

ÉVALUATION DE L'IMPACT DE LA MODIFICATION
DU RETOUR VISUEL PRÉSENTÉ PAR UN ÉGO-
AVATAR TEMPS RÉEL SUR LA CINÉMATIQUE DE LA
MARCHE.

PAR

Sara SAINT-PIERRE CÔTÉ

RAPPORT DE MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA
MAITRISE AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE LA
SANTÉ
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 21 DÉCEMBRE 2017

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Sara Saint-Pierre Côté, 2017



Cette licence [Creative Commons](#) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. David Labbé, directeur de mémoire
Département de Génie logiciel à l'École de technologie supérieure

M. Rachid Aissaoui, codirecteur de mémoire
Département de Génie de la Production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Natalia Nuño, présidente du jury
Département de Génie de la Production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Laurent Bouyer, membre du jury
Département de réadaptation à l'Université Laval

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 4 DÉCEMBRE 2017

L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Dans un premier temps, j'aimerais remercier mes directeurs et co-directeur, M. David Labbé et M. Rachid Aissaoui qui, tout au long de ce projet, ont su me diriger, me conseiller, mais aussi m'ont poussé à me dépasser même dans les moments où la motivation était plus difficile à trouver.

Ce projet n'aurait pas été le même sans les précieux collaborateurs qui y ont investi leur temps et énergie. Mickael, ta maîtrise de la programmation a permis de donner vie à notre avatar, élément qui a été crucial à la réalisation de cette maîtrise et des nombreux projets subséquents qui verront le jour. Phil, merci, merci, MERCI pour ton implication, ton dévouement, ta disponibilité et ton agréable compagnie qui lors des interminables journées de tests et d'acquisition m'ont permis d'avancer, avec le sourire, vers la réussite de ce projet. Gérald, tes connaissances INFINIES des outils de mesure et d'analyse ainsi que ta maîtrise de la biomécanique ont su, à de nombreuses reprises, m'éclairer, me guider et m'encourager dans les moments de doute et d'incertitude qui ont parsemé le chemin vers la réussite de ce projet.

J'aimerais aussi remercier deux professeurs qui m'ont enseigné pendant cette maîtrise, Nicola Hagemeister ainsi que Natalia Nuño pour leur humanité et leur compréhension. Vous avez su m'écouter, me comprendre, me conseiller et me donner l'élan nécessaire pour avancer lors d'une remise en question à laquelle j'ai dû faire face.

Finalement, un immense merci à tous mes proches, famille et amis, qui ont été excellent pour me rappeler qu'il est important d'avoir une vie sociale active. C'est peut-être pour cette raison quelques prolongations ont été nécessaires pour terminer cette maîtrise... Néanmoins, votre support a été essentiel à ma santé et à mon équilibre psychologique, rien de moins!

Bref, un IMMENSE merci à vous tous!

ÉVALUATION DE L'IMPACT DE LA MODIFICATION DU RETOUR VISUEL PRÉSENTÉ PAR UN ÉGO-AVATAR TEMPS RÉEL SUR LES CARACTÉRISTIQUES DE LA MARCHE SUR TAPIS ROULANT.

Sara SAINT-PIERRE CÔTÉ

RÉSUMÉ

Dans les dernières années, la réalité virtuelle (RV) a trouvé de nombreux usages et a démontré son efficacité dans les domaines de la réhabilitation physique et motrice. Cette démocratisation de la RV est due, en partie, au fait que l'équipement est de plus en plus disponible et abordable. Cette popularité grandissante est également liée au fait qu'il est possible de placer les utilisateurs dans un environnement virtuel (EV) totalement contrôlable. La RV permet de remplacer, par un égo-avatar, la visualisation de leur corps et ainsi de fournir un retour visuel permettant aux participants d'observer leur propre mouvement performé par leur double virtuel. Cet égo-avatar peut être fidèle aux mouvements ou modifié, et ce, en temps réel. Il a été démontré que l'exposition à un retour visuel modifié fourni par un égo-avatar dans une situation statique induit une dérive proprioceptive et physique, mais il est intéressant de déterminer si de telles observations sont également possibles dans une condition dynamique comme la marche. L'objectif de cette étude est de quantifier les variations cinématiques, cinétiques et spatiotemporelles de la marche des participants lorsque le mouvement du membre inférieur de leur égo-avatar est manipulé; plus précisément, lorsque l'angle de flexion à la hanche de l'avatar est augmenté de 30°. Dans cette étude, dix participants ont été évalués. Ils devaient marcher sur un tapis roulant instrumenté de plates-formes de forces tout en observant leur égo-avatar selon une perspective à la première personne (comme s'ils se voyaient dans un miroir virtuel) et selon une perspective à la troisième personne (comme s'ils se suivaient eux même et s'ils se voyaient de profil). Les paramètres de la marche ont été comparés entre les différentes conditions dans le but d'établir si le participant change sa démarche afin de suivre la marche de son égo-avatar. Il est intéressant de constater que plusieurs paramètres, autant cinématiques, cinétiques et spatiotemporels sont modifiés lorsque le participant est exposé à son égo-avatar suivant fidèlement son mouvement. L'effet de la latence du système et de l'exposition à un retour visuel inhabituel sont explorés comme pistes d'explications. Lorsque l'égo-avatar est

modulé, une augmentation de la force verticale au sol au moment du contact du talon est observée. L'algorithme de modulation choisi pour modifier la cinématique de la jambe de l'avatar produit une flexion à la hanche de plus grande amplitude sur une période de temps inchangée. La vitesse de déplacement de la jambe de l'égo-avatar est donc visiblement augmentée. Puisque l'hypothèse initiale est que les participants tenteront de suivre le mouvement de leurs égos-avatars, une augmentation de la vitesse de déplacement verticale du pied du participant pourrait être à l'origine du changement cinétique observé. Un EV plus immersif ainsi qu'un algorithme de modulation générant un mouvement plus naturel et mieux ciblé pourraient permettre d'avoir un impact plus significatif sur les caractéristiques du mouvement des participants et, le cas échéant, pourrait s'avérer être un outil clinique intéressant dans un contexte de réadaptation de la marche.

Mots clés : égo-avatar temps-réel, analyse de la marche, réalité virtuelle, réhabilitation

**EFFECT OF A MODIFICATION OF THE VISUAL FEEDBACK PROVIDED BY A
REAL-TIME SELF-AVATAR ON GAIT PARAMETERS DURING NATURAL
WALKING ON A TREADMILL**

Sara SAINT-PIERRE CÔTÉ

ABSTRACT

In recent years, virtual reality (VR) has found many uses in physical and motor rehabilitation. This democratization of VR is due, in part, to the fact that equipment is more and more available and affordable. This growing popularity is also linked to the fact that it is possible to place users in a fully controllable virtual environment (VE). VR makes it, using a self-avatar, to replace the user's visualization of their body and thus to provide a visual feedback allowing the participants to observe their own movements performed by their virtual double. This self-avatar can accurately replicate the user's movements, or these movements can be modified in real time. When a user is exposed to a modified visual feedback provided by a self-avatar in a static situation, proprioceptive and physical drift are induced. It has yet to be determined if those observations are also possible in a dynamic condition such as walking. The objective of this study is to quantify the kinematic, kinetic and spatiotemporal variations in gait of the participants when the movement of the lower limb of their self-avatar is manipulated. More precisely, when the hip flexion angle of the avatar is increased by 30°. In this study, ten participants were evaluated. They had to walk on a treadmill instrumented with force platforms while observing their self-avatar from a first-person perspective (as if they were looking themselves in a virtual mirror) and from a third-person perspective (as if they were following themselves and if they were looking themselves from a profile perspective). The selected parameters were compared between the different conditions in order to determine if the participant changes his gait in order to follow his self-avatar. It is interesting to note that several parameters (kinematic, kinetic and spatiotemporal) are modified when the participant is exposed to his self-avatar that is accurately following his movement. The effect of the system latency and exposure to unusual visual feedback are explored as possible explanations. When the self-avatar is modulated, an increase in the

vertical force on the ground at the time of heel strike is observed. The modulation algorithm chosen to modify the kinematics of the leg of the avatar produces a hip flexion of greater amplitude over an unchanged period of time. The speed of the leg of the self-avatar is thus visibly increased. Since the initial hypothesis is that participants will attempt to follow the movement of their self-avatars, an increase in the vertical displacement velocity of the participant's foot could be at the origin of the observed kinetic change. A modulation algorithm generating a more natural and better targeted movement could allow to have a more significant impact on the participants' movement characteristics and would be an interesting clinical tool in a gait rehabilitation context.

Keywords: Real-time self-avatar, gait analysis, virtual reality, rehabilitation

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 Revue de la littérature.....	3
1.1 Analyse de la marche	3
1.1.1 Plans anatomiques.....	3
1.1.2 Cycle de marche.....	5
1.1.3 Paramètres spatiotemporels.....	6
1.1.4 Cinématique de la marche.....	7
1.1.4.1 Système de capture du mouvement optoélectronique.....	7
1.1.4.2 Analyse tridimensionnelle	8
1.1.4.3 Cinématique du genou	11
1.1.4.4 Cinématique de la hanche	13
1.1.5 Cinétique de la marche.....	15
1.2 Modèles de contrôle moteur lors de la marche	16
1.3 Modalités sensorielles impliquées dans la régulation de la marche et du mouvement...17	17
1.3.1 Proprioception.....	18
1.3.2 Retour visuel	19
1.3.3 Incohérence entre vision et proprioception	19
1.4 Réalité virtuelle.....	21
1.4.1 Latence	22
1.4.2 Égo-avatar et le sentiment d'incarnation	23
1.4.2.1 L'égo-localisation	23
1.4.2.2 Le sentiment d'intentionnalité	24
1.4.2.3 Le sentiment d'appropriation	25
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS.....	27
2.1 Problématique	27
2.2 Objectifs.....	28
2.3 Hypothèses.....	29
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE	31
3.1 Contexte	31
3.2 Matériel	31
3.3 Outils logiciels	33
3.3.1 Égo-avatar modulable	33
3.3.2 Calibration fonctionnelle.....	36
3.3.3 Protocole expérimental	37
3.3.4 Répétabilité de la méthode de calibration	38
3.3.5 Évaluation de la latence	38
3.3.6 Étude de faisabilité.....	39

3.3.6.1	Méthodologie	39
3.3.6.2	Données analysées	41
3.3.6.3	Tests statistiques	46
CHAPITRE 4 RÉSULTATS		49
4.1	Répétabilité de la méthode de calibration	49
4.2	Latence du système	50
4.3	Étude de faisabilité	50
4.3.1	Données démographiques	51
4.3.2	Égo-avatar non modulé	51
4.3.2.1	Données cinématiques	52
4.3.2.2	Données cinétiques	54
4.3.2.3	Longueur de pas	56
4.3.3	Égo-avatar modulé	57
4.3.3.1	Données cinématiques	57
4.3.3.2	Données cinétiques	60
4.3.3.3	Longueur de pas	62
4.3.3.4	Variation de la vitesse de déplacement du pied	62
4.3.4	Questionnaire sentiment d’incarnation	63
CHAPITRE 5 DISCUSSION		65
5.1	Répétabilité de la méthode de calibration	65
5.2	Latence du système	66
5.3	Étude de faisabilité	67
CONCLUSION	75	
BIBLIOGRAPHIE		99

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1 Présentation des conditions de test.....	41
Tableau 4.1 ICC à la hanche et au genou.....	50
Tableau 4.2 Résultats des six essais pour les tests de latence.....	50
Tableau 4.3 Données démographiques Moyenne (Écart-type).....	51
Tableau 4.4 Résultats au questionnaire évaluant le sentiment d'incarnation envers l'égo-avatar.....	64

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Plans anatomique.....
Figure 1.2	Cycle de marche (Gras, Casillas et al. 1996)
Figure 1.3	Cinématique de la hanche et du genou selon 5 protocoles différents
Figure 1.4	Cinématique de la hanche et du genou selon 2 méthodes de calibration
Figure 1.5	Cinématique du genou dans le plan sagittal
Figure 1.6	Cinématique du genou dans le plan frontal
Figure 1.7	Patrons cinématiques du genou dans le plan frontal
Figure 1.8	Cinématique du genou dans le plan transverse
Figure 1.9	Exemple de patron de la cinématique à la hanche tirée de la littérature a) (Mills, Morrison et al. 2007) b) (Kadaba, Ramakrishnan et al. 1990) c) (Ferrari, Benedetti et al. 2008) d) (Besier, Sturnieks et al. 2003)
Figure 1.10	Force de réaction au sol dans les trois plans
Figure 1.11	Système impliqué dans le contrôle de la locomotion.....
Figure 1.12	"Rubber hand illusion"
Figure 3.1	Schémas de positionnement des corps rigides
Figure 3.2	Positions du pied utilisées pour le départ et la fin de la modulation a) valeur minimale moyenne b) position zéro c) valeur maximale moyenne
Figure 3.3	Position des valeurs minimales moyennes, valeurs maximales moyennes et de la position zéro du pied.....
Figure 3.4	a) Représentation visuelle de la modulation sur l'égo-avatar b) Superposition des courbes de flexion à la hanche d'un participant type et de son égo-avatar modulé
Figure 3.5	Mouvements à exécuter par l'utilisateur
Figure 3.6	Schéma du déroulement des acquisitions.....

Figure 4.1	Superposition des courbes de flexion au genou participant: un participant, trois expérimentateurs	49
Figure 4.2	Paramètres et perspectives présentant une variation significative lorsque les participants sont exposés à leurs égos-avatars non modulés	52
Figure 4.3	Courbes cinématiques pour un participant type a) Courbe flexion/extension hanche droite b) Courbe d'abduction/adduction hanche droite c) Courbe flexion/extension genou droit d) Courbe du déplacement vertical (z) du centre de masse.....	52
Figure 4.4	Variations entre les conditions « ligne de base » et « avatar non modulé » a) Flexion maximum de la hanche droite (FMHD) b) Abduction de la hanche droite à la FMHD (AHD\FMHD) c) Extension maximum de la hanche droite (EMHD) d) Abduction de la hanche droite à l'EMHD (AHD\EMHD) e) Flexion maximum du genou droit (FMGD) f) Déplacement vertical (z) du centre de masse (CdM _z)	53
Figure 4.6	Variations entre les conditions « ligne de base » et « avatar non modulé » a) Premier maximum de la force verticale (F _{zmax1}) b) Minimum relatif de la force verticale (F _{zmin}) c) Deuxième maximum de la force verticale (F _{zmax2}),.....	55
Figure 4.7	Variations entre les conditions « ligne de base » et « avatar non modulé » Longueur de pas de la jambe droite (LPD)	56
Figure 4.8	Paramètres et perspective présentant une variation significative lorsque les participants sont exposés à leurs égos-avatars modulés	57
Figure 4.9	Courbes cinématiques pour un participant type a) Courbe flexion/extension hanche droite b) Courbe d'abduction/adduction hanche droite c) Courbe flexion/extension genou droit	58
Figure 4.10	Variations entre les conditions « avatar non modulé » et « avatar modulé » a) Flexion maximum de la hanche droite (FMHD) b) Abduction de la hanche droite à la FMHD (AHD\FMHD) c) Extension maximum de la hanche droite (EMHD) d) Abduction de la hanche droite à l'EMHD (AHD\EMHD) e) Flexion maximum du genou droit (FMGD),.....	59
Figure 4.11	Courbe de la force de réaction verticale au sol pour un participant type, perspective de profil	60

Figure 4.12	Variations entre les conditions « avatar non modulé » et « avatar modulé » a) Premier maximum de la force verticale ($F_{z\max 1}$) b) Minimum relatif de la force verticale ($F_{z\min}$) c) Deuxième maximum de la force verticale ($F_{z\max 2}$)	61
Figure 4.13	Variations entre les conditions « avatar non modulé » et « avatar modulé » Longueur de pas de la jambe droite (LPD)	62
Figure 4.14	Variations de la vitesse verticale (Z) et antéro-postérieure (Y) du pied pour la perspective de profil avec et sans modulation.....	63
Figure 5.1	a) Position réelle des articulations du participant b) Position affichée par l'avatar avec 72 ms de délai.	69

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

EV	Environnement Virtuel
RV	Réalité Virtuelle
SoE	Sense of Embodiment
SC	Système de Coordonnées
ICC	Indice de corrélation intraclassé
BL	Ligne de base
ΘFMHD	Angle Maximum de Flexion Hanche Droite
ΘFMHG	Angle Maximum de Flexion Hanche Gauche
ΘEMHD	Angle Maximum de Extension Hanche Droite
ΘEMHG	Angle Maximum de Extension Hanche Gauche
ΘAHD\FMHD	Angle Abduction Hanche Droite à Maximum de Flexion Hanche Droite
ΘAHG\FMHG	Angle Abduction Hanche Gauche à Maximum de Flexion Hanche Gauche
ΘAHD\EMHD	Angle Abduction Hanche Droite à Maximum d'Extension Hanche Droite
ΘAHG\EMHG	Angle Abduction Hanche Gauche à Maximum d'Extension Hanche Gauche
ΘFMGD	Angle Maximum de Flexion Genou Droit
ΘFMGG	Angle Maximum de Flexion Genou Gauche
F _{zmax1}	Premier maximum force verticale de réaction au sol (Z)
F _{zmax2}	Deuxième maximum force verticale de réaction au sol (Z)
F _{zmin}	Minum local force verticale de réaction au sol (Z)
CdM	Centre de masse
VLPz	Vitesse linéaire du pied (Z)
LPD	Longueur de Pas jambe Droite
LPG	Longueur de Pas jambe Gauche

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

° : degré

cm : centimètre

deg : degré

m : mètre

ms : milliseconde

m/s : mètre par seconde

N : Newton

s : seconde

INTRODUCTION

De nos jours, la réalité virtuelle (RV) est un outil de plus en plus utilisé dans les domaines de la réadaptation motrice et de l'entraînement physique, notamment, chez les athlètes de haut niveau. L'utilisation de la RV permet de placer un utilisateur dans des conditions optimales favorisant l'apprentissage de tâches motrices puisqu'il est possible de contrôler l'ensemble des variables de l'environnement virtuel (EV). La RV permet également de fournir à un utilisateur, en temps réel, des informations relatives à ses performances et aux caractéristiques de son mouvement.

La RV immersive, dans laquelle un utilisateur est complètement immergé visuellement, offre la possibilité de simuler l'environnement qui l'entoure, mais également sa propre représentation physique. En d'autres mots, l'utilisateur se voit par le biais d'un double virtuel appelé égo-avatar plutôt que de voir son propre corps. Une bonne synchronisation visuomotrice et visuotactile entre l'utilisateur et son égo-avatar peut mener à un sentiment subjectif d'incarnation couramment appelé en anglais, « sense of embodiment » (SoE) (Kilteni, Grotens et al. 2012). Lorsque ce mécanisme se met en branle, l'utilisateur a l'impression que le corps de l'avatar est son propre corps. De récentes études ont montré que lorsqu'un participant témoigne d'un sentiment d'incarnation envers son avatar, des modifications dans ses habitudes et son comportement sont observées, se rapprochant de celles de son corps virtuel (Peck, Seinfeld et al. 2013, Rosenberg, Baughman et al. 2013).

L'incarnation envers un égo-avatar permet également d'induire une dérive proprioceptive et physique. En ce sens, lorsqu'on présente à un utilisateur la position de sa main en RV avec des retours visuels et proprioceptifs conflictuels, une dérive proprioceptive est créée et il utilise plutôt la position de sa main virtuelle quand il doit réaliser une tâche d'interception de cible (Lateiner and Sainburg 2003). De plus, Asai (2015) a récemment montré que lorsqu'un utilisateur développe un sentiment d'incarnation envers une main présentée dans un casque de RV qui n'est pas aligné avec la main réelle, le participant tend à induire une dérive physique ce qui résulte en un mouvement de la main réelle vers la position de la main virtuelle (Asai 2015). Ceci ouvre la porte à la possibilité de fournir à un utilisateur, un retour visuel sous la forme d'un égo-avatar dans le but d'induire des changements non seulement

dans ses habitudes, mais aussi dans les caractéristiques de ses mouvements. Dans l'étude de Asai, la main virtuelle était dans une position statique, mais il est pertinent de se demander s'il est possible de reproduire de tels résultats pour le membre inférieur et dans une situation dynamique, c'est à dire, lors de la marche. En ce sens, Pavare et son équipe ont réalisé une étude préliminaire auprès d'une population de patients hémiplégiques. Dans leur étude, des patients souffrant d'une condition appelée « genou rigide » étaient exposés à un égo-avatar dont la flexion du genou était augmentée (Pavare, Garuta et al. 2015). Bien qu'il s'agisse d'une étude préliminaire, l'amélioration du patron de marche mesurée dans cette étude ouvre la porte à la possibilité d'utiliser ce genre d'outil dans un contexte clinique notamment, en réadaptation motrice afin de symétriser la marche de patients hémiplégiques.

