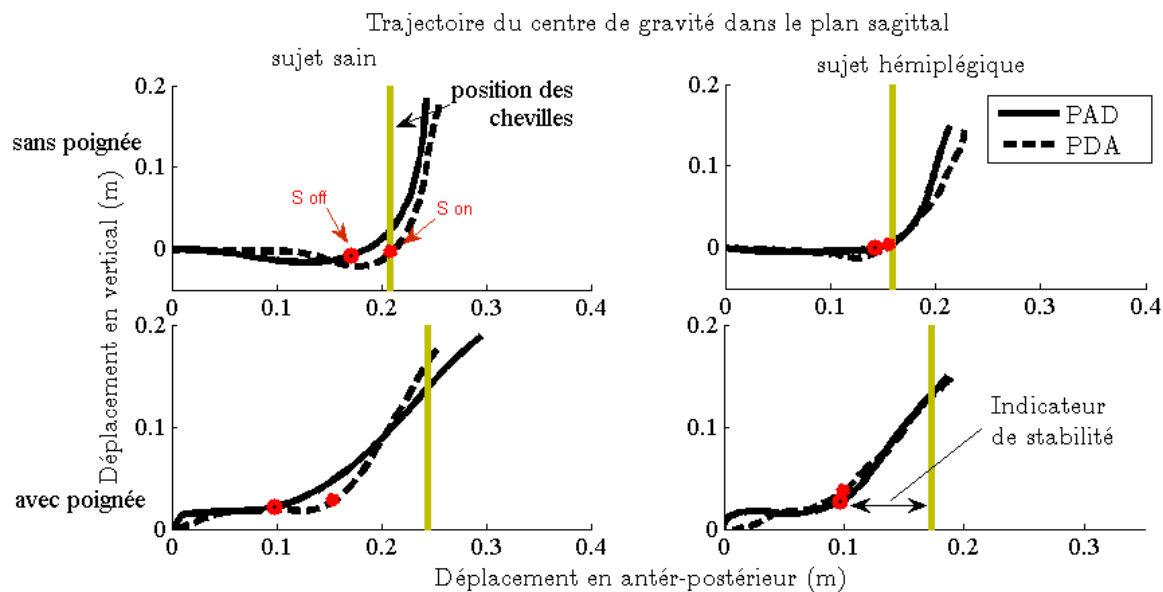


FIGURE 3.13 – Exemple de l'indicateur de stabilité (distance entre la position du centre de gravité à l'instant de perte (S off) ou de prise de contact (S on) avec le siège par rapport à la position des chevilles pour un sujet sain et un sujet hémiplégique. 0 est la position initiale du centre de gravité.

Pour généraliser ce résultat sur l'ensemble des sujets ayant participé aux expérimentations (18 sujets sains et 6 sujets hémiplégiques), la Figure 3.14 présente la distance entre la position du centre de gravité à l'instant de perte/prise de contact avec le siège et la position des chevilles (S) en boîtes à moustache pour tous les sujets lors du PAD et du PDA avec et sans poignée.

Pour le PAD et pour le PDA, l'analyse de la variance à deux facteurs (facteur population et facteur poignée) montre qu'il n'y a pas de différence entre les deux groupes. Le test post-hoc (LSD) montre que l'utilisation de la poignée augmente S pour les sujets sains et pour les sujets hémiplégiques ($p < 0.05$).

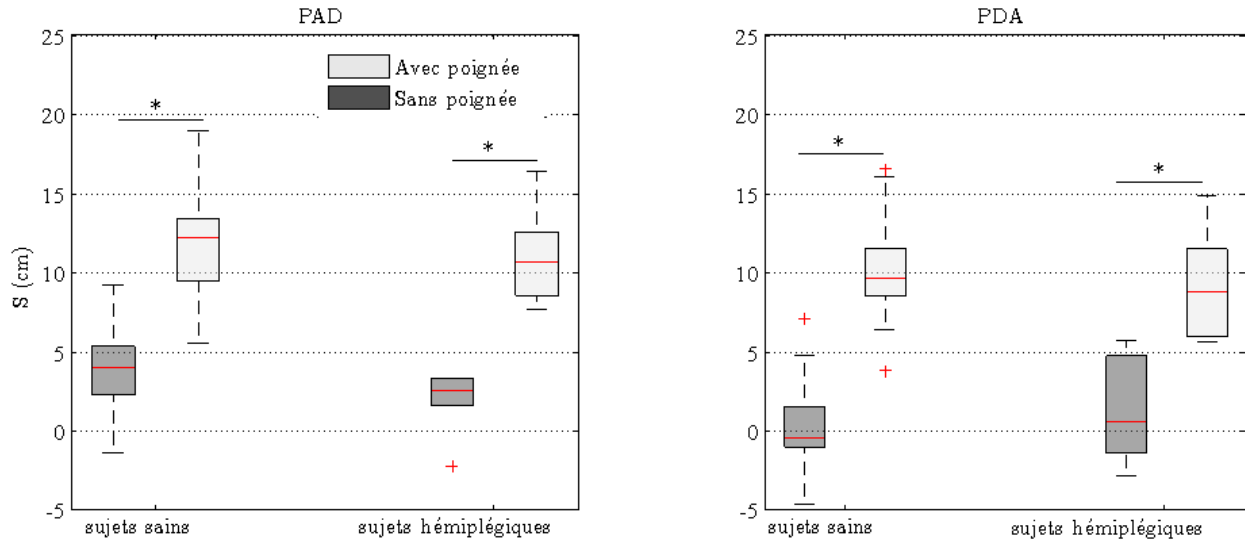


FIGURE 3.14 – Indicateur de stabilité (S : distance entre la position du centre de gravité à l’instant de perte (S off) ou de prise de contact (S on) avec le siège par rapport à la position des chevilles lors du PAD et du PDA, avec et sans poignée des sujets sains et des sujets hémiplegiques. * : $p < 0.05$; test post-hoc (LSD).

En synthèse, lorsqu’une poignée est utilisée le centre de gravité est plus éloigné de la base de support à l’instant du S off/ S on (indicateur de stabilité plus grand). Ceci favorise le risque de chute si la poignée n’est plus tenue. En outre, ce résultat est cohérent avec le changement du degré d’inclinaison du tronc, de la trajectoire du centre de gravité et donc de la stratégie utilisée.

Les résultats du PAD sont en accord avec ceux de O Meara and Smith (2006) : l’indicateur de stabilité augmente lorsqu’une aide de type poignée-barre latérale est utilisée. Il est important de préciser que la position de la poignée de la présente étude est centrée alors que la position de la poignée est latérale dans l’étude de O Meara and Smith (2006). Cela semble indiquer que quelle que soit la position de la poignée (en position centrée ou latérale), celle-ci incite les sujets à se positionner plus en arrière lors du S off (perte de contact avec le siège).

Enfin, même si le nombre de sujets est faible, ceci confirme que la poignée change complètement la stratégie du PAD, puisque le centre de gravité n’est plus géré de la même façon : on passe d’une gestion où le centre de gravité est maintenu autour de la base de support à une gestion différente, puisque la poignée assure la stabilité même si le centre de gravité n’est pas proche de la base du support.

3.3.2.6 Moments articulaires aux genoux

La Figure 3.15 et la Figure 3.16 présentent les gabarits (moyenne \pm écart-type) des moments articulaires de flexion/extension des genoux lors du PAD et du PDA des sujets sains et des sujets hémiplegiques.

Lors du PAD avec poignée (Figure 3.15, zone claire), la jambe exerce un couple moteur sur la cuisse pour étendre le genou : le moment du genou gauche (Figure 3.15, en haut) augmente jusqu'à un maximum moyen de 0.48 ± 0.14 Nm/kg pour les sujets sains et de 0.46 ± 0.14 Nm/kg pour les sujets hémiplegiques. Le moment du genou droit (Figure 3.15, en bas) augmente jusqu'à un maximum moyen de 0.51 ± 0.11 Nm/kg pour les sujets sains et de 0.39 ± 0.14 Nm/kg pour les sujets hémiplegiques.

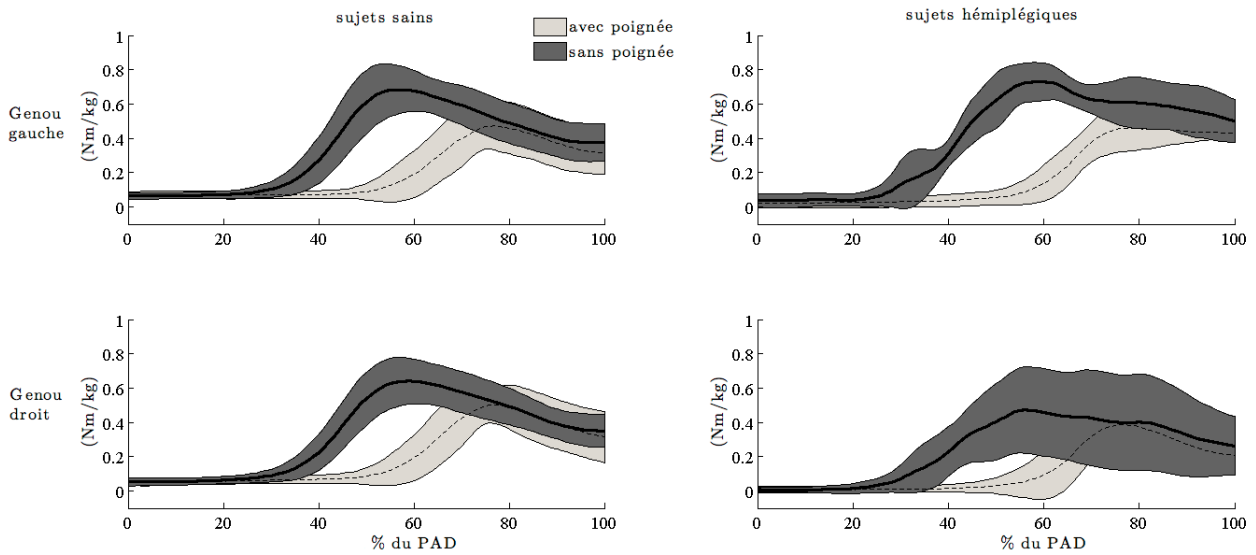


FIGURE 3.15 – Gabarits (moyenne \pm écart-type) des moments articulaires des genoux, normalisés par la masse des sujets, pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PAD avec et sans poignée.

Lors du PDA avec poignée, la jambe exerce un couple f rénateur sur la cuisse pour ralentir la flexion du genou : le moment du genou gauche (Figure 3.16, en haut) augmente jusqu'à un maximum moyen de 0.55 ± 0.12 Nm/kg pour les sujets sains et de 0.55 ± 0.07 Nm/kg pour les sujets h émiplégiques. Le moment du genou droit (Figure 3.16, en bas) augmente jusqu'à un maximum moyen de 0.65 ± 0.1 Nm/kg pour les sujets sains et de 0.4 ± 1.1 Nm/kg pour les sujets h émiplégiques.

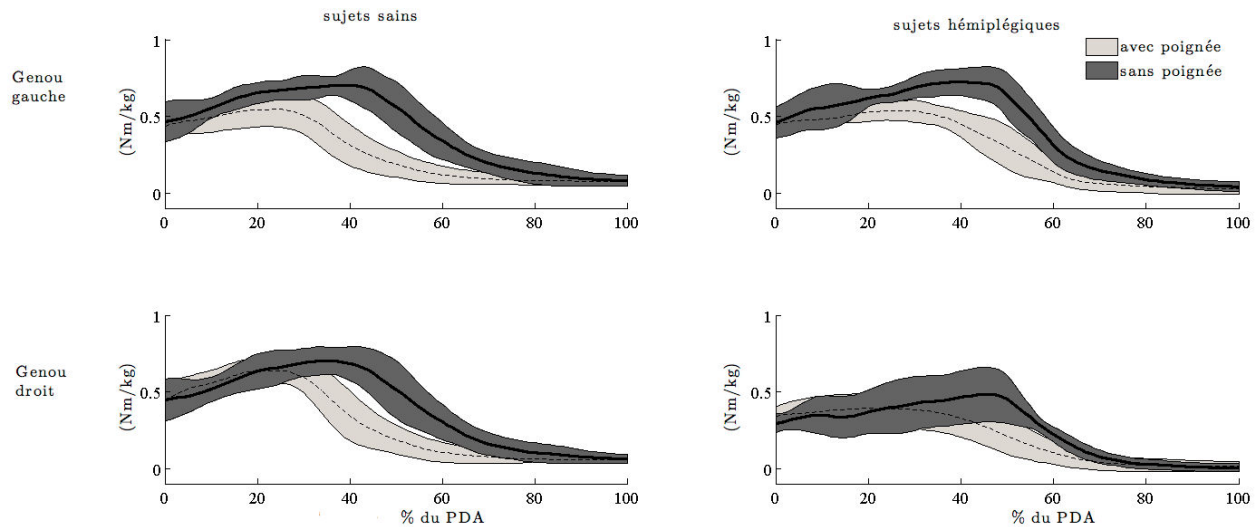


FIGURE 3.16 – Gabarits (moyenne \pm écart-type) des moments articulaires des genoux, normalisé par la masse des sujets, pour les sujets sains et les sujets h émiplégiques lors du PDA avec et sans poignée.

Les gabarits des moments articulaires de flexion/extension des genoux lors du PAD et du PDA montrent une réduction lorsqu'une poignée est utilisée pour les deux populations. D'une manière plus synthétique, la Figure 3.17 présente la moyenne des moments articulaires de flexion/extension des genoux, calculée sur la phase de montée et de descente (phase commune au PAD/PDA avec et sans poignée) pour l'ensemble des sujets.

Concernant le PAD, il n'y a pas de différence entre les deux groupes. Le test post-hoc (LSD) montre que M est réduit lorsqu'une poignée est utilisée pour les sujets sains et pour les sujets h émiplégiques ($p < 0.05$) (de 23% pour le PAD des sujets h émiplégiques).

Concernant pour le PDA, M est réduit pour les sujets h émiplégiques par rapport aux sujets sains ($p < 0.05$). Comme pour le PAD, le test post-hoc (LSD) montre que M est réduit lorsqu'une poignée est utilisée lors du PDA des sujets sains et des sujets h émiplégiques (de 14% pour le PDA des sujets h émiplégiques) ($p < 0.05$). Le même résultat est obtenu pour le maximum des moments articulaires de flexion/extension des genoux. Ce maximum est réduit ($p < 0.05$) lorsqu'une poignée est utilisée, lors du PAD et du PDA des deux populations

(Annexe B, Figure B.2).

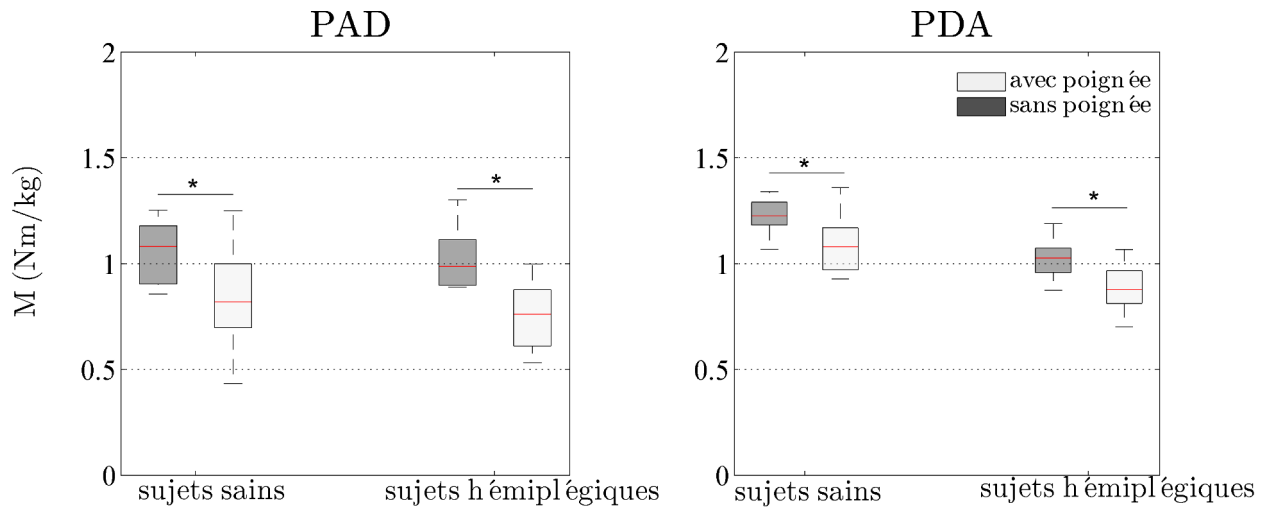


FIGURE 3.17 – Moyenne des moments articulaires de flexion/extension des genoux, normalisé par la masse des sujets, lors de la phase de montée et de descente (M), du PAD et du PDA, avec et sans poignée des sujets sains et hémiplegiques. * : $p < 0.05$; test post-hoc (LSD).

En synthèse, le moment articulaire aux genoux est réduit lorsqu'une poignée est utilisée pour les deux groupes. Ce résultat est cohérent avec ceux de Bahrami et al. (2000) et Kinoshita (2012) et témoigne de la contribution de la poignée à réduire les moments articulaires de flexion/extension des genoux lors du PAD et du PDA aussi chez les sujets hémiplegiques.

3.3.2.7 Asymétrie

La Figure 3.18 présente les valeurs de l'indicateur d'asymétrie basé sur la norme des forces mesurées au sol ($|IF|$) respectivement pour le PAD et le PDA, pour les deux groupes.

Concernant le PAD, les sujets hémiplegiques sont plus asymétriques que les sujets sains. L'utilisation de la poignée n'a pas eu d'effet sur l'asymétrie ni pour les sujets sains, ni pour les sujets hémiplegiques.

Concernant le PDA, il n'y a pas de différence d'asymétrie globale entre les sujets sains et les sujets hémiplegiques mais l'analyse post-hoc montre que les sujets hémiplegiques ont été plus asymétriques que les sujets sains seulement lors du PDA sans poignée. L'analyse post-hoc montre que l'utilisation de la poignée n'a pas eu d'effet sur l'asymétrie pour les sujets sains, ni pour les sujets hémiplegiques.

Même si la poignée n'a pas eu d'effet significatif sur l'asymétrie, l'étalement des valeurs bien plus réduit dans le cas de la poignée semble indiquer une réelle tendance vers la symétrie :

- L'étalement des valeurs [min ; max] de $|IF|$ pour le PAD sans poignée [0.29 N/kg ; 4.82 N/kg] est réduit à [0.07 N/kg ; 2.96 N/kg] pour le PAD avec poignée,
- L'étalement des valeurs [min ; max] de $|IF|$ pour le PDA sans poignée [0.02 N/kg ; 4.1 N/kg] sont réduit à [0.11 N/kg ; 1.83 N/kg] pour le PDA avec poignée.

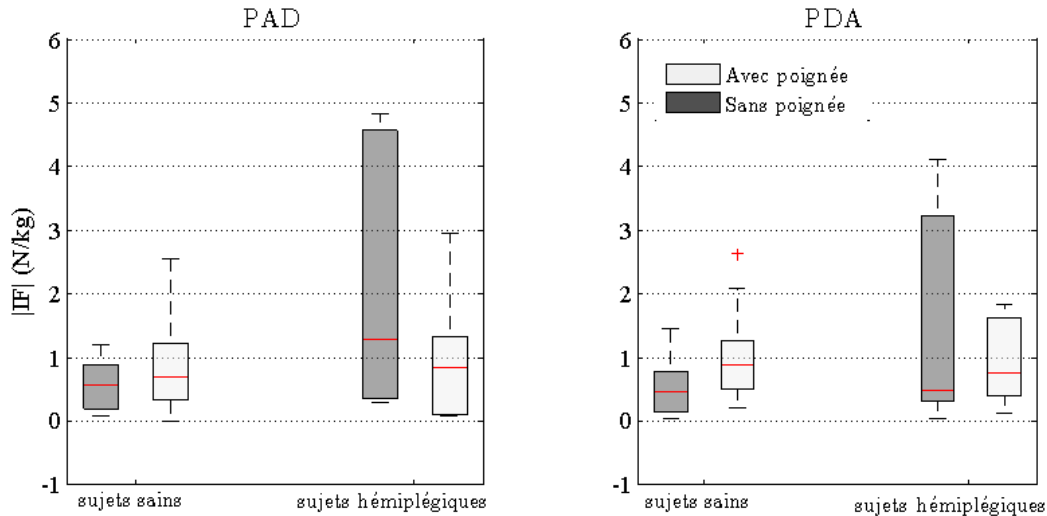


FIGURE 3.18 – Différence en valeur absolue des moyennes de la norme des forces appliquées aux pieds gauche et droit, normalisée par la masse des sujets, sur la phase de montée/descente ($|IF|$), lors du PAD et du PDA, avec et sans poignée des sujets sains et des sujets hémiplegiques.

En synthèse, les sujets hémiplegiques ont été plus asymétriques que les sujets sains lors du PAD. L'absence de différence significative globale lors du PDA mais la présence d'une différence significative entre les deux groupes seulement pour le PDA sans poignée est expliquée en partie par la réduction des étalements des valeurs de $|IF|$ lorsqu'une poignée a été utilisée de plus de 2 N/kg. Cependant, la poignée n'a pas eu d'effet significatif sur l'asymétrie. L'absence de significativité due à l'utilisation de la poignée peut être expliquée en grande partie par le fait que seulement 6 sujets hémiplegiques ont participé à l'expérimentation. La diminution de l'étalement des valeurs, témoigne de la réduction de l'asymétrie lorsqu'une poignée est utilisée par les sujets hémiplegiques. La poignée semble ainsi favoriser la symétrie dynamique. Ce résultat est appuyé par le résultat obtenu au paragraphe 3.3.2.4.2, où il a été montré que la poignée favorise la symétrie du geste lors du PAD. Enfin, on rappelle que la poignée était, dans cette expérimentation, placée de façon centrée, mais si cet appui avait été situé dans une position latérale comme dans l'étude de O Meara and Smith (2006), l'asymétrie aurait pu être plus fortement impactée.

3.3.3 Conclusion

Cette partie a présenté l'effet d'une poignée sur les mouvements du passage assis-debout et debout-assis des sujets hémiplégiques et des sujets sains. L'influence d'un ancrage fixe sur le degré d'inclinaison du tronc, l'indicateur de stabilité, les moments articulaires de flexion/extension des genoux a déjà été étudié pour le PAD en littérature (O Meara and Smith (2006), Bahrami et al. (2000), Kinoshita (2012), Kinoshita et al. (2015), Jeyasurya et al. (2013)). Il est important de noter qu'il existe plusieurs différences non-négligeables entre ces études et notre étude, dont le type de l'ancrage fixe (poignée-barre) et la position de l'ancrage fixe, en particulier la hauteur et la position latérale.

Malgré ces différences, plusieurs résultats de notre étude (concernant les sujets sains et les sujets hémiplégiques) convergent avec la littérature :

- la poignée réduit le degré d'inclinaison du tronc. Néanmoins, ceci n'est pas le cas pour toutes les hauteurs de l'ancrage (Kinoshita et al. (2015)),
- la poignée augmente l'indicateur de stabilité (O Meara and Smith (2006)),
- la poignée réduit les moments articulaires de flexion/extension des genoux (Bahrami et al. (2000), Kinoshita (2012)),

Malgré le faible nombre de sujets hémiplégiques (6), les résultats ont permis d'introduire des nouvelles pistes (changement de stratégie, réduction d'efforts) sur les effets d'une poignée au PAD et au PDA, en particulier pour les sujets hémiplégiques. En résumé, la Table 3.4 présente toutes les variations dues à l'utilisation d'une poignée par les sujets sains et par les sujets hémiplégiques, ainsi que la présence d'une différence entre les deux groupes. Ainsi, pour les sujets sains, la poignée a réduit significativement les moments articulaires de flexion/extension lors de la phase de montée/descente et a réduit l'inclinaison du tronc, ce qui a aussi influencé la trajectoire du centre de gravité (un effet synergique est présent lors PAD/PDA avec poignée. Ex. le mouvement du centre de gravité dans le plan sagittal, lors du PAD, se fait vers l'avant et vers le haut en même temps). Elle a augmenté la distance entre le centre de gravité et la base du support aux instants de perte et de prise de contact avec le siège. La poignée a donc offert l'opportunité aux sujets de se lever et de s'asseoir d'une manière différente : la poignée sert de troisième base de support (avec les pieds et l'assise), autorisant une position plus verticale du tronc et bassin plus en arrière des chevilles. Ces effets ont été retrouvés aussi lors du PAD/PDA des sujets hémiplégiques témoignant d'un changement de stratégie du PAD et du PDA dû à l'utilisation de la poignée.

En plus des effets de la poignée retrouvés pour les deux groupes, l'utilisation de la poignée lors du PAD des sujets hémiplégiques a favorisé la symétrie du geste en réduisant le débattement du centre de gravité latéral lors du PAD et a réduit la durée de la phase

VB		Facteurs		
		Effet de la poignée pour SS	Effet de la poignée pour SH	Population (SH par rapport à SS)
D	PAD	Non	Oui(Réd)	Oui (SH>SS)
	PDA	Non	Non	Oui (SH>SS)
Dl	PAD	Non	Oui(Réd)	Oui (SH>SS)
	PDA	Non	Non	Oui (SH>SS)
S	PAD	Oui (Aug)	Oui (Aug)	Non
	PDA	Oui (Aug)	Oui (Aug)	Non
V	PAD	Non	Non	Oui (SH<SS)
	PDA	Non	Non	Oui (SH<SS)
T	PAD	Oui (Réd)	Oui (Réd)	Non
	PDA	Oui (Réd)	Oui (Réd)	Non
M	PAD	Oui (Réd)	Oui (Réd)	Non
	PDA	Oui (Réd)	Oui (Réd)	Oui (SH<SS)
Asym Ab	PAD	Non	Non	Oui (SH>SS)
	PDA	Non	Non	Non

TABLE 3.4 – Récapitulatif de la présence ou non d'une influence due à la présence d'une poignée centrale lors du PAD et du PDA des sujets hémiplégiques et des sujets sains, ainsi qu'une différence entre les deux populations. Une présence d'une influence significative due au changement de la position de la poignée ou à une différence entre les deux populations est représenté par un "Oui" et une absence par un "Non". Asym Ab : asymétrie en valeur absolue. VB : variables biomécaniques. Réd/Aug : réduction/augmentation due à l'utilisation de la poignée. SS : sujets sains. SH : sujets hémiplégiques.

de montée, les rapprochant ainsi du comportement des sujets sains. Aussi, l'utilisation de la poignée a eu tendance à favoriser la symétrie dynamique en réduisant les étalements de valeurs de l'asymétrie ($|IF|$) lors du PAD et du PDA. Selon ces 3 indicateurs (D, Dl, $|IF|$), une différence significative existe entre les deux groupes : les sujets hémiplégiques prennent plus de temps pour se lever et s'asseoir, ont un Débattement latéral du centre de gravité plus grand et sont plus asymétriques que les sujets sains lors du PAD.

Pour conclure, cette première partie, a montré la contribution de la poignée au PAD et au PDA des sujets hémiplégiques, a mis aussi l'accent sur l'importance de la présence d'une poignée.

3.4 Influence d'une écharpe dans le cas d'une poignée fixe

3.4.1 Introduction

Le chapitre 1 a montré que le passage assis-debout peut être influencé par de nombreux facteurs environnementaux (hauteur de la chaise, positions des pieds etc.). Ainsi, dans le cas des sujets hémiplégiques, on se demande si la présence d'une écharpe affecte le PAD/PDA avec poignée. En effet, les sujets hémiplégiques utilisent des accessoires tels qu'une écharpe d'immobilisation du membre supérieur paralysé pour limiter les douleurs de l'épaule (en absence de contrôle moteur de l'épaule, le bras appendu au tronc disloque l'épaule et crée des douleurs). L'utilisation d'une écharpe est souvent recommandée, mais pas toujours obligatoire (ex. quand les sujets hémiplégiques n'ont pas perdu tout le contrôle sur leur membre parétique). Quand elle est obligatoire, les sujets hémiplégiques n'ont pas le droit d'enlever leur écharpe lors du PAD et du PDA. Lors des expérimentations préliminaires du PAD et du PDA (expérimentations non inclus dans la présente thèse mais qui ont été effectuées pour fixer le protocole expérimental), certains sujets hémiplégiques se présentaient avec écharpe, et d'autres sans, en fonction des recommandations du corps médical. Il paraît donc pertinent de voir comment la présence d'une écharpe, qui bloque le balancement du bras, influence le PAD et du PDA des sujets sur le plan biomécanique. Par exemple, il a été prouvé que lors de la marche, la suppression du balancement des bras en les croisant sur le torse, augmente les moments articulaires sagittaux des genoux (Umberger (2008)). Mais qu'en est-t-il de l'effet de suppression du balancement du seul bras libre lors du PAD/PDA avec poignée, pour :

- des sujets sains. La modification de la répartition des masses, due à la fixation du bras droit (côté parétique des sujets sains) sur le torse, va-t-elle influencer des variables biomécaniques tels que les moments articulaires aux genoux, l'asymétrie, ou le débattement latéral du centre de gravité?
- des sujets hémiplégiques. La présence de l'écharpe, aura-t-elle la même influence pour les sujets hémiplégiques que pour les sujets sains?

3.4.2 Méthodes

3.4.2.1 Protocole et population

Dans cette deuxième étude, le PAD/PDA est effectué pour les deux groupes (sujets hémiplégiques et sujets sains) pour deux conditions : avec et sans écharpe d'immobilisation du membre supérieur droit (parétique). Pour ces deux conditions, la poignée est toujours réglée en position centrale (poignée centrée au milieu, en face du cou, à la hauteur des épaules

et à distance égale à la longueur du membre supérieur des sujets). Un exemple de ces deux conditions est présenté en Figure 3.19 et les caractéristiques des sujets ayant participé à cette étude sont présentées en Table 3.5

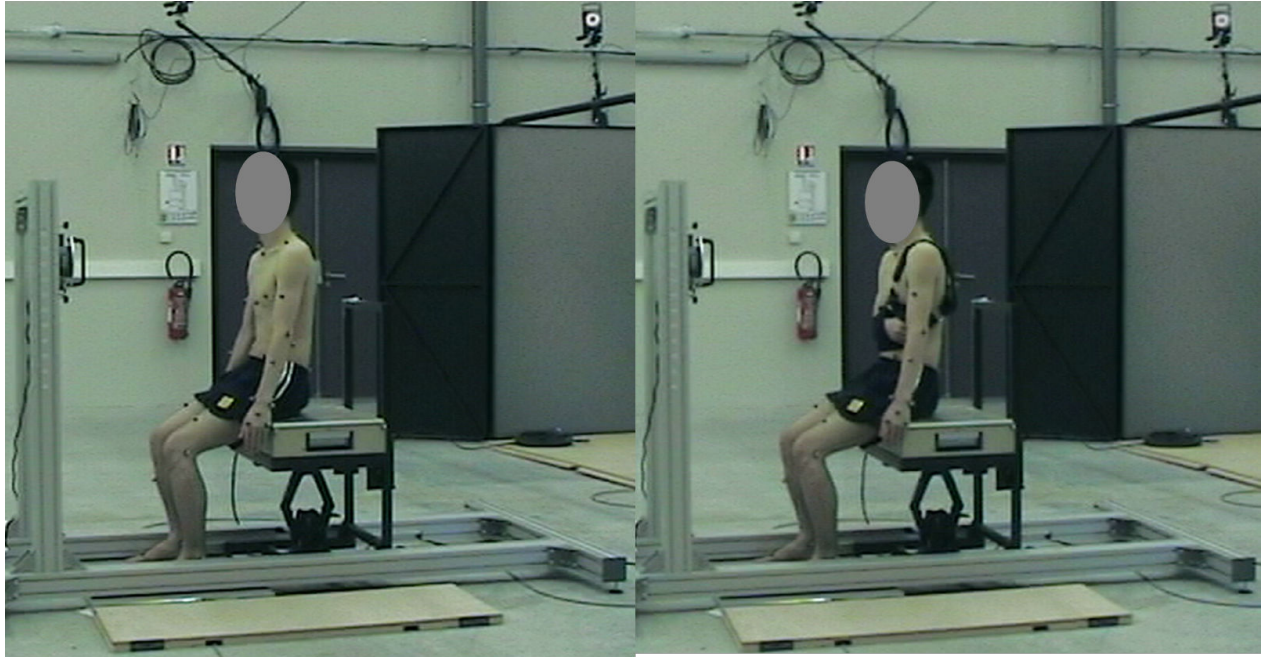


FIGURE 3.19 – Exemple d'un sujet lors des expérimentations du passage assis-debout sans (à gauche) et avec écharpe (à droite).