L'objectif de cette étude est d'évaluer la faisabilité d'induire des modifications ciblées dans la démarche d'individus ne présentant aucune pathologie, et ce, en utilisant un égo-avatar temps réel modulable. La modulation est un ajout rotationnel de la flexion de la hanche droite d'une valeur de 30 degrés. Pour ce faire, une méthode de calibration anatomique rapide a été conçue et évaluée. La latence du système a également été mesurée. Finalement, l'impact de la modification du retour visuel sur les caractéristiques cinématiques, cinétiques et spatiales de la marche du participant a été établi.

Le premier chapitre présente l'état de la littérature en lien avec l'analyse de la marche, les modalités sensorielles impliquées dans le mouvement ainsi que l'utilisation de la RV et des égos-avatars dans la modification des habitudes et du mouvement. Le second chapitre expose la problématique, les objectifs et hypothèses et le troisième chapitre détaille la méthodologie utilisée. Les chapitres quatre et cinq présentent dans l'ordre, les résultats et une discussion en lien avec ces derniers.

CHAPITRE 1

Revue de la littérature

1.1 Analyse de la marche

L'analyse de la marche est une discipline pour laquelle un nombre significatif d'études ont été réalisées. Dès la fin du 19^e siècle, grâce entre autres à l'utilisation de la chronophotographie, JE. Marey (Marey 1886) s'intéresse aux particularités de la locomotion et réalise une vaste étude en ce sens. Avec le développement de nouvelles technologies, une multitude de techniques d'analyse est maintenant disponible. De nos jours, il est possible d'évaluer la marche en analysant, entre autres, les paramètres spatiotemporels (les caractéristiques du pas dans le temps et dans l'espace). L'analyse des paramètres cinématiques, c'est-à-dire l'analyse des angles articulaires, est fort répandue pour l'étude de la locomotion (Pélissier, Pérennou et al. 1997). Finalement, l'analyse cinétique qui elle fait appel aux forces de réactions au sol ainsi qu'aux moments de réactions aux articulations du membre inférieur, est une autre technique d'analyse couramment utilisée (Gillet 2004). L'étude de la marche se faisant dans les trois dimensions, trois plans anatomiques sont utilisés, soit les plans sagittal, frontal et transverse.

1.1.1 Plans anatomiques

Les plans anatomiques couramment utilisés lors de l'analyse de la marche peuvent être décrit ainsi (Figure 1.1): (Marieb 2010).

- Le plan sagittal : plan vertical qui divise le corps en partie droit et gauche. Il est placé exactement sur la ligne médiane qui elle, se situe au centre du corps.
- Le plan frontal : plan vertical qui divise le corps en partie antérieure et postérieure, il est également placé sur la ligne médiane.
- Le plan transverse: plan horizontal, il est perpendiculaire aux 2 plans précédents.

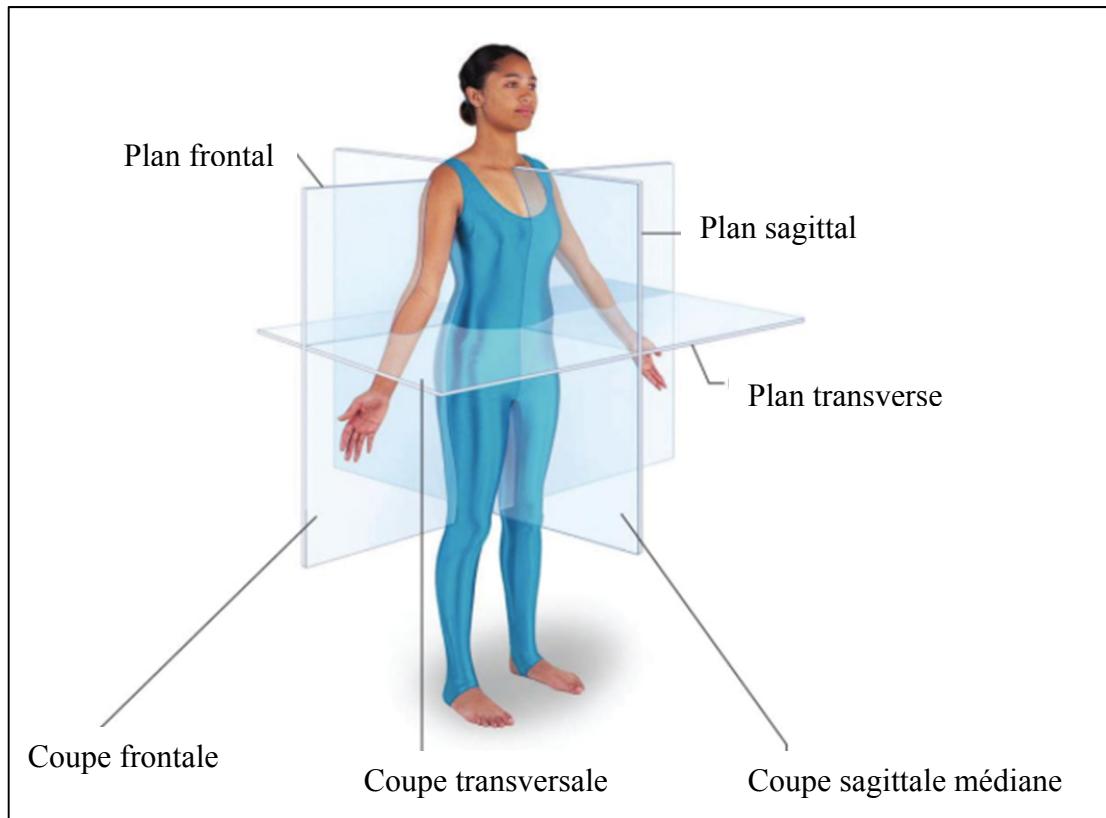


Figure 1.1 Plans anatomique

Éditions du renouveau pédagogique inc. (Marieb 2010)

Dans le contexte de l'analyse de la marche, le mouvement des articulations de la hanche, du genou et de la cheville est observé. Pour la hanche et le genou, on parle de flexion lorsque l'angle articulaire diminue et que les os en cause se rapprochent les uns des autres. On fait référence à une extension pour la situation inverse. Pour ce qui est de la cheville, il s'agit plutôt de dorsiflexion ou flexion dorsale lorsque le pied est levé en direction du tibia et de flexion plantaire lorsque les orteils sont pointés vers le bas. Dans tous les cas, on utilise le terme abduction lorsqu'on éloigne le membre du plan médian et d'adduction lorsqu'on le rapproche. Finalement, on parle de rotation interne ou externe lorsqu'un segment tourne autour de son axe longitudinal.

1.1.2 Cycle de marche

La marche est un enchainement de cycles répétitifs dans le temps (Figure 1.2). Un cycle de marche complet (100%) correspond à deux pas et est appelé une enjambée. Il débute par le contact d'un talon avec le sol et se termine avec la seconde occurrence de ce même contact. Le cycle est divisé en deux phases, soit la phase d'appui, qui s'étend sur environ 60% du temps de cycle et la phase d'oscillation qui elle, se produit sur environ 40% de la durée totale du cycle. De plus, pendant la marche, on constate des appuis simples (un seul pied en contact avec le sol) et double (les deux pieds en même temps en contact avec le sol). Sur un cycle total, c'est-à-dire pour deux contacts successifs du même talon avec le sol, environ 20% du temps représente un appui double et environ 80% du temps un appui simple. Le découpage du cycle de marche peut être effectué en fonction des forces au sol, de la flexion du genou et de la vitesse angulaire du pied entre autres.

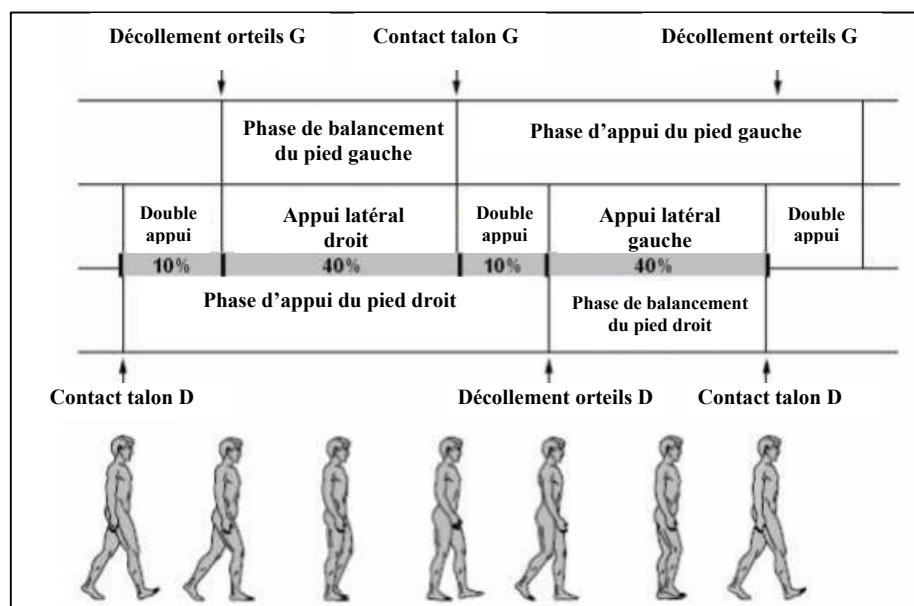


Figure 1.2 Cycle de marche (Gras, Casillas et al. 1996)

1.1.3 Paramètres spatiotemporels

Les paramètres spatiaux et temporels font référence, respectivement, à l'étude du mouvement dans l'espace et dans le temps. L'analyse de ces paramètres est très courante puisque le matériel nécessaire est simple d'utilisation et abordable. Un couloir de dix mètres, un chronomètre ainsi que des semelles à contacteurs peuvent être utilisés pour quantifier la spatiotemporalité de la marche. (Pélissier, Pérennou et al. 1997) Les semelles instrumentées permettent d'identifier les phases du cycle de marche en identifiant, dans le temps, la zone du pied en contact avec le sol. Elles renseignent également sur la durée de ce contact. Dans un contexte clinique, le système GAITRite (CIRSystems, inc.) est fiable et fréquemment utilisé (Bilney, Morris et al. 2003). Un tapis roulant instrumenté de plateformes de force peut également être utilisé.

Les principaux paramètres spatiaux sont :

- La longueur de l'enjambée et/ou du pas
- La largeur de l'enjambée et/ou du pas
- L'angle de pas

Les principaux paramètres temporels sont :

- Le temps d'appui unipodal (en seconde ou en % du cycle de marche)
- Le temps d'appui bipodal (en seconde ou en % du cycle de marche)
- Le temps d'oscillation (en seconde ou en % du cycle de marche)
- La cadence (en pas/minute)

Le paramètre résultant de la combinaison d'un paramètre spatial (la longueur de l'enjambée) et d'un paramètre temporel (la cadence) :

- La vitesse de marche (m/s)

$$V_{marche} \left(\frac{m}{s} \right) = \frac{\text{Longueur de pas}(m) \times \text{Cadence}(\frac{\text{pas}}{\text{min}})}{60}$$

1.1.4 Cinématique de la marche

L'analyse de la cinématique de la marche consiste en l'observation des angles articulaires. Ces derniers correspondent aux angles formés entre 2 segments du corps et ont une valeur nulle à la position anatomique de repos. Par exemple, l'angle formé par le tibia et le fémur donne l'angle de flexion du genou et est nul lorsque les axes longitudinaux sont alignés dans le plan sagittal. La flexion/extension, l'abduction/adduction ainsi que les rotations internes et externes sont les paramètres qui sont mesurés lors de l'analyse cinématique. Plusieurs systèmes de mesure tels que les goniomètres, les capteurs inertIELS ainsi que les systèmes optiques à marqueurs actifs ou passifs peuvent être utilisés. Les systèmes de caméras optoélectroniques (système optique à marqueurs passifs) sont fréquemment utilisés pour l'analyse de la marche.

1.1.4.1 Système de capture du mouvement optoélectronique

Les systèmes de caméra optoélectroniques à marqueurs passifs se basent sur la technique de stéréophotographie pour reconstruire la position tridimensionnelle de chaque marqueur. En d'autres mots, le système a besoin d'au moins trois points de vue différents d'un même marqueur pour en établir sa position en 3 dimensions. Ce genre de système nécessite une calibration en deux étapes. Dans un premier temps, une calibration dynamique qui consiste à déplacer dans l'espace un objet de référence avec des marqueurs réfléchissants ayant des positions relatives connues et définies dans le système est requise. Cette étape permet de définir où sont les caméras, les unes par rapport aux autres. La seconde étape consiste à définir le système d'axes du repère global du système de capture. Ainsi, chaque caméra connaît sa position et son orientation par rapport à l'origine. Suite à la calibration, une opération qui consiste à masquer les bruits perçus par les caméras doit être réalisée. Les bruits peuvent être causés par des objets réfléchissants dans le volume de calibration ou encore par la lumière émise par les caméras elles-mêmes. De nos jours, la précision des systèmes de capture du mouvement de marque Vicon avoisine les 100 micromètres en condition statique et de 1 mm en condition dynamique.

Les principales limitations d'un système de capture du mouvement optoélectronique sont le risque d'occlusion des marqueurs lors d'un mouvement ainsi que les erreurs de position des marqueurs causées par le déplacement ou le glissement des corps rigides (regroupement de marqueurs sur une plaque rigide et fixé sur le corps) lors des acquisitions. Néanmoins, le risque de déplacement des marqueurs n'est pas propre au système optoélectronique et peut également survenir lors de l'utilisation de capteurs inertIELS ou magnétiques par exemple. Pour les marqueurs directement apposés sur la peau, le mouvement de la peau est également une source d'erreur non négligeable (Benoit, Ramsey et al. 2006). Pour palier à cette situation, certains auteurs ont fixé les marqueurs directement dans les os, mais il s'agit là d'une technique exploratoire, très invasive et rarement utilisée (Lafortune, Cavanagh et al. 1992, Arndt, Wolf et al. 2007). Néanmoins, la technologie KneeKG commercialisée par la compagnie Emovi offre une solution clinique qui permet de mesurer la cinématique au genou en minimisant le mouvement relatif des capteurs dû au déplacement de la peau. Un harnais dont les points d'appui sont les épicondyles fémoraux a été développé et offre une méthode de mesure rapide, précise et fiable (Lustig, Magnussen et al. 2012).

1.1.4.2 Analyse tridimensionnelle

Bien que l'analyse de la cinématique de la marche se fasse le plus souvent dans le plan sagittal, les plans frontal et transverse peuvent donner des renseignements pertinents, entre autres, sur le contrôle de la stabilité lors de la marche (Dicharry 2010). Cependant, les valeurs angulaires en rotation dans le plan frontal (abduction/adduction) et transverse (interne/externe) présentent une certaine variabilité en fonction du protocole utilisé (Ferrari, Benedetti et al. 2008). La Figure 1.3 montre les patrons de marche dans les 3 plans selon 5 protocoles différents. Pour cette raison, il est important de connaitre et de maitriser le protocole de calibration utilisé lors de la comparaison de données avec celle trouvées dans la littérature.

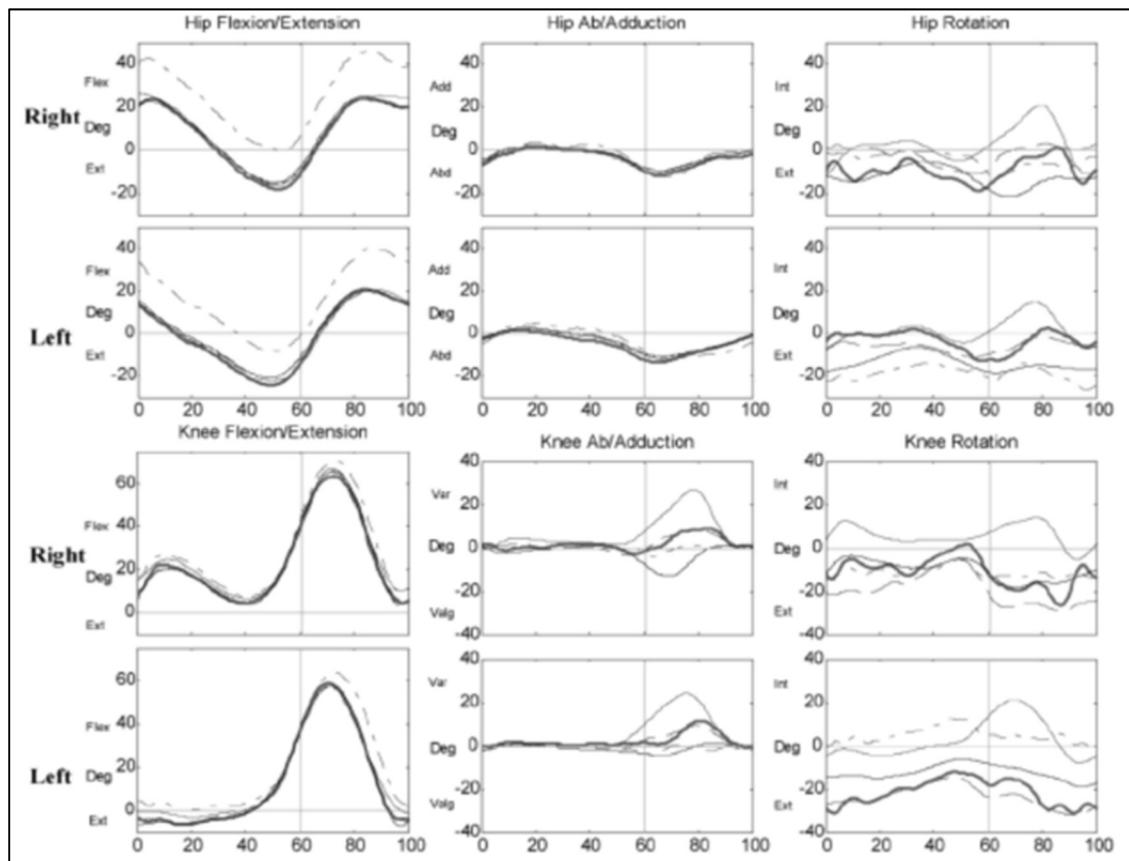
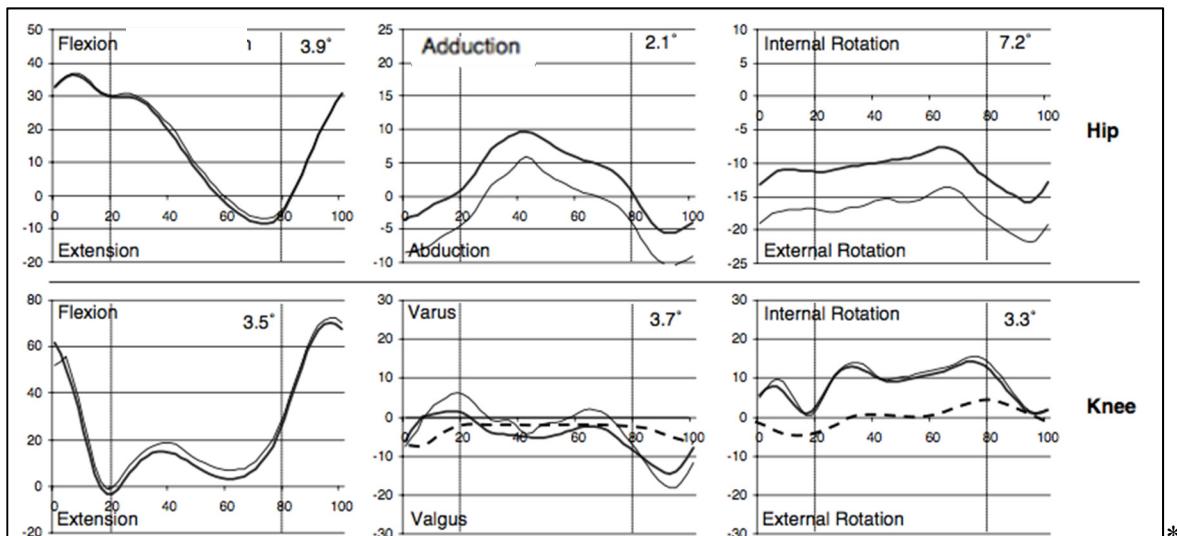


Figure 1.3 Cinématique de la hanche et du genou selon 5 protocoles différents

Tiré et adapté de (Ferrari, Benedetti et al. 2008)

D'autres études ont montré la variabilité des mesures dans les plans frontal et transverse. Notamment, Besier et al. qui ont évalué la répétabilité inter et intra expérimentateur en comparant deux méthodes de calibration pour établir la position des référentiels des membres inférieurs soit, une méthode basée sur des marqueurs anatomiques et une seconde méthode fonctionnelle où des mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction sont utilisés pour définir les systèmes de coordonnées anatomiques. Ils sont arrivés à la conclusion que la répétabilité des patrons de marche est grande pour les mouvements de flexion/extension, mais plus faible pour les mouvements d'abduction/adduction et de rotation interne et externe. Par exemple, pour la méthode fonctionnelle, celle se rapprochant le plus de la méthode utilisée au Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie (LIO), le coefficient de détermination (R^2) pour les mouvements de flexion au genou est de 0.964 ± 0.021 , ce qui signifie que dans

96,4% des cas, la dispersion des résultats peut être expliquée par le modèle de régression. Par contre des valeurs de 0.742 ± 0.166 pour le varus/valgus et de 76.4 ± 0.149 pour les rotations internes/externe au genou sont rapportées (Besier, Sturnieks et al. 2003). La Figure 1.4 montre les résultats de leur étude. Il est à noter que le découpage du cycle de marche n'est pas fait de manière classique, le début du cycle correspond au milieu de la phase d'oscillation. La courbe en pointillé sur les graphiques représentant le varus/valgus et les rotations internes/externes au genou qui sont tirées d'une étude dans laquelle des tiges intracorticales ont été utilisées pour éliminer les artéfacts causés par le déplacement de la peau (Lafortune, Cavanagh et al. 1992).



* Le début du cycle correspond au milieu de la phase d'oscillation

Figure 1.4 Cinématique de la hanche et du genou selon 2 méthodes de calibration

Tiré et adapté de (Besier, Sturnieks et al. 2003)

Dû à ce manque de répétabilité, certains auteurs mettent en garde quant à l'utilisation et l'interprétation des résultats dans les plans non sagittaux (Grownay, Meglan et al. 1997, Ferrari, Benedetti et al. 2008), d'autres vont jusqu'à déconseiller l'utilisation des variables dans le plan transverse (Della Croce, Leardini et al. 2005).

1.1.4.3 Cinématique du genou

Un grand nombre d'études se sont intéressées à la cinématique du genou lors de la marche. Dans le plan sagittal, la majorité de ces études arrivent à un consensus quant au parton de mouvement décrit par le genou. Le patron moyen de flexion/extension au genou se produit en deux phases : une légère flexion suivie d'une faible extension dans la phase d'appui et une grande flexion elle aussi suivie d'une extension lors de la phase d'élan (Figure 1.5). Au début du cycle, lorsque le talon est en contact avec le sol, le genou est légèrement fléchi. Lorsque la phase de chargement débute, une flexion de 20 degrés est observée. Cette flexion diminue par la suite jusqu'au moment où l'autre jambe entre dans la phase d'oscillation pour atteindre une valeur maximum en extension. Une augmentation de la flexion de 35 degrés se produit entre 50% et 60% du cycle de marche. La phase d'envol est caractérisée par une large flexion atteignant plus de 60 degrés et qui redevient nul au moment où le talon refait contact avec le sol (Chao, Laughman et al. 1983, Kadaba, Ramakrishnan et al. 1990, Lafortune, Cavanagh et al. 1992).

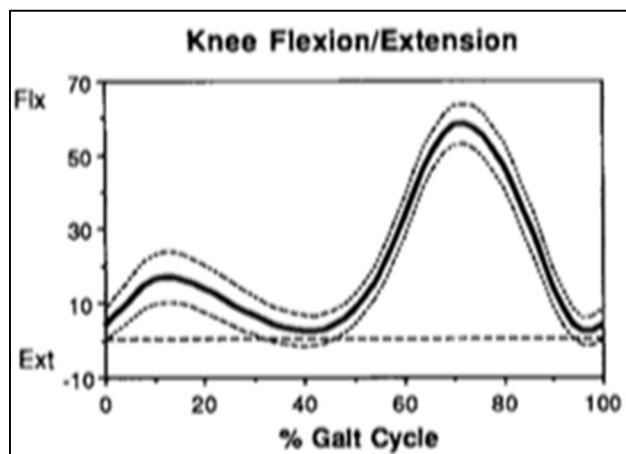


Figure 1.5 Cinématique du genou
dans le plan sagittal

(Kadaba, Ramakrishnan et al. 1990)

Dans le plan frontal, les experts n'arrivent pas à un consensus. La Figure 1.6 montre les résultats de l'étude menée par Lafortune et al. pour laquelle des tiges intra-corticales ont été utilisées. Cette figure montre que tous les participants ne présentent pas un patron identique.

Pour un des participants, la phase d'envol est caractérisée par une augmentation de l'adduction contrairement à une augmentation de l'abduction pour les cinq autres participants. (Lafortune, Cavanagh et al. 1992). En ce sens, une étude récente menée auprès de 111 participants sains a permis d'identifier quatre patrons d'adduction/abduction différents (Mezghani, Gaudreault et al. 2013). La Figure 1.7 présente les résultats de cette étude.

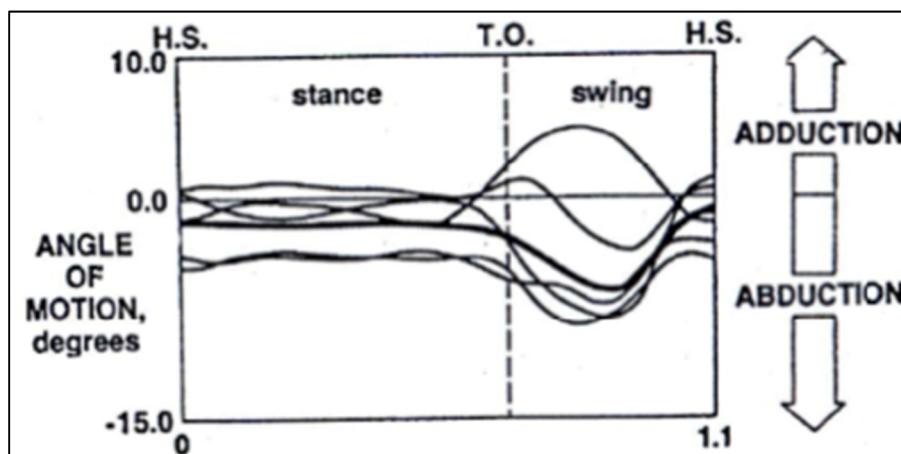


Figure 1.6 Cinématique du genou dans le plan frontal
(Lafortune, Cavanagh et al. 1992)

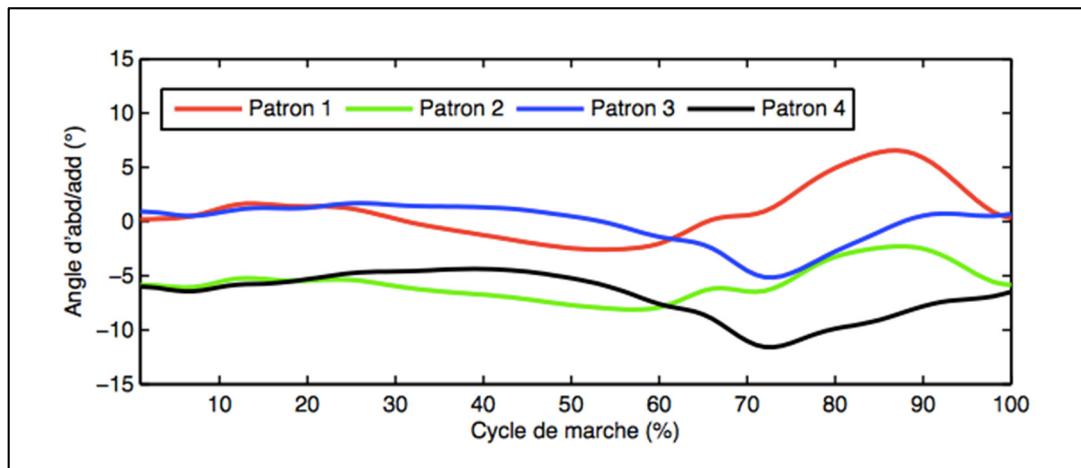


Figure 1.7 Patrons cinétiques du genou dans le plan frontal
(Mezghani, Gaudreault et al. 2013)

Finalement, le patron dans le plan transverse est sans doute le plus controversé et comme mentionné précédemment, certains auteurs mettent en garde et vont jusqu'à déconseiller

l'utilisation de cette variable (Della Croce, Leardini et al. 2005, Ferrari, Benedetti et al. 2008, Krauss, List et al. 2012). Néanmoins, la Figure 1.8 présente le patron de rotation interne/externe rapporté par Chao (1983) qui a réalisé une vaste étude auprès de 148 participants en ayant recourt à une technique similaire à celle utilisée au LIO. La figure 1.9 illustre la grande variabilité inter sujet de ce paramètre.

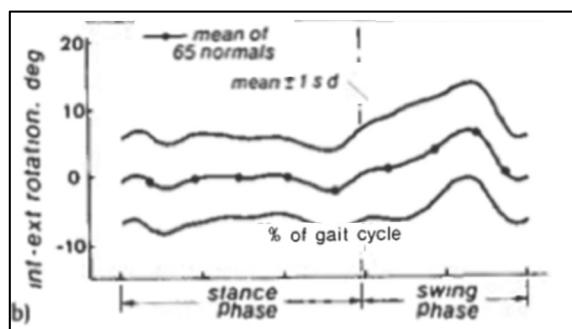


Figure 1.8 Cinématique du genou dans
le plan transverse
(Chao, Laughman et al. 1983)

1.1.4.4 Cinématique de la hanche

En comparaison avec le genou, moins d'auteurs se sont intéressés à l'étude de la cinématique de la hanche pendant la marche. De plus, la majorité des études propose une analyse uniquement dans le plan sagittal. Dans ce plan, une grande partie des études rapportent un patron similaire tel que présenté à la Figure 1.9 (Kadaba, Ramakrishnan et al. 1990, Besier, Sturniels et al. 2003, Mills, Morrison et al. 2007, Ferrari, Benedetti et al. 2008). Ce patron est caractérisé par une flexion de 30 degrés au début du cycle qui diminue jusqu'à atteindre environ dix degrés en extension à la fin de la phase d'appui. Pendant la phase pré-envol qui s'étend de 50% à 60% du cycle, la flexion à la hanche augmente de dix degrés et atteint une valeur nulle. Lors de la phase d'envol, une augmentation rapide d'environ 35 degrés en flexion est observée et diminue d'environ cinq degrés au moment où le talon refait contact avec le sol.

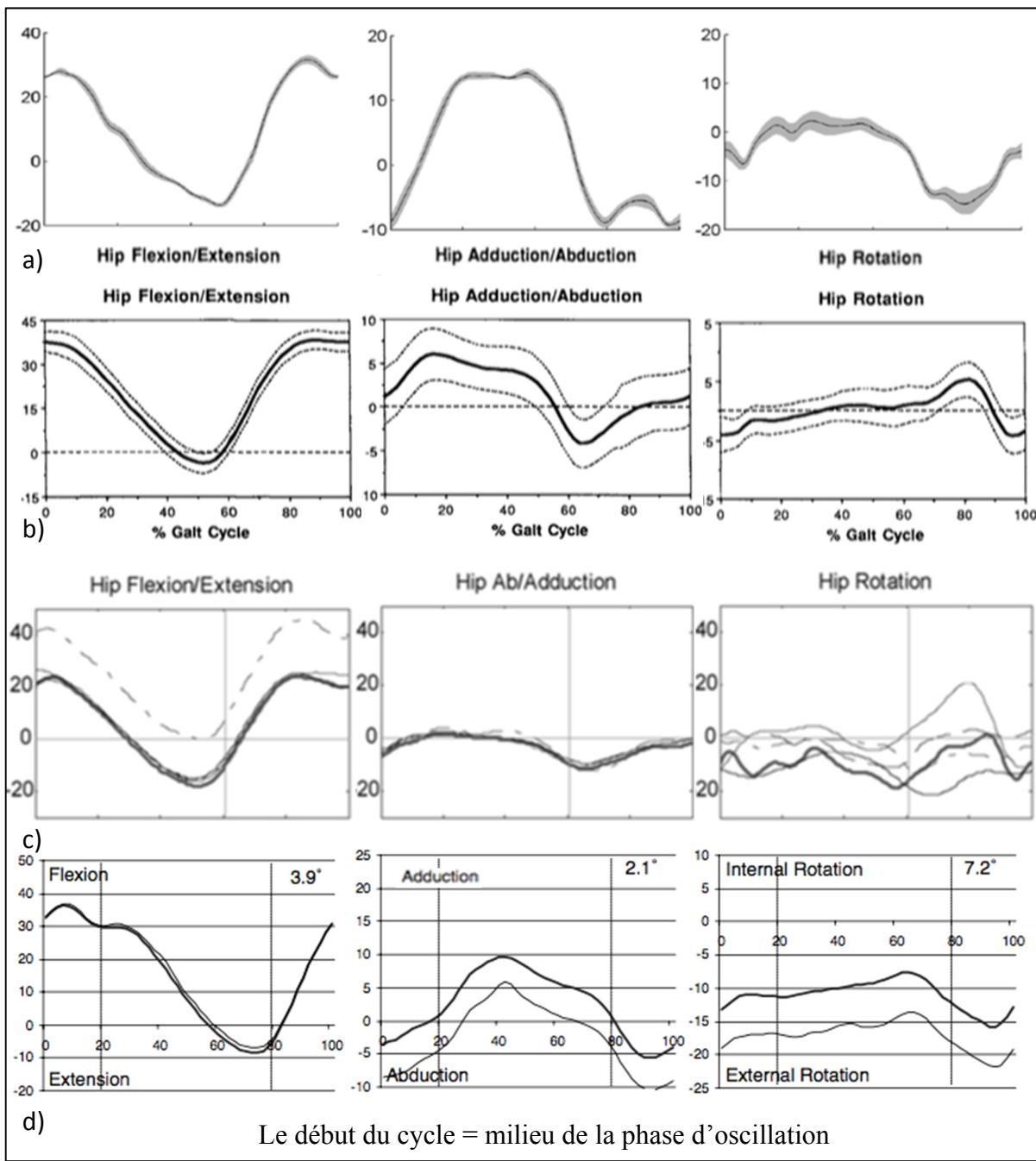


Figure 1.9 Exemple de patron de la cinématique à la hanche tirée de la littérature a) (Mills, Morrison et al. 2007) b) (Kadaba, Ramakrishnan et al. 1990) c) (Ferrari, Benedetti et al. 2008) d) (Besier, Sturnieks et al. 2003)

Pour les plans frontal et transverse, la différence dans les patrons, dans l'amplitude des mouvements ainsi que le manque de littérature les comparant rend leur description difficile.

1.1.5 Cinétique de la marche

L'analyse cinétique est l'étude des forces impliquées dans le mouvement. Elle est souvent utilisée lors de l'analyse de la marche puisqu'elle permet d'obtenir des informations sur la cause et les mécanismes impliqués dans le mouvement (Winter 2009). Les paramètres cinétiques font référence, entre autres, aux forces de réaction au sol lors de la marche. L'utilisation de plates-formes de force est une des méthodes utilisées afin de quantifier l'amplitude et la direction du vecteur force produit en réaction à la pression plantaire appliquée sur ces dernières. Comme montré à la Figure 1.10, cette force peut-être analysée dans les trois dimensions.

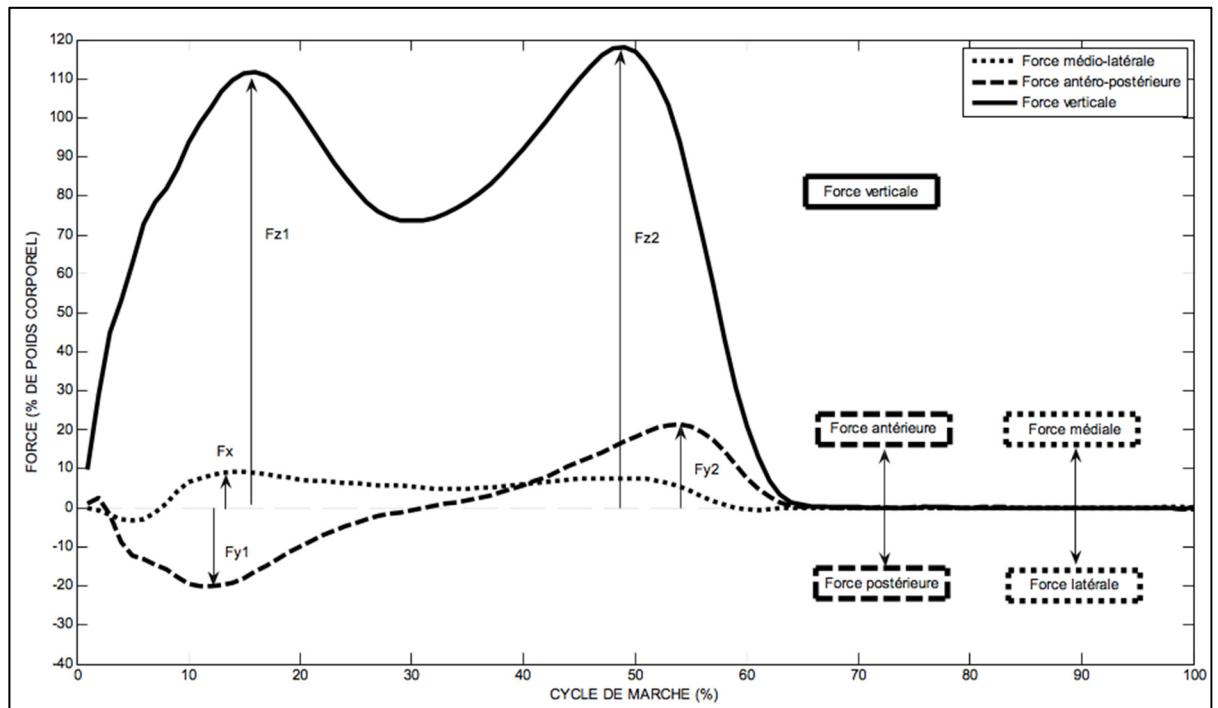


Figure 1.10 Force de réaction au sol dans les trois plans
(Gourdou 2010)

Les forces de réaction au sol changent continuellement avec le temps. La courbe de la force verticale (F_z) est caractérisée par deux maximums et un minimum local entre les deux. Cette courbe montre une augmentation rapide au contact du talon qui atteint à son maximum, de 1 à 1.5 fois le poids du corps (Max F_{z1}). Ensuite, vers le milieu de la phase d'appui, une flexion

du genou au niveau de la jambe porteuse amorçant un mouvement vertical du corps génère un déchargement de la plate-forme. À cet instant, F_z devient alors inférieur au poids du corps (Min local). Au moment du décollement des orteils, les muscles responsables de la flexion plantaire s'activent et exercent une pression au sol. Un second maximum supérieur au poids du corps est alors observé (F_{z2}). La courbe de la force antéro-postérieure (F_y) montre une valeur négative immédiatement après le contact du talon avec le sol. Cette caractéristique témoigne d'une friction horizontale vers l'arrière entre le pied (ou le soulier) et le sol. Vers le milieu de la phase d'appui, cette valeur redevient positive ce qui indique que les forces au sol sont dirigées vers l'avant. Cette force est générée par l'activation des muscles responsable de la flexion plantaire qui exerce une pression sur la plateforme afin d'amorcer la phase de balancement. La courbe de la force médio-latérale (F_x) montre toujours une force latérale au moment du contact du talon. Par la suite, une force médiale perdure pour le reste de la phase d'appui (Medved 2000, Winter 2009).