	18 SS	9 SH (étude 2)
Age	24 ± 5 ans	64 ± 10 ans
Poids	72 ± 11 kg	82 ± 14 kg
Taille	173 ± 5 cm	169 ± 7 cm
EBB	-	43 ± 9 ; score/56
FIM	-	111 ± 5 ; score/126

TABLE 3.5 – Caractéristiques des sujets sains et des sujets hémipariés ayant participé à cette deuxième étude (étude 2). étude 2 : influence d'une écharpe dans le cas d'une poignée centrale. SS : sujets sains ; SH : sujets hémipariés.

3.4.2.2 Analyse des données

Les résultats de l'influence d'une écharpe (suppression du balancement du seul bras libre lors du PAD/PDA avec poignée) sont présentés en deux temps : d'abord pour les sujets sains, puis pour les sujets hémipariés. Le but est d'étudier l'influence de l'écharpe sur le

PAD/PDA avec poignée des sujets sains, puis de voir si l'influence a été la même pour les sujets hémiplegiques. 8 variables biomécaniques sont retenues pour cette deuxième étude. Parmi les 8 variables biomécaniques, 7 sont en commun avec l'étude précédente et une variable qui est la moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée sur la phase de montée/descente (P), a été ajoutée. Pour rappel :

- D : la durée de la phase de montée/descente
- Dl : le débattement du centre de gravité latéral
- S : l'indicateur de stabilité : distance (position antéro-postérieure des chevilles - position antéro-postérieure du centre de gravité) à l'instant de perte/prise de contact avec le siège
- V : la moyenne de la norme de la vitesse du centre du gravité du corps sur la phase de montée/descente
- T : le débattement de l'inclinaison du tronc
- M : la moyenne des moments articulaires de flexion/extension des genoux sur la phase de montée/descente
- |IF| : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol, normalisée par la masse des sujets, sur la phase de montée/descente.

L'influence de l'écharpe a été quantifiée par le biais de la médiane (calculée pour chaque groupe). Ainsi, un pourcentage de variation (- : réduction ; + : augmentation) des grandeurs biomécaniques dû à l'utilisation d'une écharpe lors du PAD et du PDA avec poignée a été calculée sur chaque groupe :

$$Pv = (M_{AE} - M_{SE})/M_{SE} \times 100 \quad (3.2)$$

où Pv est le pourcentage de variation, M_{AE} est la médiane d'une variable biomécanique, obtenue lors du PAD/PDA avec poignée, avec écharpe et M_{SE} est la médiane d'une variable biomécanique obtenue lors du PAD/PDA avec poignée, sans écharpe. on note que les médianes ne sont pas en valeur absolue dans cette deuxième étude car toutes les médianes sont positives.

Une analyse de la variance à deux facteurs (facteur écharpe et facteur population), Anova two-way, a été effectuée dans le but de voir s'il y a une différence significative due à la présence d'une écharpe d'immobilisation du membre supérieur droit/parétique et/ou une différence significative due à la population. Par la suite un test post-hoc (LSD) est effectué dans le but d'étudier l'influence de l'écharpe sur le PAD et le PDA pour chacun des deux

groupes (pour les sujets sains et pour les sujets hémiparétiques).

3.4.3 Résultats

3.4.3.1 Influence d'une écharpe pour les sujets sains

Ce paragraphe présente, l'influence de l'écharpe dans le cas d'un PAD et d'un PDA avec poignée des sujets sains. L'effet de l'écharpe est quantifié par la variation de la médiane des indicateurs. Les Figures 3.20 et 3.21 présentent le pourcentage de variation (- : réduction due à la présence d'une écharpe lors du PAD/PDA par rapport au PAD/PDA sans écharpe ; + : augmentation due à la présence d'une écharpe lors du PAD/PDA par rapport au PAD/PDA sans écharpe) des grandeurs biomécaniques dû à l'utilisation d'une écharpe lors du PAD et du PDA avec poignée des sujets sains.

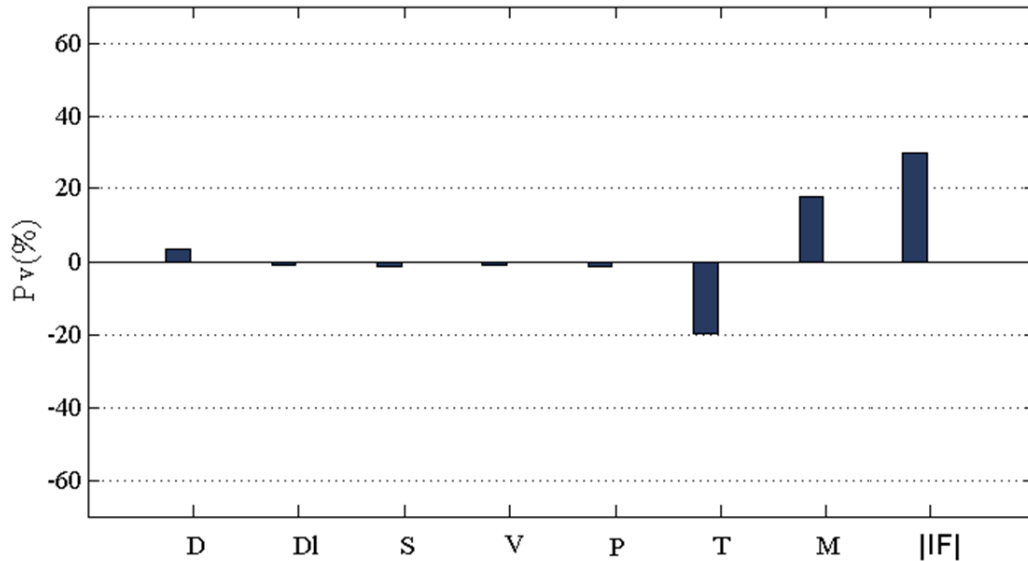


FIGURE 3.20 – Influence de l'écharpe en pourcentage lors du PAD avec poignée des sujets sains. * : $p < 0.05$; test post-hoc. Pv : pourcentage de variation. D : durée de montée, DI : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse en montée, P : moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée en montée, T : débattement de l'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en montée, |IF| : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.

La Figure 3.20 montre que la présence d'une écharpe lors du PAD avec poignée des sujets sains n'a pas eu d'influence significative sur les variables biomécaniques. Le pourcentage de variation (Pv) est inférieur ou égale à 20% pour toutes les variables biomécaniques sauf pour l'indicateur d'asymétrie (une augmentation de 30% pour |IF| due à la présence d'une écharpe).

Comme pour le PAD, la présence d'une écharpe pour le PDA avec poignée (Figure 3.21) n'a pas eu d'influence significative sur les 8 variables biomécaniques. Le pourcentage de variation (Pv) de toutes les variables a été inférieur ou égale à 20%.

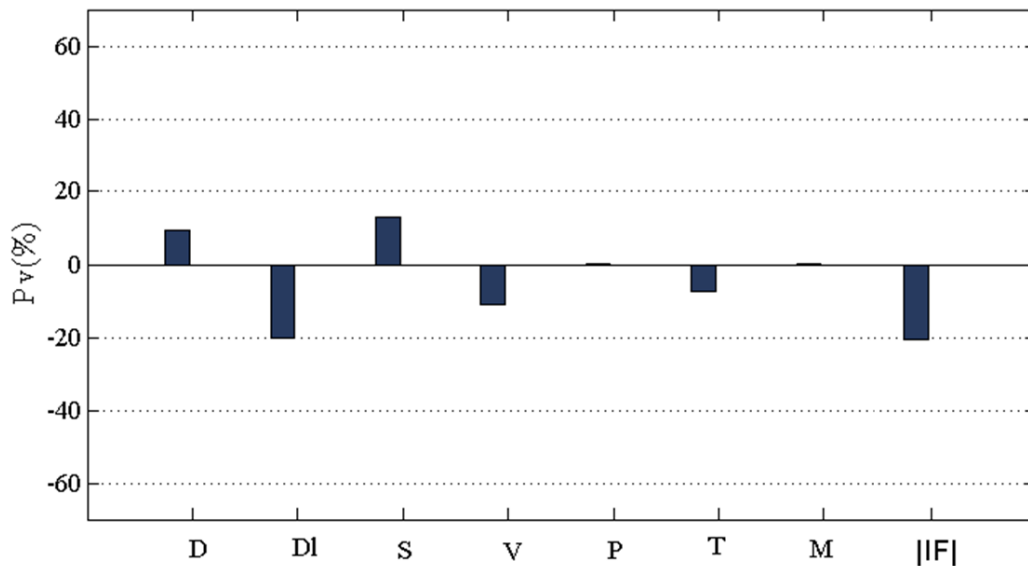


FIGURE 3.21 – Influence de l'écharpe en pourcentage lors du PDA avec poignée des sujets sains. * : $p < 0.05$; test post-hoc. Pv : pourcentage de variation. D : durée de descente, Dl : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse en descente, P : moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée en descente, T : débattement de l'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en descente, |IF| : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.

En synthèse, les variables biomécaniques calculées n'ont pas été influencées par la présence d'une écharpe d'immobilisation du membre supérieur droit lors du PAD/PDA avec poignée des sujets sains. La suppression du balancement d'un bras n'a pas augmenté les moments articulaires sagittaux des genoux comme cela avait été montré pour la marche (Umberger (2008)).

3.4.3.2 Influence d'une écharpe pour les sujets hémiparétiques

La présence d'une écharpe lors du PAD et du PDA avec poignée des sujets hémiparétiques n'a pas d'influence significative sur les variables biomécaniques (Figure 3.22 et Figure 3.23).

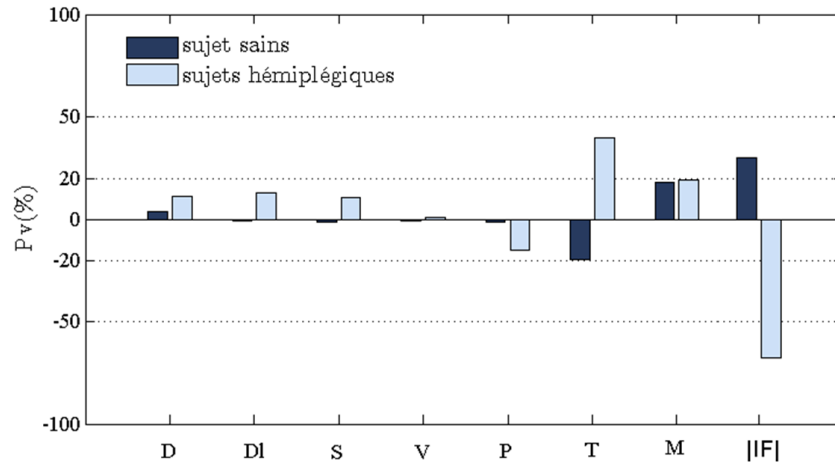


FIGURE 3.22 – Influence de l'écharpe en pourcentage lors du PAD avec poignée des sujets hémiplegiques et des sujets sains. Pv : pourcentage de variation. D : durée de montée, DI : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse en montée, P : moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée en montée, T : débattement de l'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en montée, |IF| : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.

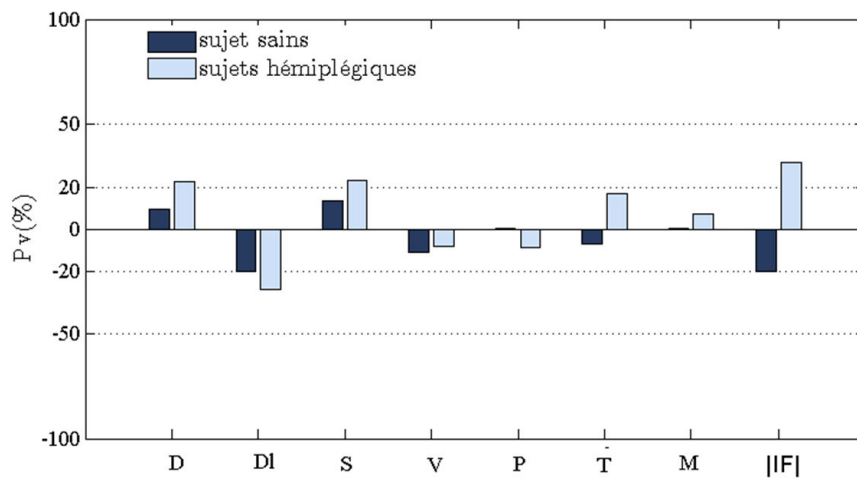


FIGURE 3.23 – Influence de l'écharpe en pourcentage lors du PDA avec poignée des sujets sains et des sujets hémiplegiques. * : $p < 0.05$; test post-hoc LSD. Pv : pourcentage de variation. D : durée de descente, DI : débattement latéral du centre de gravité, S : indicateur de stabilité, V : moyenne de la norme de la vitesse en descente, P : moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée en descente, T : débattement de l'inclinaison du tronc, M : la moyenne des moments articulaires d'extension des genoux en descente, |IF| : indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la norme des forces mesurées au sol.

3.4. Influence d'une écharpe dans le cas d'une poignée fixe

Lors du PAD, le pourcentage de variation (Pv) de l'asymétrie des sujets hémiparétiques a diminué de 68% (indicateur $|IF|$). Pourtant, une augmentation de l'étalement des valeurs ($[min ; max]$) est remarqué pour $|IF|$ (Figure 3.24 à gauche). Ceci est expliqué par le fait que la médiane de cet indicateur ne représente pas tous les sujets hémiparétiques : les résultats sont assez variants entre les sujets hémiparétiques (Figure 3.24 à gauche). Lors du PDA, l'asymétrie a augmenté de 11% pour $|IF|$ (Figure 3.24 à droite). La variabilité des résultats lors du PAD masque le fait que 6 sujets hémiparétiques sur 9 ont augmenté leur asymétrie, comme le montre la Figure 3.25 chez l'un d'entre eux (sujet qui a été le plus affecté par la présence d'une écharpe selon $|IF|$).

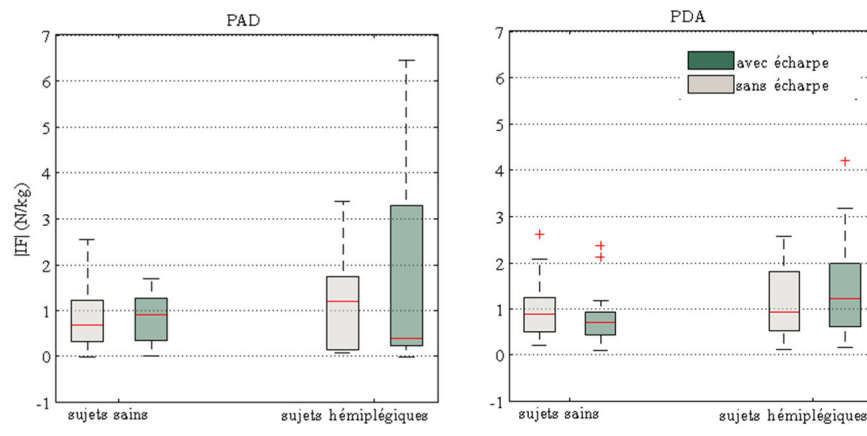


FIGURE 3.24 – L'indicateur d'asymétrie ($|IF|$) lors du PAD et du PDA avec poignée, avec et sans écharpe, des sujets sains et des sujets hémiparétiques.

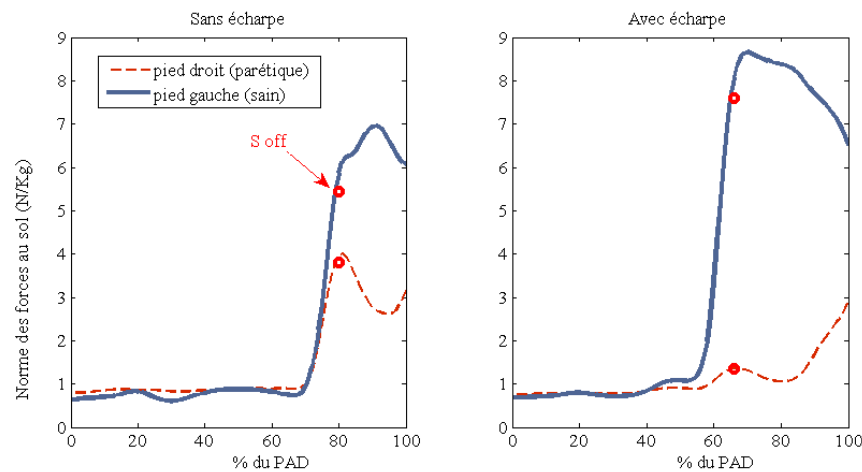


FIGURE 3.25 – Exemple des normes des forces au sol (gauche/sain et droite/parétique) d'un sujet hémiparétique.

En résumé, pour le PAD et pour le PDA, l'écharpe n'a pas d'effet significatif sur les 8 variables biomécaniques ni pour les sujets sains ni pour les sujets hémiparétiques. Cependant, une tendance d'augmentation de l'asymétrie (augmentation des étalements des valeurs ([min ; max]) de $|IF|$) due à l'utilisation d'une écharpe a été relevée pour les sujets hémiparétiques, surtout lors du PAD. Il semble que l'asymétrie d'un sous groupe des sujets hémiparétiques ait été plus affectée par le blocage du mouvement du membre supérieur droit (parétique). L'augmentation du nombre de sujets permettrait peut être de différencier ces groupes dans des futures expérimentations. Par ailleurs, l'écharpe aurait pu être considérée comme un élément stabilisateur puisqu'elle rapproche le membre du tronc alors qu'elle semble avoir un effet inverse chez les patients. L'utilisation d'une écharpe empêche pourtant tous les sujets (sujets hémiparétiques et sujets sains) de se servir du balancement de leur bras droit/parétique comme ils le faisaient en absence d'une écharpe d'immobilisation (Figure 3.26). Ainsi, la tendance d'augmentation de l'asymétrie chez les patients peut être expliquée par le fait que les sujets hémiparétiques sont moins stables que les sujets sains (Horváth et al. (2005)). Les sujets hémiparétiques, asymétriques de base, sont susceptibles d'être plus affectés par la présence d'une écharpe d'immobilisation que les sujets sains qui peuvent s'adapter plus facilement aux conditions externes. Ainsi, il semble que le blocage du mouvement du membre supérieur droit (parétique) a tendance à augmenter l'asymétrie de certains sujets hémiparétiques, surtout lors du PAD, mais pas pour les sujets sains. Ce blocage empêche pourtant tous les sujets (sujets hémiparétiques et sujets sains) de se servir du balancement de leur bras droit (bras parétique des sujets hémiparétiques) comme ils le faisaient en absence d'une écharpe d'immobilisation (Figure 3.26). Cette tendance est donc expliquée par le fait que la présence d'une écharpe pourrait affecter plus facilement l'asymétrie des sujets hémiparétiques, asymétriques de base, que les sujets sains qui peuvent s'adapter plus facilement aux conditions externes.

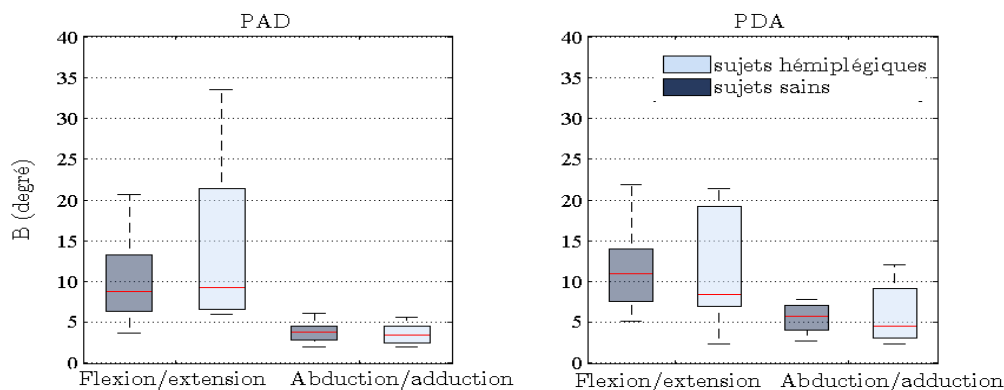


FIGURE 3.26 – Débattement de l'angle de flexion/extension et de l'angle d'abduction/adduction du bras, des sujets sains et des sujets hémiparétiques lors du PAD avec poignée, sans écharpe.

Il existe une différence significative entre sujets sains et sujets hémiplégiques :

- pour D, Dl, V pendant le PAD.
- pour D, Dl, V, T, M pendant le PDA.

Cette différence entre les deux groupes existait déjà dans la première étude (paragraphe 3.3). Ainsi, dans cette deuxième étude on retrouve des différences en commun avec la première étude : les sujets hémiplégiques se sont levés/assis avec un plus grand débattement latéral du centre de gravité que les sujets sains. Ils ont pris plus de temps, ont été moins rapides et plus asymétriques que les sujets sains.

3.4.4 Conclusion

L'influence d'une écharpe sur le PAD/PDA avec poignée a été étudiée chez des sujets sains et des sujets hémiplégiques. La table 3.6 présente un récapitulatif des résultats.

VB		Facteurs		
		Effet de l'écharpe pour SS	Effet de l'écharpe pour SH	Population (SH par rapport à SS)
D	PAD	Non	Non	Oui (SH>SS)
	PDA	Non	Non	Oui (SH>SS)
Dl	PAD	Non	Non	Oui (SH>SS)
	PDA	Non	Non	Oui (SH>SS)
S	PAD	Non	Non	Non
	PDA	Non	Non	Non
V	PAD	Non	Non	Oui (SH<SS)
	PDA	Non	Non	Oui (SH<SS)
T	PAD	Non	Non	Non
	PDA	Non	Non	Oui (SH>SS)
M	PAD	Non	Non	Non
	PDA	Non	Non	Oui (SH<SS)
P	PAD	Non	Non	Non
	PDA	Non	Non	Non
Asym Ab	PAD	Non	Non	Non
	PDA	Non	Non	Non

TABLE 3.6 – Récapitulatif de la présence ou non d'une influence due à la présence d'une écharpe lors du PAD et du PDA avec poignée en position centrale des sujets hémiplégiques et des sujets sains, ainsi qu'une différence entre les deux populations. La présence d'une influence significative due au changement de la position de la poignée ou à une différence entre les deux populations est représentée par un "Oui" et une absence par un "Non". Asym Ab : asymétrie en valeur absolue. VB : variables biomécaniques. SS : sujets sains. SH : sujets hémiplégiques.

Les résultats observés pendant le PAD/PDA des sujets sains et hémiplégiques semblent

être peu influencés par la présence de l'écharpe. Toutefois une étude plus approfondie essayant de différencier des groupes d'hémiplégiques plus influencés par l'écharpe permettrait de préciser ce résultat. Le faible nombre de sujets hémiplégiques (9) et la présence d'une poignée pour guider le mouvement pourraient être la raison du peu d'impact de l'écharpe. Finalement, ceci témoigne que les résultats de la première étude sont dus principalement à la présence de la poignée en position centrale et ils n'ont pas été influencés par l'absence d'une écharpe d'immobilisation.

3.5 Influence de la position d'une poignée fixe

Cette troisième partie a pour but d'étudier l'influence de la position de la poignée. Pour cette étude le choix de maintenir et de systématiser le port de l'écharpe a été pris pour l'ensemble des sujets (sujets sains et sujets hémiplegiques). L'influence de la position de la poignée n'a jamais été étudiée pour les sujets hémiplegiques.

3.5.1 Méthodes

3.5.1.1 Protocole et population

Dans cette troisième étude, le PAD/PDA est effectué pour les deux groupes (sujets hémiplegiques droits et sujets sains) pour 7 positions de la poignée avec écharpe. Les sujets hémiplegiques droits et les sujets sains utilisent la main gauche/saine pour tenir la poignée et leur membre supérieur droit/parétique est immobilisé par une écharpe. Les positions testées sont illustrées en Figure 3.27 et sont les suivantes :

- position "Milieu" : c'est la position centrale dans laquelle la poignée est centrée au milieu, en face du cou, à la hauteur des épaules et à distance égale à la longueur du membre supérieur des sujets,
- position "Droite" : position centrale + 15cm, vers la droite,
- position "Gauche" : position centrale - 15cm, vers la gauche,
- position "Haut" : position centrale + 15cm, vers le haut,
- position "Bas" : position centrale - 15cm, vers le bas,
- position "Loin" : position centrale + 15cm, vers l'avant,
- position "Proche" : position centrale - 15cm, vers l'arrière,

On note que le choix d'éloigner les positions "Droite" et "Gauche" de 15 cm de la position "Milieu" a été limité par la conception de la plateforme expérimentale. Par souci d'homogénéité les positions "Haut", "Bas", "Loin", "Proche" ont été aussi éloignées de 15 cm de la position "Milieu".

Les caractéristiques des sujets ayant participé à cette étude sont présentées en Table 3.7. Les 9 sujets hémiplegiques qui ont pu effectuer toutes les positions ont été inclus dans cette troisième étude.

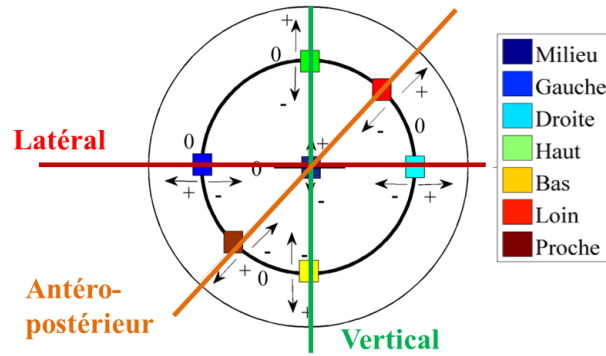


FIGURE 3.27 – Les 7 positions de la poignée testées selon 3 axes : latéral, antéro-postérieur et vertical.

	18 SS	9 SH (étude 3)
Age	24 ± 5 ans	62 ± 10 ans
Poids	72 ± 11 kg	78 ± 9 kg
Taille	173 ± 5 cm	168 ± 6 cm
EBB	-	43 ± 9 ; score/56
FIM	-	109 ± 7 ; score/126

TABLE 3.7 – Caractéristiques des sujets sains et des sujets hémiplegiques ayant participé à cette troisième étude (étude 3). étude 3 : influence de la position de la poignée, lors du PAD/PDA (avec écharpe). SS : sujets sains ; SH : sujets hémiplegiques (droit).

3.5.1.2 Analyse des données

En plus des 6 variables biomécaniques déjà décrites (D, Dl, S, T, M et $|IF|$), qui ont montré une influence due à la présence d'une poignée dans la première étude (étude 1, 3.3), la moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée sur la phase de montée/descente (P) a été ajoutée et l'indicateur d'asymétrie ($|IF|$) est présenté aussi sans valeur absolue (IF) afin d'étudier l'influence de la position de la poignée sur le côté d'appui.

Les résultats des sujets sains et des sujets hémiplegiques droits sont présentés sous forme de boîtes à moustache pour les 7 positions de la poignée. Une analyse de la variance à un facteur (facteur position) a été effectuée pour les sujets sains puis pour les sujets hémiplegiques dans le but de voir si le changement de la position de la poignée influence chacun des deux groupes. Par la suite, un test post-hoc (LSD) est effectué dans le but de déterminer quelles sont les positions qui diffèrent des autres. Finalement, une analyse de la variance à deux facteurs (facteur population et facteur position) a été effectuée dans le but de voir s'il y a une différence globale entre les sujets sains et les sujets hémiplegiques.

3.5.2 Résultats

3.5.2.1 Durée

La Figure 3.28 et la Figure 3.29 présentent respectivement la durée de la phase de montée et la durée de la phase de descente (D) pour les sujets sains et pour les sujets hémiplegiques ayant effectué le PAD/PDA pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PAD, le changement de la position de la poignée n'a pas d'influence sur la durée de la phase de montée pour les sujets sains. D'après l'analyse post-hoc (LSD) seule la D (Durée) de la position "Proche" a été inférieure à celle des positions "Bas" et "Loin" ($p < 0.05$).

Pour le PAD des sujets hémiplegiques, le changement de la position de la poignée n'a pas eu d'influence sur la durée de la phase de montée. D'après l'analyse post-hoc (LSD) aucune position n'a montré une différence significative par rapport à une autre. Contrairement aux sujets sains, une position plus proche de la poignée n'a pas permis aux sujets hémiplegiques d'atteindre la station debout en moins de temps.

L'analyse de la variance à deux facteurs (population et position) pour le PAD montre qu'il y a une différence significative entre les deux populations ($p < 0.05$) : les sujets hémiplegiques prennent plus de temps pour se lever que les sujets sains.

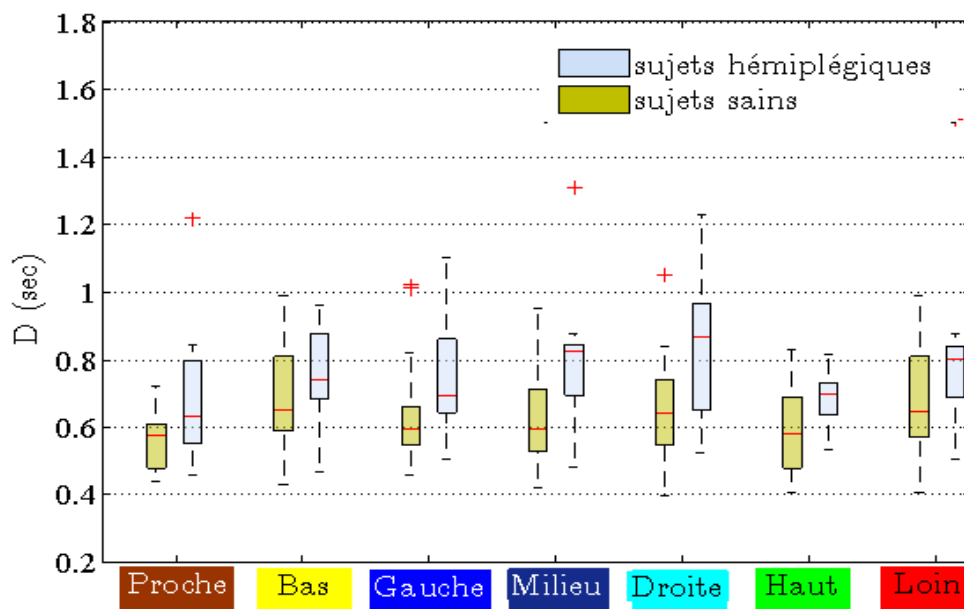


FIGURE 3.28 – Durée de la phase de montée (D) en seconde pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PDA, l'analyse de la variance à un facteur (position) pour les sujets sains montre que le changement de la position de la poignée n'a pas non plus d'influence, sur la durée de la phase de descente. D'après l'analyse post-hoc (LSD), seule la D (Durée) de la position "Proche" a été inférieure à celle des positions "Gauche" et "Loin" ($p < 0.05$).

Pour le PDA des sujets hémiplegiques, le changement de la position de la poignée n'a pas eu d'influence sur la durée de la phase de descente. D'après l'analyse test post-hoc (LSD), aucune position n'a montré une différence significative par rapport à une autre. Contrairement aux sujets sains, une position plus proche de la poignée n'a pas permis aux sujets hémiplegiques de prendre contact avec l'assise en moins de temps.

L'analyse de la variance à deux facteurs pour le PDA montre qu'il y a une différence significative entre les deux populations ($p < 0.05$) : les sujets hémiplegiques prennent plus de temps pour s'asseoir que les sujets sains.

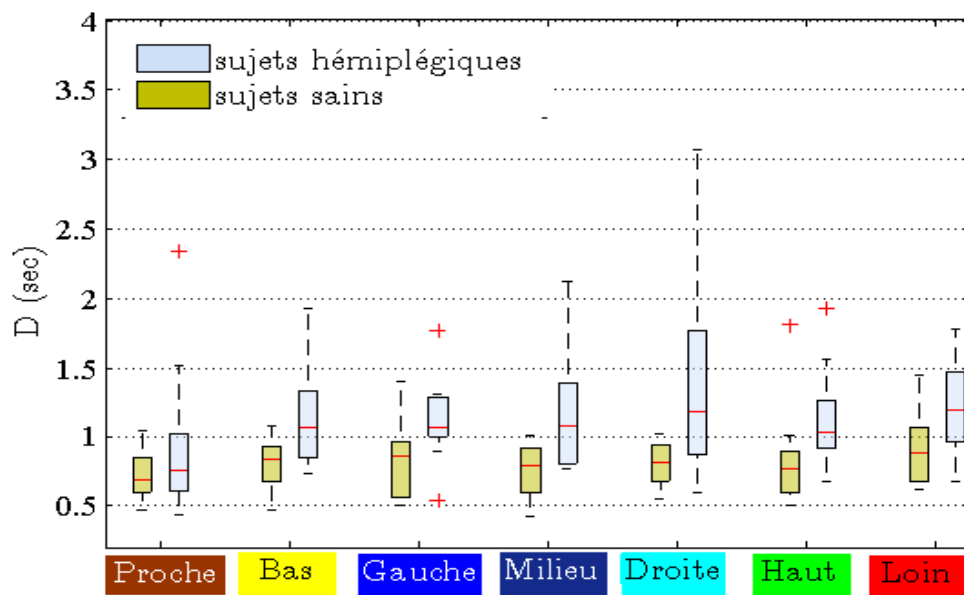


FIGURE 3.29 – Durée de la phase de descente (D) en seconde pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

Les sujets hémiplegiques prennent plus de temps que les sujets sains pour se lever et s'asseoir sans aide (Cheng et al. (1998)). Les résultats de la première étude sur le PAD/PDA sans aide (3.3.2.2) ont confirmé ce constat. Cette étude a aussi montré que les sujets hémiplegiques prennent plus de temps pour se lever et s'asseoir avec poignée (et avec une écharpe d'immobilisation) que les sujets sains. Néanmoins, contrairement aux sujets sains, les sujets

hémiplégiques n'ont pas réduit leur temps de montée/descente pour une position plus proche de la poignée.

3.5.2.2 Débattement latéral du centre de gravité

La Figure 3.30 et la Figure 3.31 présentent le débattement latéral du centre de gravité respectivement pour le PAD et le PDA pour les sujets sains et pour les sujets hémiplégiques ayant effectué le PAD/PDA pour les 7 positions de la poignée.

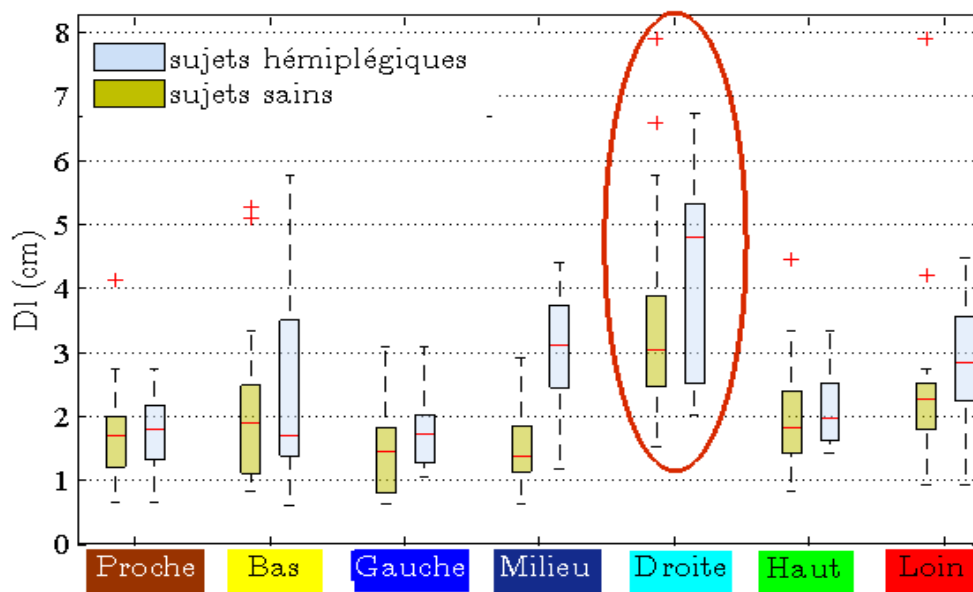


FIGURE 3.30 – Débattement latéral du centre de gravité (Dl) en cm pour les sujets sains et les sujets hémiplégiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PAD des sujets sains, le changement de la position de la poignée influence le débattement latéral du centre de gravité (Dl) ($p < 0.05$). L'analyse post-hoc (LSD) montre que la position "Droite" présente un Dl (débattement du centre de gravité latéral) augmenté par rapport à toutes les autres positions ($p < 0.05$) et que Dl de la position "Loin" est augmenté par rapport à celui de la position "Gauche" et "Milieu".

Pour le PAD des sujets hémiplégiques, le changement de la position de la poignée influence le débattement latéral du centre de gravité (Dl) ($p < 0.05$). L'analyse post-hoc (LSD) montre que :

- Dl de la position "Droite" est augmenté par rapport à toutes les autres positions ($p < 0.05$).

- Dl de la position "Milieu" est augmenté par rapport à celui obtenu pour des positions "Gauche" et "Proche" ($p < 0.05$).

L'analyse de la variance à deux facteurs du PAD montre qu'une différence significative existe entre les deux populations ($p < 0.05$) : Dl des sujets hémiplegiques est supérieur à celui des sujets sains.

Concernant le PDA des sujets sains, le changement de la position de la poignée influence le débattement latéral du centre de gravité (Dl) ($p < 0.05$). L'analyse post-hoc (LSD) montre que la position "Droite" présente un Dl augmenté par rapport à toutes les autres positions ($p < 0.05$) et que cette position est la seule qui montre une différence significative par rapport à une autre position.

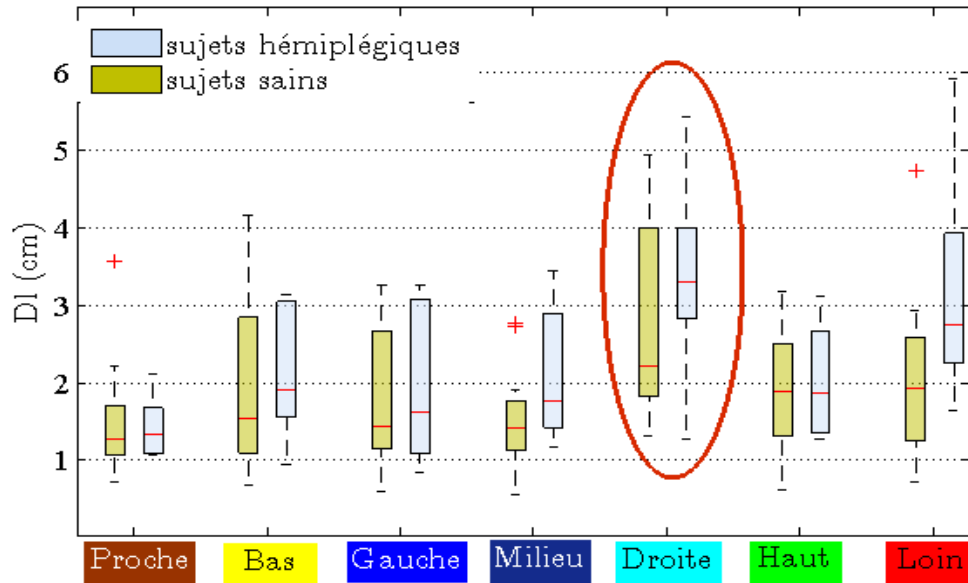


FIGURE 3.31 – Débattement latéral du centre de gravité (Dl) en cm pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

Pour le PDA des sujets hémiplegiques, le changement de la position de la poignée influence aussi le débattement latéral du centre de gravité (Dl) ($p < 0.05$). L'analyse post-hoc (LSD), montre que la position "Droite" a un Dl augmenté par rapport aux autres positions sauf pour les positions "Bas" et "Loin". Pour les sujets hémiplegiques le Dl est aussi influencé par d'autres positions :

- la position "Loin" a un Dl augmenté ($p < 0.05$) par rapport aux positions "Milieu",

"Gauche", "Haut" et "Proche".

— la position "Proche" a un DI réduit ($p < 0.05$) aussi par rapport à la position "Bas".

L'analyse de la variance à deux facteurs du PDA montre, comme pour le PAD, qu'une différence significative existe entre les deux populations ($p < 0.05$) : le DI des sujets hémiplégiques est supérieur à celui des sujets sains.

En synthèse, pour le PAD et pour le PDA, les sujets hémiplégiques ont eu un geste plus asymétrique (selon DI) que les sujets sains. Ce résultat n'est pas étonnant, l'hémiplégie étant une pathologie asymétrique. Le débattement du centre de gravité latéral a été particulièrement augmenté pour la position "Droite" par rapport aux autres positions et ceci pour les deux populations. Cela semble indiquer que l'augmentation du DI des sujets hémiplégiques lorsque la poignée est en position "Droite" est due non seulement à la pathologie mais aussi à la position géométrique de la poignée (poignée positionnée du côté opposé à la main par laquelle les sujets saisissent la poignée pour se lever et s'asseoir).

3.5.2.3 Indicateur de stabilité

La Figure 3.32 et la Figure 3.33 présentent l'indicateur de stabilité (distance entre la position antéro-postérieure des chevilles et celle du centre de gravité à l'instant de perte/prise de contact avec le siège) en cm respectivement pour le PAD et le PDA pour les sujets sains et pour les sujets hémiplégiques ayant effectué le PAD/PDA pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PAD des sujets sains, le changement de la position de la poignée n'influence pas l'indicateur de stabilité (S). D'après l'analyse post-hoc (LSD), le S de la position "Droite" est le seul à être inférieur à celui des positions "Haut" et "Proche" et le S de la position "Loin" est inférieur à celui de la position "Haut".

Pour le PAD des sujets hémiplégiques, le changement de la position de la poignée n'influence pas non plus l'indicateur de stabilité (S). D'après l'analyse post-hoc (LSD), le S de la position "Droite" est le seul à être inférieur à celui de la position "Haut". L'analyse de la variance à deux facteurs montre qu'une différence significative existe entre les deux populations lors du PAD ($p < 0.05$) : S est inférieur pour les sujets hémiplégiques par rapport aux sujets sains.

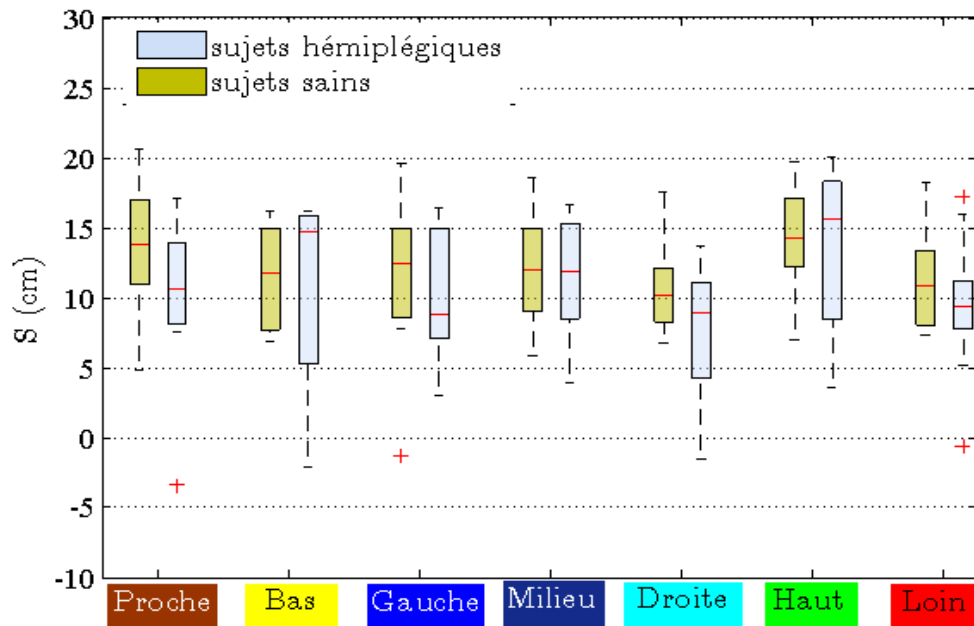


FIGURE 3.32 – Indicateur de stabilité (S) en cm pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PDA des sujets sains, le changement de la position de la poignée n'influence pas l'indicateur de stabilité (S). D'après l'analyse post-hoc (LSD), le S de la position "Droite" est le seul à être inférieur à celui de la position "Haut" et le S de la position "Proche" est supérieur à celui des positions "Droite", "Bas" et "Loin".

Pour le PDA des sujets hémiplegiques, le changement de la position de la poignée n'influence pas non plus l'indicateur de stabilité (S). D'après l'analyse post-hoc (LSD), il n'y a pas de différence significative entre les résultats obtenues pour les 7 positions de la poignée. L'analyse de la variance à deux facteurs montre qu'une différence significative existe entre les deux populations lors du PDA ($p < 0.05$) : S est inférieur pour les sujets hémiplegiques par rapport aux sujets sains.

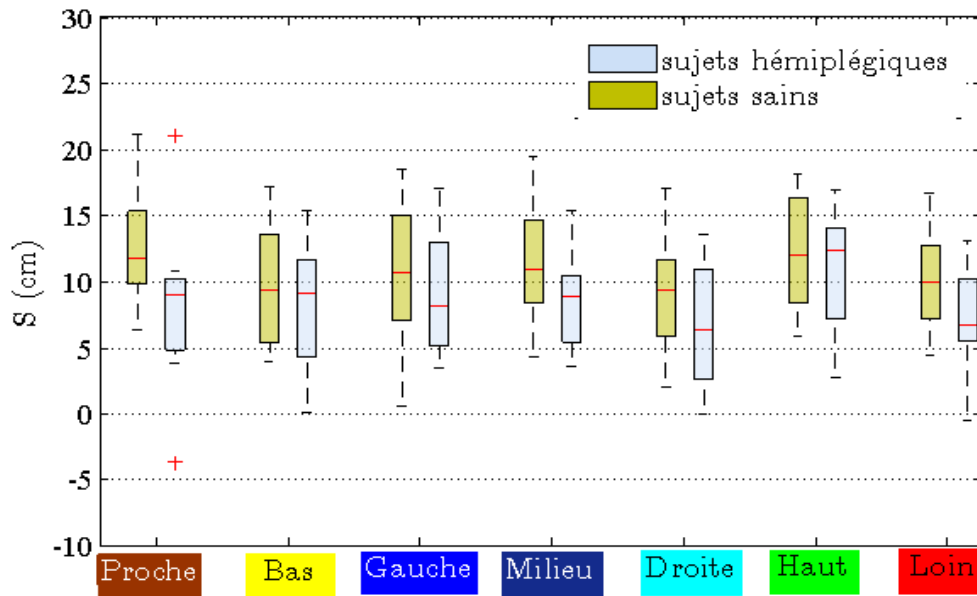


FIGURE 3.33 – Indicateur de stabilité (S) en cm pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

En synthèse, les sujets hémiplegiques avaient leur centre de gravité antéro-postérieur plus proche de la base du support que les sujets sains (S réduit pour les sujets hémiplegiques) mais cet indicateur est peu influencé par la position de la poignée.

3.5.2.4 Inclinaison du tronc

La Figure 3.34 et la Figure 3.35 présentent le débattement du degré d'inclinaison du tronc (T) respectivement pour le PAD et le PDA pour les sujets sains et pour les sujets hémiplegiques ayant effectué le PAD/PDA pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PAD des sujets sains, le changement de la position de la poignée influence T ($p < 0.05$). D'après l'analyse post-hoc (LSD) :

- T est augmenté ($p < 0.05$) pour la position "Loin" par rapport aux positions "Milieu", "Gauche", "Haut" et "Proche",
- T est réduit ($p < 0.05$) pour la position "Proche" par rapport aux positions "Droite" et "Bas".
- T est réduit ($p < 0.05$) pour la position "Haut" par rapport à la position "Droite".

Pour le PAD des sujets hémiplegiques, le changement de la position de la poignée n'influence pas T. D'après l'analyse post-hoc (LSD), le T est augmenté ($p < 0.05$) pour la position "Loin" et "Droite" par rapport à celui des deux positions "Haut" et "Proche".

L'analyse de la variance à deux facteurs du PAD montre qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux populations.

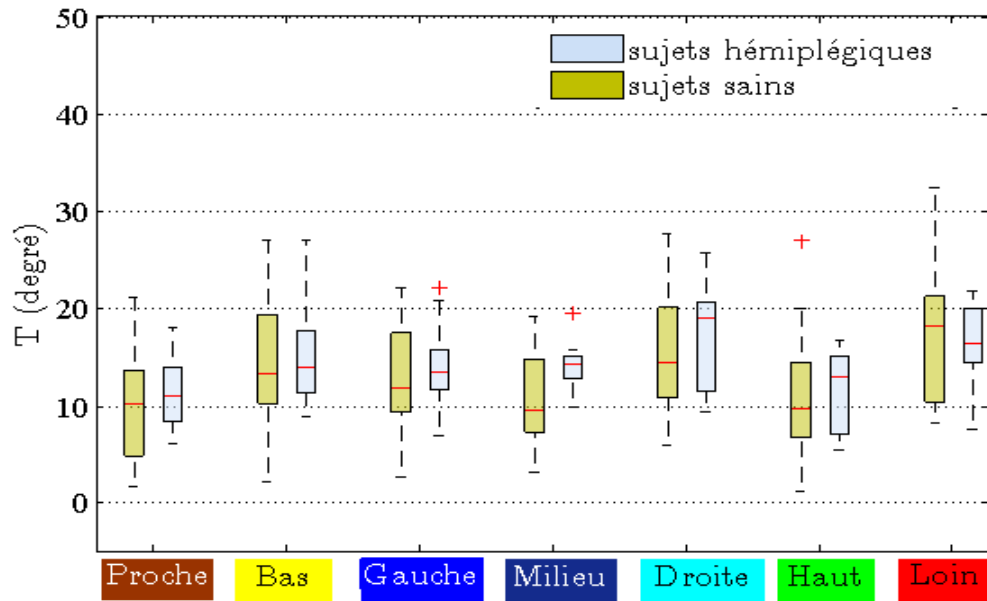


FIGURE 3.34 – Débattement du degré d'inclinaison du tronc (T) en degré pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PDA des sujets sains, le changement de la position de la poignée n'influence pas T. D'après l'analyse post-hoc (LSD), le T pour la position "Loin" est augmenté par rapport aux positions "Milieu" et "Haut" ($p < 0.05$) et le T pour la position "Proche" est réduit par rapport à la position "Bas" ($p < 0.05$).

Pour le PDA des sujets hémiplegiques, le changement de la position de la poignée n'influence pas non plus T. D'après l'analyse post-hoc (LSD), il n'y a pas de différence significative entre les résultats obtenus pour les 7 positions de la poignée.

L'analyse de la variance à deux facteurs montre qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux populations aussi pour le PDA.

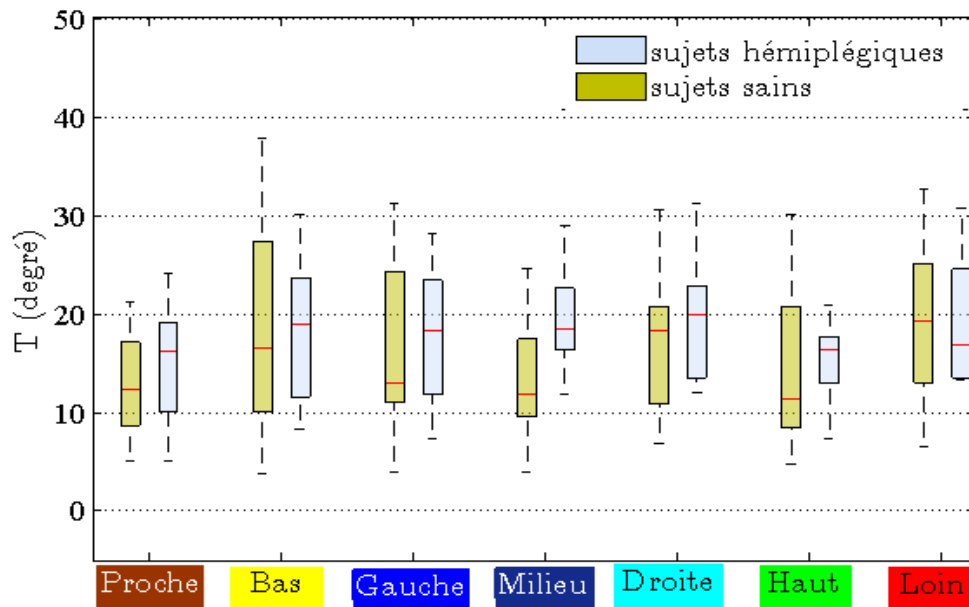


FIGURE 3.35 – Débattement du degré d'inclinaison du tronc (T) en degré pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

En synthèse, le changement de la position de la poignée a influencé le degré d'inclinaison pour le PAD des sujets sains mais pas le PAD des sujets hémiplegiques. Le changement de la position de la poignée n'a pas influencé le PDA des sujets sains ni celui des sujets hémiplegiques.

3.5.2.5 Moments articulaires aux genoux

La Figure 3.36 et la Figure 3.37 présentent la moyenne des moments articulaires de flexion/extension des genoux, normalisée par la masse, sur la phase de montée/descente (M) respectivement pour le PAD et le PDA pour les sujets sains et pour les sujets hémiplegiques ayant effectué le PAD/PDA pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PAD des sujets sains, le changement de la position n'influence pas M (Moments articulaires de flexion/extension aux genoux). D'après l'analyse post-hoc (LSD), le M pour la position "Loin" est le seul à être inférieur à celui de la position "Milieu" et "Proche".

Pour le PAD des sujets hémiplegiques, le changement de la position n'influence pas non plus M. D'après l'analyse post-hoc (LSD), il n'y a pas de différence significative entre les 7 positions de la poignée.

L'analyse de la variance à deux facteurs du PAD montre qu'une différence significative existe entre les deux populations ($p < 0.05$) : M des sujets hémiplegiques est inférieur à celui des sujets sains.

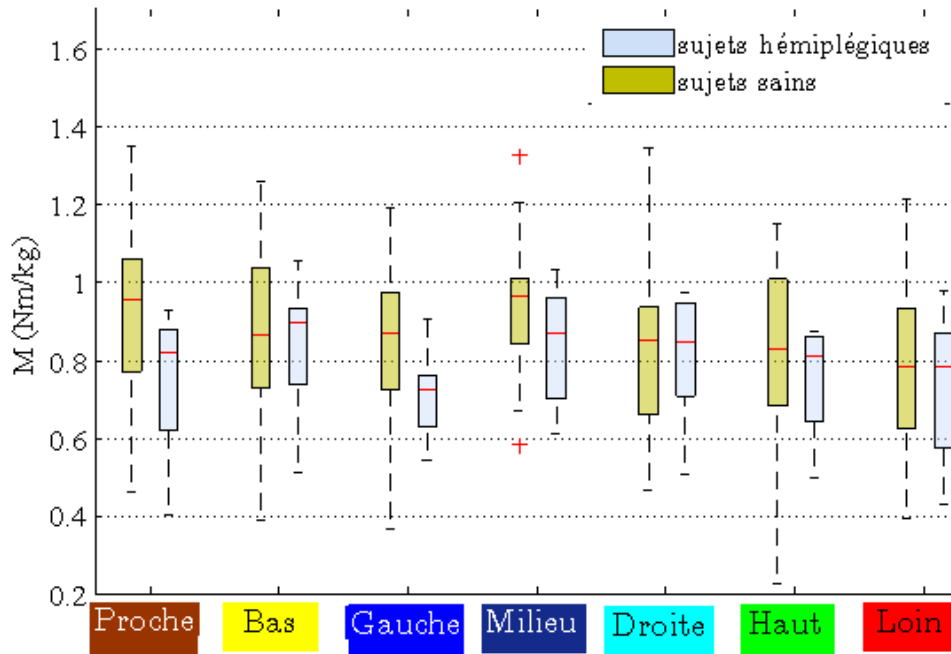


FIGURE 3.36 – Moyenne des moments articulaires d'extension, normalisée par la masse, sur la phase de montée (M) en Nm/kg pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PDA des sujets sains, le changement de la position de la poignée influence M ($p < 0.05$). D'après l'analyse post-hoc (LSD) :

- M est inférieur pour la position "Haut" par rapport aux position "Milieu" et "Proche".
- M est inférieur pour la position "Loin" par rapport aux positions "Milieu", "Droite" et "Proche".
- M est supérieur pour la position "Proche" par rapport aux positions "Gauche".

Pour le PDA des sujets hémiplegiques, le changement de la position n'influence pas M. D'après l'analyse post-hoc (LSD), il n'y a pas de différence significative entre les résultats obtenus pour les 7 positions de la poignée.

L'analyse de la variance à deux facteurs du PDA montre qu'une différence significative existe entre les deux populations ($p < 0.05$) : M des sujets hémiplegiques est inférieur à celui des sujets sains.

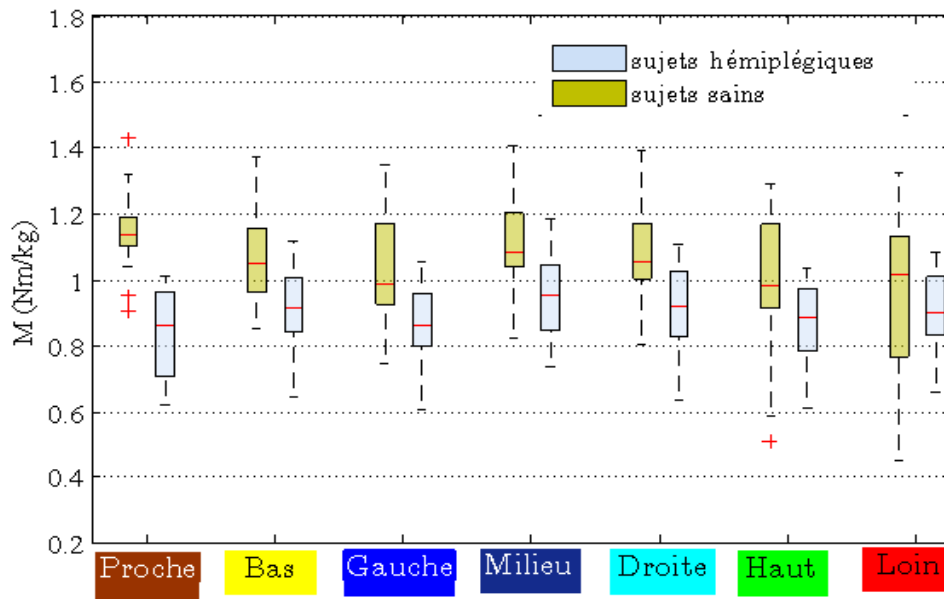


FIGURE 3.37 – Moyenne des moments articulaires de flexion, normalisée par la masse, sur la phase de descente (M) en Nm/kg pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

En synthèse, le changement de la position de la poignée n'influence que le PDA des sujets sains. Les sujets hémiplegiques ont des moments articulaires aux genoux plus faibles que les sujets sains pour le PAD et pour le PDA. La stratégie utilisée par les sujets hémiplegiques pour se lever et s'asseoir diffère de celle utilisée par les sujets sains au niveau de l'effort (aux genoux) mis en place pour effectuer ces deux mouvements.

3.5.2.6 Force mesurée à la poignée

La Figure 3.38 et la Figure 3.39 présentent la moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée, normalisée par la masse, sur la phase de montée et de descente (P) respectivement pour le PAD et le PDA pour les sujets sains et pour les sujets hémiplegiques ayant effectué le PAD/PDA pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PAD des sujets sains, le changement de la position de la poignée n'influence pas la norme de la force appliquée à la poignée (P). D'après l'analyse post-hoc (LSD), la P de la position "Haut" est la seule à être augmentée par rapport aux positions "Milieu" et "Droite" ($p < 0.05$).

Pour le PAD des sujets hémiplegiques, le changement de la position de la poignée n'influence pas P. D'après l'analyse post-hoc (LSD), la P de la position "Haut" est la seule à être aug-

mentée par rapport à celle de la position "Droite" ($p < 0.05$).

L'analyse de la variance à deux facteurs montre qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux populations.

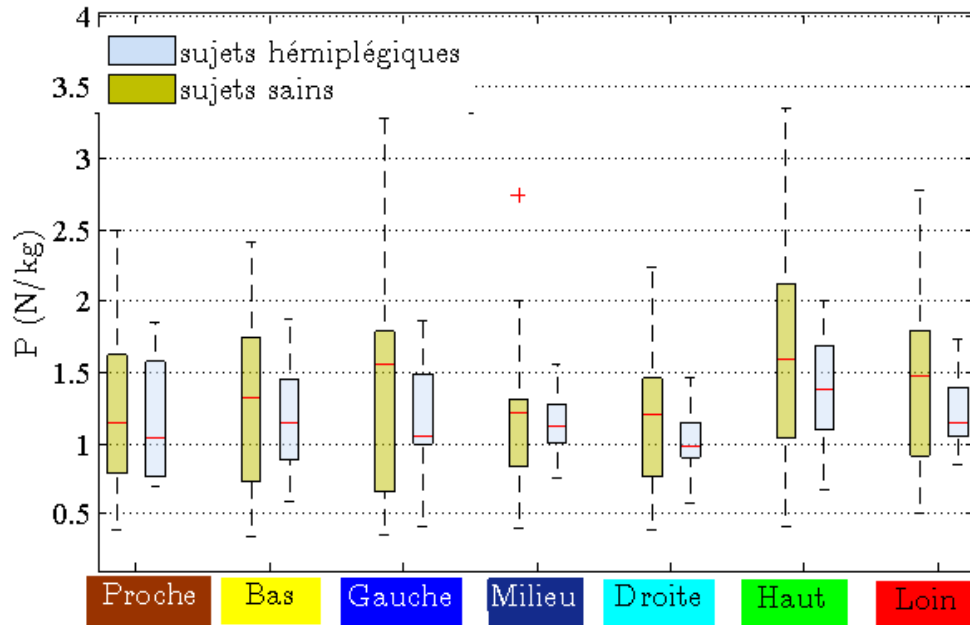


FIGURE 3.38 – Moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée, normalisée par la masse, sur la phase de montée (P) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PAD avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PDA des sujets sains, le changement de la position de la poignée n'influence pas P. D'après l'analyse post-hoc (LSD), il n'y a pas de différence significative entre les 7 positions de la poignée.