1.2 Modèles de contrôle moteur lors de la marche

Bien que les caractéristiques du mouvement soient essentielles à l'analyse de la locomotion, la compréhension des modèles de contrôles moteurs est cruciale afin de bien comprendre la cause du mouvement produit. Les comportements moteurs se produisent suivant deux modèles de contrôle soit, en « feedback » et en « feedforward ». Les mouvements en « feedforward » sont réalisés sans l'utilisation des informations sensorielles évoluant pendant l'action. Ils sont réalisés suivant un modèle interne prédéterminé en fonction de l'action à accomplir (Kawato 1999). De telles actions peuvent se produire rapidement, car ils ne sont pas soumis au délai des boucles de rétroaction. Le contrôle de rétroaction (« feedback ») en revanche, implique une modification du mouvement en cours en utilisant l'information provenant des récepteurs sensoriels. Ce type de contrôle permet un haut degré de précision, puisqu'il détecte et corrige les erreurs de trajectoire en fonction des informations en provenance du monde extérieur, mais est nécessairement beaucoup plus lent. Le contrôle optimal des mouvements reflète probablement une combinaison de rétroaction et de processus « feedforward » (Desmurget and Grafton 2000). Il a été montré lorsqu'un

participant est exposé à une perturbation telle qu'un obstacle pendant la marche, la chaîne musculaire sollicitée s'en voit altérée. Le système nerveux central (SNC) agit de manière proactive en changeant la trajectoire du pied en modifiant deux des six degrés de liberté impliqués dans le mécanisme de dégagement des orteils. De plus, cette réaction est anticipée par le système moteur puisque la modification du mouvement ne débute pas lors du début de la phase de balancement, mais plutôt lors de la fin de la phase d'appui (Winter and Eng 1995). Afin que le SNC détecte, par exemple, qu'un obstacle entrave la trajectoire du pied, plusieurs modalités sensorielles doivent lui parvenir. Elles sont présentées dans la prochaine section.

1.3 Modalités sensorielles impliquées dans la régulation de la marche et du mouvement

Pour se déplacer de façon efficace dans un monde extérieur parsemé d'obstacles et en constante évolution, le système nerveux doit être constamment informé des modifications environnementales. Pour que la régulation du mouvement soit la plus efficace possible, un grand nombre d'entrées sensorielles est requis. Les informations nécessaires à cette régulation sont transmises par quatre systèmes principaux soit, le système visuel chargé de transmettre l'orientation spatiale et de créer le flux visuel, le système proprioceptif qui regroupe les informations en provenance des muscles, des tendons et des articulations et qui permet de connaître la configuration des segments corporels les uns par rapport aux autres, le système vestibulaire qui fournit pour sa part les changements de gravité et les accélérations et finalement, le système cutané qui renseigne sur les appuis et forces de réaction au sol. Ce sont ces quatre systèmes qui informent le système nerveux central autant en condition statique que dynamique (Janin 2009). Dans sa thèse de doctorat, Janin utilise la figure ci-dessous pour illustrer ce concept (Figure 1.11).

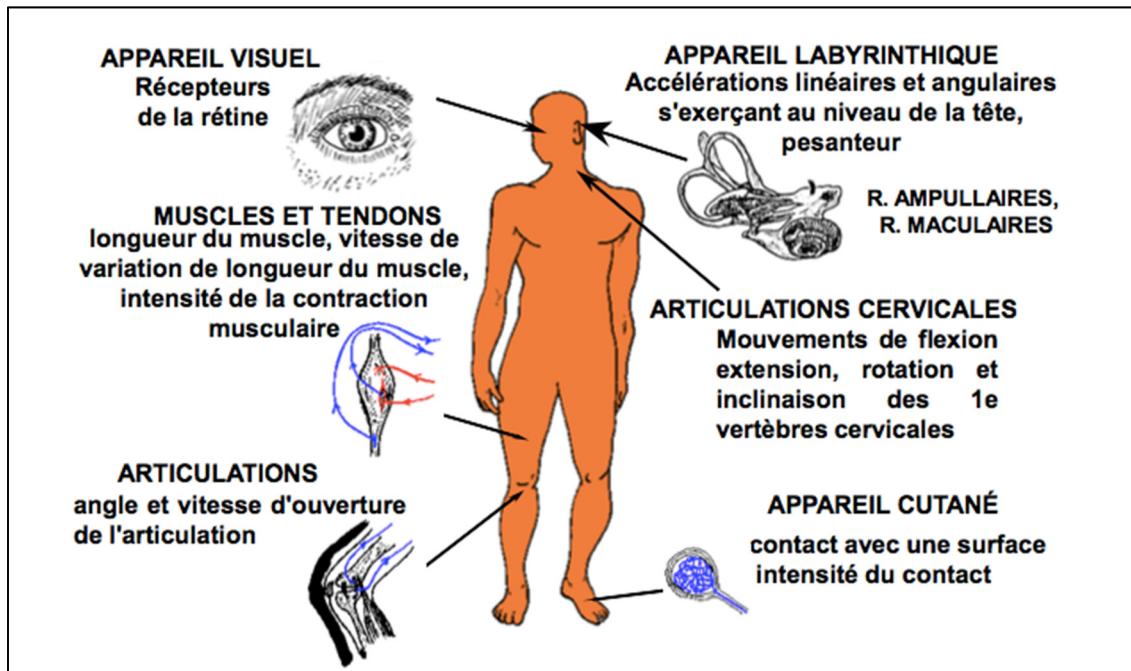


Figure 1.11 Système impliqué dans le contrôle de la locomotion
(Dupui and Montoya 2003)

1.3.1 Proprioception

La proprioception peut être décrite comme étant la capacité du système nerveux à connaître, en tout temps, la position et les mouvements de chaque segment du corps. Les informations proprioceptives sont envoyées au système nerveux par le biais des propriocepteurs présents dans les muscles qu'on appelle les fuseaux musculaires ainsi que par les organes tendineux de Golgi qu'on retrouve dans les tendons et les ligaments des articulations. Ces récepteurs microscopiques sont sensibles à la pression et à l'étiirement. C'est par le biais de fibres nerveuses que l'information parvient à la moelle épinière. Les nerfs impliqués forment deux sortes de substance blanche, une gérant l'information consciente qu'on appelle les cordons postérieurs et l'autre pour la voie inconsciente qu'on appelle les faisceaux spinocérébelleux. La voie consciente achemine l'information dans le cortex cérébral ou plus précisément, les lobes pariétaux. Les informations voyageant par la voie inconsciente pour leur part terminent leur course dans le cervelet (Janin 2009).

1.3.2 Retour visuel

L'appareil visuel a pour rôle la capture et la transmission de l'information enregistrée par les récepteurs de la rétine, les cônes et les bâtonnets. Ces données sont envoyées jusqu'au lobe occipital par le biais de la voie optique. Elles permettent de détecter les déséquilibres posturaux assurant la stabilité du corps dans l'espace (Janin 2009). L'équipe de (Lamontagne, Fung et al. 2007) ont démontré qu'il est possible d'altérer la démarche d'individu sain et pathologique (Post-AVC), en modifiant le flux optique c'est à dire, le mouvement apparent des objets, causé par le mouvement relatif entre un observateur et la scène. En effet, dans cette étude, la modification de la vitesse du flux optique a un impact direct sur la vitesse de marche des participants. Leurs résultats montrent qu'en diminuant de manière discrète la vitesse de défilement du flux optique, les participants sains autant que les pathologiques augmentent leur vitesse de marche. Cependant, il serait intéressant de tenter d'apporter des modifications directes à la symétrie du mouvement puisqu'il s'agit d'une problématique plus globale chez la population hémiparétique (Lauziere, Betschart et al. 2014) et d'un facteur contribuant à la diminution de leur vitesse de marche.

1.3.3 Incohérence entre vision et proprioception

Des chercheurs se sont intéressés aux réactions du système nerveux lorsque l'information fournie par le système visuel et le système proprioceptif n'est pas cohérente (Lateiner and Sainburg 2003, Asai 2015). Ils ont souvent recourt à ce qu'on appelle en anglais le « body-ownership », mais qui peut être traduit en français par le sentiment de possession. Ce sentiment trompe le système nerveux en lui faisant croire qu'un corps en plastique ou virtuel est son propre corps. Il permet à un utilisateur de ressentir les stimulations appliquées au membre virtuel, au travers de son corps réel. De nombreuses études ont montré qu'il est possible de tromper l'intuition proprioceptive. La plus connue est la « rubber hand illusion ». Elle consiste à placer un participant devant une table avec une main en plastique alignée avec la position normale de la main et à cacher la vraie main derrière un panneau opaque comme montré à la Figure 1.12.



Figure 1.12 "Rubber hand illusion"

Photo tirée du site internet de l'Université de la Ruhr
Bochum, Allemagne

http://www.ruhr-uni-bochum.de/sfb874/outreach/brain_day/brain_day_gallery_de12.htm

Par la suite, l'instruction de fixer la main de plastique est donnée et, en utilisant un pinceau, la main de plastique et la main réelle du participant sont touchées de façon synchronisée. La première étude sur la « rubber hand illusion » a été menée par Botvinick et al. Lors de cette étude, tous les participants ont rapporté avoir senti le toucher du pinceau là où ils voyaient la main de plastique être touchée. La majorité d'entre eux ont également rapporté avoir l'impression que la main de plastique était leur propre main (Botvinick and Cohen 1998). D'autres équipes ont eu recourt à la RV notamment (Lateiner and Sainburg 2003) qui ont placé des participants dans un casque de RV en déplaçant la position de la main virtuelle par rapport à sa position réelle. Les participants devaient alors atteindre des cibles leur étant présentées dans le monde virtuel. Ils ont démontré que pour réaliser la tâche, les participants utilisaient la position de la main virtuelle plutôt que la position réelle de leur main. Plus récemment (Asai 2015) ont pour leur part utilisé la même idée de base c'est-à-dire, ils ont présenté dans un casque de RV une position de la main différente de la main réelle, mais ils ont voulu vérifier comment réagit le participant dans une situation statique. Ils ont constaté que le participant tend à déplacer sa main réelle vers la position de la main virtuelle atténuant ainsi le conflit entre le retour visuel et le retour proprioceptif. L'utilisation de la RV s'avère

ainsi être un outil efficace pour créer un conflit visuo-proprioceptif de par la possibilité qu'elle offre de contrôler totalement le retour visuel renvoyé à l'utilisateur.

1.4 Réalité virtuelle

La réalité virtuelle (RV) est par définition, une technologie qui permet de placer un utilisateur dans un monde artificiel créé numériquement. Cette technologie permet donc de manipuler l'environnement dans lequel sont placés les utilisateurs, mais aussi le retour visuel qu'ils ont de leurs propres mouvements. Pour se faire, les égos-avatars (voir section 1.4.2), une représentation virtuelle du corps répliquant de manière exacte et en temps réel (voir section 1.4.1) les mouvements de l'utilisateur sont couramment utilisés.

Néanmoins, quelques concepts sont à définir quand il est question de RV notamment, l'immersion et la présence. Ces deux concepts sont souvent confondus. Le terme immersion décrit les caractéristiques technologiques d'un point de vue objectif. Un meilleur affichage et suivi du mouvement permet de préserver la fidélité avec les sensations réelles. Un système performant avec un meilleur rendu visuel sera caractérisé comme étant plus immersif. La présence est plus subjective et personnelle, il s'agit d'une réaction humaine à l'immersion et est variable d'un utilisateur à l'autre pour un même niveau d'immersion (Slater, Usoh et al. 1995). Ceci étant dit, le niveau d'immersion et la présence sont intimement liés. Slater et al. suggèrent que plus un environnement virtuel (EV) est immersif, plus la présence des utilisateurs dans l'EV s'en verra augmentée. De plus, ils suggèrent que plus un environnement est immersif, plus la performance d'un utilisateur pour une tâche donnée s'en verra augmentée (Slater, Linakis et al. 1996). Cependant, l'amélioration des performances techniques d'un système a un coût non négligeable et pour cette raison, de nombreux auteurs ont tenté de déterminer les caractéristiques techniques d'un système permettant de maximiser la présence. Une mété-analyse en ce sens a montré que le niveau d'immersion a un impact moyen sur la présence d'un utilisateur. Il a été mis en lumière qu'un niveau élevé du suivi de l'utilisateur, que l'utilisation de dispositif de visualisation stéréoscopique ainsi que d'un large champ visuel ont un impact plus significatif sur le sentiment de présence que la plupart des autres éléments immersifs d'un système tel que la qualité de l'image (haute définition versus

définition standard, détail visuel de l'EV, etc.) et du son (présence versus absence de son, son ambiophonique 5.1 versus dolby numérique à 2 canaux) (Cummings and Bailenson 2016).

1.4.1 Latence

La latence est le délai qui s'écoule entre l'exécution d'un mouvement et son affichage dans un dispositif de visualisation (ordinateur, écran de projection, casque de RV). Dans un contexte de RV, elle est mesurée en millisecondes (ms). La latence est un facteur technique important favorisant l'augmentation du sentiment de présence. Une latence au niveau du suivi de la tête et l'affichage du retour visuel se situant entre 60 ms et 200 ms peut occasionner une perception d'oscilloscopie (mouvement apparent du monde visuel relativement à un référentiel gravitationnel interne), des nausées couramment appelées cybermalaise, une vision dégradée ainsi qu'une diminution des performances. De nombreux auteurs se sont intéressés au seuil minimal de détection de la latence et les résultats ne font pas l'unanimité. En effet, les différentes études témoignent d'un seuil de détection situé entre 10 et 320 ms (Ellis, Young et al. 1999, Allison, Harris et al. 2001, Adelstein, Lee et al. 2003, Leube, Knoblich et al. 2003, Ellis, Mania et al. 2004, Mania, Adelstein et al. 2004, Morice, Siegler et al. 2008). Samaraweera, dans sa thèse de doctorat visant à évaluer l'effet de la latence sur le mouvement des utilisateurs qui y sont exposés avance que le seuil de détection dépend de la tâche effectuée. Pour sa part, elle a montré que lorsque l'utilisateur cherche à identifier la latence, il y arrive pour une valeur aussi faible que 61 ms. Cependant, lorsque l'utilisateur y est exposé sans en être informé, une latence aussi grande que 225 ms peut passer inaperçue (Samaraweera 2015). Néanmoins, le fait de ne pas percevoir la latence n'implique pas nécessairement qu'elle n'aura pas d'impact sur l'utilisateur. Lippi et al. ont pour leur part évalué l'effet de la latence sur le suivi de cibles dynamiques dans un EV et ont constaté une diminution des performances lorsque la latence dépasse les 70-80 ms (Lippi, Avizzano et al. 2010). De plus, lorsqu'un utilisateur est placé dans une situation anxiogène en RV, une diminution significative du sens de présence est rapportée par l'utilisateur et est confirmée par le ralentissement de son rythme cardiaque lorsqu'il est dans un environnement présentant une haute latence (90 ms) en comparaison à un système à basse latence (50 ms)

(Meehan, Razzaque et al. 2003). En résumé, une latence très faible peut être détectée et avoir un impact sur le sentiment de présence ainsi que sur les performances d'un utilisateur. Elle peut également induire un malaise et des nausées chez les utilisateurs ce qui pourrait mener à un biais des résultats. Pour ces raisons, il est primordial de mesurer et de contrôler cette variable lors d'étude en RV.

1.4.2 Égo-avatar et le sentiment d'incarnation

De nos jours, les égos-avatars sont de plus en plus utilisés dans le monde de la recherche comportementale (Fox, Bailenson et al. 2009, Peck, Seinfeld et al. 2013, Rosenberg, Baughman et al. 2013) et plus récemment, des recherches sont menées dont l'objectif est le développement de techniques de réadaptation motrice (Samaraweera, Perdomo et al. 2015, Dallaire-Côté, Charbonneau et al. 2016, Luu, He et al. 2016). Dans ce contexte, pour observer, voire modifier le comportement, les habitudes ou les mouvements d'un utilisateur par le biais d'un égo-avatar, le sentiment d'incarnation, couramment appelé en anglais « sense of embodiment » (SoE) est d'une grande importance. Le terme « embodiment » est utilisé dans une multitude de champs de recherche notamment en philosophie, en psychologie ainsi qu'en robotique et possède une définition propre à chacun de ses domaines. L'équipe de Mel Slater a proposé une définition de ce concept propre à la RV en le décomposant en trois sous composantes de base : la « self-location », le sentiment d'« agency » et le « body ownership » (Kilteni, Grotens et al. 2012). Ces termes peuvent être respectivement traduits en français par : l'égo-localisation, le sentiment d'intentionnalité et le sentiment d'appropriation.

1.4.2.1 L'égo-localisation

L'égo-localisation correspond à un volume dans l'espace où un utilisateur a le sentiment d'être présent. Plus précisément, elle fait référence à l'expérience d'être à l'intérieur du corps d'un avatar par exemple, et non à l'expérience d'être à l'intérieur d'un monde virtuel. En ce sens, l'égo-localisation diffère du sentiment de présence pour lequel un lien entre un utilisateur et son environnement est créé. Ce sous-composant du sentiment d'incarnation est

fortement influencé par la perspective visuospatiale qui, dans le monde réel, est normalement perçue de manière égocentrique, c'est à dire, à la 1^{re} personne. Des études ont montré que la réponse psychologique d'utilisateur placé dans un corps artificiel et dans une perspective de première personne est plus grande que pour une perspective à la troisième personne (Slater, Spanlang et al. 2010, Petkova, Khoshnevis et al. 2011). Le retour tactile a également un impact considérable puisque la peau représente la frontière entre le corps et l'environnement. L'équipe de Normand et al. ont montré qu'il est possible pour un utilisateur de vivre l'expérience d'être à l'intérieur d'un corps virtuel présentant une corpulence différente de la leur. Leur étude révèle que les utilisateurs perçoivent ainsi de façon différente leur espace personnel ou en d'autres mots, l'espace que leur corps occupe dans l'environnement (Normand, Giannopoulos et al. 2011). En résumé, une stimulation tactile effectuée de manière synchronisée entre les corps réels et virtuels et perçus d'une perspective à la première personne aura pour impact une maximisation de l'égo-localisation.

1.4.2.2 Le sentiment d'intentionnalité

Le sentiment d'intentionnalité fait référence à l'impression d'avoir un plein contrôle des mouvements produits par l'égo-avatar. Lors de la planification d'un mouvement, une réaction connue est attendue au moment de son exécution. Si les mouvements planifiés et réels concordent, l'utilisateur a alors l'impression d'être l'instigateur de l'action posée. En plus de la concordance précédemment citée, une synchronisation entre la production et la visualisation du mouvement est essentielle. Une corrélation peut être fait entre ce sou composant du SoE et la latence d'un système. L'équipe de Franck et al. a montré qu'une disparité de plus de 150 ms entre la production d'un mouvement et sa visualisation au travers du corps d'un égo-avatar a pour effet une diminution du sentiment d'intentionnalité (Franck, Farrer et al. 2001). Cette étude met en lumière que la synchronisation visuomotrice est nécessaire pour maximiser le sentiment d'intentionnalité.