Pour le PDA des sujets hémiplegiques, le changement de la position de la poignée n'influence pas P lors du PDA. D'après l'analyse post-hoc (LSD), il n'y a pas de différence significative entre les 7 positions de la poignée.

L'analyse de la variance à deux facteurs montre qu'il y a une différence entre les deux populations lors du PDA ($p < 0.05$) : P est inférieure pour les sujets hémiplegiques par rapport aux sujets sains.

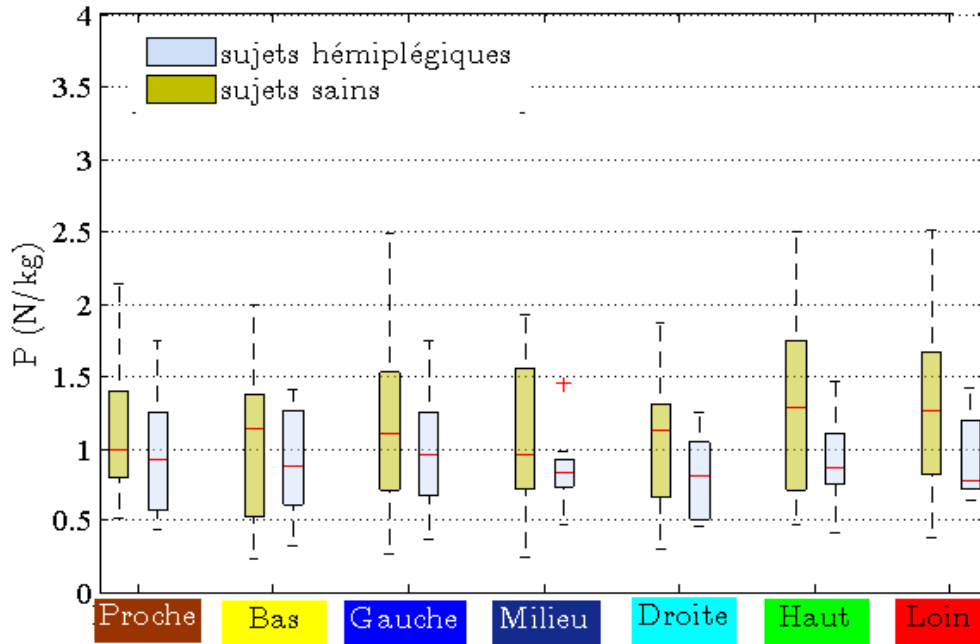


FIGURE 3.39 – Moyenne de la norme des forces appliquées à la poignée, normalisée par la masse, sur la phase de descente (P) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PDA avec poignée, avec écharpe pour les 7 positions de la poignée.

En synthèse, la variation de la position de la poignée n'a pas influencé la force appliquée à la poignée pour les deux groupes. Il n'y a pas de différence entre les sujets hémiplegiques et les sains pour le PAD. Pour le PDA : la force mesurée à la poignée est inférieure pour les sujets hémiplegiques par rapport aux sujets sains. La stratégie utilisée par les sujets hémiplegiques pour s'asseoir diffère de celle des sujets sains au niveau de la force appliquée à la poignée.

3.5.2.7 Asymétrie

L'asymétrie dynamique est présentée d'abord sans valeur absolue pour étudier le côté d'appui favorisé en fonction de la position de la poignée. Ensuite, l'asymétrie est présentée en valeur absolue pour comparer les ordres de grandeurs d'asymétrie et identifier les positions qui favorisent la symétrie et celles qui, au contraire, favorisent l'asymétrie.

3.5.2.7.1 Côté d'appui favorisé

La Figure 3.40 et la Figure 3.41 présentent l'indicateur d'asymétrie basé sur la moyenne de la norme des forces appliquées au sol, sans valeur absolue, normalisée par la masse, sur la phase de montée/descente (IF) respectivement pour le PAD et le PDA pour les sujets ayant effectué ces deux mouvements avec poignée (pour les 7 positions).

Concernant le PAD des sujets sains, le changement de la position de la poignée a une in-

fluence sur l'asymétrie (selon IF)($p < 0.05$). L'analyse post-hoc (LSD) montre que, les positions "Gauche" et "Droite" sont différentes de toutes les autres positions ($p < 0.05$) et la position latéral de la poignée introduit une asymétrie qui favorise l'appui du côté de la poignée.

Pour le PAD des sujets hémiplegiques, le changement de la position de la poignée a aussi une influence sur l'asymétrie (selon IF) ($p < 0.05$). L'analyse post-hoc (LSD) montre qu'il n'y a pas de différence significative entre la position "Gauche" et la position "Milieu", mais une différence significative entre ces deux positions et la position "Droite" ($p < 0.05$). Cette dernière est la seule à favoriser l'appui du côté droit/parétique des sujets hémiplegiques lors du PAD.

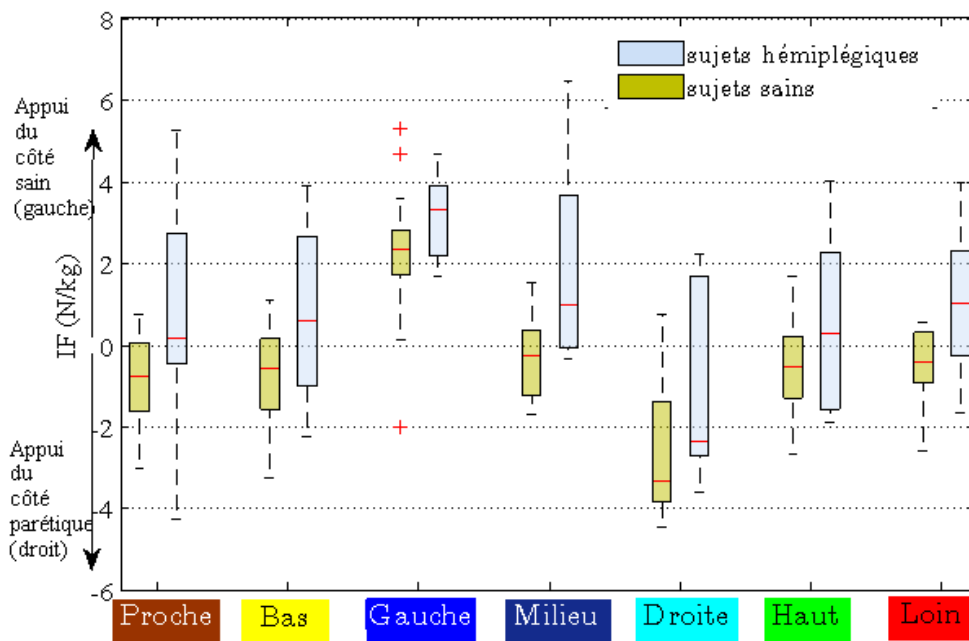


FIGURE 3.40 – Asymétrie normalisée par rapport à la masse des sujets, sans valeur absolue, basée sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol (gauche-droite) sur la phase de montée (IF) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PAD avec poignée, pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PDA des sujets sains, le changement de la position de la poignée a une influence sur l'asymétrie (selon IF) ($p < 0.05$). L'analyse post-hoc (LSD) montre que les résultats sont similaires à ceux du PAD : les positions "Gauche" et "Droite" sont différentes de toutes les autres positions ($p < 0.05$) et la position latérale de la poignée introduit une asymétrie qui favorise l'appui du côté de la poignée.

Pour le PDA des sujets hémiplegiques, le changement de la position de la poignée a aussi une influence sur l'asymétrie (selon IF) ($p < 0.05$). L'analyse post-hoc (LSD) montre que,

3.5. Influence de la position d'une poignée fixe

comme pour le PAD, il n'y a pas de différence significative entre la position "Gauche" et la position "Milieu", mais une différence significative entre ces deux positions et la position "Droite" ($p < 0.05$). Cette dernière est la seule à favoriser l'appui du côté droit/parétique des sujets hémiplegiques aussi lors du PDA.

Pour le PAD et pour le PDA, l'analyse de la variance à deux facteurs montre qu'il y a une différence significative entre les deux populations ($p < 0.05$) : IF pour les sujets hémiplegiques est supérieur à IF des sujets sains.

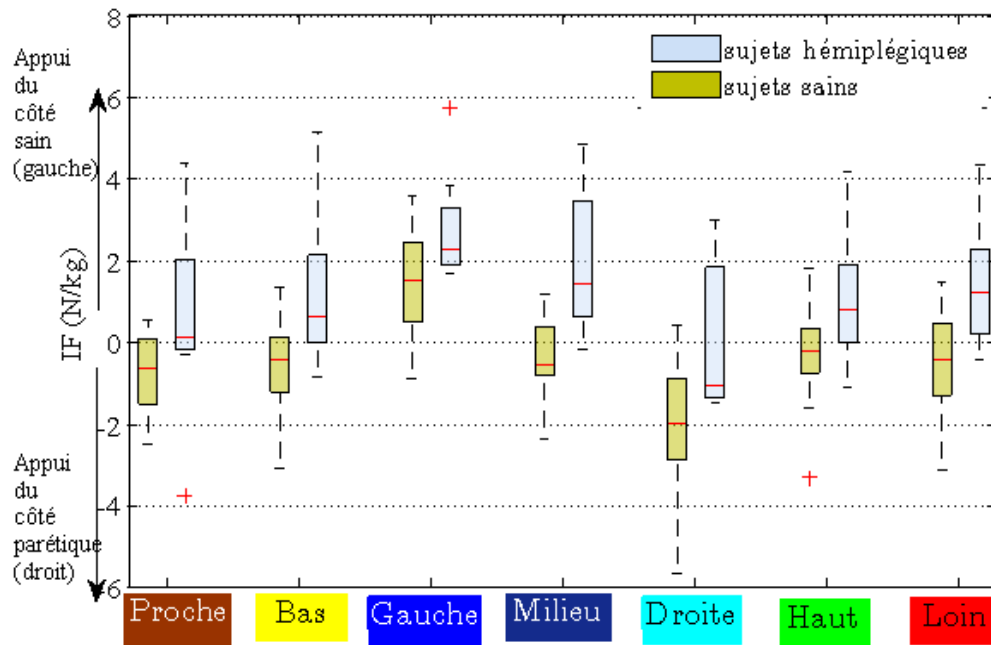


FIGURE 3.41 – Asymétrie normalisée par rapport à la masse des sujets, sans valeur absolue, basé sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol (gauche-droite) sur la phase de descente (IF) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PDA avec poignée, pour les 7 positions de la poignée.

En synthèse, les sujets sains et les sujets hémiplegiques ont favorisé l'appui du côté de la position de la poignée. Cependant, différemment des sujets sains, les sujets hémiplegiques n'adaptent pas la répartition de l'appui en fonction de la position latérale de la poignée sauf pour la position "Droite". Cette position (position du côté atteints des sujets hémiplegiques) pourrait être utile en rééducation pour les sujets hémiplegiques souhaitant travailler l'appui du membre inférieur parétique à l'aide d'une poignée bien positionnée.

3.5.2.7.2 Asymétrie en valeur absolue

Ce paragraphe a pour but de comparer les ordres de grandeurs de l'asymétrie entre les différentes positions du PAD/PDA des sujets. La Figure 3.42 et la Figure 3.43 présentent l'indicateur d'asymétrie basé sur la moyenne de la norme des forces appliquées au sol, en valeur absolue, normalisée par la masse, sur la phase de montée/descente ($|IF|$) pour le PAD et le PDA respectivement. Chacune des deux figures présente les boîtes à moustaches de cet indicateur pour les 7 positions de la poignée, pour les deux groupes (sujets sains et sujets hémiplégiques).

Concernant le PAD des sujets sains, le changement de la position de la poignée a une influence sur l'asymétrie (selon $|IF|$) ($p < 0.05$). L'analyse post-hoc (LSD) montre que les positions "Gauche" et "Droite" sont différentes de toutes les autres positions ($p < 0.05$) mais ne sont pas différentes entre elles. Cependant, le changement de la position de la poignée n'a pas une influence sur l'asymétrie (selon $|IF|$) des sujets hémiplégiques. L'analyse post-hoc (LSD) montre qu'il n'y a pas de différence significative entre les positions latérales de la poignée : seule $|IF|$ de la position "Gauche" est augmenté par rapport à la position "Loin". Ainsi on peut conclure que l'influence de la position latérale de la poignée lors du PAD des sujets hémiplégiques est due au changement du côté d'appui (paragraphe 3.5.2.7.1). Contrairement aux sujets sains, l'asymétrie lors du PAD des sujets hémiplégiques n'a pas augmenté en modifiant la position latérale de la poignée.

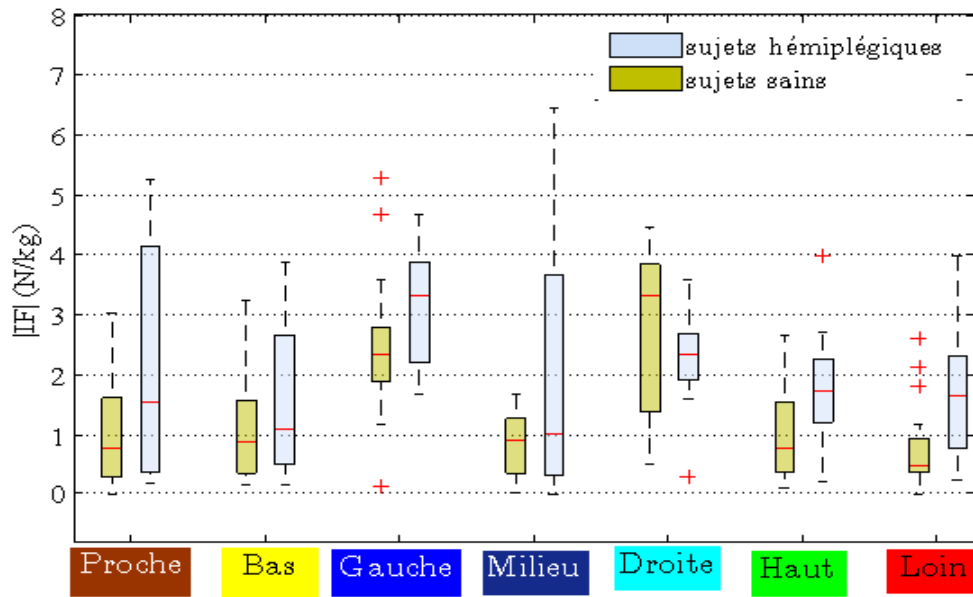


FIGURE 3.42 – Asymétrie normalisée par rapport à la masse des sujets, en valeur absolue, basé sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol (gauche-droite) sur la phase de montée ($|IF|$) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PAD avec poignée, pour les 7 positions de la poignée.

Concernant le PDA, l'analyse de la variance à un facteur (facteur position) montre, comme pour le PAD, que le changement de la position de la poignée a une influence sur l'asymétrie (selon $|IF|$) des sujets sains ($p < 0.05$). Le test post-hoc (LSD) effectué pour le PDA des sujets sains montre que :

- $|IF|$ de la position "Droite" est supérieur à toutes les autres positions, sauf la position "Gauche".
- $|IF|$ de la position "Gauche" est supérieur "Milieu", "Haut" et "Proche".

Ainsi, la position latérale de la poignée introduit une asymétrie pour les sujets sains, même si l'asymétrie introduit par la position "Gauche" n'a pas été significativement différente de toutes les autres positions. Cependant, l'analyse de la variance à un facteur (facteur position) montre que le changement de la position de la poignée n'a pas une influence sur l'asymétrie (selon $|IF|$) des sujets hémiplegiques. Aussi, en regardant le test post-hoc (LSD) effectué pour le PAD des sujets hémiplegiques il n'y a pas de différence significative qui apparait entre les positions latérales de la poignée : seule $|IF|$ de la position "Gauche" est augmenté par rapport à la position "Haut". Ainsi, comme pour le PAD, on peut conclure que ce qui faisait la différence d'asymétrie entre les positions latérales pour les sujets hémiplegiques est surtout le changement du côté d'appui (paragraphe 3.5.2.7.1).

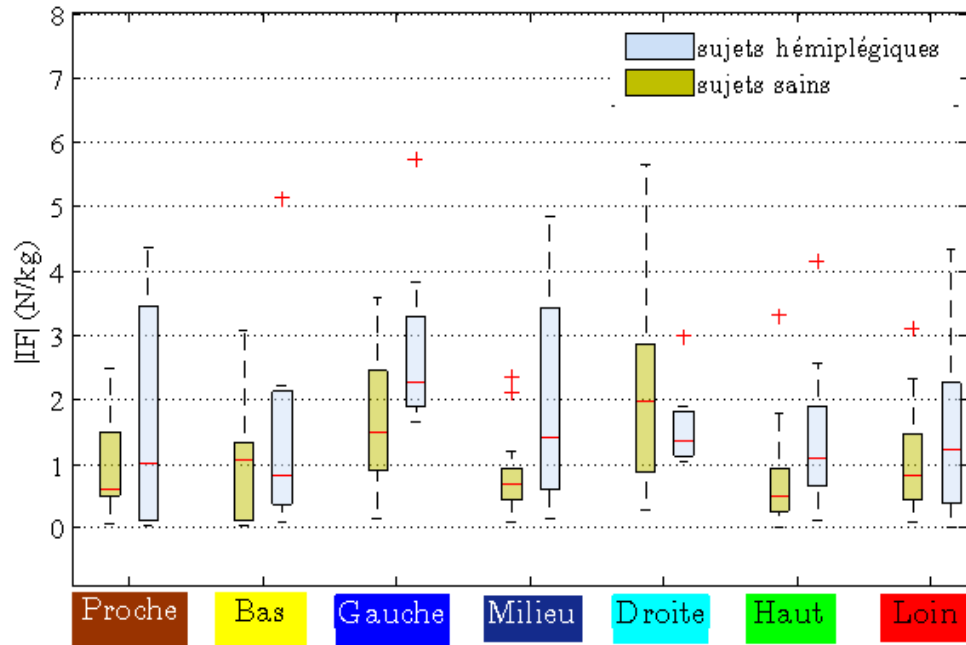


FIGURE 3.43 – Asymétrie normalisée par rapport à la masse des sujets, en valeur absolue, basé sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol (gauche-droite) sur la phase de descente ($|IF|$) en N/kg pour les sujets sains et les sujets hémiplegiques lors du PDA avec poignée, pour les 7 positions de la poignée.

Pour le PAD et pour le PDA, l'analyse de la variance à deux facteurs montre qu'il y a une différence significative entre les deux populations ($p < 0.05$), comme pour IF sans valeur absolue : $|IF|$ pour les sujets hémiplegiques est supérieur à $|IF|$ des sujets sains.

Enfin, contrairement aux sujets sains, le changement de la position de la poignée n'a pas influencé l'asymétrie des sujets hémiplegiques ni pour le PAD ni pour le PDA. Les sujets hémiplegiques ont eu du mal à s'adapter à la modification de la position latérale, comme l'ont fait les sujets sains. Les résultats de Kiyota et al. (2011) ont montré que les sujets hémiplegiques, en station debout, ont essayé de se tenir debout en appuyant sur les deux membres inférieurs d'une manière égale. Cependant, l'incapacité du membre inférieur parétique à porter le poids a entraîné une augmentation de l'oscillation du corps et de l'activité musculaire. Cette difficulté à charger le membre parétique peut être la raison pour laquelle les sujets hémiplegiques ont eu du mal à s'adapter à la modification de la position de la poignée lors du PAD et du PDA.

3.5.3 Conclusion et tentative de recommandations

Cette partie a présenté l'effet de 7 positions d'une poignée au passage assis-debout et debout-assis des sujets sains, des sujets hémiparétiques et a comparé le comportement des sujets hémiparétiques par rapport à celui des sujets sains. L'influence de la position d'un ancrage fixe a été étudiée en littérature pour le PAD (O Meara and Smith (2006), Vena et al. (2015), Kinoshita et al. (2015)) mais pas dans les mêmes conditions expérimentales que notre étude. Plusieurs résultats de l'influence de la position de la poignée convergent avec la littérature :

- augmentation de l'inclinaison du tronc pour une position éloignée de la poignée par rapport à une position rapprochée lors du PAD (Vena et al. (2015)),
- influence de la position latérale de la poignée sur la répartition des charges entre les membres inférieurs gauche et droit : charge augmentée du côté de la position de la poignée (O Meara and Smith (2006)).

Cette troisième étude a permis de mettre l'accent sur l'importance de la position de la poignée sur le PAD/PDA. Malgré un écartement de 15cm entre les positions, l'influence de la position de la poignée n'a pas été négligeable pour plusieurs variables biomécaniques, en particulier selon le débattement latéral du centre de gravité (DI) et l'asymétrie (IF, |IF|). La Table 3.8 présente, en résumé, l'influence ou pas pour chacune des variables biomécaniques de la position de la poignée sur le PAD et le PDA des sujets sains et des sujets hémiparétiques. Elle présente aussi l'existence ou pas, d'une différence significative entre les deux populations : sujets hémiparétiques et sujets sains.

Un "Oui" en couleur grise représente la présence d'une influence significative globale due au changement de la position de la poignée alors qu'un "Non" représente l'absence d'une influence significative globale due au changement de la position de la poignée ou à l'absence d'une différence entre les deux populations (Table 3.8).

VB		Facteurs		
		Position de la poignée pour SS	Position de la poignée pour SH	Population (SH par rapport à SS)
D	PAD	Non	Non	Oui (SH>SS)
	PDA	Non	Non	Oui (SH>SS)
DI	PAD	Oui	Oui	Oui (SH>SS)
	PDA	Oui	Oui	Oui (SH>SS)
S	PAD	Non	Non	Oui (SH<SS)
	PDA	Non	Non	Oui (SH<SS)
T	PAD	Oui	Non	Non
	PDA	Non	Non	Non
M	PAD	Non	Non	Oui (SH<SS)
	PDA	Oui	Non	Oui (SH<SS)
P	PAD	Non	Non	Non
	PDA	Non	Non	Oui (SH<SS)
Appui MP	PAD	Oui selon IF	Oui selon IF	Oui (SH>SS) selon IF
	PDA	Oui selon IF	Oui selon IF	Oui (SH>SS) selon IF
Asym Ab	PAD	Oui selon IF	Non	Oui (SH>SS) selon IF
	PDA	Oui selon IF	Non	Oui (SH>SS) selon IF

TABLE 3.8 – Récapitulatif de la présence ou non d'une influence due au changement de la position de la poignée lors du PAD et du PDA des sujets hémiplésiques et des sujets sains, ainsi qu'une différence entre les deux populations. Une présence d'une influence significative due au changement de la position de la poignée ou à une différence entre les deux populations est représenté par un "Oui" et une absence par un "Non". Une absence d'une influence significative due au changement de la position de la poignée représenté par un "Non" est seulement globale et ne veut pas dire qu'il n'y a pas du tout une différence entre une position et une autre. Appui MP : appui au membre inférieur parétique. Asym Ab : asymétrie en valeur absolue. VB : variables biomécaniques. SS : sujets sains. SH : sujets hémiplésiques.

Les sujets sains ont adapté leur PAD/PDA en fonction de la position de la poignée. En conséquence : la durée de la phase de montée/descente a été augmentée pour la position "Loin" par rapport à la position "Proche", l'asymétrie du geste a été augmentée pour la position "Droite", l'inclinaison du tronc a été augmentée (seulement pour le PAD) pour la position "Loin" et "Droite" par rapport aux deux positions "Haut" et "Proche", les moments articulaires de flexion/extension des genoux ont été réduits pour la position "Loin" par rapport aux positions "Milieu" et "Proche", la norme des forces mesurées à la poignée a été réduite pour la position "Haut" par rapport à la position "Droite" et finalement l'asymétrie a été augmentée pour les deux positions latérales de la poignée : position "Gauche" et "Droite" et l'appui a été favorisé du côté de la poignée.

La table présentée ci-dessus (Table 3.8) montre que le changement de la position de la poignée a plus d'influence pour les sujets sains que pour les sujets hémiplegiques selon toutes les variables biomécaniques (8 "Oui" pour les sujets sains et 4 "Oui" pour les sujets hémiplegiques). Néanmoins, l'effet de la variation de la position de la poignée n'a pas été absent pour les sujets hémiplegiques. L'asymétrie du geste a été augmentée pour la position "Droite" par rapport aux autres positions, l'inclinaison du tronc a été augmentée (seulement pour le PAD) pour la position "Loin" et "Droite" par rapport aux deux positions "Haut" et "Proche", l'appui a été favorisé du côté de la poignée. Les effets présentés ici ont été présents aussi pour les sujets sains. Cependant, une différence de comportement a été remarquée entre les deux populations et ceci pour tous les variables biomécaniques sauf pour l'inclinaison du tronc (T) et la norme des forces mesurées à la poignée (P) (lors du PDA) (Table 3.8). La durée prise par les sujets hémiplegiques pour se lever et s'asseoir a été supérieure, l'asymétrie du geste a été plus grande, l'indicateur de stabilité a été inférieur pour les sujets hémiplegiques ce qui veut dire qu'ils ont été plus stables que les sujets sains lors du PAD et du PDA. La stratégie du PAD et du PDA des sujets hémiplegiques pour se lever et s'asseoir a été différente de celle des sujets sains (Moments articulaires sagittaux inférieurs pour les sujets hémiplegiques lors du PAD et du PDA et forces mesurées à la poignée inférieures pour les sujets hémiplegiques lors du PDA). Finalement les sujets hémiplegiques ont été plus asymétriques que les sujets sains (selon IF, |IF|).

La position "Droite" pourrait être utile pour la rééducation des sujets hémiplegiques droits car elle fait travailler le membre inférieur parétique, malgré l'augmentation du risque de chute latérale (selon DI) si le sujet lâche la poignée. Par contre la position "Gauche" n'est pas très utile pour la rééducation (elle ne fait pas travailler le membre inférieur parétique) mais elle permet aux sujets hémiplegiques de se lever et de s'asseoir en comptant sur leur membre inférieur sain.

3.6 Ressenti des sujets

Pour quantifier le ressenti des sujets sains et des hémiplésiques, une échelle analogique a été utilisée (Figure 3.44). Les sujets évaluent la difficulté du PAD/PDA avec poignée en position ($i = \text{"Haut", "Loin", "Droite", "Bas", "Proche" et "Gauche"}$) par rapport au PAD/PDA avec poignée en position centrale (position "Milieu") en donnant une note de 0 sur 10 (10 : la position i est beaucoup plus difficile que la position centrale de la poignée et vice versa pour le 0).



FIGURE 3.44 – Échelle analogique.

On a divisé l'échelle analogique en 3 catégories :

- de 0 à 3 : le PAD/PDA avec poignée en position i ($i = \text{"Haut", "Loin", "Droite", "Bas", "Proche" ou "Gauche"}$) est plus facile que le PAD/PDA avec poignée en position centrale.
- de 4 à 6 : pas de différence ressenti entre le PAD/PDA avec poignée en position i ($i = \text{"Haut", "Loin", "Droite", "Bas", "Proche" ou "Gauche"}$) et le PAD/PDA avec poignée en position centrale.
- de 7 à 10 : le PAD/PDA avec poignée en position i ($i = \text{"Haut", "Loin", "Droite", "Bas", "Proche" ou "Gauche"}$) est plus difficile que le PAD/PDA avec poignée en position centrale.

Selon ces trois catégories (Figure 3.45), plus de la moitié des sujets sains ont trouvé le PAD/PDA avec poignée en positions "Droite", "Proche", "Loin", "Bas" plus difficile que le PAD/PDA avec poignée centrale. Alors que 33% et 0% des sujets sains ont trouvé le PAD/PDA avec poignée en positions respectivement "Haut" et "Gauche", plus difficile que le PAD/PDA avec poignée centrale.