1.4.2.3 Le sentiment d'appropriation

Le sentiment d'appropriation fait appel à la notion pour laquelle un utilisateur a une impression de possession du corps et implique qu'il ressent, par le biais de son corps réel, les sensations physiques ressenties par son double virtuel. Il a été démontré que couplé avec une synchronisation visuotactile, une synchronisation visuoproprioceptive lors de l'exécution d'un mouvement passif à pour effet d'améliorer ce sentiment (Tsakiris, Prabhu et al. 2006, Dummer, Picot-Annand et al. 2009). D'autres auteurs sont arrivés à la conclusion que plus les similarités morphologiques entre le bras d'un utilisateur, et sa représentation virtuelle sont grandes, plus le sentiment d'appropriation envers le bras virtuel s'en voit augmenté (Armel and Ramachandran 2003, Ehrsson, Spence et al. 2004). Dans le même ordre d'idée, il a été montré qu'il est possible de créer ce sentiment non seulement pour un membre isolé, mais aussi envers un avatar représentant un corps complet (Petkova and Ehrsson 2008, Normand, Giannopoulos et al. 2011). En résumé, en plus d'une synchronisation entre le retour visuel, la proprioception et le retour tactile, des avatars s'adaptant aux différentes morphologiques seraient susceptibles d'améliorer le sentiment d'appropriation (Kilteni, Grotens et al. 2012)

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

2.1 Problématique

Lors de la marche, plusieurs bio-feedbacks sont traités afin de produire la démarche appropriée à une situation. Les informations proviennent de la proprioception, du système vestibulaire, du retour visuel ainsi que des pressions sous-plantaires (Janin 2009). La modification de l'une de ses informations est susceptible d'avoir une incidence sur le mouvement produit. En se basant sur les mécanismes cognitifs, notamment le mimétisme, impliqué dans la thérapie du miroir (Lamont, Chin et al. 2011), cette dernière étant utilisée comme outil de réadaptation afin améliorer le comportement moteur dans une condition statique de patients hémiparétiques (Altschuler, Wisdom et al. 1999, Yavuzer, Selles et al. 2008), il semble intéressant de recourir à ces mêmes mécanismes dans un contexte de marche. La thérapie du miroir peut être utilisée pour un seul membre, mais n'est pas directement applicable dans le cas de la marche puisque les mouvements entre les côtés gauche et droit sont déphasés lors de cette tâche. De plus, il n'est évidemment pas possible de positionner un miroir au centre du corps de l'utilisateur. Pour ces raisons, l'utilisation d'un égo-avatar reproduisant le mouvement en temps-réel et offrant la possibilité d'ajuster les rotations aux différentes articulations s'avère être une avenue prometteuse. En effet, le sentiment d'incarnation envers un égo-avatar favorise la mise en place de modifications comportementales (Fox, Bailenson et al. 2009, Peck, Seinfeld et al. 2013) mais aussi motrices. Des études ont montré que, lorsque des retours visuels et proprioceptifs conflictuels sont présentés, il est possible d'entrainer une dérive proprioceptive (Lateiner and Sainburg 2003) et même une dérive physique dans une situation statique (Asai 2015). Par contre, ce concept n'a été testé et validé que très rarement dans une condition dynamique comme la marche. En effet, quelques auteurs ont eu recourt aux égo-avatars afin de modifier ou de corriger la démarche de participants sains et pathologiques, mais la majorité d'entre eux affichent à l'écran des zones cibles à atteindre ou demande aux participants de suivre leur double virtuel et donc, de modifier leur démarche consciemment (Pavare, Garuta et al. 2015,

Booth, Steenbrink et al. 2016). Les résultats préliminaires obtenus auprès de patients hémiplégiques souffrant d'une condition appelée « genou rigide » semblent prometteurs puisqu'ils montrent une augmentation de la flexion au genou lorsque les patients sont exposés à leur égo-avatar dont la flexion au genou est virtuellement augmentée (Agopyan, Bredin et al. 2015) mais, soulève une question plus fondamentale. Considérant que l'utilisateur peut être informé ou non des modifications apportées à son égo-avatar et sachant qu'un apprentissage moteur implicite (inconscient) mène à une meilleure performance et à un meilleur transfert en condition réelle qu'un apprentissage moteur explicite (conscient) (Masters and Poolton 2012), il est intéressant de répondre à la question suivante : Est-ce qu'un individu marchant à vitesse confortable sur un tapis roulant apportera des modifications à sa démarche lorsqu'il sera exposé à un retour visuel modifié renvoyé par un égo-avatar sans être informé de la modification au préalable: et si oui, de quelle façon sa démarche s'en verra affectée?

2.2 Objectifs

En ce sens, l'objectif principal est de déterminer s'il est possible de modifier la démarche d'un participant sain en lui renvoyant un retour visuel modifié par le biais d'un égo-avatar temps réel. Les sous-objectifs sont les suivants :

- Déterminer de quelle façon le participant sain modifiera sa démarche lorsqu'il sera exposé à un retour visuel modifié, présenté par un égo-avatar.
- Déterminer avec quelle perspective visuelle (de dos, de face ou de profil) la modification de la démarche est la plus importante.

2.3 Hypothèses

L'hypothèse principale est la suivante :

- L'ajout d'un gain rotationnel à la hanche de l'égo-avatar entraînera une modification des caractéristiques de la marche sur tapis roulant d'un participant.

Plus précisément :

- Le participant tentera d'imiter la démarche de l'égo-avatar.
- La présentation de l'avatar vu de face aura un impact plus grand que les perspectives de dos et de profil sur la modification de la marche chez les participants sains.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Contexte

Dans le but de déterminer si la modification du retour visuel renvoyé par un égo-avatar temps-réel a un impact significatif sur la démarche d'un participant sain, des outils logiciels ainsi qu'une méthode de calibration anatomique ont été développés. Les caractéristiques cinématiques, cinétiques et spatiales des membres inférieurs permettront de déterminer s'il y a modifications de la démarche. De plus, dans le cadre de ce projet, une faible latence permettant d'avoir un égo-avatar répliquant de manière quasi synchronisée les mouvements du participant pendant sa marche est essentielle. Pour cette raison, la latence du système a été mesurée. Finalement, puisqu'une méthode de calibration répétable est cruciale afin d'assurer la validité des résultats une évaluation de cette répétabilité a été réalisée.

3.2 Matériel

L'acquisition des données cinématiques a été réalisée grâce à un système de 12 caméras optoélectroniques (Vicon, Oxford inc.). Le logiciel Tracker 3.1 a été utilisé pour l'animation temps réel de l'égo-avatar et l'enregistrement des données cinématique et Nexus 1.8 a servi, en post traitement, à la reconstruction tridimensionnelle nécessaire à l'analyse cinématique de la démarche. Au total, 16 corps rigides sur lesquels des marqueurs réfléchissants sont placés ont été utilisés pour suivre le mouvement des segments corporels suivants (Figure 3.1) :

- Tête
- Avant-bras gauche
- Torse bas
- Tibia droit
- Bras droit
- Main droite
- Bassin
- Tibia gauche
- Bras gauche
- Main gauche
- Fémur droit
- Pied droit
- Avant-bras droit
- Torse haut
- Fémur gauche
- Pied gauche

Des marqueurs individuels étaient utilisés sur les malléoles et les épicondyles fémoraux. Un projecteur Optoma GT 1080 ainsi qu'un écran de rétroposition de 144 pouces ont servi à la présentation de l'EV. Pour l'acquisition des données cinétiques, un tapis roulant à double bande instrumentée de plateformes de forces (AMTI, Watertown, États-Unis) a été utilisé. La figure 3.1 montre le positionnement des corps rigides sur les participants.

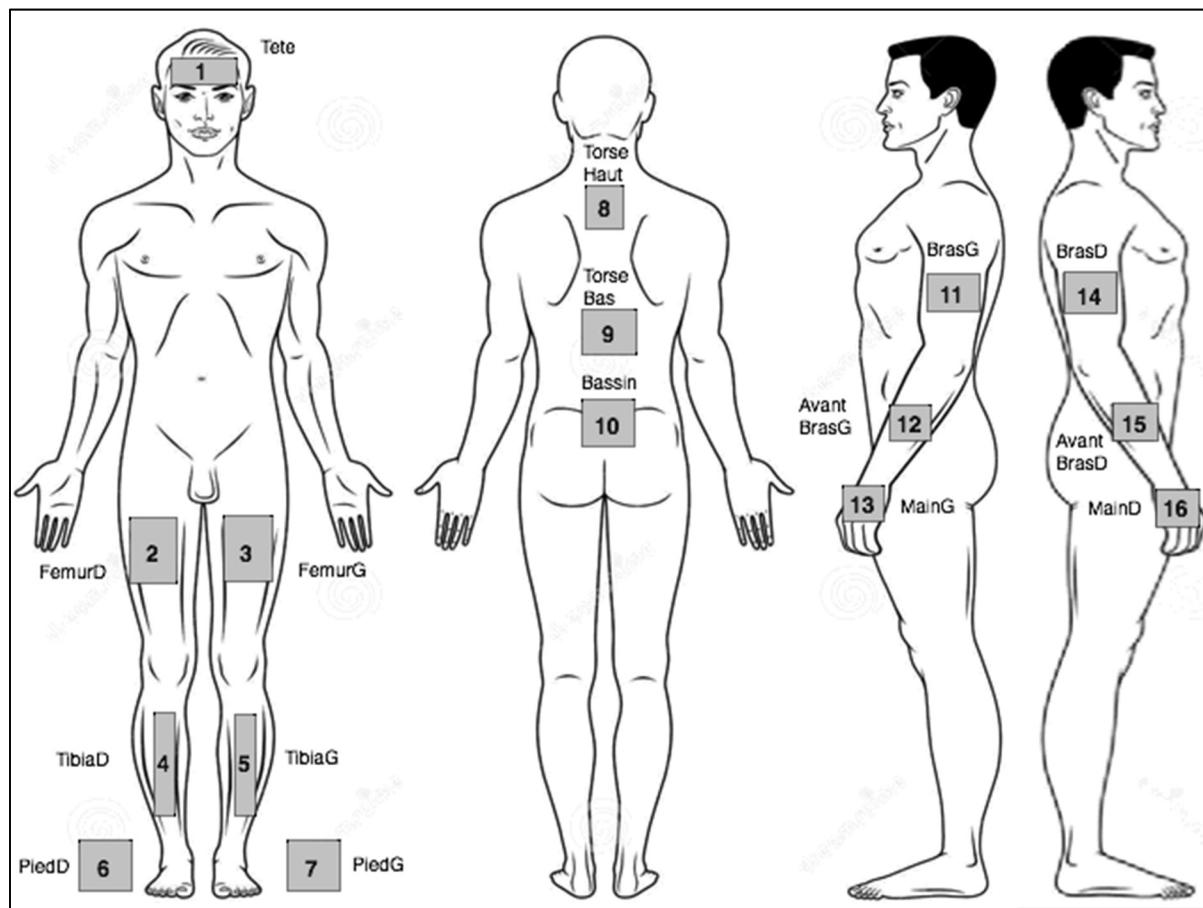


Figure 3.1 Schémas de positionnement des corps rigides

3.3 Outils logiciels

3.3.1 Égo-avatar modulable

Un égo-avatar générique développé par Mixamo (Adobe) a été utilisé. L'animation de l'égo-avatar est faite à partir des données cinématiques acquises par le système de caméras optoélectroniques. L'environnement virtuel ainsi que le code nécessaire à l'animation de l'égo-avatar ont été développés sous Unity 5 (Unity Technologie). Un pont permettant la communication entre Unity 5 et Vicon Tracker a été développé (Dallaire-Côté, Charbonneau et al. 2016). En plus de permettre la communication entre les logiciels, le pont sert aussi d'interface utilisateur et permet d'appliquer les modifications désirées à l'égo-avatar. Afin de modifier le retour visuel présenté au participant, c'est à dire, le mouvement de l'égo-avatar, un algorithme de modulation du mouvement a été développé. L'algorithme permet d'ajouter, en temps réel, un gain rotationnel localisé au niveau de la hanche droite de l'égo-avatar. En d'autres mots, en se basant sur les données cinématiques acquises par le système de capture de mouvement, il permet de calculer, tout au long du cycle de marche, la valeur angulaire à ajouter à la flexion de la hanche. Une modulation graduelle doit être faite afin de conserver un mouvement fluide et d'apparence naturelle. Plus l'angle de flexion de la hanche du participant augmente, plus la valeur angulaire ajoutée augmente, et ce jusqu'à ce que le gain rotationnel maximum soit atteint. Afin de préserver la synchronisation visuomotrice, ce qui favorise la création du sentiment d'incarnation (Franck, Farrer et al. 2001), le moment de contact du pied de l'avatar avec le sol devait demeurer synchronisé avec celui du participant. L'avatar devait donc produire un mouvement de plus grande amplitude sur une période de temps inchangé occasionnant ainsi un mouvement plus rapide de la jambe. Le déplacement antéro-postérieur du pied a été utilisé à titre d'indicateur de position dans le cycle de marche. Dans un premier temps, deux moyennes sont calculées; la valeur minimale moyenne, qui correspond au moment où le pied présente la valeur la plus négative par rapport au bassin ainsi que la valeur maximale moyenne, qui correspond au moment où le pied occupe la position la plus positive par rapport au bassin. L'instant où le pied passe en position zéro (p/r au bassin) est utilisé afin d'identifier le moment où la hanche a atteint une valeur près de la flexion maximale (Figure 3.2).

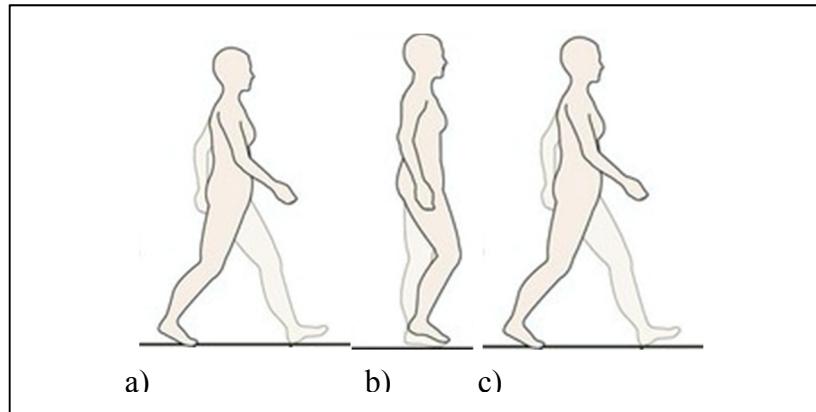


Figure 3.2 Positions du pied utilisées pour le départ et la fin de la modulation
 a) valeur minimale moyenne
 b) position zéro, c) valeur maximale moyenne

Sur la Figure 3.3, les différents points d'intérêts précédemment décrits sont identifiés. La courbe rouge représente la position antéro-postérieure du pied et la courbe en verte, la flexion/extension de la hanche. Il est important de noter que pour la courbe de flexion extension de la hanche, les valeurs positives correspondent à l'extension et les valeurs négatives à la flexion à la hanche.

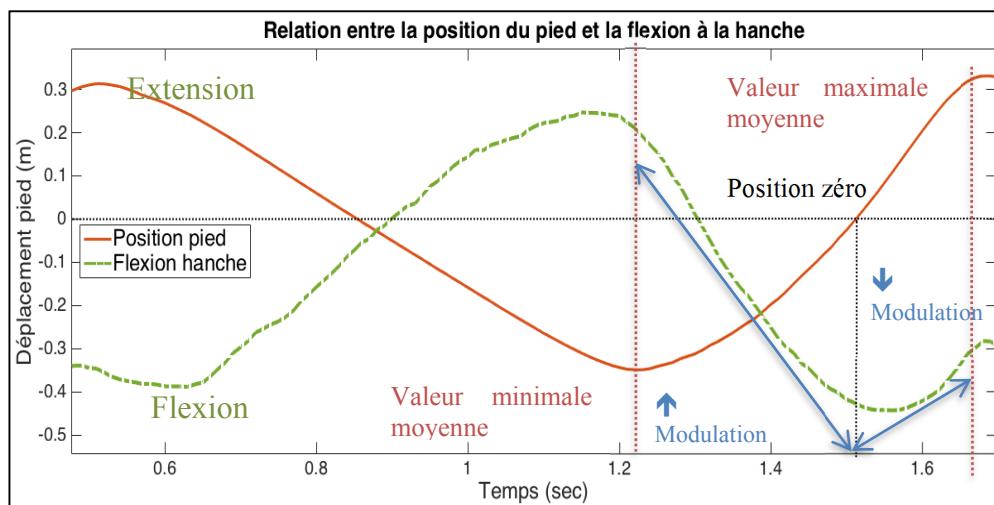


Figure 3.3 Position des valeurs minimales moyennes, valeurs maximales moyennes et de la position zéro du pied

En résumé, la plage entre les valeurs minimales moyennes et maximales moyennes (trait rouge pointillé) correspond à la période où une modulation est appliquée à la flexion de la hanche de l'avatar. Afin d'avoir une augmentation graduelle, la valeur de modulation maximale déterminée (α) est multipliée par un facteur (β) qui varie de zéro à un lorsque la modulation est en phase d'augmentation et de un à zéro lorsque la modulation est en phase de diminution, et ce, en fonction de la position courante du pied (Δ). La figure 3.4 illustre le résultat de la modulation visuellement et graphiquement. L'algorithme de modulation peut être résumé ainsi :

$$\alpha = \text{Angle de modulation maximale déterminé } (30^\circ)$$

$$\Delta = \text{Position du pied courante}$$

$$Moy_{min} = \text{Valeur minimale moyenne}$$

$$Moy_{max} = \text{Valeur maximale moyenne}$$

$$\beta = \begin{cases} \text{si } \Delta < 0 \rightarrow 1 - \frac{\Delta}{Moy_{min}} \\ \text{Sinon } \frac{Moy_{max} - \Delta}{Moy_{max}} \end{cases}$$

$$\text{Modulation appliquée} = \alpha \times \beta$$

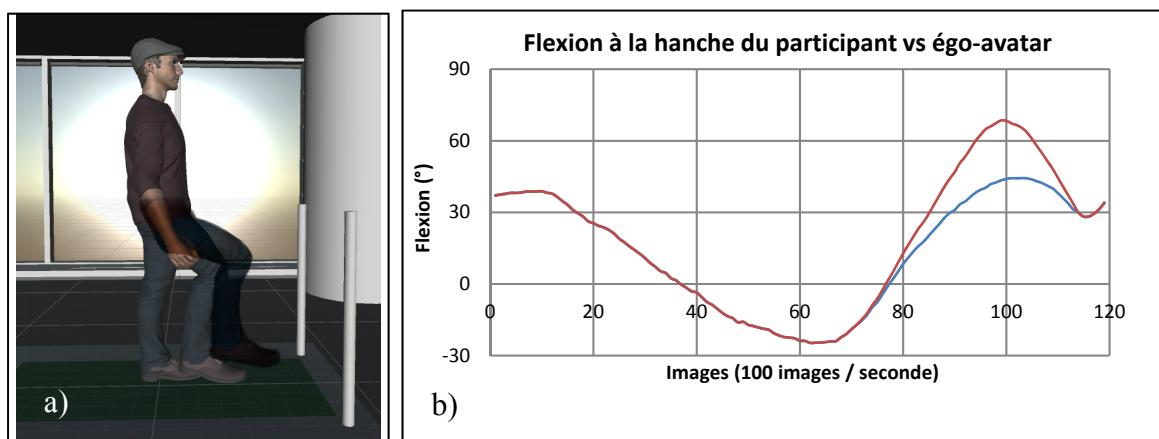


Figure 3.4 a) Représentation visuelle de la modulation sur l'égo-avatar b) Superposition des courbes de flexion à la hanche d'un participant type et de son égo-avatar modulé

3.3.2 Calibration fonctionnelle

Dans un premier temps, les 16 corps rigides ainsi que les quatre marqueurs individuels sont positionnés sur le participant. Afin d'identifier les centres articulaires, un algorithme de calibration en temps réel et une séquence de mouvements ont été mis au point. C'est une méthode de calibration fonctionnelle qui permet d'établir les centres articulaires et les axes de rotation pour les articulations des chevilles, des genoux, des hanches, des épaules, des coudes et finalement des poignets. Cette méthode de calibration permet ainsi de définir le système de coordonnées (SC) pour chacune des articulations listées ci-haut. Pour chaque SC, un axe est défini à l'aide d'un axe de rotation fonctionnel. Pour toutes les articulations, c'est l'axe de flexion/extension qui est utilisé à l'exception d'épaule qui utilise l'axe d'abduction/adduction. Un second axe est établi suivant l'axe anatomique longitudinal. En d'autres mots, ce segment fait le lien entre les centres articulaires précédemment établis. Finalement, le troisième axe est obtenu par le double produit vectoriel des deux premiers. Cette façon de faire est couramment utilisée dans les méthodes de calibration biomécaniques fonctionnelles (Hagemeister, Parent et al. 2005). La calibration s'effectue en trois phases durant lesquelles l'utilisateur exécute une série de mouvements d'environ dix secondes chacun. La Figure 3.5 illustre ces mouvements.