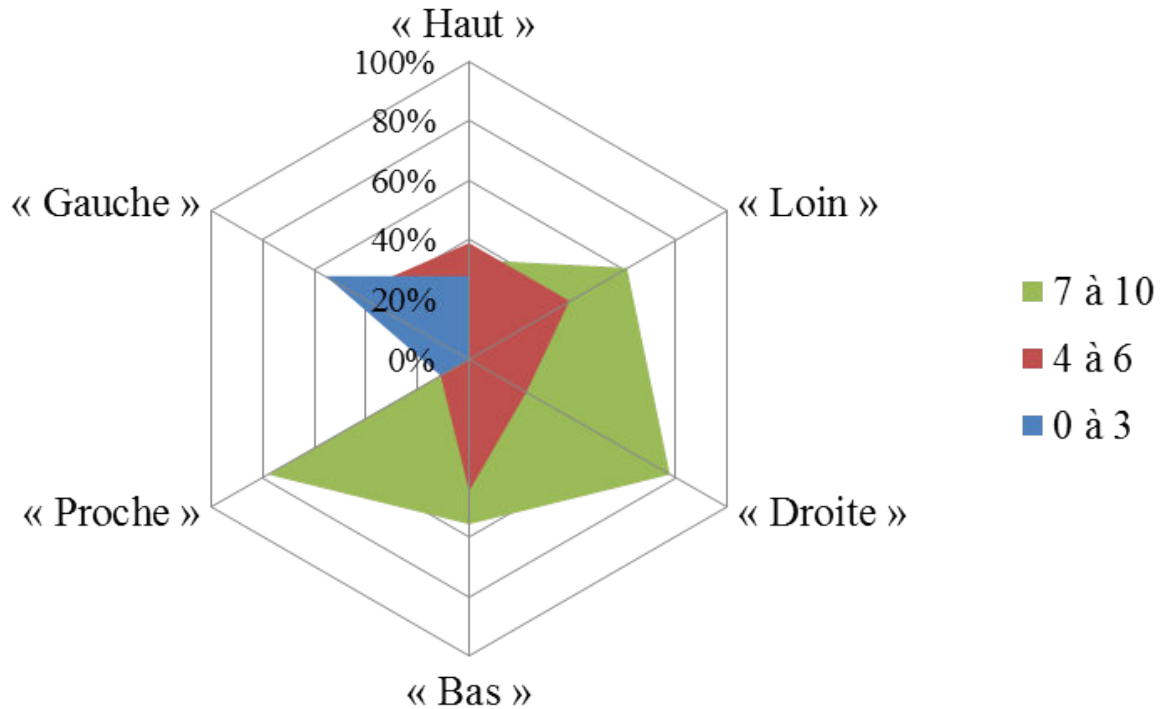
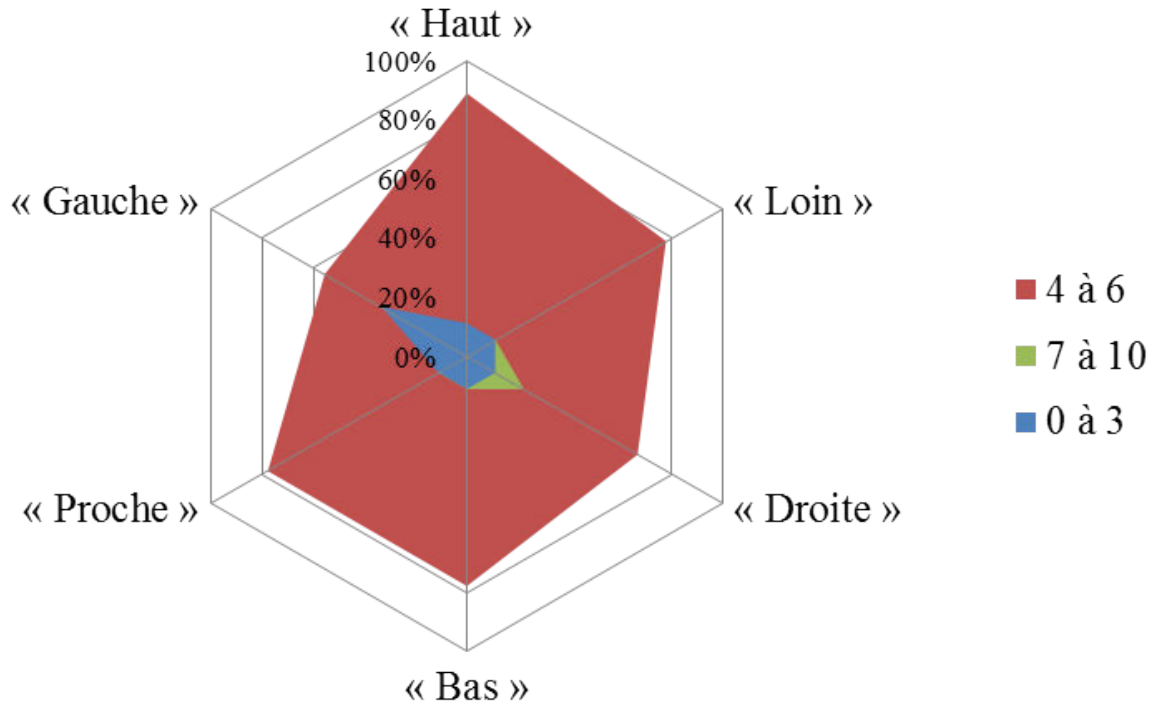


FIGURE 3.45 – Quantification du ressenti des sujets sains lors du PAD/PDA avec ancrage fixe. 1 à 3 : le PAD/PDA avec une poignée en position i ($i = \text{"Haut", "Loin", "Droite", "Bas", "Proche" ou "Gauche"}$) est plus difficile que le PAD/PDA en position centrale ("Milieu").

Concernant les sujets hémiplésiques (Figure 3.46), les résultats montrent qu'il est difficile d'évaluer le PAD/PDA à travers ces questions. La majorité des sujets hémiplésiques (de 56% à 89%) ont trouvé qu'il n'y a pas de différence de difficulté entre les différentes positions de la poignée. 11% des sujets hémiplésiques ont trouvé les positions "Haut", "Loin", "Droite", "Bas" et "Proche" plus faciles que la position centrale et 33% des sujets hémiplésiques ont trouvé la position "Gauche" plus facile que la position centrale.



Ressenti	« Haut »	« Loin »	« Droite »	« Bas »	« Proche »	« Gauche »
0 à 3	11%	11%	11%	11%	11%	33%
4 à 6	89%	78%	67%	78%	78%	56%
7 à 10	0%	11%	22%	11%	11%	11%

FIGURE 3.46 – Quantification du ressenti des sujets hémiplésiques lors du PAD/PDA avec ancrage fixe. 1 à 4 : le PAD/PDA avec une poignée en position i ("Haut", "Loin", "Droite", "Bas", "Proche" ou "Gauche") est plus difficile que le PAD/PDA en position centrale ("Milieu").

Par ailleurs, tous les sujets sains et hémiplésiques ont trouvé le PAD/PDA avec poignée (en position centrale) plus facile que le PAD/PDA naturel.

En synthèse, le retour des sujets sains témoigne des difficultés ressenties pour la position "Droite" (position du côté opposé à la main utilisée pour tenir la poignée). La dispersion du ressenti des sujets hémiplésiques ne permet pas de conclure sur ce point.

3.7 Conclusion

Ce chapitre a présenté 3 études séparées destinées à étudier le même type d'aide pour le passage assis-debout et debout-assis des sujets hémiplégiques : un ancrage (poignée) fixe. La première étude à montrer la contribution de la poignée au passage assis-debout ainsi qu'au passage debout-assis des sujets hémiplégiques. Cette contribution a été montrée selon plusieurs variables telle que la réduction du degré d'inclinaison du tronc, qui permet un lever/assis avec le dos plus droit et la réduction des efforts selon les moments articulaires de flexion/extension des genoux.

La deuxième étude à montrer que l'utilisation d'une écharpe n'influence pas/très peu le passage assis-debout et debout assis avec poignée fixe des sujets hémiplégiques.

La troisième étude à présenter l'influence de la position de la poignée lors du PAD/PDA. La position « Droite » (position du côté atteint des sujets hémiplégiques) a été considérée comme bénéfique pour la rééducation. Cette position a incité les sujets hémiplégiques à utiliser leur membre parétique lors des deux sens du mouvement : assis-debout et debout-assis.

Pour toutes ces conditions, la poignée a toujours été fixe. Que se passe-t-il si cette poignée est mobile ? Si les sujets hémiplégiques sont été amenés à s'adapter et à suivre un mouvement donné à la poignée ? Cette question n'a jamais été étudiée. Ce questionnement est traité dans le Chapitre suivant.

Chapitre 4

Influence d'un ancrage spatial mobile

4.1 Introduction

Une deuxième plateforme expérimentale munie d'une poignée posée sur une tablette mobile (ancrage mobile) a été utilisée pour cette étude dans l'objectif d'explorer le PAD/PDA avec. Les questions qui se posent sont les suivantes :

- qu'apporte un ancrage mobile de plus que l'ancrage fixe sur le PAD/PDA ?
- les effets sont-ils les mêmes pour les sujets hémiplésiques et pour les sujets sains ?

Ainsi, l'objectif de cette étude est d'explorer l'influence d'un ancrage mobile sur le PAD et sur le PDA des sujets hémiplésiques et de comparer les résultats des sujets hémiplésiques à ceux des sujets sains.

4.2 Matériel et méthodes

Cette partie présente le matériel, le protocole expérimental (validé par CPP ouest VI), les participants aux expérimentations du PAD/PDA avec une poignée posée sur une tablette mobile, le découpage du mouvement du PAD/PDA utilisé pour cette étude.

4.2.1 Matériel

Le dispositif se compose d'une plateforme expérimentale spécialement développée pour ces expérimentations et d'un système optoélectronique de marque VICON muni de 9 caméras pour enregistrer le mouvement de la tablette et du sujet. La plateforme expérimentale (figure 2.3) permet un passage assis-debout et debout-assis variable et mesure les actions mécaniques appliquées par l'utilisateur sur la poignée, l'assise et sur le sol. Elle est constituée de :

- Une chaise fixée au sol mais réglable en hauteur (de 41cm à 61 cm depuis le sol)
- Une poignée posée sur une tablette. La poignée est réglable en largeur (de 6.5cm à 43.5cm à partir de l'extrémité gauche des barres verticales sur lesquelles est posée la poignée).

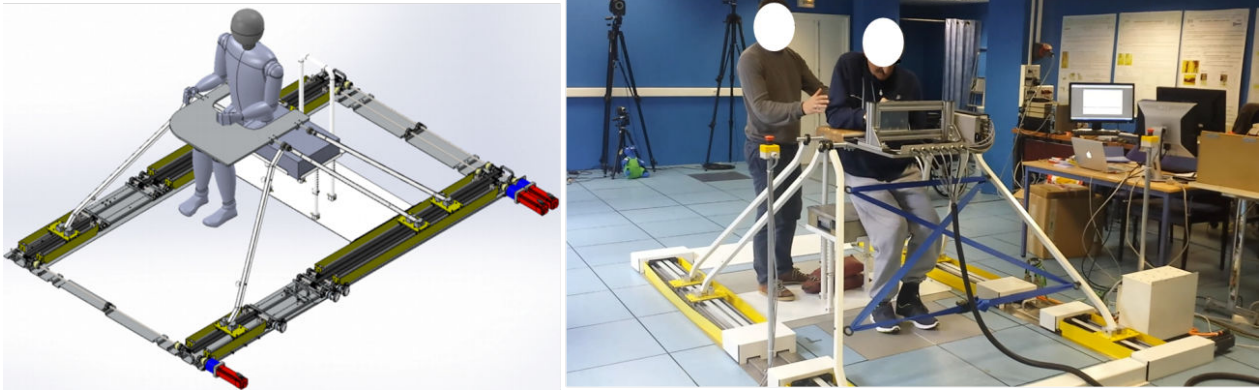


FIGURE 4.1 – Plateforme expérimentale avec poignée posée sur une tablette mobile pour assister le PAD/PDA (Modèle CAO et figure prise lors de la phase d'apprentissage).

Cette plateforme expérimentale a été fabriquée par BA systèmes (partenaire industriel du projet ANR-VHIPOD). Elle est dotée de 3ddl : deux translations (en antéro-postérieure et en vertical) et une rotation dans le plan sagittal. Compte tenu de la position du sujet en appui sur la tablette, cette configuration permet de reproduire les mouvements élémentaires du passage assis-debout et debout-assis : se pencher vers l'avant pour se lever. La cinématique de la tablette a été déterminée afin de reproduire le mouvement donné à la tablette par des kinésithérapeutes/ergothérapeutes auprès de qui un avis d'experts et quelques essais manuels avaient été demandés. La cinématique retenue est présentée en Figure 4.2.

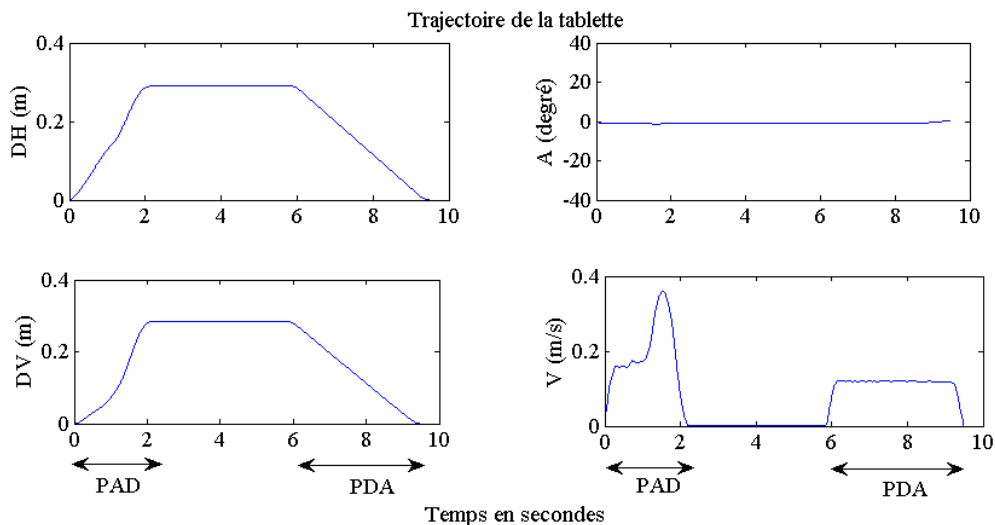


FIGURE 4.2 – Caractéristiques de la trajectoire testée de la tablette. DH, DV, A : déplacement horizontal du centre de la tablette, déplacement vertical du centre de la tablette, inclinaison de la tablette respectivement (normalisé par rapport à la position initiale). V : vitesse du centre de la tablette.

Le centre de la tablette est illustré en Figure 4.3

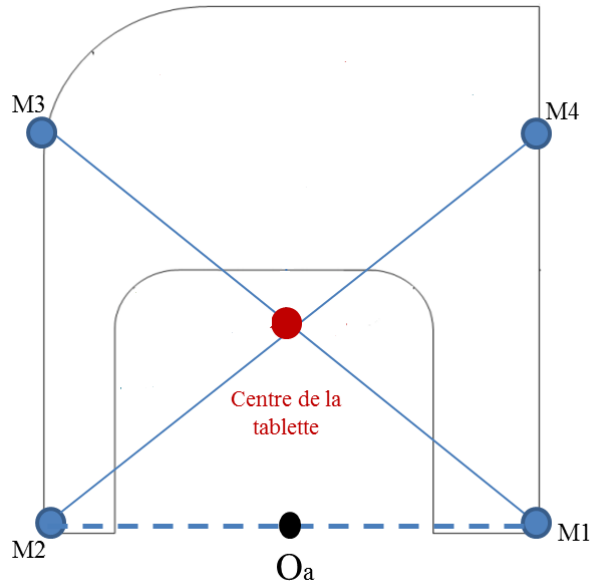


FIGURE 4.3 – Illustration du centre de la tablette (O) et du centre arrière de la tablette (O_a) et

La tablette, sur laquelle est posée la poignée, est reliée à 6 patins en translation par l'intermédiaire de 6 jambes et des liaisons pivots. Le mouvement de ces patins est assuré via 3 actionneurs rotatifs montés sur des systèmes de type poulie-courroie. Cela permet de générer des mouvements linéaires au niveau des patins. Un mouvement symétrique par rapport au plan sagittal est assuré par l'intermédiaire de 3 arbres de transmission. Les parties encombrantes sont au niveau de la base. Ainsi, les barres connectant la tablette à la base sont peu encombrantes et permettent de dégager un champ de vision des caméras au niveau des pieds (les marqueurs rétro-réfléchissants seront visibles par les caméras infra-rouge).

Une interface homme-machine (IHM) a été développée par l'équipe automatique du LA-MIH sur Visual Basic. L'opérateur peut observer l'état de la plateforme expérimentale (en arrêt, en marche, en cas d'erreur, etc.) (Figure 4.4), la position de la tablette et celle des patins (Figure 4.4). En cas d'un mauvais fonctionnement, l'IHM signale une anomalie. Pour plus d'informations sur l'architecture de contrôle, les détails sont présentés dans la thèse de Allouche (2016) à l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

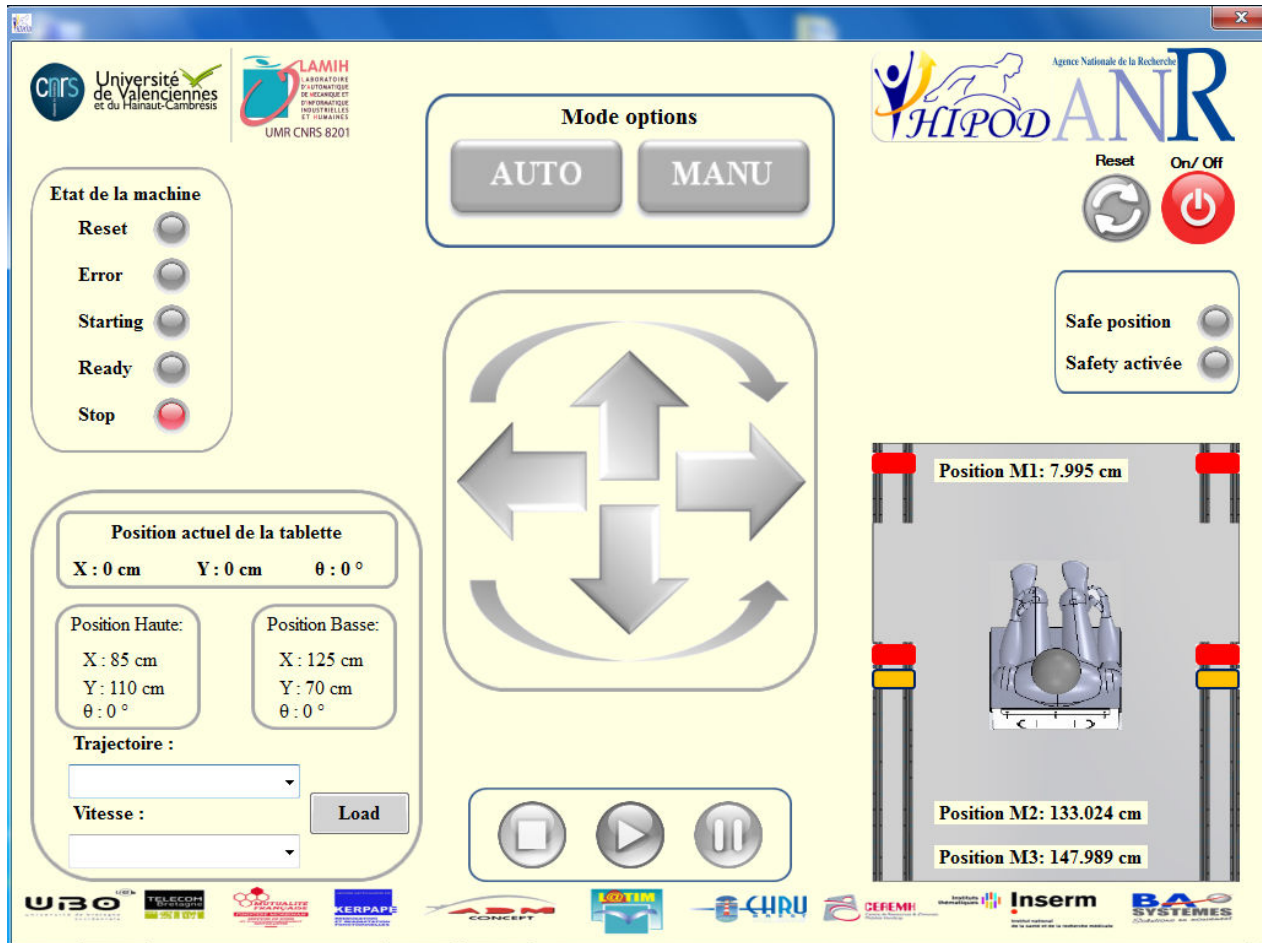


FIGURE 4.4 – Interface homme-machine (IHM) de la plateforme expérimentale.

4.2.2 Protocole et population

Pour chaque sujet, la hauteur de l'assise est fixée à 120% de la longueur des jambes, la poignée est en position verticale comme pour les expérimentations du Chapitre 3. Pour raison de sécurité et pour assurer une homogénéité entre les sujets, tous les sujets sains et tous les sujets hémiparétiques ont mis une écharpe immobilisant le membre supérieur parétique/gauche lors du PAD et du PDA et tiennent la poignée par la main droite. Pour rassurer les sujets hémiparétiques, la position de la poignée a été placée du côté sain des sujets hémiparétiques (côté droit). Cette position a été choisie parce que :

- la réaction et l'adaptation des sujets hémiparétiques à une telle plateforme expérimentale sont encore méconnues
- pour ne pas obliger l'appui sur le membre inférieur parétique (Cf chapitre 3).

Il est demandé aux sujets de s'asseoir au bord de l'assise de façon que l'assise ne porte pas les cuisses, de garder les jambes droites, de garder les pieds fixes au sol durant le PAD/PDA,

de se tenir fermement à la poignée et de se laisser emporter par la machine. Il leur a été également proposé de poser le coude droit(sain) sur la tablette légèrement en arrière par rapport au tronc. Notons que le démarrage du mouvement de la tablette est effectué par l'expérimentateur et non par les sujets eux mêmes. L'expérimentateur avertit les sujets avant de démarrer le mouvement de la tablette. Avant de commencer les tests, quelques essais ont été effectués pour permettre aux sujets de prendre l'habitude de se lever et s'asseoir avec la machine. Lors des expérimentations, le PAD et le PDA des sujets sont répétées trois fois (pour l'analyse des données, l'essai le plus analysable est retenu). Ces mouvements ont été enregistrés par le système de capture de mouvement et une caméra vidéo disposée de face. Enfin, pour avoir un retour du ressenti des sujets sur les expérimentations, quelques questions ont été posées concernant principalement : le confort, la stabilité, les difficultés à se lever et à s'asseoir.

7 sujets sains (3 hommes et 4 femmes) et 10 sujets hémiparétiques gauches ont été inclus aux expérimentations qui ont eu lieu au CHRU de Brest. Seuls les données de 7 sujets hémiparétiques (5 hommes, 2 femmes) ont été exploitables. Les données des 7 sujets sains ont été exploitables. Les caractéristiques des sujets analysés sont présentées en Table 4.1.

	7 SS	7 SH
Age	55 ± 16 ans	56 ± 15 ans
Poids	70 ± 11 kg	70 ± 11 kg
Taille	170 ± 9 cm	173 ± 11 cm
EBB	-	29 ± 13; score/56
FIM	-	111 ± 14; score/126

TABLE 4.1 – Caractéristiques des sujets analysés en étude 4. SS : sujets sains ; SH : sujets hémiparétiques.

4.2.3 Découpage du mouvement

Pour cette étude, il est important de dissocier le début/fin du mouvement des sujets (identifiés par le début/fin du mouvement du marqueur placé au niveau du Xiphoidé) et le début/fin du mouvement de la tablette (identifiés par le début du mouvement du centre arrière : $O_a = (M1 + M2)/2$; Figure 4.3 en paragraphe 4.2.1) afin de pouvoir calculer le déphasage entre le tronc et la tablette. Le découpage du mouvement est basé sur des données cinématiques (trajectoire verticale du marqueur Xiphoidé) et sur des données dynamiques (Force selon l'axe perpendiculaire à l'assise). L'identification des événements est détaillée en Table 4.2. Les débuts du PAD et du PDA ont été considérés comme étant le début du

mouvement du sujet si l'instant de ce mouvement précède le début de la tablette. Dans le cas contraire, les débuts du PAD et du PDA ont été considérés comme étant le début du mouvement de la tablette. De même, les fins du PAD et du PDA ont été considérés comme étant la fin du mouvement de la tablette si l'instant de cette fin succède à celle de la fin du mouvement du sujet.

	Phases	Evènements	Poignée posée sur tablette mobile
PAD	Phase préparatoire	Début tablette	$Oa > 102.5 \% \text{ de } Oa_{minD}$
		Début sujet	$Z > 102.5 \% \text{ de } Z_{minD}$
	Phase de montée	Perte de contact avec le siège	$A < 2.5 \% \text{ de } A_{max}$
		Fin tablette	$Oa > 97.5 \% \text{ de } Oa_{max}$
		Fin sujet	$Z > 97.5 \% \text{ de } Z_{max}$
PDA	Phase de descente	Début sujet	$Z < 97.5 \% \text{ de } Z_{max}$
		Début tablette	$< 97.5 \% \text{ de } Oa_{max}$
	Phase finale	Prise de contact avec le siège	$A > 2.5 \% \text{ de } A_{max}$
		Fin sujet	$Z > 102.5 \% \text{ de } Z_{minF}$
		Fin tablette	$Oa > 102.5 \% \text{ de } Oa_{minF}$

TABLE 4.2 – Phases du mouvement propres au PAD et au PDA avec poignée posée sur une tablette mobile.

(A_{max} : Force maximale selon l'axe perpendiculaire à l'assise ; A : Force selon l'axe perpendiculaire à l'assise ; Z_{max} : Hauteur maximale du Xiphoidé ; Z : coordonnée selon l'axe vertical du mouvement du Xiphoidé ; Z_{minD} : valeur minimale de Z lors du PAD ; Z_{minF} : valeur minimale de Z lors du PDA ; Oa : centre arrière de la tablette ; Oa_{minD} : valeur minimale de Oa lors du PAD ; Oa_{minF} : valeur minimale de Oa lors du PDA)

4.2.4 Analyse des données

Pour analyser le PAD/PDA avec aide d'une poignée posée sur une tablette mobile, six variables biomécaniques ont été calculées :

- déphasage : déphasage entre le mouvement du sujet et celui de la tablette.
- DI : débattement du centre de gravité latéral
- S : indicateur de stabilité : distance (chevilles - centre de gravité) à l'instant de perte/prise de contact avec le siège

- T : débattement de l'inclinaison du tronc
- M : moyenne des moments articulaires de flexion/extension des genoux sur la phase de montée/descente
- $|IF|$: indicateur d'asymétrie, en valeur absolue, basé sur la moyenne de la norme des forces mesurées au sol, normalisée par la masse des sujets, sur la phase de montée/descente.

Notons, que ces variables sont communes avec celles des études précédentes (étude 1,2 et 3) sauf l'indicateur de déphasage. Le calcul de cet indicateur sera détaillé ci-dessous. Les résultats ont été comparés au PAD/PDA naturel et au PAD/PDA avec un ancrage fixe : une poignée fixe, posée du côté sain des sujets hémiplésiques (côté utilisé par les sujets pour tenir la poignée).

4.2.4.1 Déphasage sujet/tablette

Le déphasage sujet/tablette est calculé à partir des évènements temporels sujet/tablette :

- Le déphasage au début du PAD est la différence entre l'instant du début du mouvement de la tablette et l'instant du début du mouvement du sujet (Début tablette - Début sujet). Ainsi, une valeur négative du déphasage du début du mouvement signifie que le mouvement des sujets est en retard par rapport au mouvement de la tablette (déphasage en retard en Figure 4.5). Le déphasage de fin du PAD est la différence entre l'instant de fin du mouvement de la tablette et l'instant de fin du mouvement du sujet (Fin tablette - Fin sujet).
- Le déphasage à la fin du PDA est la différence entre l'instant de fin du mouvement de la tablette et l'instant de fin de mouvement du sujet (Fin tablette - Fin sujet). Ainsi, une valeur positive du déphasage du fin du mouvement signifie que le mouvement des sujets est en avance par rapport au mouvement de la tablette (déphasage en avance) en Figure 4.5). Également, Le déphasage au début du PDA est la différence entre l'instant du début du mouvement de la tablette et l'instant du début du mouvement du sujet (Début tablette - Début sujet).

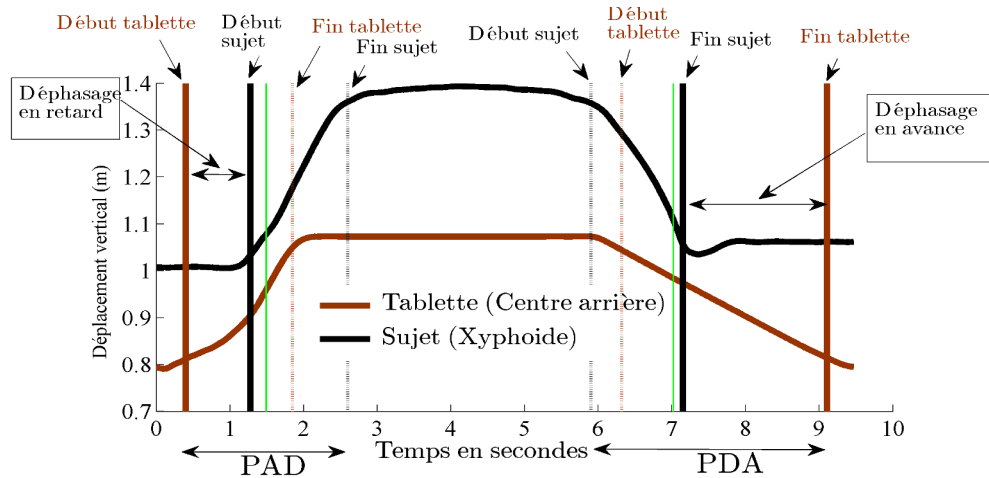


FIGURE 4.5 – Exemple d'un déphasage sujet/tablette déterminé à partir du centre arrière (O_a) de la tablette et la trajectoire verticale du marqueur Xyphoïde en fonction du temps d'un sujet hémiparétique (sujet 6)

Dans cet exemple (Figure 4.5), la fin du mouvement du sujet (fin PDA) a eu lieu environ 2 secondes avant la fin du mouvement de la tablette. Ceci est dû au fait que le sujet se laisse tomber à la fin du PDA et ne suit pas la tablette jusqu'à la fin du mouvement.

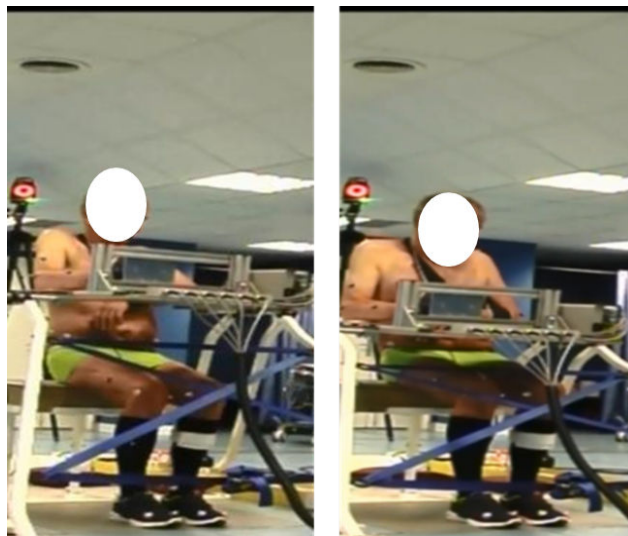


FIGURE 4.6 – Exemple d'un sujet qui se laisse tomber pour s'asseoir avant la fin du mouvement de la tablette. Deux captures d'écran de la fin du PDA : fin du mouvement du sujet (figure à gauche) et fin du mouvement de la tablette (figure à droite).

Les résultats des 7 sujets sains et des 7 sujets hémiparétiques gauches sont présentés sous forme de boîtes à moustache pour étudier le déphasage lors du PAD/PDA avec ancrage mobile. A ces populations s'ajoutent les résultats de 18 sujets sains et de 6 sujets hémiparétiques

droits, présentés sous forme de boîtes à moustache pour étudier les autres indicateurs (T, Dl, S, M et $|IF|$). Ces derniers ont effectué le PAD/PDA naturel et le PAD/PDA avec ancrage fixe. Une analyse de la variance à un facteur (facteur population), a été effectuée pour le PAD/PDA avec ancrage mobile mais aussi pour les deux autres conditions (PAD/PDA naturel et avec ancrage fixe) pour voir s'il y a une différence significative entre les sujets hémiplegiques et les sujets sains, pour chaque condition. Après, les résultats de la présente étude ont été comparés avec ceux des études précédentes à travers les étalements des valeurs ($[\min; \max]$) des indicateurs en commun à défaut de pouvoir effectuer des tests statistiques (différences de population et de condition entre le PAD/PDA naturel/ancrage fixe et le PAD/PDA avec ancrage mobile).

4.3 Résultats

4.3.1 Déphasage sujet/tablette

La Figure 4.7 présente le déphasage en seconde entre le mouvement des sujets (hémiplegiques et sains) et celui la tablette au début et à la fin du PAD et du PDA. Il existe un déphasage de plus de 0.5 secondes entre le mouvement des sujets et de la tablette au début du PAD et à la fin du PDA (cercle rouge, Figure 4.7).

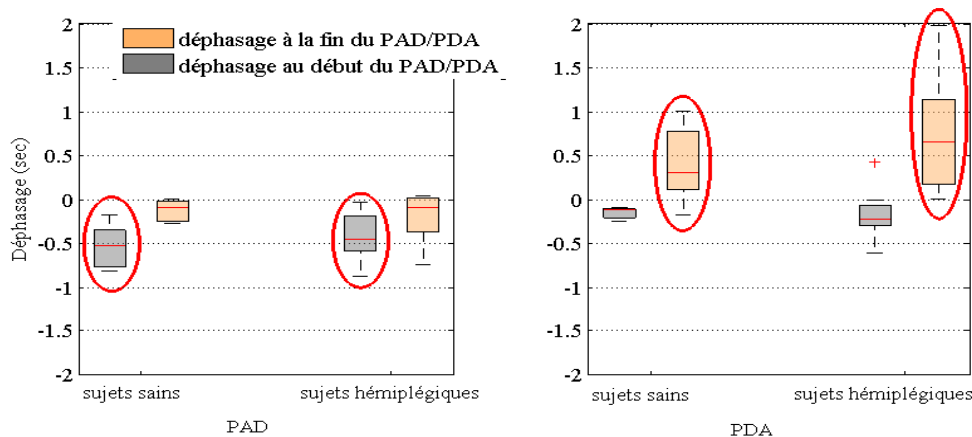


FIGURE 4.7 – Déphasage sujet/tablette lors du PAD et du PDA avec poignée posée sur une tablette mobile.

Concernant le PAD, 57% des sujets sains et 29% des sujets hémiplegiques ont été en retard par rapport au mouvement de la tablette de plus de 0.5 secondes au début du PAD. L'analyse de la variance à un facteur (population) a montré qu'il n'y a pas de différence significative de déphasage entre les sujets sains et les sujets hémiplegiques au début du PAD. Pour aucun des sujets (hémiplegiques et sains), le retard de mouvement n'a été supérieur à

une seconde.

Concernant le PDA, 43% des sujets sains et 71% des sujets hémiplegiques ont été en avance par rapport au mouvement de la tablette de plus de 0.5 secondes à la fin du PDA. L'analyse de la variance à un facteur (population) a montré qu'il n'y a pas de différence significative de déphasage entre les sujets sains et les sujets hémiplegiques à la fin du PDA. Et 29% des sujets hémiplegiques ont été en avance par rapport au mouvement de la tablette de plus de une seconde.

4.3.2 Inclinaison du tronc

La Figure 4.8 présente le débattement de l'angle d'inclinaison du tronc (T) pour trois conditions : PAD/PDA naturel, avec ancrage fixe, avec ancrage mobile.

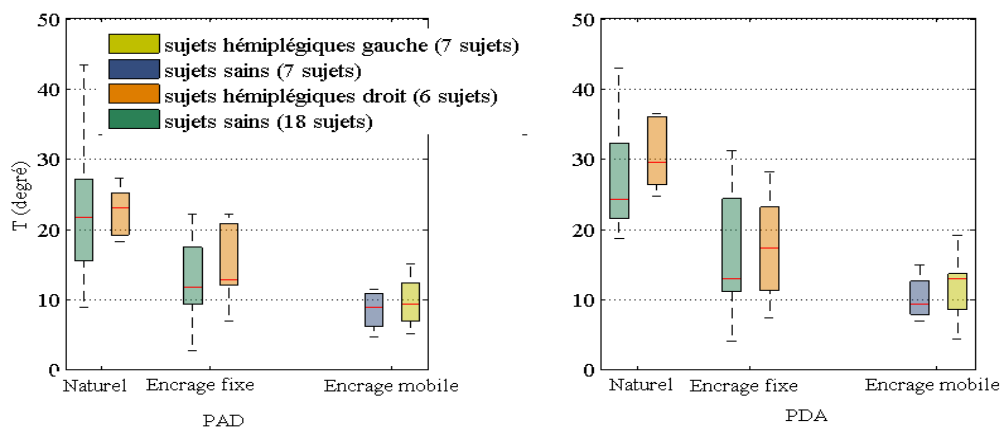


FIGURE 4.8 – Débattement de l'angle d'inclinaison du tronc (T) lors du PAD et du PDA naturel (sans poignée), avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile).

Lors du PAD et du PDA avec ancrage mobile, l'analyse de la variance à un facteur (population) montre qu'il n'y a pas de différence significative entre les sujets hémiplegiques et les sujets sains. Ceci a été aussi le cas lors du PAD et du PDA avec ancrage fixe et naturel. La Figure 4.8 montre que l'inclinaison du tronc est plus importante pour le PAD/PDA naturel par rapport au PAD/PDA avec ancrage fixe ou mobile.

4.3.3 Débattement du centre de gravité latéral

La Figure 4.9 présente le débattement du centre de gravité latéral (DI) pour les trois conditions : PAD/PDA naturel, avec ancrage fixe, avec ancrage mobile.

Lors du PAD avec ancrage mobile, il y a une différence significative entre les sujets hémiplegiques et les sujets sains ($p < 0.05$) : DI pour les sujets hémiplegiques est supérieur à celui des sujets sains comme pour le PAD naturel ($p < 0.05$), mais pas pour le PAD avec ancrage fixe. Lors du PDA avec ancrage mobile, il n'y a pas de différence significative entre les sujets hémiplegiques et les sujets sains comme pour le PDA naturel et le PAD avec ancrage fixe.

Le DI des sujets hémiplegiques lors du PAD et du PDA avec ancrage mobile est supérieur à celui du PAD avec ancrage fixe.

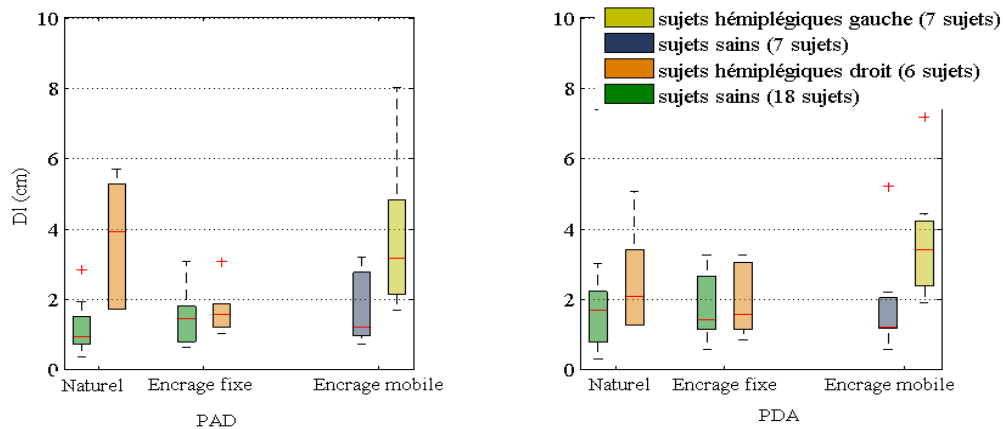


FIGURE 4.9 – Débattement du centre de gravité latéral (DI) lors du PAD et du PDA naturel (sans poignée), avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile).

4.3.4 Indicateur de stabilité

La Figure 4.10 présente l'indicateur de stabilité (S) pour les trois conditions : PAD/PDA naturel, avec ancrage fixe, avec ancrage mobile. Rappelons que l'indicateur de stabilité représente la distance entre le centre de gravité antéro-postérieur et la position des chevilles à l'instant de prise/perte de contact avec le siège. Un indicateur de stabilité augmenté représente un centre de gravité plus éloigné de la base de support (moins stable pour un mouvement naturel).

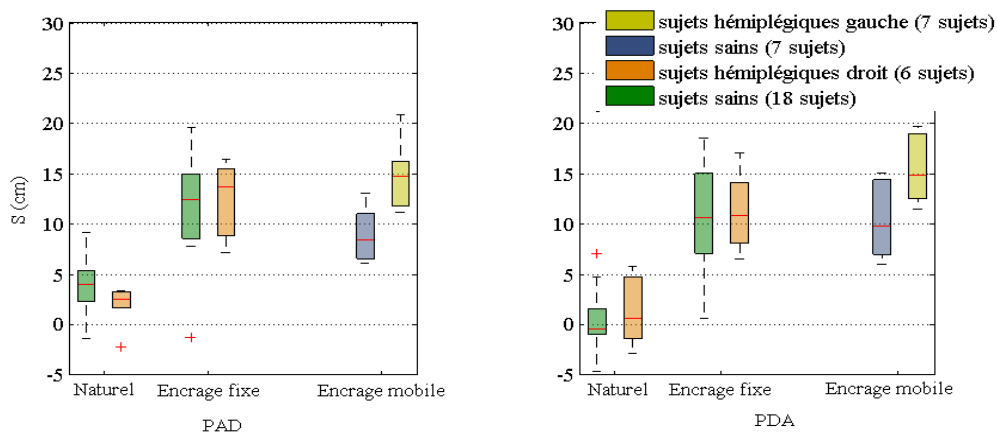


FIGURE 4.10 – Indicateur de stabilité (S) lors du PAD et du PDA naturel (sans poignée), avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile).

Lors du PAD et du PDA avec ancrage mobile, il y a une différence significative entre les sujets hémipariétaux et les sujets sains ($p < 0.05$) : S pour les sujets hémipariétaux est supérieur à celui des sujets sains pour les deux mouvements. Ceci n'a pas été le cas ni pour le PAD/PDA naturel, ni pour le PAD/PDA avec ancrage fixe (pas de différence significative entre les sujets sains et les sujets hémipariétaux).

Le S des sujets hémipariétaux et des sujets sains est inférieur pour la condition PAD/PDA naturel par rapport aux deux autres conditions.

4.3.5 Moments articulaires aux genoux

La Figure 4.11 présente les moments articulaires de flexion/extension aux genoux (M) lors de la phase de montée et de descente pour les trois conditions. Rappelons que M est la somme de la moyenne du moment articulaire du genou gauche et de la moyenne du moment articulaire du genou droit sur la phase de montée/descente.

Lors du PAD avec ancrage mobile, il n'y a pas de différence significative entre les sujets sains et les sujets hémipariétaux comme pour le PAD naturel et avec ancrage fixe.

Lors du PDA avec ancrage mobile, il n'y a pas de différence significative entre les sujets sains et les sujets hémipariétaux comme pour le PDA avec ancrage fixe mais pas comme le PDA naturel pour lequel M des sujets hémipariétaux a été inférieur à celui des sujets sains. Les valeurs de M des sujets hémipariétaux et des sujets sains lors du PAD/PDA avec ancrage mobile varient largement d'un sujet à l'autre (ex. l'étalement des valeurs [min ;max] des sujets

hémiplégiques lors du PAD est de $[0.24\text{Nm/kg};1.83\text{Nm/kg}]$. Par conséquent, les conditions ne peuvent pas être comparées entre elles selon M.

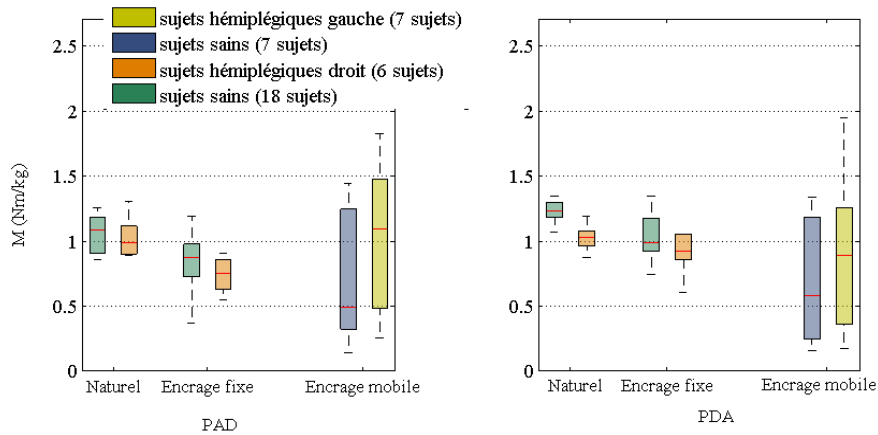


FIGURE 4.11 – Moments articulaires de flexion/extension aux genoux (M) lors de la phase de montée et descente du PAD et du PDA naturel (sans poignée), avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile).

4.3.6 Asymétrie

La Figure 4.12 présente l’asymétrie, en valeur absolue, basée sur la norme des forces mesurées au sol ($|IF|$) lors de la phase de montée et de descente pour les trois conditions.

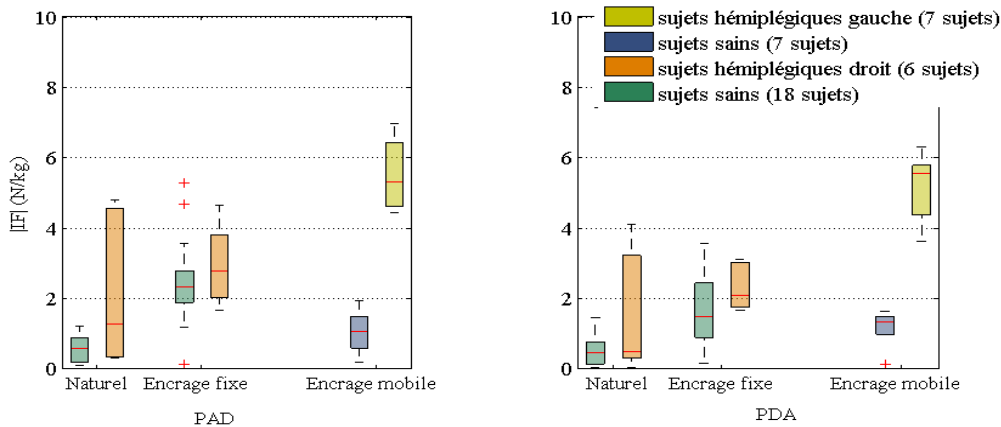


FIGURE 4.12 – indicateur d’asymétrie en valeur absolue basé sur la norme des forces mesurées au sol ($|IF|$) lors du PAD et du PDA naturel (sans poignée), avec ancrage fixe (poignée fixe) et avec ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile).

Lors du PAD et du PDA avec ancrage mobile, il y a une différence significative entre

les sujets sains et les sujets hémiplésiques ($p < 0.05$) : $|IF|$ des sujets hémiplésiques est supérieur à celui des sujets sains comme pour le PAD/PDA naturel ($p < 0.05$) mais pas pour le PAD/PDA avec ancrage fixe.

Les valeurs de $|IF|$ des sujets hémiplésiques lors du PAD/PDA avec ancrage mobile sont largement supérieures à celles du PAD/PDA naturel et avec ancrage fixe (La valeur maximale de $|IF|$ lors du PAD naturel et avec ancrage fixe est quasi-égale à la valeur minimale de $|IF|$ lors du PAD avec ancrage mobile). Alors que, pour les sujets sains : $|IF|$ lors du PAD avec ancrage fixe a été supérieur à $|IF|$ lors du PAD naturel et avec ancrage mobile.

4.4 Discussion

Il y a eu un déphasage de plus de 0.5 secondes au début du PAD et la fin du PDA, entre le mouvement des sujets (sains et hémiplésiques) et celui de la tablette. Le temps de réaction des sujets hémiplésiques pour répondre à un simple ordre a été étudié en littérature dans le but d'évaluer par exemple la capacité des sujets hémiplésiques à conduire (Pauley et al. (2013), Pauley et al. (2015)). Pauley et al. (2013) ont montré que le temps de réaction des sujets témoins lors d'un appui pied/pédale est de 0.26 ± 0.03 sec pour les sujets témoins, de 0.35 ± 0.05 sec pour des sujets hémiplésiques droits et 0.32 ± 0.06 sec pour des sujets hémiplésiques gauches. Dans une étude plus récente, Pauley et al. (2015) ont montré que le temps de réaction des sujets témoins lors d'un appui pied/pédale est de 0.33 ± 0.07 sec pour les sujets témoins, de 0.47 ± 0.1 sec pour des sujets hémiplésiques droits et 0.4 ± 0.1 sec pour des sujets hémiplésiques gauches. Pour un autre ordre tel que appuyer sur un bouton après avoir vu afficher un mot sur l'écran, le temps de réaction des sujets hémiplésiques varie entre 0.55 ± 0.3 sec pour un groupe de sujets hémiplésiques n'ayant pas de déficience cognitive et 0.77 ± 0.55 sec pour un groupe de sujets hémiplésiques souffrant de déficience cognitive sans démence (Ballard et al. (2003)). Pour un mouvement plus compliqué qu'un appui pied/pédale, il semble normal d'avoir un déphasage supérieur à 0.5 secondes. De plus, pour aucun des sujets (hémiplésiques et sains), le retard de mouvement n'a été supérieur à une seconde ainsi il semble que ce déphasage est un temps de latence d'exécution du mouvement et non un mouvement de désolidarisation du tronc et de la tablette. Le retard au début du PAD, peut être expliqué par le fait que l'expérimentateur déclenche le début du mouvement et non le sujet lui même. Le déphasage à la fin du PDA est expliqué par le fait que certains sujets s'assoient avant la fin du mouvement de la tablette, en particulier des sujets hémiplésiques se laissent tomber à la fin du PDA et n'attendent pas d'être guidés par le mouvement de la tablette.

Concernant le PAD avec ancrage mobile, les sujets hémiplegiques ont eu un mouvement plus asymétrique que les sujets sains pour débalancement du centre de gravité latéral (DI) et pour l'indicateur d'asymétrie dynamique ($|IF|$). Il n'y a pas de différences entre les deux populations (sujets sains et sujets hémiplegiques) pour les autres indicateurs.

Concernant le PDA avec ancrage mobile, les sujets hémiplegiques ont été plus asymétriques que les sujets sains selon l'indicateur d'asymétrie $|IF|$. Il n'y a pas eu de différences entre les deux populations (sujets sains et sujets hémiplegiques) selon les autres indicateurs. L'augmentation du nombre de sujets devra confirmer l'absence ou la présence de différence de comportement entre hémiplegiques et sujets témoins pour les autres indicateurs.

Les sujets (sains et hémiplegiques) ont incliné plus leur tronc et ont le centre de gravité plus proche de la base de support à l'instant de perte/prise de contact avec le siège (S réduit) lors du PAD et du PDA naturel par rapport au PAD/PDA avec ancrage fixe ou mobile. Ainsi, on peut conclure, malgré la différence de population entre les conditions, que comme le PAD/PDA avec ancrage fixe, le PAD/PDA avec ancrage mobile change la stratégie du PAD/PDA naturel en réduisant le degré d'inclinaison du tronc lors des transitions entre la position assise et debout. Finalement, l'utilisation d'un ancrage mobile a favorisé l'asymétrie des sujets hémiplegiques par rapport à l'utilisation d'un ancrage fixe (poignée positionnée du côté de la main utilisée pour tenir la poignée) pour le PAD/PDA. L'utilisation d'un ancrage mobile (poignée posée sur une tablette mobile du côté sains des sujets hémiplegiques) ne fait pas travailler le membre inférieur parétique et n'encourage pas la symétrie. Néanmoins, l'effet de la tablette sur laquelle le sujet est accoudé ne permet pas de distinguer l'effet de l'ancrage mobile d'un effet plus complexe lié à l'appui asymétrique du coude non parétique sur la tablette.

Enfin, ce travail a été réalisé avec un petit nombre de sujets en raison des difficultés de recrutement et du temps de disponibilité de la seconde plateforme. Même s'il n'est pas possible de généraliser les résultats, des premières tendances ont été observées et nécessiteront un approfondissement sur de plus larges populations de sujets hémiplegiques.

4.5 Ressenti des sujets

Dans le but de quantifier le ressenti des sujets sains et des hémiplegiques lors du PAD/PDA avec ancrage mobile, plusieurs questions ont été posées aux sujets :

1. Le PAD/PDA avec aide d'un ancrage mobile est-il confortable ? (note de 0 à 10)
2. Le PAD/PDA avec aide d'un ancrage mobile vous aide à se lever plus facilement ? (note

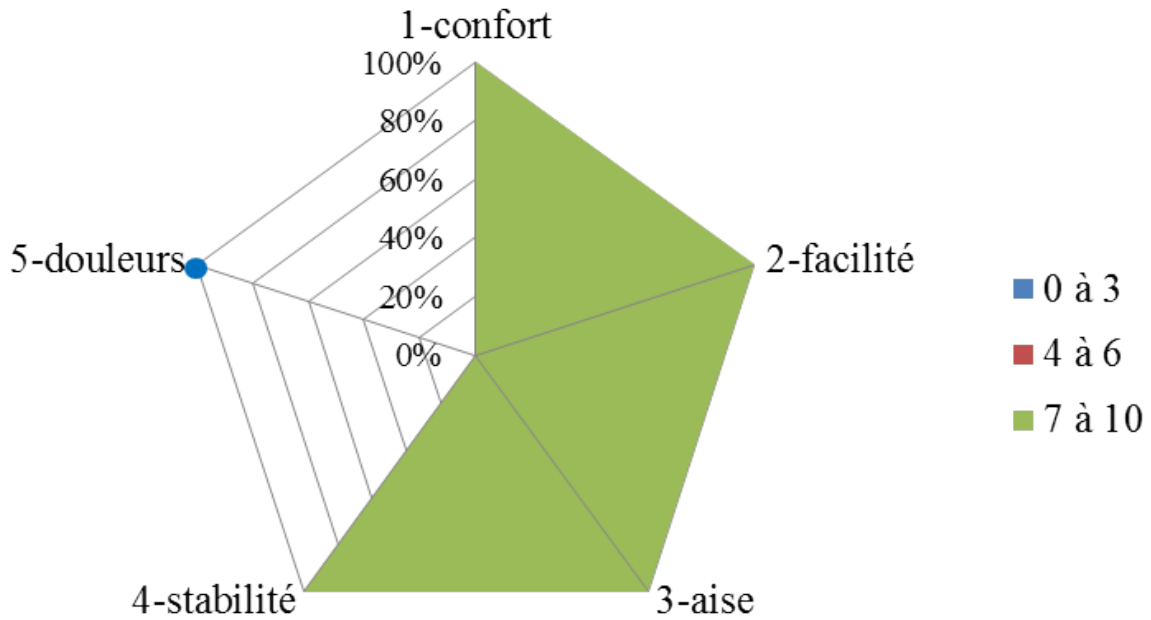
de 0 à 10)

3. Êtes-vous à l'aise lors du PAD/PDA avec ancrage mobile? (note de 0 à 10)
4. Êtes-vous stable lors du PAD/PDA avec ancrage mobile? (note de 0 à 10)
5. Avez-vous des douleurs lors du PAD/PDA avec ancrage mobile? (note de 0 à 10)

On a divisé l'échelle des notes en 3 catégories :

- de 0 à 3 : le PAD/PDA avec ancrage mobile est inconfortable, aide très difficilement les sujets à se lever et à s'asseoir. Les sujets ne sont pas à l'aise avec un tel type d'aide, ne se sentent pas stables. Les sujets ne ressentent pas/très peu de douleurs.
- de 4 à 6 : le PAD/PDA avec ancrage mobile est moyennement confortable, n'aide pas facilement les sujets à se lever et à s'asseoir. Les sujets sont moyennement à l'aise avec un tel type d'aide, se sentent moyennement stables et ressentent des douleurs.
- de 7 à 10 : le PAD/PDA avec ancrage mobile est confortable, aide les sujets à se lever et à s'asseoir plus facilement. Les sujets sont à l'aise avec un tel type d'aide, se sentent stables et ressentent beaucoup de douleurs.

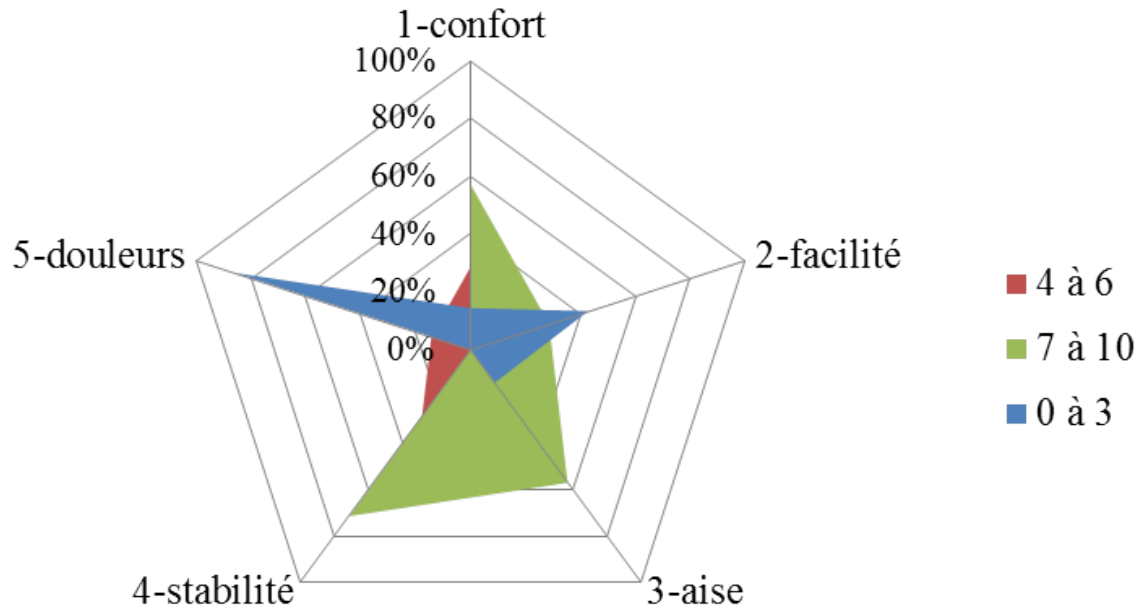
Selon ces trois catégories, tous les sujets sains ont trouvé que l'ancrage mobile est confortable, les aide à se lever/s'asseoir plus facilement. Tous les sujets sains ont été à l'aise avec ce type d'aide, se sont sentis stables et n'ont ressenti aucune douleur (Figure 4.13).



Ressenti	1-confort	2-facilité	3-aise	4-stabilité	5-douleurs
0 à 3	0%	0%	0%	0%	100%
4 à 6	0%	0%	0%	0%	0%
7 à 10	100%	100%	100%	100%	0%

FIGURE 4.13 – Quantification du ressenti des sujets sains lors du PAD/PDA avec ancrage mobile.

Concernant les sujets hémiplegiques (Figure 4.14), 57% des sujets trouvent l’ancrage mobile confortable comme aide et sont à l’aise avec ce type d’aide pour se lever et s’asseoir. 83% ne ressentent pas/très peu de douleur lors du PAD/PDA avec ancrage mobile et 71% des sujets hémiplegiques le trouvent stable. L’ancrage mobile a permis d’aider tous les sujets hémiplegiques à se lever/s’asseoir, cependant 43% des sujets hémiplegiques ont ressenti des difficultés lors du passage assis-debout et debout assis.



Ressenti	1-confort	2-facilité	3-aise	4-stabilité	5-douleurs
0 à 3	14%	43%	14%	0%	86%
4 à 6	29%	29%	29%	29%	14%
7 à 10	57%	29%	57%	71%	0%

FIGURE 4.14 – Quantification du ressenti des sujets hémiplegiques lors du PAD/PDA avec ancrage mobile.

Par ailleurs, certains sujets hémiplegiques se sont plaints de la vitesse de la descente qui a été jugée trop lente, du manque de confiance pour trouver l'assise.

En synthèse, on peut conclure que l'ancrage mobile (poignée fixée sur une tablette mobile) a été globalement accepté par les sujets hémiplegiques ayant participé aux expérimentations. Néanmoins, l'ancrage mobile peut être amélioré en adaptant la vitesse aux besoins des patients.

4.6 Conclusion

Cette partie a introduit une nouvelle plateforme expérimentale avec ancrage mobile pour assister le PAD et le PDA des sujets hémiplésiques. Cette plateforme expérimentale destinée à étudier l'assistance au PAD/PDA est nouvelle. Par conséquent il n'existe pas de moyen de comparaison avec la littérature. Les résultats des sujets sains et des sujets hémiplésiques ayant participé aux expérimentations ont été comparés avec les résultats (selon 6 indicateurs : T, DI, S, M et |IF|) des études précédentes (PAD/PDA naturel et PAD/PDA avec ancrage fixe). Le comportement des sujets hémiplésiques a été comparé à celui des sujets sains séparément pour les trois conditions : naturel, avec ancrage fixe et avec ancrage mobile.

En résumé, les sujets hémiplésiques ont pu s'adapter à l'utilisation d'un ancrage mobile : poignée posée sur une tablette mobile du côté sain des sujets hémiplésiques. La majorité des sujets hémiplésiques ont trouvé l'utilisation d'un ancrage mobile pour se lever et s'asseoir confortable, stable et ne provoquant pas de douleur. 43% des sujets hémiplésiques ont trouvé que l'utilisation d'un ancrage mobile leur permet difficilement de se lever et de s'asseoir. L'utilisation d'un ancrage mobile comme l'utilisation d'un ancrage fixe pour aider au PAD/PDA, a changé la stratégie du mouvement des sujets hémiplésiques : les sujets n'ont pas/peu incliné leur tronc durant le mouvement et le centre de gravité a été plus éloigné de la base de support aux instants de prise et de perte de contact avec le siège que pour le PAD/PDA naturel. Enfin, l'asymétrie a été augmentée lorsqu'un ancrage mobile a été utilisé et cela par rapport à l'aide de type ancrage fixe.

La Table 4.3 présente un récapitulatif de la différence entre les sujets hémiplésiques et les sujets sains pour les trois conditions du PAD/PDA. La présence ("Oui") ou l'absence ("Non") d'une différence entre les sujets sains et les sujets hémiplésiques séparément pour les trois conditions : PAD/PDA naturel, avec ancrage fixe, avec ancrage mobile.

VB		Condition		
		naturel	avec ancrage fixe	avec ancrage mobile
Déphasage	PAD	-	-	Non
	PDA	-	-	Non
T	PAD	Non	Non	Non
	PDA	Non	Non	Non
Dl	PAD	Oui (SH>SS)	Non	Oui (SH>SS)
	PDA	Non	Non	Non
S	PAD	Non	Non	Oui (SH>SS)
	PDA	Non	Non	Oui (SH>SS)
M	PAD	Non	Non	Non
	PDA	Oui (SH<SS)	Non	Non
Asymétrie	PAD	Oui (SH>SS ; selon IF)	Non	Oui (SH>SS ; selon IF)
	PDA	Oui (SH>SS ; selon IF)	Non	Oui (SH>SS ; selon IF)

TABLE 4.3 – Récapitulatif de la présence ou non d'une différence significative entre les sujets hémiplegiques et les sujets sains. Une présence d'une différence significative est représentée par un "Oui" et une absence par un "Non". Deph : Déphasage sujet/tablette. T : débattement du degré d'inclinaison du tronc. Dl : débattement du centre de gravité latéral. S : indicateur de stabilité. M : moments articulaires de flexion/extension aux genoux. |IF| : ordre de grandeur de l'asymétrie basée sur la norme des forces mesurées au sol. VB : variables biomécaniques. SS : sujets sains. SH : sujets hémiplegiques.

Conclusion générale et perspectives

Le travail de la présente thèse a été réalisé dans le cadre du projet VHIPOD : Véhicule individuel de transport en station debout auto-équilibré pour personne handicapée avec aide à la verticalisation. Le projet VHIPOD, qui est soutenu par l'ANR TECSAN, vise à concevoir un dispositif d'aide à la verticalisation et au déplacement des personnes atteintes d'hémiplégie. L'objectif de cette thèse vise à apporter des éléments de réponse relatifs au passage assis-debout (PAD) et debout-assis (PDA) de ces personnes. Plus particulièrement, deux types d'aides sont étudiés :

- ancrage fixe (poignée fixe).
- ancrage mobile (poignée fixée sur une tablette mobile).