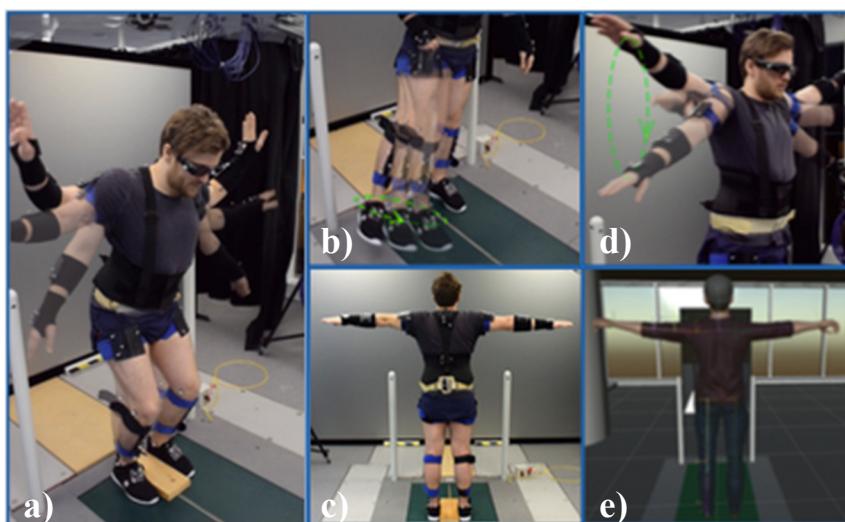


Figure 3.5 Mouvements à exécuter par l'utilisateur

Le premier mouvement est une circumduction des hanches et des épaules (fig 3.5b, fig 3.5d). Les sommets des formes coniques ainsi produites sont définis comme étant les centres articulaires. Le second mouvement est un squat avec les pieds positionnés parallèlement à la largeur des épaules (fig 3.5a). Les axes de flexion/extension des chevilles, des genoux, des hanches sont ainsi établis. Les centres articulaires des genoux sont définis comme étant le point médian entre les épicondyles fémoraux (protubérances osseuses du genou). La même technique est employée pour définir les centres articulaires des chevilles. Les marqueurs anatomiques utilisés sont les malléoles (protubérances osseuses situées au niveau de la cheville). Les centres ainsi définis sont projetés sur les axes de flexion extension du genou et de la cheville. Simultanément aux squats, l'utilisateur exécute un mouvement de battement de bras qui permet d'identifier l'axe d'abduction/adduction des épaules ainsi que les axes de flexion/extension des coudes et des poignets (fig 3.5a). La phase finale de la calibration est une pose en T pendant laquelle les positions neutres des articulations sont établies (fig 3.5c). L'article de Dallaire Côté (2016) détaille de manière plus complète la méthode de calibration utilisée (Dallaire-Côté, Charbonneau et al. 2016). En plus de l'identification de la position des centres des articulations, les données de calibration permettent l'animation de l'avatar en alignant le squelette du participant avec celui de son égo-avatar.

3.3.3 Protocole expérimental

Afin de confirmer ou d'infirmer l'hypothèse de recherche, une évaluation des outils développés était nécessaire. Dans les prochaines sections, les méthodes utilisées pour évaluer la répétabilité de la méthode de calibration et pour mesurer la latence du système seront présentées. Finalement, le protocole expérimental pour l'étude de l'impact sur la démarche de la modification du retour visuel présenté par un égo-avatar temps réel sera décrit.

3.3.4 Répétabilité de la méthode de calibration

La méthode de calibration a été mise à l'épreuve par trois participants et trois expérimentateurs. Pour chacun des trois participants, trois essais étaient réalisés. Pour chaque essai, un expérimentateur différent positionnait les corps rigides et les marqueurs individuels et procédait à la calibration. Une fois la calibration complétée, le participant devait marcher sur un tapis roulant pour une période de cinq minutes. Pendant les 30 dernières secondes, la cinématique de ce dernier était enregistrée. L'exercice était répété trois fois successivement avec le même participant, mais avec trois expérimentateurs différents. La flexion et l'abduction pour la hanche et le genou étaient calculées et normalisées sur 100% du cycle de marche. Les coefficients de corrélation intra-classe (ICC) entre les différents essais ont alors été calculés, permettant ainsi de statuer sur la répétabilité de la méthode. Un ICC se situant entre 1 et 0.75 est considéré comme excellent, entre 0.74 et 0.60 est bon, entre 0.59 et 0.40 est acceptable et sous la barre du 0.40 est considéré comme faible (Cicchetti 1994).

3.3.5 Évaluation de la latence

La latence a été mesurée avec une caméra vidéo (Nikon 1 J4) à 400 images par seconde (ips). Le logiciel mis à l'essai est Tracker 3.1, développé par la compagnie (Vicon inc.). Les 16 corps rigides ainsi que les marqueurs individuels étaient apposés sur le participant. Une calibration était réalisée et six séquences vidéo étaient enregistrées. Lors de ces enregistrements, le participant était placé devant l'écran de projection sur lequel était affiché l'égo-avatar. Le participant avait pour instruction de se taper dans les mains, au-dessus de sa tête. Le logiciel Physmo – Video Motion Analysis (<http://physmo.sf.net>) a permis de découper la vidéo image par image. Le nombre d'images entre le moment de contact réel des mains et celui affiché à l'écran était identifié visuellement. Le nombre d'images compté était multiplié par 0,0025 seconde, valeur qui représente la durée d'une image lors d'un enregistrement à 400 ips. La moyenne des 6 essais a été calculée.

3.3.6 Étude de faisabilité

3.3.6.1 Méthodologie

L'étude visait une population de 18 à 40 ans, féminine ou masculine, sans condition susceptible d'affecter la démarche ou le sens de l'équilibre. Une douleur au membre inférieur, la cinétose (malaise lors de la pratique de jeu vidéo) ou encore une grossesse aurait exclu les participants de l'étude. En définitive, ce sont dix participants masculins d'âge moyen de 24,6 ans (écart-type 2,88 ans), de grandeur moyenne de 1,79 m (écart-type 0,06m) et de poids moyen de 74,4 kg (écart-type 5,76 kg) qui ont pris part à cette phase de l'étude. Huit participants sur dix présentaient une dominance de la jambe droite. Tous les participants ont lu et signé un formulaire d'information et de consentement.

Dans un premier temps, le participant devait fournir quelques renseignements personnels. Ces renseignements ont permis d'avoir l'information relative à leur genre, leur âge, leur taille, leur poids, leur jambe dominante et d'évaluer si les critères d'exclusion cités précédemment étaient respectés.

Une fois le questionnaire complété, les marqueurs étaient positionnés et la calibration était réalisée. Les acquisitions débutaient par une période d'habituation à la marche sur tapis roulant d'une durée de cinq minutes à une vitesse choisie par le participant ($1.03 \text{ m/s} \pm 0.07$). Les dernières 30 secondes étaient enregistrées et ces données constituaient la ligne de base ou, en d'autres mots, la démarche normale du participant. Par la suite, l'égo-avatar du participant était projeté en grandeur réelle sur l'écran devant lui. Chaque participant était exposé à son égo-avatar avec une perspective visuelle de face (comme s'il se regardait dans un miroir), de profil (côté droit mis de l'avant) et de dos (comme s'il se suivait lui-même) dans un ordre déterminé aléatoirement. Pour chaque perspective, le participant devait marcher sur le tapis roulant et l'instruction de regarder les jambes de l'avatar lui était donnée au début de l'acquisition et lors de chaque changement de perspective. Les participants marchaient alors cinq minutes en observant leur égo-avatar répliquant exactement leur démarche et les 30 dernières secondes étaient enregistrées. Une fois l'enregistrement complété, l'augmentation de la flexion à la hanche, appelée tout au long de ce document, la modulation, était appliquée. Un angle maximal de 30° en flexion était ajouté à la hanche

droite. Le participant est exposé pendant trois minutes à ce retour visuel, les 30 dernières secondes étaient enregistrées, et ce, pour les trois différentes perspectives. La Figure 3.6– Schéma du déroulement des acquisitions présente de manière schématique le déroulement des acquisitions décrit ci-haut.

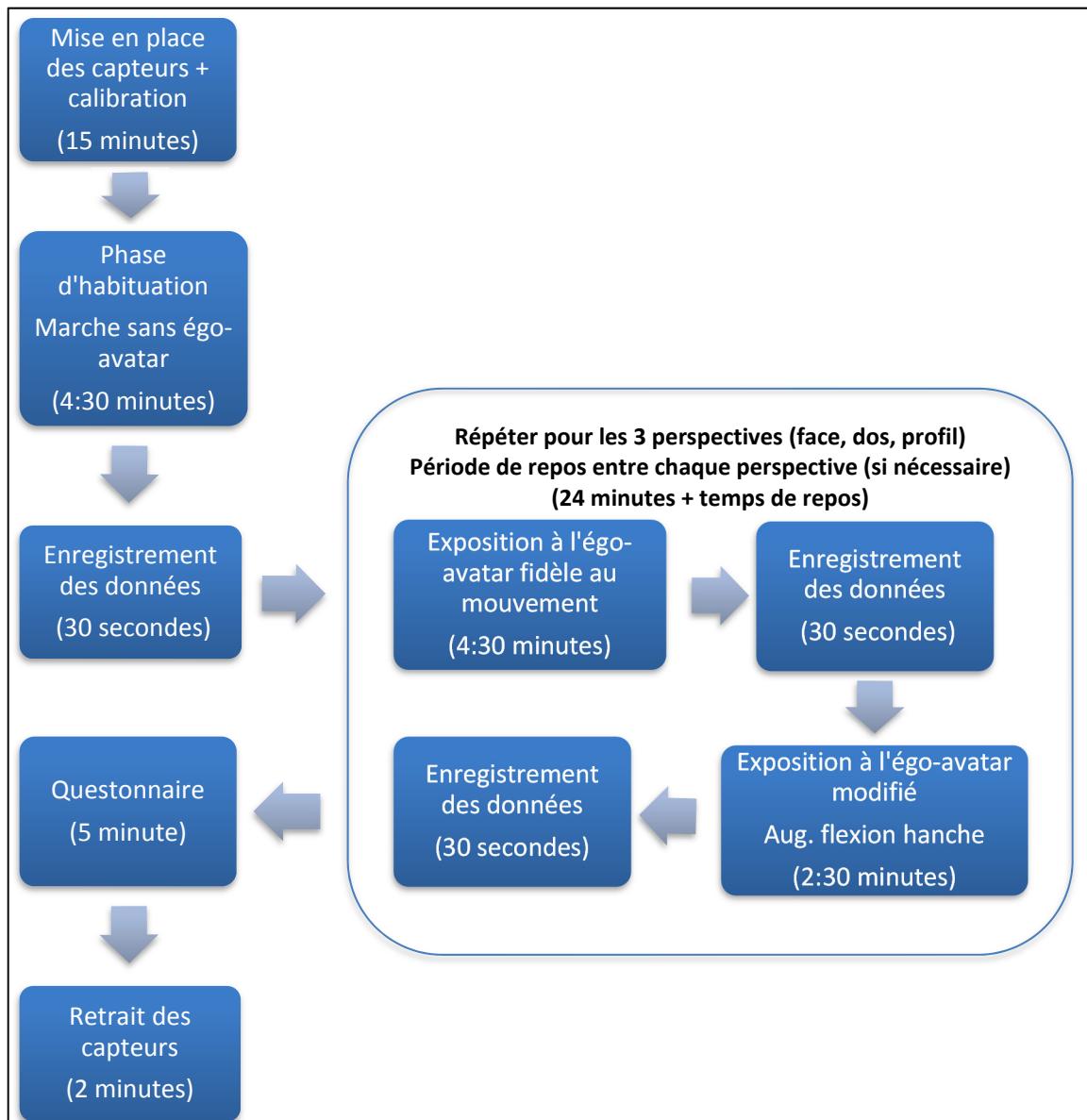


Figure 3.6– Schéma du déroulement des acquisitions

Un questionnaire dans lequel le participant devait rapporter le niveau d'incarnation qu'il avait envers son égo-avatar était réalisé. Le questionnaire provient d'une étude réalisée par l'équipe de Samaraweera. Les questions ont été traduites en français (Samaraweera, Perdomo et al. 2015).

- A) J'avais l'impression que l'avatar était une projection de moi-même.
- B) Les mouvements de l'avatar étaient causés par mes mouvements.
- C) Les mouvements de l'avatar correspondaient à mes mouvements en temps réel.

Les choix de réponse étaient les suivants :

- 1) Totalement en désaccord
- 2) En désaccord
- 3) Un peu en désaccord
- 4) Ni en accord ni en désaccord
- 5) Un peu en accord
- 6) En accord
- 7) Totalement en accord

Suite au questionnaire, les capteurs étaient retirés et la compensation financière donnée.

3.3.6.2 Données analysées

Les participants étaient exposés à six différentes conditions de visualisation de leur égo-avatar et une condition sans égo-avatar. Le Tableau 3.1 présente, de manière détaillée, les sept conditions aux quelle les participants ont été exposés ainsi que l'abréviation utilisée.

Tableau 3.1 Présentation des conditions de test

ID	Définition
BL	« Ligne de base » aucun retour visuel n'est présenté
Dos	Égo-avatar vu de dos et répliquant le mouvement
Face	Égo-avatar vu de face et répliquant le mouvement
Profil	Égo-avatar vu de profil et répliquant le mouvement
Dos 30	Égo-avatar vu de dos + ajout 30 degrés à la flexion de la hanche
Face 30	Égo-avatar vu de face + ajout 30 degrés à la flexion de la hanche
Profil 30	Égo-avatar vu de profil + ajout 30 degrés à la flexion de la hanche

La méthode de découpage du cycle de marche utilisée est basée sur la vitesse angulaire du pied droit (Jasiewicz, Allum et al. 2006). Comme montré sur la courbe de la Figure 3.7, la vitesse angulaire permet d'identifier le moment du contact initial du pied avec le sol (IC) correspondant au contact du talon avec le sol ainsi que la fin de contact (EC) qui correspond au décollement des orteils.

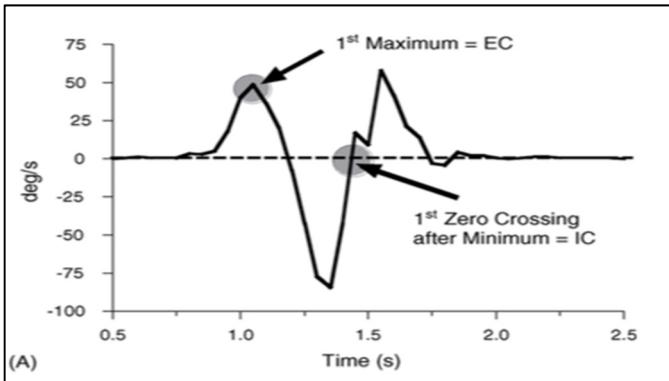


Figure 3.7 - Courbe de la vitesse angulaire du pied

(Jasiewicz, Allum et al. 2006)

Afin de passer des données exprimées en fonction du temps à des données normalisées en pourcentages, pour chacun des paramètres, l'instant correspondant au IC est défini comme étant la première donnée d'un cycle de marche et l'instant correspondant au EC correspond à la dernière. Une fois tous les cycles découpés, ces derniers sont normalisés sur 100% et une courbe moyenne regroupant tous les cycles de marche d'un enregistrement est générée.

Pour chacune des sept conditions, les données brutes ont été utilisées pour le calcul des points d'intérêt de la cinématique du genou et de la hanche. La cinématique a été calculée selon la méthode décrite par Grood et Suntay (Suntay 1983). La longueur de pas ainsi que les forces de réactions au sol ont également fait l'objet d'une analyse. Finalement la vitesse de déplacement linéaire du pied selon les axes verticaux et antéro-postérieurs a également fait l'objet d'une analyse. Les données extraites du déplacement du bassin pour le calcul du déplacement du centre de masse (CdM) et du déplacement du pied pour le calcul de la vitesse linéaire de ce dernier ont été filtrées avec un filtre Butterworth de type passe-haut afin d'éliminer du signal le déplacement du participant sur le tapis roulant.

Cinématique de la hanche

Les axes de rotation de la hanche sont calculés en fonction du déplacement du référentiel du fémur par rapport à celui du bassin. La Figure 3.8 et la Figure 3.9 montrent les points d'intérêts sélectionnés pour la cinématique de la hanche.

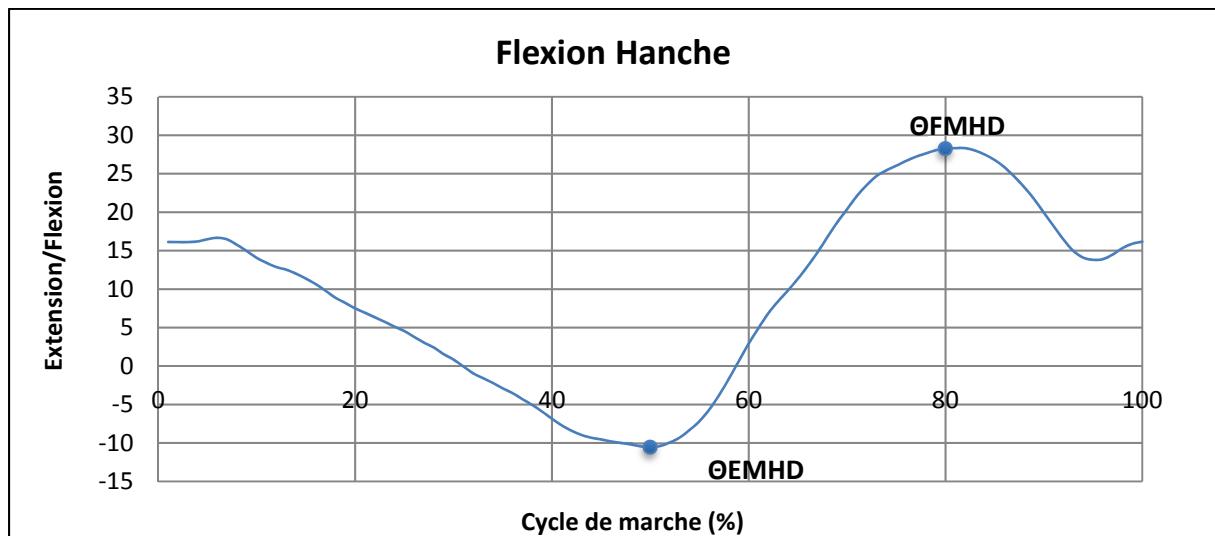


Figure 3.8 Angle de flexion maximum de la hanche droite **ΘFMHD** et angle d'extension maximum de la hanche droite **ΘEMHD**

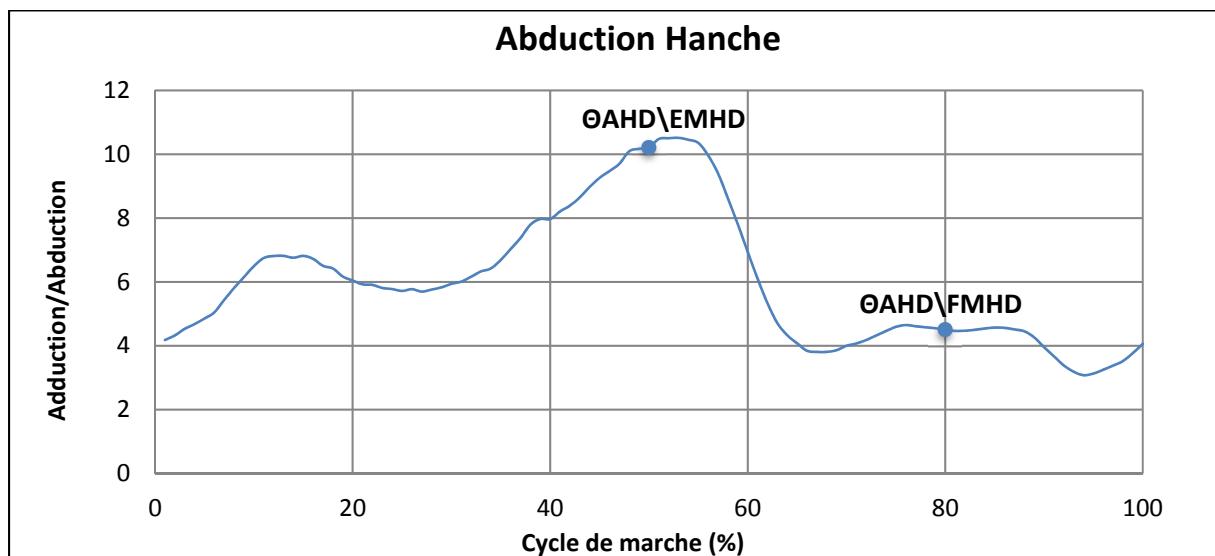


Figure 3.9 Angle d'abduction de la hanche droite à la flexion maximum de la hanche droite **ΘAHD\FMHD** et Angle d'abduction de la hanche droite à l'extension maximum de la hanche droite **ΘAHD\EMHD**

Cinématique du genou

Les axes de rotation du genou sont calculés en fonction du déplacement du référentiel du tibia par rapport à celui du fémur (Figure 3.10).