Deux plateformes expérimentales ont été développées et ont été utilisées pour satisfaire deux campagnes d'essais visant à étudier le PAD/PDA avec ancrage fixe (chapitre 3) puis avec ancrage mobile (chapitre 4).

- pendant la première campagne, des sujets hémiplégiques droits ont effectué le PAD/PDA sans et avec ancrage fixe.
- pendant la deuxième campagne, des sujets hémiplégiques gauches ont effectué le PAD/PDA avec ancrage mobile.

Le travail sur deux populations différentes rend la comparaison entre les deux types d'aide difficile. Ce qui nous a amené à interpréter les résultats avec précaution. Ce changement est dû à l'absence d'un nombre suffisant de sujets hémiplégiques droits lors de la deuxième campagne. Les sujets hémiplégiques gauches ont souvent des problèmes spatiaux ce qui n'est pas le cas pour les sujets hémiplégiques droits ; il s'agit d'une des principales différences entre les sujets hémiplégiques gauches et droits. Lomaglio and Eng (2005) et Itoh et al. (2012) ont mis l'accent sur la différence entre les sujets hémiplégiques droits et gauches pour le contrôle postural : l'hémisphère droit joue un rôle important à ce sujet, ce qui fait que les sujets hémiplégiques droits ont un meilleur contrôle postural et un meilleur équilibre que ceux des sujets hémiplégiques gauches. Ceci empêche de généraliser certaines conclusions : le PAD/PDA avec ancrage mobile effectué par des sujets hémiplégiques gauches favorise l'asymétrie (par rapport au PAD/PDA avec ancrage fixe). C'est difficile de conclure sur ce

résultat à cause de la différence de population pour les deux types d'aide (le PAD/PDA avec ancrage fixe est effectué par des sujets hémiparétiques droits alors que le PAD/PDA avec ancrage mobile est effectué par des sujets hémiparétiques gauches). La difficulté que présentent les hémiparétiques gauches par rapport au contrôle postural peut être la cause d'une forte asymétrie lors du PAD et du PDA avec l'ancrage mobile.

Néanmoins, en général, les sujets hémiparétiques (gauches et droits) ont un mouvement asymétrique par rapport à des sujets témoins. C'est pour cette raison que le projet VHIPOD a eu pour objectif de développer un dispositif spécifique qui leur permet malgré cette difficulté de se lever, de s'asseoir et de se déplacer.

Le choix de la poignée et du protocole utilisé a été adapté aux besoins du projet VHIPOD. Le dispositif d'aide au PAD/PDA et au déplacement est placé en face de la personne qui peut être assise sur une chaise/lit etc. La personne utilise ainsi l'ancrage en traction. Cette poignée est différente de celles utilisées par Kinoshita et al. (2015), Bahrami et al. (2000) et O Meara and Smith (2006). Kinoshita et al. (2015) et Bahrami et al. (2000) ont utilisé une poignée-barre horizontale posée en dessous des épaules d'une telle manière que les sujets doivent s'appuyer sur la poignée-barre pour se lever. O Meara and Smith (2006) ont utilisé une poignée-barre latérale. Ils utilisent ainsi une stratégie d'appui sur l'ancrage et non de traction. Burnfield et al. (2012) ont testé un dispositif où la stratégie est de la traction bien que le dispositif nécessite que la personne prenne deux poignées avec les deux mains, sans support pour les coudes. Un prototype d'un dispositif d'assistance de l'Université Ritsumeikan (Nagai et al. (2003)) utilise une tablette comme support. Ce type de support permet une meilleure répartition des efforts car il permet, en plus des mains, un appui aux coudes. Ce dispositif couple donc les deux stratégies : traction par la poignée et appui au coude. Il est important de noter qu'il n'y a pas d'études biomécaniques effectuées pour expliquer le rôle des coudes lors du PAD/PDA avec ce type de dispositif.

Comme les sujets hémiparétiques ne peuvent utiliser qu'une seule main et que la force transmise par le dispositif doit être graduelle et sans secousse pendant le PAD et le PDA, l'idée d'utiliser une poignée mobile sans support a été rejetée. L'utilisation d'une tablette comme support semblait intéressante car non seulement la personne peut reposer son coude lorsqu'elle se lève mais aussi peut mieux répartir les efforts lors du PAD et du PDA : la force transmise par le dispositif est répartie en deux points d'appuis. Ceux-là étant la main et le coude. Comme le dispositif d'assistance de l'Université Ritsumeikan (Nagai et al. (2003)), le dispositif utilisé dans la deuxième campagne expérimentale couple les deux stratégies traction à travers la poignée et appui au coude. Cependant, certains sujets n'appuyaient pas

sur la tablette mais utilisaient la traction uniquement.

La poignée retenue dans la première campagne a été utilisée pour la deuxième (étude de l'ancrage mobile) mais la poignée a été fixée sur une tablette mobile qui sert de support pour la poignée et pour le coude.

Dans le cas de l'ancrage mobile, des difficultés de disponibilité d'un capteur opérationnel et adapté pour mesurer les efforts au contact coude/tablette ont malheureusement empêché l'analyse du rôle du coude lors du PAD/PDA des sujets hémiplégiques.

Dans le cas de l'ancrage fixe, le changement de la position de l'ancrage est limité à 15cm d'écartement. Cette contrainte vient de la conception de la plateforme expérimentale qui ne permet pas un écartement latéral de plus de 15cm vers la droite et vers la gauche de la position centrale de l'ancrage. Malgré cette limitation, des modifications dues au changement de la position ont été observées. Il serait certainement intéressant de connaître l'effet d'un écartement supérieur à 15cm ou de définir un seuil d'écartement optimal.

Avec l'aide des médecins et des kinésithérapeutes, 11 sujets hémiplégiques droits et 10 sujets hémiplégiques gauches ont accepté volontairement de participer aux expérimentations. Les données ont été exploitables :

- pour les 11 sujets hémiplégiques droits (première campagne).
- pour 7 sujets hémiplégiques gauches (deuxième campagne).

A cela s'ajoute la participation de 18 sujets sains pendant la première campagne et 7 pendant la deuxième. Le nombre de sujets hémiplégiques et de sujets témoins est faible mais suffisant pour pouvoir analyser le PAD/PDA avec ancrage fixe et mobile.

Par conséquent, l'analyse des données est limitée par le nombre de sujets qu'on a pu recruter. Une augmentation du nombre de sujets hémiplégiques aurait pu permettre d'étudier différents groupes comme le font certains auteurs dans la littérature. A titre d'exemple, Brière et al. (2013) ont séparé les sujets hémiplégiques en 3 groupes différents (faible, modéré, sévère) selon leur niveau d'asymétrie (basé sur la force d'extenseur des genoux) pour mieux les comparer aux sujets témoins.

Remarquons qu'il existe une variabilité (ex. asymétrie) inter-sujet très importante quel que soit le côté de l'hémiplégie. Malgré une diminution de la variabilité inter-sujet dans certaines conditions expérimentales (comme les valeurs d'asymétrie lors du PAD avec poignée centrale par rapport au PAD naturel), des différences significatives n'ont pas été observées pour autant. Cela peut être dû à la variabilité de la condition "hémiplégie". Cela

représente des personnes très différentes, dont le comportement moteur peut être différent en fonction de certaines atteintes. Par exemple, la perte de sensibilité fait partie des facteurs qui affecte l'équilibre (Tyson et al. (2006)).

Une augmentation du nombre est certainement nécessaire mais techniquement compliquée à mettre en œuvre dans un travail soumis à une contrainte de temps imposée par le projet industriel.

Il est également important de préciser le rôle du choix des tests statistiques sur l'interprétation des résultats. Pour l'étude de la position de la poignée une étude Anova globale suivie d'un test post-hoc ont été retenus, afin de pouvoir analyser d'une manière globale les 7 positions testées de l'ancrage. Néanmoins, si on avait choisi de faire une succession de tests non-paramétriques (ex. Wilcoxon) l'interprétation des résultats aurait pu être différente dans certains cas.

Les indicateurs retenus dans cette thèse sont basés sur la littérature, cependant la modalité de calcul de certains indicateurs est différente de celle utilisée en littérature. A titre d'exemple, un indicateur basé sur la moyenne des moments articulaires sur la phase de montée (de la perte de contact avec le siège jusqu'à la station debout) pour le PAD et sur la phase de descente (de la station debout à l'instant de prise de contact avec le siège) pour le PDA a été adopté dans cette thèse. Alors qu'en littérature, les pics des moments articulaires de flexion/extension des genoux ont été utilisés pour des études de PAD/PDA avec ancrage fixe (Kinoshita et al. (2015), O Meara and Smith (2006) et Vena et al. (2015)). Le calcul de la moyenne des moments articulaires sur une période de temps permet de prendre en compte l'effort effectué sur l'ensemble de la phase de montée/descente, et pas uniquement à un instant particulier. Mais, en même temps, prendre en compte l'ensemble de la phase de montée/descente pourrait faire diminuer l'écart entre deux conditions différentes (ex. PAD sans ancrage et PAD avec ancrage).

Les résultats de cette thèse sur la différence entre les sujets hémiplésiques et les sujets sains lors du PAD/PDA reflètent les difficultés dont souffrent les sujets atteints d'hémiplégie. La réduction de la force musculaire, l'appui augmenté du côté sain et l'augmentation de l'oscillation posturale sont parmi les facteurs qui causent un déséquilibre chez ces personnes (Ordahan et al. (2015)). L'équilibre étant défini par la capacité des personnes à maintenir leur centre de gravité dans les limites de stabilité de la base de support (Leroux et al. (2006)).

Dans le cadre de l'ancrage fixe, les sujets hémiplésiques ont pris plus de temps pour se

lever et s'asseoir que les sujets témoins, ont eu un débattement du centre de gravité latéral plus grand et ont été plus asymétriques que les sujets sains (première et troisième étude (3.3) du chapitre 3). Ceci n'est pas complètement nouveau. En effet, Cheng et al. (1998) ont montré que les sujets hémiplegiques prennent plus de temps pour se lever et s'asseoir sans aide. Cependant, l'ancrage fixe a contribué à réduire (par rapport au naturel) la durée de la phase de montée des sujets hémiplegiques, le débattement du centre de gravité latéral et les étalements des valeurs ($[\min ; \max]$) de l'indicateur d'asymétrie, les rapprochant ainsi du comportement des sujets sains (première étude du chapitre 3). Cette réduction n'a pas éliminé la différence entre les deux populations, pour autant (troisième étude du chapitre 3). L'augmentation du débattement latéral du centre de gravité (DI) et de l'asymétrie dynamique (IF) des sujets hémiplegiques par rapport aux sujets sains était attendue, l'hémiplegie étant une pathologie asymétrique par définition. L'oscillation du corps augmente dans le plan frontal à cause de l'appui réduit sur le membre inférieur parétique (Shumway-Cook et al. (1988)) et à cause des déficiences motrices et sensorielles dont souffrent les sujets hémiplegiques (Kiyota et al. (2011)).

Les sujets sains s'adaptent au changement de la position de la poignée plus que les sujets hémiplegiques (ex. Durée D, inclinaison du tronc T ou asymétrie |IF|) et ceci peut être dû aux conséquences dont souffrent les sujets hémiplegiques tels que la réduction des capacités d'ajustements posturaux anticipatifs (APA) (Massion et al. (1999)) qui est responsable de la performance du mouvement ; à l'altération en réflexes posturaux (Marigold and Eng (2006)) ou au fait que les sujets hémiplegiques tendent à réduire l'amplitude de leur mouvement due à une stratégie posturale anormale (Hocherman et al. (1988)).

L'utilisation d'un ancrage fixe a modifié la stratégie du PAD et du PDA : moins d'efforts aux genoux (selon les moments articulaires de flexion/extension aux genoux) avec une position plus verticale du tronc et un centre de gravité plus éloigné de la base de support aux instants de perte et de prise de contact avec le siège (indicateur de stabilité augmenté). Ces résultats sont cohérents avec la littérature (PAD/PDA pour des personnes non-hémiplegiques) : Kinoshita et al. (2015) pour le degré d'inclinaison du tronc, O Meara and Smith (2006) pour l'indicateur de stabilité, Bahrami et al. (2000) et Kinoshita (2012) pour les moments articulaires.

Selon l'indicateur d'asymétrie, la position latérale de la poignée influence significativement la norme des forces au sol des sujets souffrants d'hémiplegie. O Meara and Smith (2006) ont mis l'accent sur l'importance de la position de l'ancrage. Ils ont montré que la

modification de la position latérale d'une poignée-barre, introduit une asymétrie pour des personnes âgées saines.

De même, notre étude a montré que pour des sujets sains, la position latérale de la poignée (position "Gauche" et "Droite) introduit une asymétrie : l'appui au sol est augmenté du côté de la poignée. Ceci est compliqué pour des sujets hémiplésiques qui ont un membre inférieur parétique plus faible que l'autre. La difficulté à charger le membre parétique, même en position debout (Kiyota et al. (2011)), pourrait être la raison pour laquelle les sujets hémiplésiques s'adaptent difficilement à la modification de la position de la poignée. Néanmoins, une poignée posée du côté parétique des sujets hémiplésiques, les encourage à utiliser ce membre. L'incitation à l'appui du côté de la poignée, donne à la position de la poignée du côté parétique des sujets hémiplésiques (position "Droite" pour les sujets hémiplésiques droits) un rôle primordial : faire travailler le membre inférieur parétique. Cette stratégie d'appui sur le membre parétique est bien connue dans les exercices de kinésithérapie. Toutefois, son utilisation de façon dynamique au cours du mouvement n'est qu'assez peu utilisée et pourrait faire l'objet de travaux ultérieurs.

Dans le cadre de l'ancrage mobile, un déphasage de mouvement sujet/tablette a été remarqué. Le déphasage lors du PAD est analysé comme étant un temps de latence dû à l'attente de l'ordre de l'expérimentateur pour se lever. Les sujets ne lancent pas eux même le démarrage du mouvement de l'ancrage. Le déphasage à la fin du PDA a été expliqué par le fait que certains sujets s'assoient avant la fin du mouvement de la tablette. Cela est effectué à travers une désolidarisation coude et tablette : absence d'appui au coude mais sans lâcher la poignée. Peu d'essais ont été effectués avant d'enregistrer le mouvement avec pour principal objectif, de vérifier que les sujets ont bien pu se lever et s'asseoir à l'aide de l'assistance. Une attention plus particulière à l'appui du coude sur la tablette aurait pu modifier les résultats du déphasage. Cependant cela aurait nécessité un apprentissage plus long.

L'utilisation d'un ancrage mobile, comme l'ancrage fixe, a modifié la stratégie du PAD/PDA : inclinaison faible du tronc pendant le mouvement et un centre de gravité plus éloigné de la base de support aux instants de perte et de prise de contact avec le siège (indicateur de stabilité augmenté) que pour le PAD/PDA naturel. Une faible inclinaison du tronc influence la trajectoire du centre de gravité ; le tronc étant la partie qui pèse le plus par rapport aux autres parties corporelles (43% de la masse du corps (De Leva (1996))). Pour cette raison, il était prévisible qu'un changement du degré d'inclinaison du tronc influence l'indicateur de stabilité et donc la stratégie utilisée lors du PAD/PDA avec ancrage mobile ou fixe par rapport au PAD/PDA naturel. Cependant, à cause de la différence de population les résultats concernant l'ancrage mobile par rapport à l'ancrage fixe doivent être pris avec précaution.

Le travail de cette thèse apporte de nouvelles informations sur l'aide aux passages assis-debout et debout-assis des sujets hémiparétiques. De plus, les mesures expérimentales ont permis de fournir les informations nécessaires pour la conception du prototype VHIPOD.

Le résultat concernant la facilitation de l'appui du côté de la poignée peut être utile en rééducation. Les personnes hémiparétiques qui souhaitent améliorer l'appui du côté parétique peuvent se lever/s'asseoir à l'aide d'une poignée située du côté parétique.

Un questionnaire a été utilisé dans notre étude pour évaluer le PAD/PDA avec ancrage mobile par quelques questions simples et rapides. Des questions ont été posées aux sujets concernant la facilité, le confort, les douleurs etc. Les sujets notaient ces questions sur 10. L'utilisation d'un ancrage mobile a été acceptée par les sujets hémiparétiques pour faciliter le PAD/PDA et la majorité a trouvé l'utilisation d'un tel ancrage pour se lever et s'asseoir confortable, stable et indolore. Ce questionnaire a été choisi pour avoir une idée générale du ressenti des sujets et en particulier des sujets hémiparétiques sans prendre en compte la durée de l'expérimentation, limitée à une heure. Néanmoins, il aurait été intéressant de faire une évaluation globale de l'acceptabilité du dispositif par les sujets hémiparétiques.

Pasquier (2012) note que Shackel and Richardson (1991) (p.24) ont conçu l'acceptabilité d'un dispositif comme "un ratio de facteurs d'utilité, d'utilisabilité et d'agrément en fonction du coût. L'utilité correspond à la mise en adéquation des capacités du dispositif avec les besoins de l'utilisateur. L'utilisabilité renvoie à la capacité de l'utilisateur à utiliser la ou les fonctions du dispositif dans un environnement donné. L'agrément réfère à une évaluation affective vis-à-vis du dispositif."

Plusieurs approches ont été décrites en littérature pour évaluer l'acceptabilité d'un dispositif ou d'un système. A titre d'exemple :

- TAM (Technology Acceptance Model) développée par Davis (1989). Cette approche vise à diagnostiquer pendant la conception les problèmes pouvant limiter l'acceptation du dispositif. Cette approche considère que les premiers facteurs d'influence de l'acceptation du dispositif sont (Arbelaez Garces (2016)) : 1- l'utilité ("le degré avec lequel une personne pense que l'utilisation d'un système améliore sa performance"). 2- la facilité d'utilisation ("le degré auquel la personne pense que l'utilisation d'un système ne nécessite pas d'efforts") . Il existe de nos jours plusieurs versions améliorées du TAM.
- Acceptabilité des systèmes développés par Nielsen (1994). Cette approche est composée de l'acceptabilité sociale (adaptation aux besoins sociaux) et de l'acceptabilité pratique (utilité, coût, fiabilité, compatibilité, etc.)

D'autres conditions pourraient étendre ce travail. Par exemple, étudier le PAD/PDA avec ancrage fixe pour d'autres positions ou orientations de la poignée ou tester l'influence de la position de la poignée pour un écartement plus important ; étudier l'influence d'un ancrage mobile pour d'autres positions, en particulier pour une position du côté parétique des sujets hémiplésiques. Il serait aussi intéressant d'étudier le PAD/PDA avec ancrage mobile pour d'autres trajectoires/vitesses (ex. trajectoire imitant le PAD/PAD naturel) ou développer une assistance qui s'adapte à l'effort fourni par les sujets dont le but est de minimiser un critère bien défini tel que l'asymétrie. Une trajectoire/vitesse plus adaptée pourrait peut être faire mieux accepter le dispositif par les sujets. Des essais où les sujets déclenchent eux mêmes le mouvement peuvent peut être réduire le déphasage du PAD.

Dans le cadre du ressenti, il aurait été intéressant d'avoir dans chaque essai des mêmes sujets qui auraient pu comparer les deux types d'aides, même si les délais entre les expérimentations étaient longues.

De plus, Il serait intéressant de définir le type d'aide mobile qui serait le plus adapté aux sujets hémiplésiques : une poignée mobile sans support au coude ou bien poignée mobile avec support au coude. Ce travail permettrait aussi de comparer la stratégie de traction (poignée mobile) avec la stratégie qui combine la traction (à la poignée) et l'appui (au coude) et d'analyser les conséquences d'une telle assistance sur les efforts fournies sur le coude/épaule des sujets.

Annexe

Annexe A

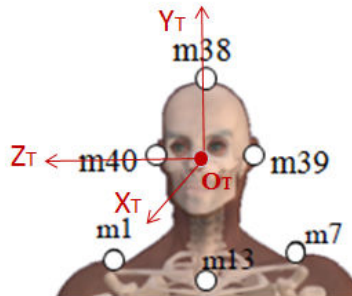


FIGURE A.1 – Repère local de la tête

Origine du repère de la tête : O_T	$O_T = (m40 + m39)/2$
Axe longitudinal de la tête : Y_T	$Y_T = m38 - O_T$
-	$A = m39 - m40$
Axe antéro-postérieur de la tête : X_T	$X_T = A \wedge Y_T$
Axe transversal de la tête : Z_T	$Z_T = X_T \wedge Y_T$

TABLE A.1 – Calcul du repère local de la tête.

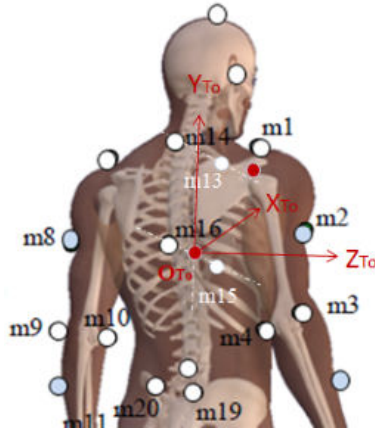


FIGURE A.2 – Repère local du tronc

Origine du repère du tronc : O_{T_o}	$O_{T_o} = (m15 + m16)/2$
Axe longitudinal du tronc : Y_{T_o}	$Y_{T_o} = (m13 + m14)/2 - O_{T_o}$
-	$A_1 = m13 - O_{T_o}$
-	$A_2 = m14 - O_{T_o}$
Axe transversal du tronc : Z_{T_o}	$Z_{T_o} = A_1 \wedge A_2$
Axe antéro-postérieur du tronc : X_{T_o}	$X_{T_o} = Y_{T_o} \wedge Z_{T_o}$

TABLE A.2 – Calcul du repère local du tronc.

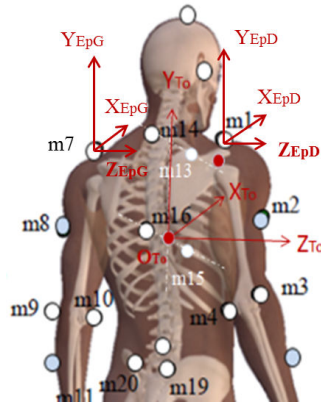


FIGURE A.3 – Repères locaux des épaules

Origine du repère de l'épaule droite : O_{EpD}	$O_{EpD} = m1$
Axe longitudinal de l'épaule droite : Y_{EpD}	$Y_{EpD} = Y_{To}$
Axe transversal de l'épaule droite : Z_{EpD}	$Z_{EpD} = Z_{To}$
Axe antéro-postérieur de l'épaule droite : X_{EpD}	$X_{EpD} = X_{To}$
Origine du repère de l'épaule gauche : O_{EpG}	$O_{EpG} = m7$
Axe longitudinal de l'épaule gauche : Y_{EpG}	$Y_{EpG} = Y_{To}$
Axe transversal de l'épaule gauche : Z_{EpG}	$Z_{EpG} = Z_{To}$
Axe antéro-postérieur de l'épaule gauche : X_{EpG}	$X_{EpG} = X_{To}$

TABLE A.3 – Calcul des repères locaux des épaules gauche et droite.

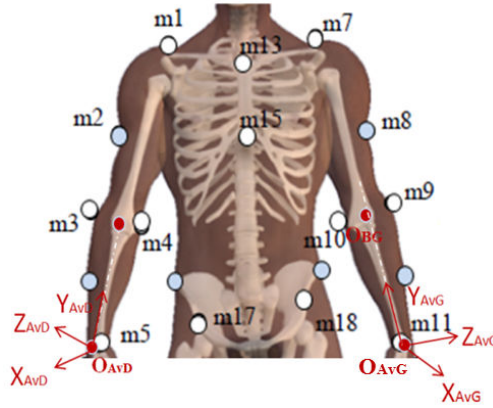


FIGURE A.4 – Repères locaux des avant-bras droit et gauche

Origine du repère de l'avant-bras droit : O_{AvD}	$O_{AvD} = (m5 + m6)/2$
Axe longitudinal de l'avant-bras droit : Y_{AvD}	$Y_{AvD} = O_{BD} - O_{AvD}$
-	$A_1 = m5 - m6$
-	$A_2 = O_{BD} - m6$
Axe antéro-postérieur de l'avant-bras droit : X_{AvD}	$X_{AvD} = A_1 \wedge A_2$
Axe transversal de l'avant-bras droit : Z_{AvD}	$Z_{AvD} = X_{AvD} \wedge Y_{AvD}$
Origine du repère de l'avant-bras gauche : O_{AvG}	$O_{AvG} = (m11 + m12)/2$
Axe longitudinal de l'avant-bras gauche : Y_{AvG}	$Y_{AvG} = O_{BG} - O_{AvG}$
-	$A_1 = O_{BG} - m12$
-	$A_2 = m11 - m12$
Axe antéro-postérieur de l'avant-bras gauche : X_{AvG}	$X_{AvG} = A_1 \wedge A_2$
Axe transversal de l'avant-bras gauche : Z_{AvG}	$Z_{AvG} = X_{AvG} \wedge Y_{AvG}$

TABLE A.4 – Calcul des repères locaux des avants-bras droit et gauche.

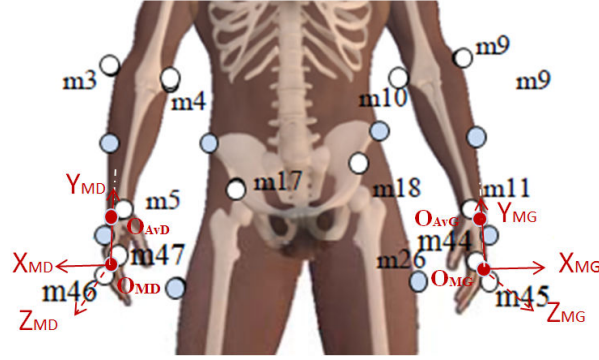


FIGURE A.5 – Repères locaux des mains droite et gauche

Origine du repère de la main droite : O_{MD}	$O_{MD} = (m47 + m46)/2$
Axe longitudinal de la main droite : Y_{MD}	$Y_{MD} = O_{AvD} - O_{MD}$
-	$A_1 = m47 - m46$
-	$A_2 = O_{AvD} - m46$
Axe antéro-postérieur de la main droite : X_{MD}	$X_{MD} = A_1 \wedge A_2$
Axe transversal de la main droite : Z_{MD}	$Z_{MD} = X_{MD} \wedge Y_{MD}$
Origine du repère de la main gauche : O_{MG}	$O_{MG} = (m45 + m44)/2$
Axe longitudinal de la main gauche : Y_{MG}	$Y_{MG} = O_{AvG} - O_{MG}$
-	$A_1 = O_{AvG} - m45$
-	$A_2 = m44 - m45$
Axe antéro-postérieur de la main gauche : X_{MG}	$X_{MG} = A_1 \wedge A_2$
Axe transversal de la main gauche : Z_{MG}	$Z_{MG} = X_{MG} \wedge Y_{MG}$

TABLE A.5 – Calcul des repères locaux des mains droite et gauche.

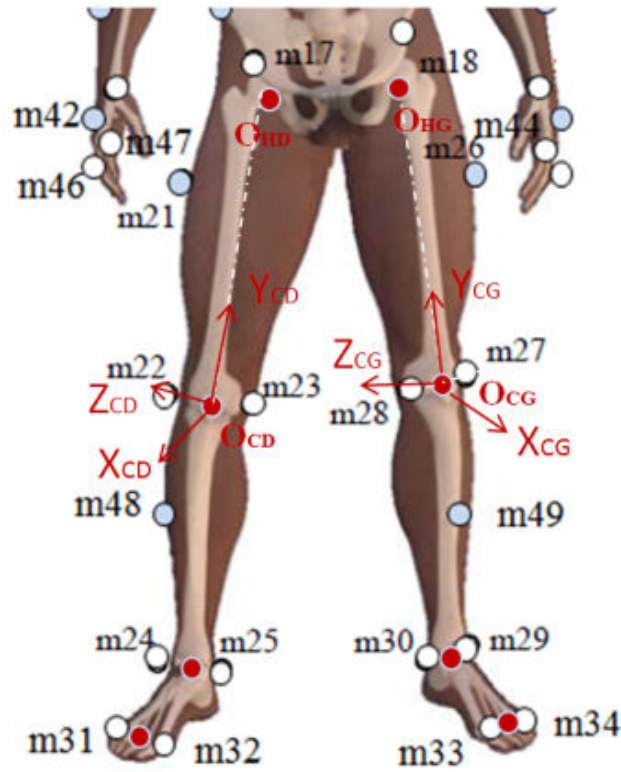


FIGURE A.6 – Repères locaux des cuisses droite et gauche

Origine du repère de la cuisse droite : O_{CD}	$O_{CD} = (m22 + m23)/2$
Axe longitudinal de la cuisse droite : Y_{CD}	$Y_{CD} = O_{HD} - O_{CD}$
-	$A = m22 - O_{CD}$
Axe antéro-postérieur de la cuisse droite : X_{CD}	$X_{CD} = Y_{CD} \wedge A$
Axe transversal de la cuisse droite : Z_{CD}	$Z_{CD} = X_{CD} \wedge Y_{CD}$
Origine du repère de la cuisse gauche : O_{CG}	$O_{CG} = (m27 + m28)/2$
Axe longitudinal de la cuisse gauche : Y_{CG}	$Y_{CG} = O_{HG} - O_{CG}$
-	$A = O_{CG} - m27$
Axe antéro-postérieur de la cuisse gauche : X_{CG}	$X_{CG} = Y_{CG} \wedge A$
Axe transversal de la cuisse gauche : Z_{CG}	$Z_{CG} = X_{CG} \wedge Y_{CG}$

TABLE A.6 – Calcul des repères locaux des cuisses droite et gauche.

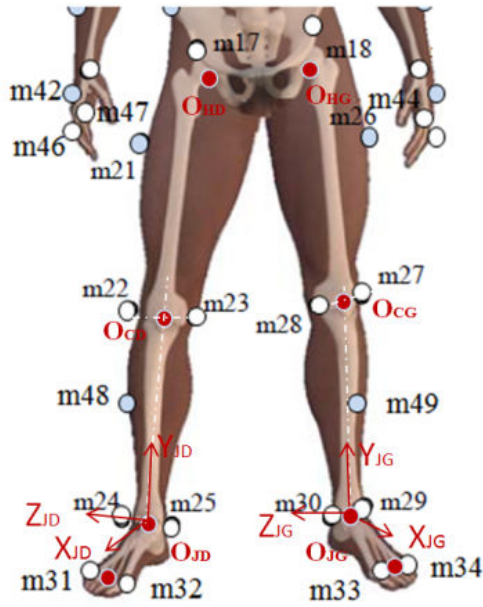


FIGURE A.7 – Repères locaux des jambes droite et gauche

Origine du repère de la jambe droite : O_{JD}	$O_{JD} = (m24 + m25)/2$
Axe longitudinal de la jambe droite : Y_{JD}	$Y_{JD} = O_{CD} - O_{JD}$
-	$A = m24 - O_{JD}$
Axe antéro-postérieur de la jambe droite : X_{JD}	$X_{JD} = Y_{JD} \wedge A$
Axe transversal de la jambe droite : Z_{JD}	$Z_{JD} = X_{JD} \wedge Y_{JD}$
Origine du repère de la jambe gauche : O_{JG}	$O_{JG} = (m29 + m30)/2$
Axe longitudinal de la jambe gauche : Y_{JG}	$Y_{JG} = O_{CG} - O_{JG}$
-	$A = m29 - O_{JG}$
Axe antéro-postérieur de la jambe gauche : X_{JG}	$X_{JG} = A \wedge Y_{JG}$
Axe transversal de la jambe gauche : Z_{JG}	$Z_{JG} = X_{JG} \wedge Y_{JG}$

TABLE A.7 – Calcul des repères locaux des jambes droite et gauche.