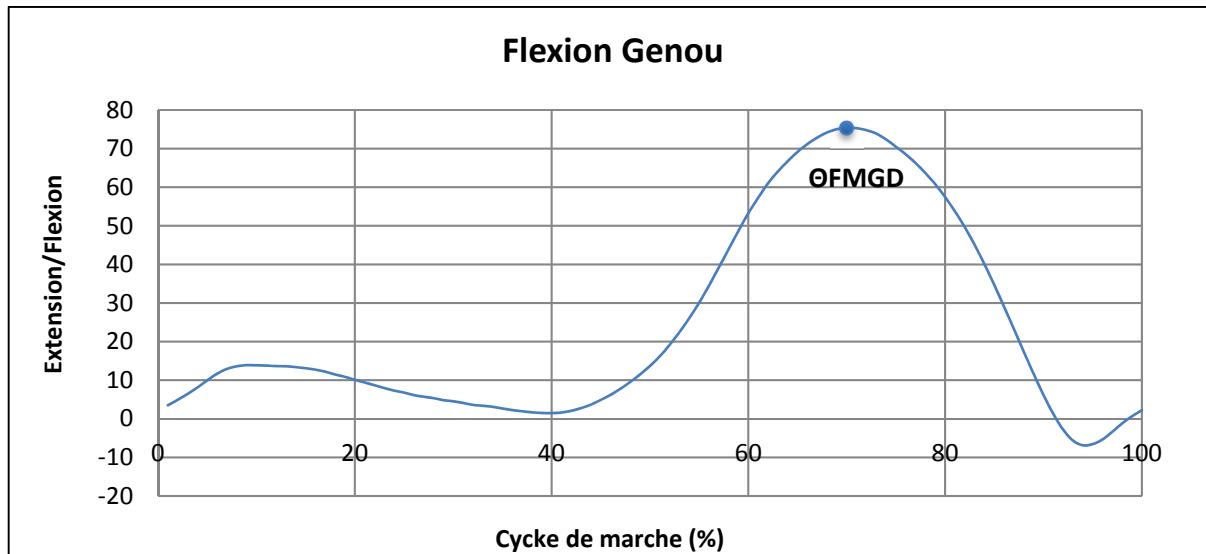


Figure 3.10 Angle de flexion maximum du genou droit **ΘFMGD**

Longueur de pas

La longueur de pas est un paramètre qui permet de déterminer si le participant apporte des modifications de type spatial à sa démarche. Elle est calculée à partir de la position du référentiel de la cheville auquel trois cm est soustrait en y et en z afin d'estimer la position du talon. La longueur de pas est donc la distance entre les deux talons au moment de l'attaque du talon (Figure 3.11).

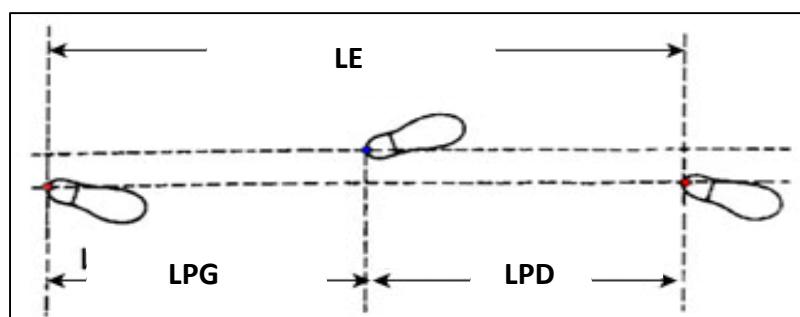


Figure 3.11 Longueur de pas droit **LPD**, longueur de pas droit **LPG** et longueur de l'enjambée **LE**

Forces au sol

La courbe de réaction au sol pour la composante verticale F_z ci-dessous montre les points d'intérêt sélectionnés pour l'analyse cinétique de la marche des participants (Figure 3.12).

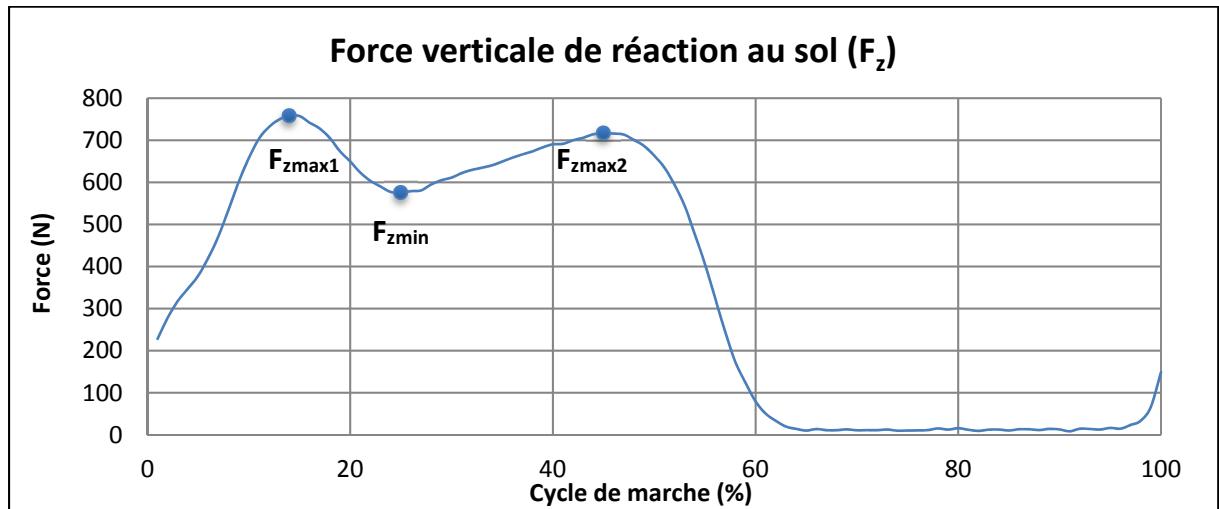


Figure 3.12 Premier maximum de force au sol vertical (Contact du talon) F_{zmax1} , deuxième maximum de force au sol vertical (Décollement des orteils) F_{zmax2} , Force minimum de réaction au sol (Flexion du genou dans la phase d'appui) F_{zmin}

Centre de masse

Pour le déplacement du centre de masse, une simplification a été effectuée, c'est le déplacement du bassin qui a été utilisé (Figure 3.13).

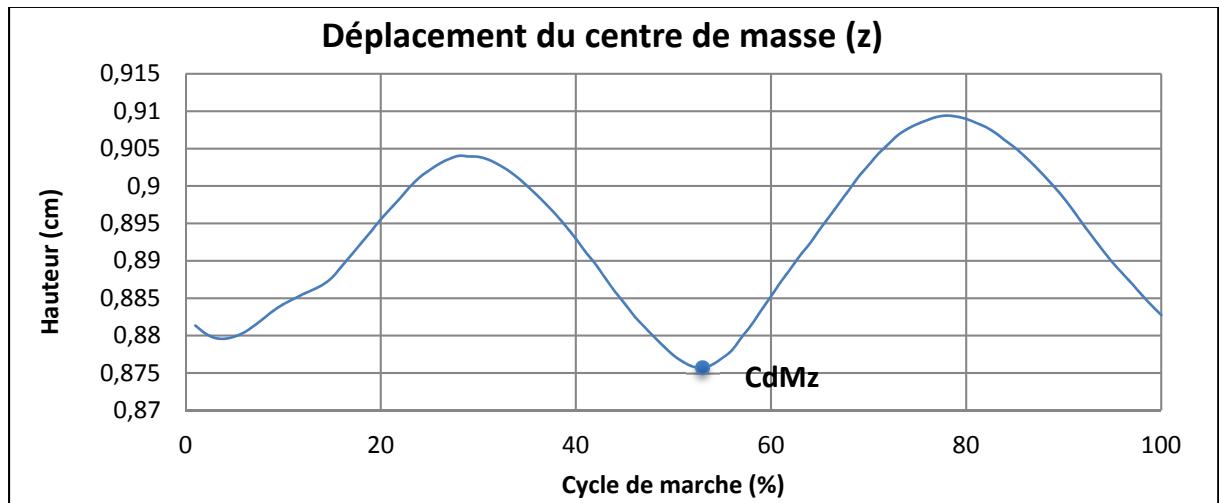


Figure 3.13 Déplacement en hauteur du centre de masse (z) $CdMz$

Vitesse linéaire du pied

La vitesse de déplacement linéaire du pied a été obtenue en calculant la dérivée de son déplacement (Figure 3.14). L'analyse de la vitesse de déplacement a été réalisée à l'instant précédent le contact du talon avec le sol.

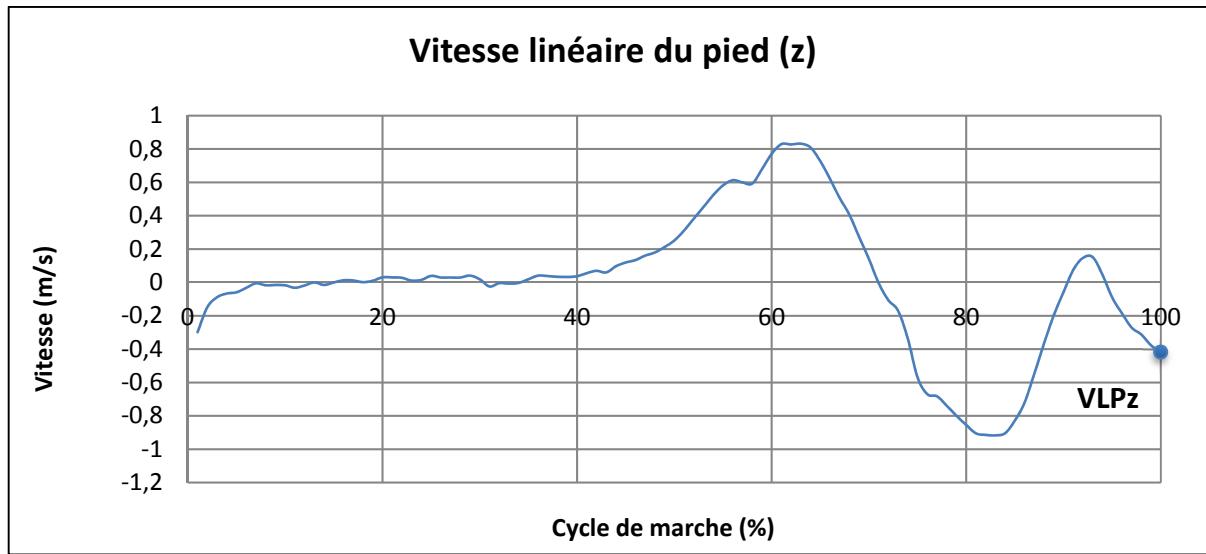


Figure 3.14 Vitesse linéaire de déplacement du pied droit en z **VLPz**

3.3.6.3 Tests statistiques

Les tests statistiques ont été effectués en utilisant le logiciel Matllab_R 2016a sur les paramètres décrits ci-haut. Puisque nous sommes en présence d'un échantillon de faible taille, des tests non paramétriques ont été choisis. De plus, puisque les données comparées sont celles d'un même participant, mais exposé à diverses conditions, les tests sélectionnés sont de type apparié.

- **Égo-avatar non modulé**

Dans cette condition, la marche du participant sans retour visuel a été comparée avec la marche du participant exposé aux différentes perspectives soit de dos, de face et de profil afin de déterminer si l'exposition à un égo-avatar répliquant fidèlement les mouvements d'un participant a une influence sur les caractéristiques de sa démarche. En ce sens, le test de Friedman, l'équivalent non paramétrique de l'ANOVA à mesures répétées, a été utilisé. Pour

chaque paramètre étudié (FMHD, AHD\FMHD, EMHD, AHD\EMHD, FMGD, LPD, F_{zmax1} , F_{zmax2} , F_{zmin} , CdM_z), un test de Friedman est effectué comparant ainsi entre elles toutes les perspectives. Ensuite, un test Post-Hoc (Turkey-kramer) a été utilisé sur les paramètres présentant une variation significative dans le but d'identifier la perspective pour laquelle les changements mesurés sont les plus importants.

- **Égo-avatar modulé**

Dans le cas de l'égo-avatar modulé, il faut déterminer si, pour une même perspective, le participant présente des modifications au niveau de sa démarche lorsqu'il est exposé à un égo-avatar dont la flexion à la hanche a été augmentée. Le test de Wilcoxon, l'équivalent non paramétrique du t-test a permis de répondre à cette question.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

4.1 Répétabilité de la méthode de calibration

La Figure 4.1 montre la superposition des trois essais (trois expérimentateurs) pour la flexion au genou d'un participant. Il est possible de constater la superposition des trois courbes ce qui montre que pour le même participant, malgré trois calibrations faites par des expérimentateurs différents, les patrons de flexion au genou sont très près les uns des autres.

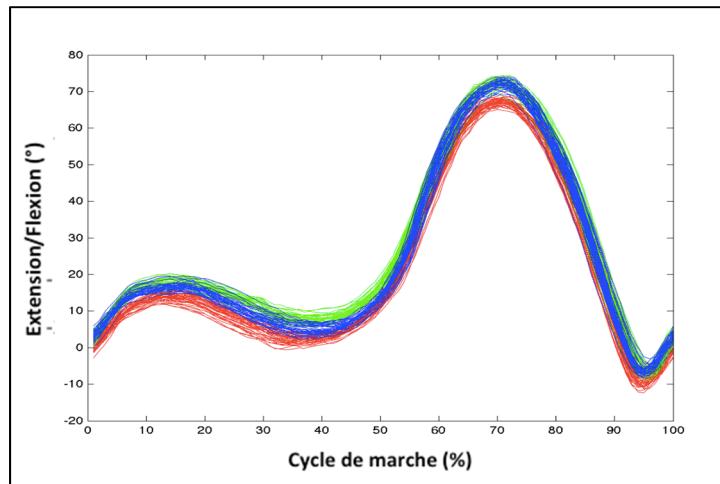


Figure 4.1 – Superposition des courbes de flexion au genou participant: un participant, trois expérimentateurs

Le Tableau 4-1 montre que pour trois des quatre paramètres testés, soit la flexion/extension et l'abduction/adduction au genou et à la hanche, une ICC avoisinant les 0.95 a été calculé et sont considérés comme étant presque parfaits. Un seul des paramètres testés, soit l'abduction au genou, présente un ICC plus faible (0,75) qui est néanmoins considéré comme étant excellent.

Tableau 4-1 ICC à la hanche et au genou

	ICC Genou	ICC Hanche
Flexion / Extension	0.97	0.95
Abduction / Adduction	0.75	0.95

4.2 Latence du système

Le test de latence réalisé montre que la latence totale du système est d'environ 72 ms (Tableau 4-2).

Tableau 4-2 Résultats des six essais pour les tests de latence

Essai	1	2	3	4	5	6	Moyenne
Nombre d'images	29	27	28	30	30	29	28.9
Latence (ms)	72.5	67.5	70	75	75	72.5	72.08

4.3 Étude de faisabilité

La section suivante présente les résultats de l'étude principale pour laquelle le but est de déterminer quel est l'impact sur la démarche d'un participant sain lorsqu'il est exposé à un retour visuel présenté par un égo-avatar temps réel modulable. Dans un premier temps, les résultats pour un égo-avatar offrant un retour visuel fidèle au mouvement du participant sont présentés (égo-avatar non modulé). La deuxième section présente les résultats pour un égo-avatar dont la flexion à la hanche a été augmentée de 30 degrés (égo-avatar modulé). Le données démographiques, cinématique, cinétique et la longueur de pas sont présentées. Pour la condition égo-avatar modulé, la symétrie entre la jambe droite et la jambe gauche pour certains paramètres d'intérêt ainsi que la vitesse de déplacement linéaire du pied droit selon l'axe des Y et des Z sont présentés. Afin d'alléger le contenu, puisque les résultats pour la jambe droite et la jambe gauche sont similaires, seuls les résultats pour la jambe droite seront présentés et décrits. Tous les résultats pour la jambe gauche sont présentés à l'annexe III.

4.3.1 Données démographiques

Des dix participants qui ont été recrutés pour cette étude, un participant n'a pas été en mesure de terminer l'acquisition due à un problème technique. Néanmoins, les données qui ont été recueillies pour ce participant sont utilisées pour la condition égo-avatar non modulé. Suite à un problème méthodologique, seulement les résultats de six participants sur dix sont utilisables pour l'analyse des forces au sol. Les données de types démographiques sont présentées dans le Tableau 4-3.

Tableau 4-3 Données démographiques Moyenne (Écart-type)

Paramètre	Moyenne (Écart-type)
Âge (années)	24,6 (2,88)
Poids (kg)	74,4 (5,76)
Taille (m)	1,79 (0,06)
Jambe dominante	8 (Droite) 2 (Gauche)
Vitesse de marche (m/s)	1,03 (0,07)

4.3.2 Égo-avatar non modulé

Comme il a été défini précédemment, la condition appelée égo-avatar non modulé est une condition pour laquelle le participant est exposé à un retour visuel fidèle à son mouvement réel selon les trois perspectives (face, dos et profil). La Figure 4.2 identifie les paramètres pour lesquelles le test de Friedman a rapporté des variations significatives lorsque les conditions « sans égo-avatar » et « égo-avatar non modulé » sont comparées. Il est important de noter que, bien que les trois perspectives aient été testées pour l'ensemble des paramètres, le test de Turkey-Kramer a permis d'identifier selon quelles perspectives ces changements se produisent. Seules les perspectives pour lesquelles des résultats significatifs ont été mesurés sont identifiées sur la Figure 4.2.

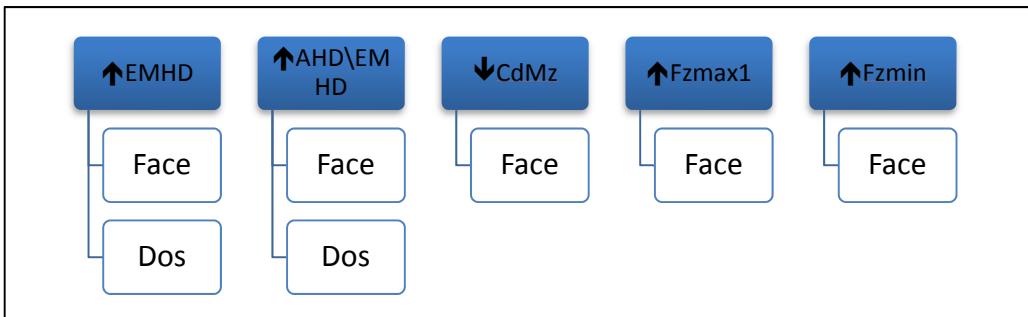


Figure 4.2 – Paramètres et perspectives présentant une variation significative lorsque les participants sont exposés à leurs égos-avatars non modulés

4.3.2.1 Données cinématiques

La figure 4.3 montre les courbes cinématiques pour un participant type lorsqu'il est exposé aux conditions « sans égo-avatar » (courbe bleue) et « égo-avatar non modulé » (courbe rouge).