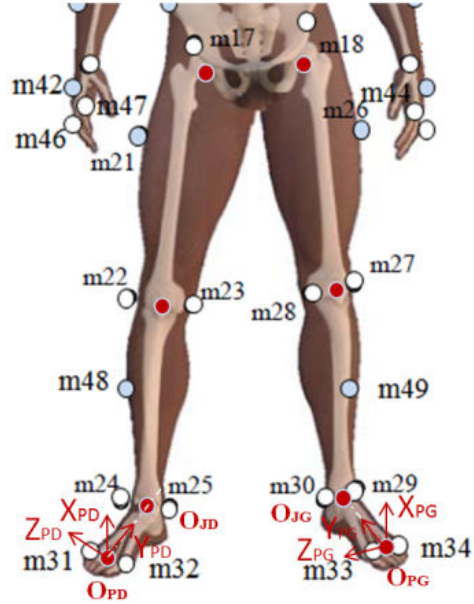


FIGURE A.8 – Repères locaux des pieds droit et gauche

Origine du repère du pied droit : O_{PD}	$O_{PD} = (m31 + m32)/2$
Axe longitudinal du pied droit : Y_{PD}	$Y_{PD} = O_{JD} - O_{PD}$
-	$A = m24 - m25$
Axe antéro-postérieur du pied droit : X_{PD}	$X_{PD} = Y_{PD} \wedge A$
Axe transversal du pied droit : Z_{PD}	$Z_{PD} = X_{PD} \wedge Y_{PD}$
Origine du repère du pied gauche : O_{PG}	$O_{PG} = (m33 + m34)/2$
Axe longitudinal du pied gauche : Y_{PG}	$Y_{PG} = O_{JG} - O_{PG}$
-	$A = m30 - m29$
Axe antéro-postérieur du pied gauche : X_{PG}	$X_{PG} = A \wedge Y_{PG}$
Axe transversal du pied gauche : Z_{PG}	$Z_{PG} = X_{PG} \wedge Y_{PG}$

TABLE A.8 – Calcul des repères locaux des pieds droit et gauche.

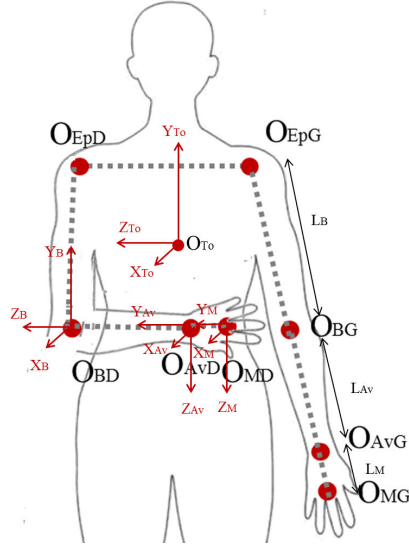


FIGURE A.9 – Repères locaux du bras, avant-bras et de la main droite lorsque ceux ci sont en écharpe.

Origine du repère du bras : O_{BD}	$O_{BD} = {}^0_T\mathbf{T}(({}^0_T\mathbf{T})^{-1} \times O_{EpD} + (0; -L_B; 0))$
Axe longitudinal du bras : Y_{BD}	$Y_{BD} = Y_{To}$
Axe transversal du bras : Z_{BD}	$Z_{BD} = Z_{To}$
Axe antéro-postérieur du bras : X_{BD}	$X_{BD} = X_{To}$
Origine du repère de l'avant-bras : O_{AvD}	$O_{AvD} = {}^0_T\mathbf{T}(({}^0_T\mathbf{T})^{-1} \times O_{BD} + (0; 0; -L_{Av}))$
Axe longitudinal de l'avant-bras : Y_{AvD}	$Y_{AvD} = Z_{To}$
Axe transversal de l'avant-bras : Z_{AvD}	$Z_{AvD} = -Y_{To}$
Axe antéro-postérieur de l'avant-bras : X_{AvD}	$X_{AvD} = X_{To}$
Origine du repère de la main : O_{MD}	$O_{MD} = {}^0_T\mathbf{T}(({}^0_T\mathbf{T})^{-1} \times O_{AvD} + (0; 0; -L_M))$
Axe longitudinal de la main : Y_{MD}	$Y_{MD} = Z_{To}$
Axe transversal de la main : Z_{MD}	$Z_{MD} = -Y_{To}$
Axe antéro-postérieur de la main : X_{MD}	$X_{MD} = X_{To}$

TABLE A.9 – Calcul des repères locaux du bras, avant-bras et de la main droite lorsque ceux ci sont en écharpe. ${}^0_T\mathbf{T}$ est la matrice du segment Tronc exprimé dans le repère globale. L_B , L_{Av} , L_M sont les longueurs du bras, de l'avant-bras et de la main.

Annexe B

Nom : Prénom : Endroit de réalisation des tâches :		Médecin prescripteur : Diagnostic : Kinésithérapeute :		Dates		
Instructions, items et cotation						
1. Transfert assis-debout. <i>Levez-vous. Essayez de ne pas utiliser vos mains pour vous lever</i>	4 : capable de se lever sans les mains et se stabilise indépendamment					
	3 : capable de se lever indépendamment avec les mains					
	2 : capable de se lever avec les mains après plusieurs essais					
	1 : a besoin d'un minimum d'aide pour se lever ou se stabiliser					
	0 : a besoin d'une assistance modérée ou maximale pour se lever					
2. Station debout sans appui. <i>Restez debout sans vous tenir</i>	4 : capable de rester debout en sécurité 2 minutes					
	3 : capable de rester debout 2 minutes avec une supervision					
	2 : capable de rester debout 30 secondes sans se tenir					
	1 : a besoin de plusieurs essais pour rester debout 30 secondes sans se tenir					
	0 : incapable de rester debout 30 secondes sans assistance					
Si le sujet peut rester debout 2 minutes sans se tenir, attribuer le score maximum à l'item 3 et passer à l'item 4.						
3. Assis sans dossier mais les pieds en appui au sol ou sur un repose-pieds. <i>Restez assis les bras croisés pendant 2 minutes</i>	4 : capable de rester assis en sûreté et sécurité pendant 2 minutes					
	3 : capable de rester assis en sûreté et sécurité pendant 2 minutes avec une supervision					
	2 : capable de rester assis 30 secondes					
	1 : capable de rester assis 10 secondes					
	0 : incapable de rester assis sans appuis 10 secondes					
4. Transfert debout-assis. <i>Asseyez-vous</i>	4 : S'assoit en sécurité avec une aide minimale des mains					
	3 : Contrôle la descente en utilisant les mains					
	2 : Utilise l'arrière des jambes contre le fauteuil pour contrôler la descente					
	1 : S'assoit indépendamment mais a une descente incontrôlée					
	0 : a besoin d'une assistance pour s'asseoir					

FIGURE B.1 – Extrait des 4 premiers items de l'Echelle de Berg (HAS (2006)). Le Passage assis-debout et debout-assis sont marqués en rouge.

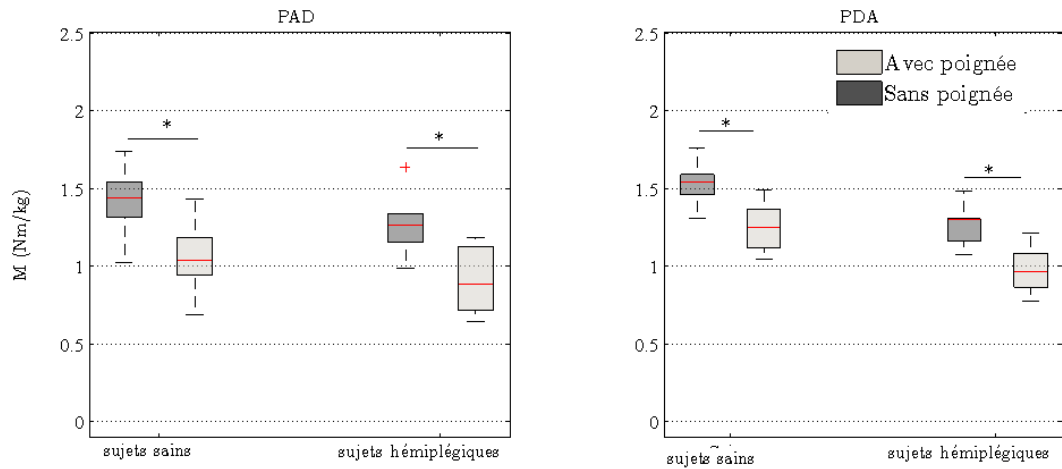


FIGURE B.2 – Maximum des moments articulaires de flexion/extension des genoux, normalisé par la masse des sujets, lors du PAD et du PDA, avec et sans poignée des sujets sains et hémiplégiques. * : $p < 0.05$; post-hoc (LSD).

Bibliographie

- Adams, S., Ashburn, A., Pickering, R., and Taylor, D. (1997). The scalability of the rivermead motor assessment in acute stroke patients. *Clinical rehabilitation*, 11(1) :42–51.
- Alexander, N. B., Schultz, A. B., and Warwick, D. N. (1991). Rising from a chair : effects of age and functional ability on performance biomechanics. *Journal of Gerontology*, 46(3) :M91–M98.
- Allouche, B. (2016). *Modélisation et commande des robots - nouvelles approches basées sur les modèles Takagi-Sugeno*. PhD thesis, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.
- Anglin, C. and Wyss, U. P. (2000). Arm motion and load analysis of sit-to-stand, stand-to-sit, cane walking and lifting. *Clinical Biomechanics*, 15(6) :441–448.
- Arbelaez Garces, G. A. (2016). *Intégration des préférences des parties prenantes et amélioration de l'acceptabilité lors du processus de co-conception : application au système de santé*. PhD thesis, Université de Lorraine.
- Azouvi, P., Olivier, S., De Montety, G., Samuel, C., Louis-Dreyfus, A., and Tesio, L. (2003). Behavioral assessment of unilateral neglect : study of the psychometric properties of the catherine bergego scale. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(1) :51–57.
- Bahrami, F., Riener, R., Jabedar-Maralani, P., and Schmidt, G. (2000). Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. *Clinical Biomechanics*, 15(2) :123–133.
- Ballard, C., Stephens, S., Kenny, R., Kalaria, R., Tovee, M., and O'Brien, J. (2003). Profile of neuropsychological deficits in older stroke survivors without dementia. *Dementia and geriatric cognitive disorders*, 16(1) :52–56.
- Bell, A. L., Brand, R. A., and Pedersen, D. R. (1989). Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Human Movement Science*, 8(1) :3–16.

- Benaim, C., Pérennou, D. A., Villy, J., Rousseaux, M., and Pelissier, J. Y. (1999). Validation of a standardized assessment of postural control in stroke patients the postural assessment scale for stroke patients (pass). *Stroke*, 30(9) :1862–1868.
- Berg, K., Wood-Dauphine, S., Williams, J., and Gayton, D. (1989). Measuring balance in the elderly : preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41(6) :304–311.
- Bestaven, E. (2008). *Stratégies utilisées par des personnes jeunes et des personnes âgées lors des transferts assis-debout et assis-marche*. PhD thesis, Université Rennes 2 ; Université Européenne de Bretagne.
- Brière, A., Lauzière, S., Gravel, D., and Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 41(8) :1704–1708.
- Brière, A., Nadeau, S., Lauzière, S., Gravel, D., and Dehail, P. (2013). Knee efforts and weight-bearing asymmetry during sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis and healthy controls. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(2) :508–515.
- Bruno-Petrina, A. et al. (2009). Motor recovery in stroke. *Medicine Specialist*.
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M. A., and Shechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(7) :924–929.
- Burnett, D. R., Campbell-Kyureghyan, N. H., Cerrito, P. B., and Quesada, P. M. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4) :610–615.
- Burnfield, J. M., Shu, Y., Buster, T. W., Taylor, A. P., McBride, M. M., and Krause, M. E. (2012). Kinematic and electromyographic analyses of normal and device-assisted sit-to-stand transfers. *Gait & posture*, 36(3) :516–522.
- Cachia, C. (2008). *A Biomechanical Analysis of the Sit-to-stand Transfer in Parkinson's Disease*. Citeseer.
- Carr, J. H., Shepherd, R. B., Nordholm, L., and Lynne, D. (1985). Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Physical therapy*, 65(2) :175–180.

- Cheng, P.-T., Liaw, M.-Y., Wong, M.-K., Tang, F.-T., Lee, M.-Y., and Lin, P.-S. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79(9) :1043–1046.
- Cheng, P.-T., Wu, S.-H., Liaw, M.-Y., Wong, A. M., and Tang, F.-T. (2001). Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(12) :1650–1654.
- Daley, K., Mayo, N., and Wood-Dauphinée, S. (1999). Reliability of scores on the stroke rehabilitation assessment of movement (stream) measure. *Physical therapy*, 79(1) :8–23.
- Davis, F. D. (1989). Perceived usefulness, perceived ease of use, and user acceptance of information technology. *MIS quarterly*, pages 319–340.
- Davis, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D., and Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human movement science*, 10(5) :575–587.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to zatsiorsky-seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, 29(9) :1223–1230.
- de Peretti, C., Grimaud, O., Tuppin, P., Chin, F., and Woimant, F. (2012). Prévalence des accidents vasculaires cérébraux et de leurs séquelles et impact sur les activités de la vie quotidienne : apports des enquêtes déclaratives handicap-santé-ménages et handicap-santé-institution. *Prévalence*, 10(1).
- de Souza Rocha, A., Knabben, R. J., and Michaelsen, S. M. (2010). Non-paretic lower limb constraint with a step decreases the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand at two seat heights in subjects with hemiparesis. *Gait & posture*, 32(4) :457–463.
- Dodds, T. A., Martin, D. P., Stolov, W. C., and Deyo, R. A. (1992). A validation of the functional independence measurement and its performance among rehabilitation inpatients. *Stroke*, 7 :65–75.
- Doriot, N. and Cheze, L. (2001). Analyse tridimensionnelle du membre inférieur durant la phase d’appui de la marche. *ITBM-RBM*, 22(3) :178–184.
- Duarte, E., Marco, E., Muniesa, J., Belmonte, R., Diaz, P., Tejero, M., and Escalada, F. (2002). Trunk control test as a functional predictor in stroke patients. *Journal of rehabilitation medicine*, 34(6) :267–272.

- Duncan, P. W., Propst, M., and Nelson, S. G. (1983). Reliability of the fugl-meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident. *Physical therapy*, 63(10) :1606–1610.
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., and Studenski, S. (1990). Functional reach : a new clinical measure of balance. *Journal of gerontology*, 45(6) :M192–M197.
- Ellis, M., Seedhom, B., and Wright, V. (1984). Forces in the knee joint whilst rising from a seated position. *Journal of biomedical engineering*, 6(2) :113–120.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., Sanford, J., Barreca, S., Vanspall, B., and Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the chedoke-mcmaster stroke assessment. *Stroke*, 24(1) :58–63.
- Gregson, J. M., Leathley, M., Moore, A. P., Sharma, A. K., Smith, T. L., and Watkins, C. L. (1999). Reliability of the tone assessment scale and the modified ashworth scale as clinical tools for assessing poststroke spasticity. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(9) :1013–1016.
- HAS (2006). Référentiel d’auto-évaluation des pratiques professionnelles en massokinésithérapie - evaluation fonctionnelle de l’avec. *Haute Autorité de Santé*, 2006.
- HAS (2012). Accident vasculaire cérébral-méthodes de rééducation de la fonction motrice chez l’adulte. *Haute Autorité de Santé*, 2012.
- Heller, A., Wade, D., Wood, V. A., Sunderland, A., Hewer, R. L., and Ward, E. (1987). Arm function after stroke : measurement and recovery over the first three months. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 50(6) :714–719.
- Hirschfeld, H., Thorsteinsdottir, M., and Olsson, E. (1999). Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand. *Journal of neurophysiology*, 82(6) :3021–3029.
- Hocherman, S., Dickstein, R., Hirschbiene, A., and Pillar, T. (1988). Postural responses of normal geriatric and hemiplegic patients to a continuing perturbation. *Experimental neurology*, 99(2) :388–402.
- Horváth, M., Fazekas, M., Tihanyi, T., and Tihanyi, J. (2005). Standing stability of hemiparetic patients estimated in different ways. *Facta universitatis-series : Physical Education and Sport*, 3(1) :59–68.

- Howe, T., Taylor, I., Finn, P., and Jones, H. (2005). Lateral weight transference exercises following acute stroke : a preliminary study of clinical effectiveness. *Clinical rehabilitation*, 19(1) :45–53.
- Hughes, M., Weiner, D., Schenkman, M., Long, R., and Studenski, S. (1994). Chair rise strategies in the elderly. *Clinical Biomechanics*, 9(3) :187–192.
- Itoh, N., Kagaya, H., Horio, K., Hori, K., Itoh, N., Ota, K., Kanada, Y., and Saitoh, E. (2012). Relationship between movement asymmetry and sit-to-stand/stand-to-sit duration in patients with hemiplegia. *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*, 3 :66–71.
- Jeyasurya, J., Van der Loos, H. M., Hodgson, A., and A. Croft, E. (2013). Comparison of seat, waist, and arm sit-to-stand assistance modalities in elderly population. *Journal of rehabilitation research and development*, 50(6) :835.
- Johnson, M. B., Cacciatore, T. W., Hamill, J., and Van Emmerik, R. E. (2010). Multi-segmental torso coordination during the transition from sitting to standing. *Clinical Biomechanics*, 25(3) :199–205.
- Kinoshita, S. (2012). Handrail position and shape that best facilitate sit-to-stand movement. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 25(1) :33–45.
- Kinoshita, S., Kiyama, R., and Yoshimoto, Y. (2015). Effect of handrail height on sit-to-stand movement. *PloS one*, 10(7) :e0133747.
- Kiyota, Y., Hase, K., Nagashima, H., Obara, T., and Liu, M. (2011). Adaptation process for standing postural control in individuals with hemiparesis. *Disability and rehabilitation*, 33(25-26) :2567–2573.
- Kralj, A., Jaeger, R. J., and Munih, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans : definitions and normative data presentation. *Journal of biomechanics*, 23(11) :1123–1138.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G., and Giannini, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of biomechanics*, 32(1) :99–103.
- Legnani, G., Casalo, F., Righettini, P., and Zappa, B. (1996a). A homogeneous matrix approach to 3d kinematics and dynamics—ii. applications to chains of rigid bodies and serial manipulators. *Mechanism and machine theory*, 31(5) :589–605.

- Legnani, G., Casolo, F., Righettini, P., and Zappa, B. (1996b). A homogeneous matrix approach to 3d kinematics and dynamics—i. theory. *Mechanism and machine theory*, 31(5) :573–587.
- Leroux, A., Pinet, H., and Nadeau, S. (2006). Task-oriented intervention in chronic stroke : changes in clinical and laboratory measures of balance and mobility. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 85(10) :820–830.
- Lomaglio, M. J. and Eng, J. J. (2005). Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait & posture*, 22(2) :126–131.
- Marigold, D. S. and Eng, J. J. (2006). Altered timing of postural reflexes contributes to falling in persons with chronic stroke. *Experimental brain research*, 171(4) :459.
- Massion, J., Ioffe, M., Schmitz, C., Viallet, F., and Gantcheva, R. (1999). Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task : normal and pathological aspects. *Experimental Brain Research*, 128(1-2) :229–235.
- Mazzà, C., Stanhope, S. J., Taviani, A., and Cappozzo, A. (2006). Biomechanic modeling of sit-to-stand to upright posture for mobility assessment of persons with chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(5) :635–641.
- Mazzà, C., Zok, M., and Della Croce, U. (2005). Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment : determination of the timing of the task phases from force platform data. *Gait & posture*, 21(4) :425–431.
- McDonnell, M. (2008). Action research arm test. *Australian journal of physiotherapy*, 54(3) :220.
- Mensah, G. A. (2008). Epidemiology of stroke and high blood pressure in africa. *Heart*, 94(6) :697–705.
- Millington, P. J., Myklebust, B. M., Shambes, G. M., et al. (1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil*, 73(7) :609–17.
- Nagai, K., Nakanishi, I., and Hanafusa, H. (2003). Assistance of self-transfer of patients using a power-assisting device. In *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA'03. IEEE International Conference on*, volume 3, pages 4008–4015. IEEE.
- Nielsen, J. (1994). *Usability engineering*. Elsevier.

- O Meara, D. M. and Smith, R. M. (2006). The effects of unilateral grab rail assistance on the sit-to-stand performance of older aged adults. *Human movement science*, 25(2) :257–274.
- Ordahan, B., Karahan, A., Basaran, A., Turkoglu, G., Kucuksarac, S., Cubukcu, M., Tekin, L., Polat, A., and Kuran, B. (2015). Impact of exercises administered to stroke patients with balance trainer on rehabilitation results : a randomized controlled study. *Hippokratia*, 19(2) :125.
- Papa, E. and Cappozzo, A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of biomechanics*, 33(9) :1113–1122.
- Pasquier, H. M. L. (2012). *Définir l’acceptabilité sociale dans les modèles d’usage : vers l’introduction de la valeur sociale dans la prédiction du comportement d’utilisation*. PhD thesis, Université Rennes 2.
- Pauley, T., Ismail, F., Boulias, C., Devlin, M., and Phadke, C. P. (2013). Comparison of foot pedal reaction time among patients with right or left hemiplegia and able-bodied controls. *Topics in stroke rehabilitation*, 20(6) :500–508.
- Pauley, T., Phadke, C. P., Kassam, A., Ismail, F., Boulias, C., and Devlin, M. (2015). The influence of a concurrent cognitive task on lower limb reaction time among stroke survivors with right-or left-hemiplegia. *Topics in stroke rehabilitation*, 22(5) :342–348.
- Pradon, D. and Cheze, L. (2003). Three-dimensional kinematic model of the back and upper limb to analyze propulsive technique in manual wheelchair. *ITBM-RBM*, 24 :20–27.
- Prinz, R., Neville, S., and Livingston, N. (2007). Development of a fuzzy-based sit-to-stand controller. In *2007 Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, pages 1631–1634. IEEE.
- Rådman, L., Forsberg, A., and Nilsagård, Y. (2015). Modified rivermead mobility index : a reliable measure in people within 14 days post-stroke. *Physiotherapy theory and practice*, 31(2) :126–129.
- Roebroeck, M., Doorenbosch, C., Harlaar, J., Jacobs, R., and Lankhorst, G. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics*, 9(4) :235–244.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., and Piette, 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. *Clinical Biomechanics*, 21(6) :585–593.

- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Piette, F., Malouin, F., and McFadyen, B. J. (2007). Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 22(7) :795–804.
- Sanford, J., Moreland, J., Swanson, L. R., Stratford, P. W., and Gowland, C. (1993). Reliability of the fughl-meyer assessment for testing motor performance in patients following stroke. *Physical therapy*, 73(7) :447–454.
- Scarborough, D. M., McGibbon, C. A., and Krebs, D. E. (2007). Chair rise strategies in older adults with functional limitations. *Journal of rehabilitation research and development*, 44(1) :33.
- Scarborough, P., Peto, V., Bhatnagar, P., Kaur, A., Leal, J., Luengo-Fernandez, R., Gray, A., Rayner, M., and Allender, S. (2009). Stroke statistics.
- Schenkman, M., Riley, P., and Pieper, C. (1996). Sit to stand from progressively lower seat heights—alterations in angular velocity. *Clinical Biomechanics*, 11(3) :153–158.
- Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J., and Rau, G. (1999). A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *Journal of Biomechanics*, 32(6) :615–621.
- Schnitzler, A., Woimant, F., Nicolau, J., Tuppin, P., and de Peretti, C. (2014). Effect of rehabilitation setting on dependence following stroke : an analysis of the french inpatient database. *Neurorehabilitation and neural repair*, 28(1) :36–44.
- Schuling, J., De Haan, R., Limburg, M. t., and Groenier, K. (1993). The frenchay activities index. assessment of functional status in stroke patients. *Stroke*, 24(8) :1173–1177.
- Shackel, B. and Richardson, S. J. (1991). *Human factors for informatics usability*. Cambridge university press.
- Shumway-Cook, A., Anson, D., and Haller, S. (1988). Postural sway biofeedback : its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 69(6) :395–400.
- Strong, K., Mathers, C., and Bonita, R. (2007). Preventing stroke : saving lives around the world. *The Lancet Neurology*, 6(2) :182–187.
- Sulter, G., Steen, C., and De Keyser, J. (1999). Use of the barthel index and modified rankin scale in acute stroke trials. *Stroke*, 30(8) :1538–1541.

- Tran, J., Mirzaei, M., Anderson, L., and Leeder, S. R. (2010). The epidemiology of stroke in the middle east and north africa. *Journal of the neurological sciences*, 295(1) :38–40.
- Truelsen, T., Heuschmann, P., Bonita, R., Arjundas, G., Dalal, P., Damasceno, A., Nagaraja, D., Ogunniyi, A., Oveisgharan, S., Radhakrishnan, K., et al. (2007). Standard method for developing stroke registers in low-income and middle-income countries : experiences from a feasibility study of a stepwise approach to stroke surveillance (steps stroke). *The Lancet Neurology*, 6(2) :134–139.
- Tsai, C.-F., Thomas, B., and Sudlow, C. L. (2013). Epidemiology of stroke and its subtypes in chinese vs white populations a systematic review. *Neurology*, 81(3) :264–272.
- Tully, E. A., Fotoohabadi, M. R., and Galea, M. P. (2005). Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. *Gait & posture*, 22(4) :338–345.
- Tylkowski, C., Simon, S., and Mansour, J. M. (1982). The frank stinchfield award paper. internal rotation gait in spastic cerebral palsy. *The hip*, page 89.
- Tyson, S. F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A., and Tallis, R. C. (2006). Balance disability after stroke. *Physical therapy*, 86(1) :30.
- Umberger, B. R. (2008). Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *Journal of biomechanics*, 41(11) :2575–2580.
- van der Helm, F. C. and Pronk, G. M. (1995). Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanical engineering*, 117(1) :27–40.
- Van Lummel, R., Ainsworth, E., Lindemann, U., Zijlstra, W., Chiari, L., Van Campen, P., and Hausdorff, J. (2013). Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults. *Gait & Posture*, 38(1) :153–156.
- Vander Linden, D. W., Brunt, D., and McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 75(6) :653–660.
- Vena, D., Novak, A. C., King, E. C., Dutta, T., and Fernie, G. R. (2015). The evaluation of vertical pole configuration and location on assisting the sit-to-stand movement in older adults with mobility limitations. *Assistive Technology*, 27(4) :208–218.
- WHO (2006). *Neurological disorders : public health challenges*. World Health Organization.

-
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D D'Lima, D., Cristofolini, L., Witte, H., et al. (2002). Isb recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part i : ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35(4) :543–548.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., et al. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5) :981–992.
- Yamada, T. and Demura, S. (2010). The relationship of force output characteristics during a sit-to-stand movement with lower limb muscle mass and knee joint extension in the elderly. *Archives of gerontology and geriatrics*, 50(3) :e46–e50.
- Yamada, T. and Demura, S.-i. (2009). Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. *Archives of gerontology and geriatrics*, 48(1) :73–77.
- Zhang, Y., Chapman, A.-M., Plested, M., Jackson, D., and Purroy, F. (2012). The incidence, prevalence, and mortality of stroke in france, germany, italy, spain, the uk, and the us : a literature review. *Stroke research and treatment*, 2012.

Étude du passage assis-debout et debout-assis du sujet hémiplégique

Influence d'un appui fixe ou mobile

RESUME

La première cause de handicap neurologique chez l'adulte en France est l'accident vasculaire cérébral(AVC). L'AVC est la principale cause de l'hémiplégie et peut conduire à des séquelles lourdes telles que des difficultés à se lever et s'asseoir. A ce jour, il n'existe pas de dispositif d'aide au passage assis-debout(PAD)/debout-assis(PDA) permettant le déplacement en position debout adapté aux sujets hémiplégiques. La conception de ce type de dispositif est l'objectif du projet VHIPOD. L'absence d'études sur le PAD/PDA avec aide des sujets hémiplégiques invite à explorer deux types d'aides : ancrage fixe et ancrage mobile. Une première campagne d'expérimentation a permis de mesurer le PAD/PDA de 18 sujets sains et 11 sujets hémiplégiques droits dans différentes conditions : avec/sans ancrage fixe, avec/sans écharpe d'immobilisation et pour différentes positions de l'ancrage fixe. Ce travail a permis de montrer la contribution d'un ancrage fixe sur le PAD/PDA (ex. réduction des moments articulaires aux genoux) et de montrer que la position de l'ancrage fixe influence le PAD/PDA (ex. une position du côté gauche/sain augmente l'appui sur le membre inférieur gauche). Une deuxième campagne d'expérimentation a permis de mesurer le PAD/PDA avec ancrage mobile de 7 sujets sains et 10 sujets hémiplégiques gauches. Ce travail a permis d'identifier la différence entre les sujets hémiplégiques et les sujets sains (ex. les sujets hémiplégiques gauches sont plus asymétriques que les sujets sains) et de comparer les résultats du PAD/PDA avec ancrage mobile à ceux du PAD/PDA avec ancrage fixe (ex. l'asymétrie des sujets hémiplégiques est augmentée pour le PAD/PDA avec ancrage mobile

Mots Clés : hémiplégie, passage assis-debout, passage debout-assis, ancrage fixe, ancrage mobile, asymétrie, dynamique, cinématique.

Sit-to-stand and Stand-to-sit study in hemiplegic and control subjects

Influence of a fixed or mobile anchor

ABSTRACT

Stroke is the first cause of neurological handicap for adults in France. It is the principal cause of hemiplegia and could lead to major consequences as to have difficulties to stand up, to sit down or even to walk/move. Nowadays, there's no device adapted to assist hemiplegic persons to stand up, to move while standing up and to sit down. The creation of this type of device/vehicle is the aim of VHIPOD project. The absence of studies on the assisted sit-to-stand (STS) for hemiplegic persons invites to investigate two type of assistance : fixed anchor and moving anchor. Two series of experimentation have been conducted. The first experimental device allowed the sit-to-stand/stand-to-sit measurements for 18 healthy subjects and 11 right hemiplegic subjects in different conditions : with/without a fixed anchor, with/without an arm sling and for different anchor position. The analysis of the results showed the contribution of a fixed handgrip (ex. reduction of the knee joint moments) and the influence of the handgrip position on the movement (ex. a position on the left/healthy side increases the effort on left lower limb.). The second experimental device allowed the sit-to-stand/stand-to-sit measurements for 7 healthy subjects and 10 left hemiplegic subjects. The analysis of the results allowed us to describe the sit-to-stand/stand-to-sit with moving anchor, to compare the two populations (ex. Left hemiplegic subjects have a more asymmetrical movement then healthy subjects) and to compare the STS with moving anchor to the STS with fixed anchor (ex. The asymmetry of hemiplegic subjects was higher for the STS with a moving anchor).

Keywords : Hemiplegia, sit-to-stand, stand-to-sit, fixed anchor, moving anchor, asymmetry, dynamics, kinematics.