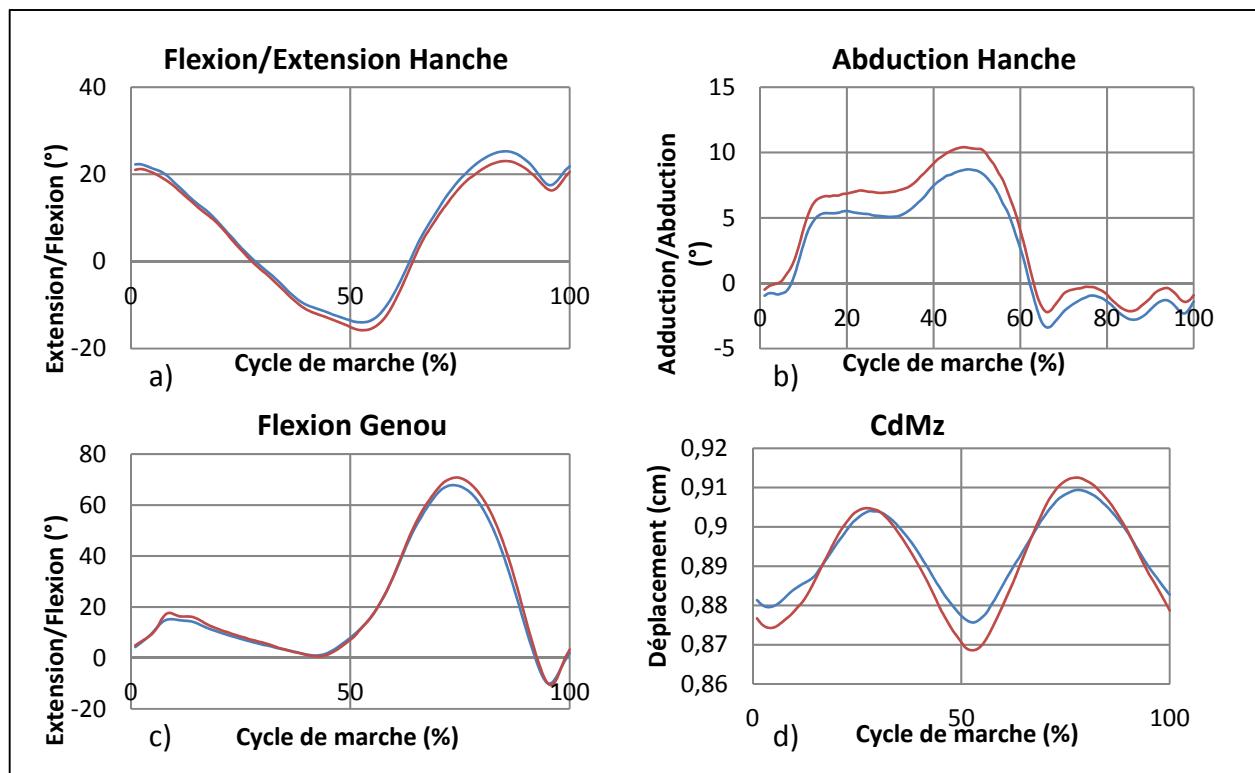


Figure 4.3 Courbes cinématiques pour un participant type – a) Courbe flexion/extension hanche droite, b) Courbe d'abduction/adduction hanche droite, c) Courbe flexion/extension genou droit, d) Courbe du déplacement vertical (z) du centre de masse

La figure 4.4 présente la variation entre les mêmes conditions pour les différentes perspectives. Elle montre les résultats des paramètres cinématiques d'intérêt précédemment identifiés. Les graphiques montrent, par rapport à la ligne de base, si et de combien les participants augmentent ou diminuent la rotation ou le déplacement pour chacun des paramètres lorsqu'ils sont exposés à un égo-avatar répliquant fidèlement leur mouvement.

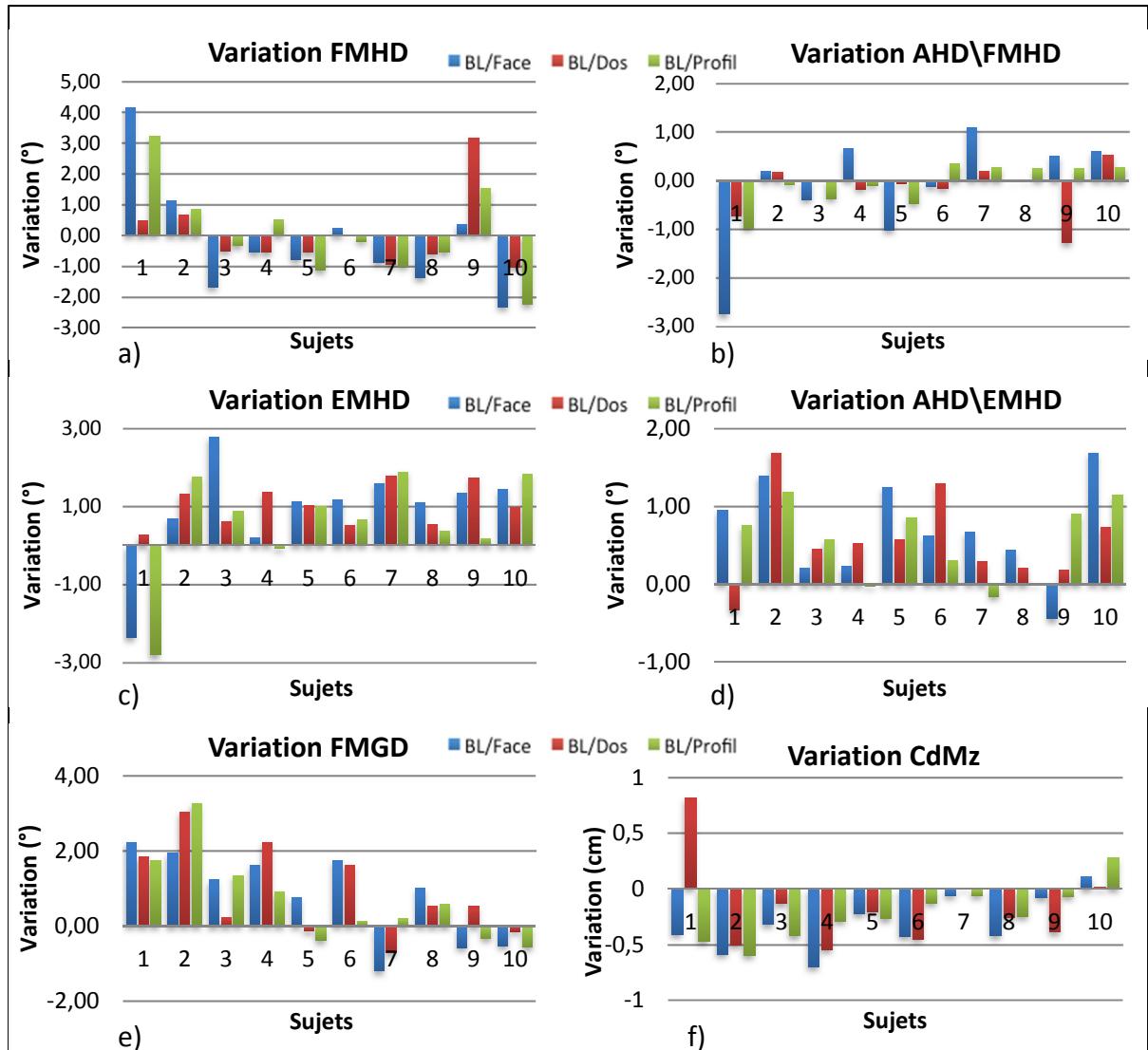


Figure 4.4 Variations entre les conditions « ligne de base » et « avatar non modulé ». – a) Flexion maximum de la hanche droite (FMHD), b) Abduction de la hanche droite à la FMHD (AHD\FMHD), c) Extension maximum de la hanche droite (EMHD), d) Abduction de la hanche droite à l'EMHD (AHD\EMHD) e) Flexion maximum du genou droit (FMGD), f) Déplacement vertical (z) du centre de masse (CdM_z)

Le test de Friedman montre qu'aucune variation significative ne se produit au niveau de la FMHD, de l'AHD\FMHD et de la FMGD avec des valeurs respectives de $p = 0.6685$, $p = 0.7530$ et $p = 0.3561$. Le même test témoigne d'une variation significative pour l'EMHD, l'AHD\EMHD et le CdM_z avec des valeurs respectives de $p = 0.0062$, $p = 0.0109$ et $p = 0.0235$. Le test Turkey-Kramer indique que ce sont les perspectives de face ($p = 0.0099$) et de dos ($p = 0.0171$) qui ont une variation significative pour l'EMHD, de face ($p = 0.0099$) et de dos ($p = 0.0463$) pour l'AHD\EMHD et de face ($p = 0.0171$) pour le CdM_z. La Figure 4.4 a), d), et f) montrent que les participants augmentent l'extension et l'abduction de leur hanche au moment de l'extension maximale, et qu'ils abaissent la position de leur centre de masse.

4.3.2.2 Données cinétiques

La Figure 4.5 montre la courbe des forces de réaction verticales au sol (z) pour un participant type lorsqu'il est exposé aux conditions « sans égo-avatar » (courbe bleue) et « égo-avatar non modulé » (courbe rouge).

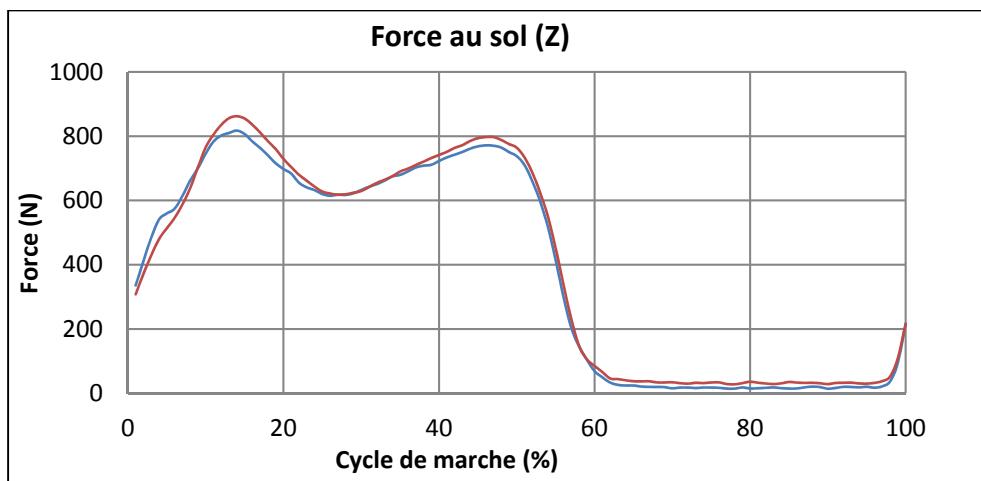


Figure 4.5 - Courbe de la force verticale au sol (z) pour un participant type

La Figure 4.6 montre la variation entre les deux mêmes conditions pour les points d'intérêts sélectionnés sur la courbe de la force verticale F_z. Ces points d'intérêts sont les deux maximum (F_{zmax1}, F_{zmax2}) et le minimum relatif (F_{zmin}).

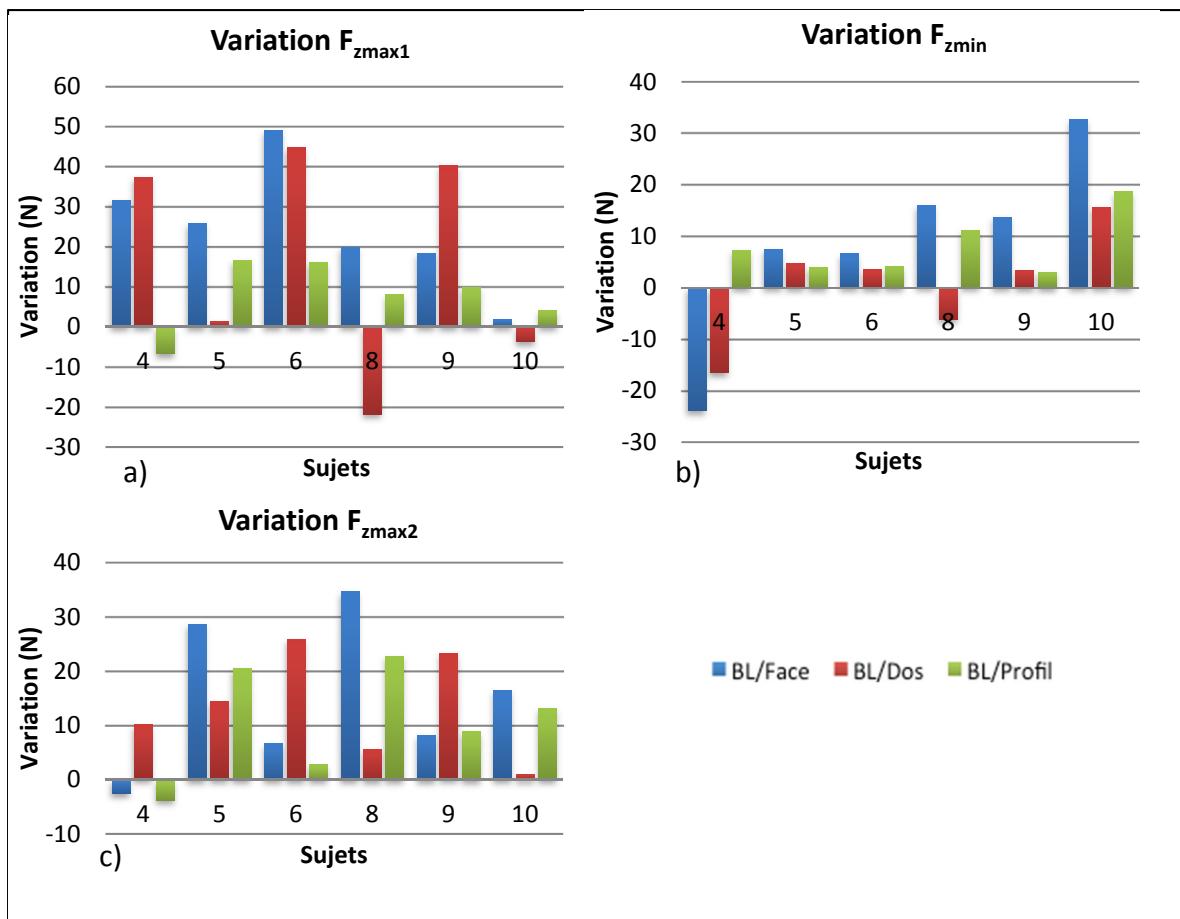


Figure 4.6 Variations entre les conditions « ligne de base » et « avatar non modulé ». – a) Premier maximum de la force verticale (F_{zmax1}), b) Minimum relatif de la force verticale (F_{zmin}), c) Deuxième maximum de la force verticale (F_{zmax2}),

Le test statistique montre que la force F_{zmin} augmente de manière significative avec une valeur de $p = 0.0446$. Les deux maximums, F_{zmax1} ($p = 0.0658$) et F_{zmax2} ($p = 0.0602$) ne présentent pas de variation statistiquement significative bien qu'une tendance d'augmentation puisse être observée sur la Figure 4.6 a) et c). En ce sens, le test de Turkey-Kramer montre que pour le paramètre F_{zmax1} , pour la perspective de face, la variation est significative ($p = 0.0366$) contre une valeur de $p = 0.5363$ autant pour la perspective de dos que de profil. Pour le paramètre F_{zmin} , le même test montre, une fois de plus, que pour la perspective de face, la variation est significative ($p = 0.0366$) contre des valeurs de ($p = 0.8078$) pour la perspective de dos et de ($p = 0.2786$) pour la perspective de profil.

4.3.2.3 Longueur de pas

La longueur de pas de la jambe droite (LPD) correspond à la distance entre les talons gauche et droit, lorsque les deux pieds sont en contact avec le sol et au moment où la jambe droite est à l'avant.

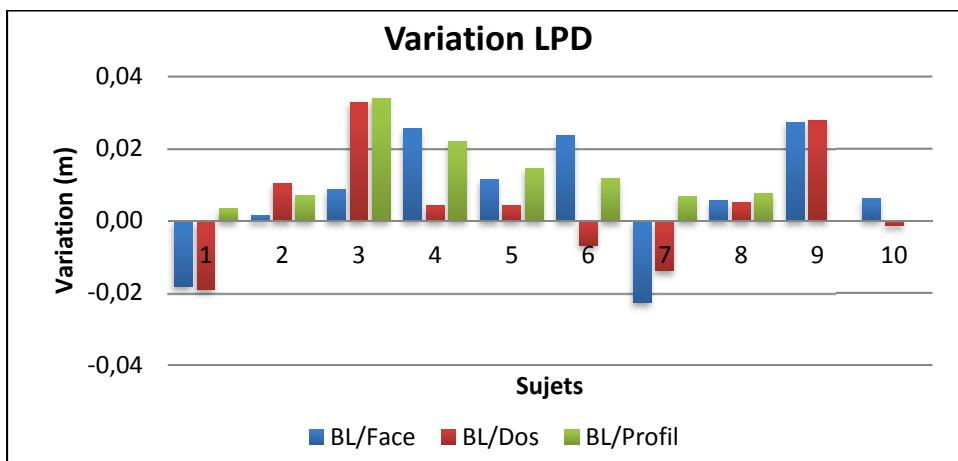


Figure 4.7 Variations entre les conditions « ligne de base » et « avatar non modulé ». –Longueur de pas de la jambe droite (LPD)

La variation de la LPD, avec une valeur de $p = 0.0560$, bien qu'elle soit très près du seuil de significativité, montre que cette variation n'est pas significative. Cependant, la Figure 4.7 permet d'observer une légère augmentation pour la majorité des participants. En effet, pour la perspective de profil, huit participants sur dix ont une augmentation moyenne de $0.013\text{m} \pm 0.01$. Pour appuyer cette observation, le test de Turkey-Kramer montre que pour la perspective de profil ($p = 0.0463$) la variation est significative, mais qu'elle ne l'est pas pour les perspectives de face ($p = 0.2257$) ni de dos ($p = 0.7263$).

Au niveau de la variation de la symétrie entre la jambe droite et la jambe gauche (jambe droite/jambe gauche) lorsque les participants sont exposés à leur égo-avatar répliquant fidèlement leur mouvement, la variation n'est pas significative ($p = 0.6685$).

4.3.3 Égo-avatar modulé

La condition appelée égo-avatar modulé est une condition pour laquelle le participant est exposé à un retour visuel pour lequel la flexion à la hanche droite de l'avatar est supérieure de 30° à la flexion réelle du participant. Cette condition est testée selon les trois perspectives (face, dos et profil). Pour la perspective de face, suite à un problème technique lors de l'acquisition des données, le participant 1 n'a pas été en mesure de compléter le protocole. De la même façon qu'à la section précédente, la Figure 4.8 présente pour quels paramètres et selon quelles perspectives des variations significatives ont été mesurées.

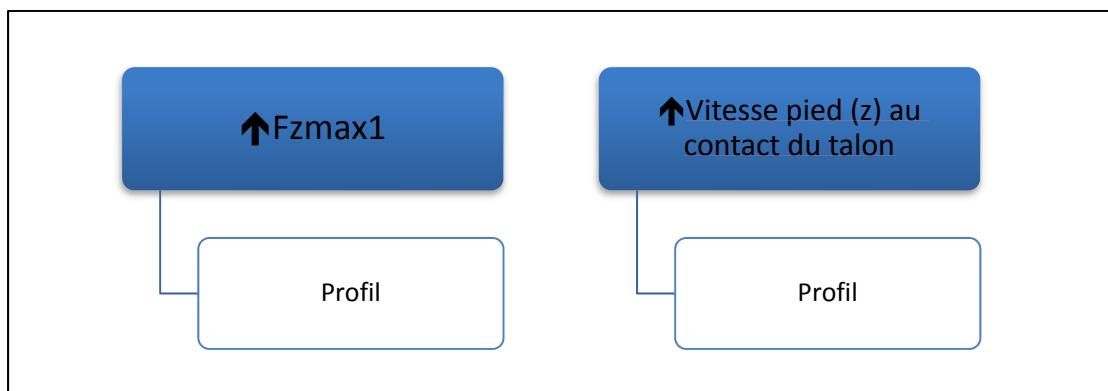


Figure 4.8 Paramètres et perspective présentant une variation significative lorsque les participants sont exposés à leurs égos-avatars modulés

4.3.3.1 Données cinématiques

La Figure 4.9 montre les courbes cinématiques pour un participant type lorsqu'il est exposé aux conditions « égo-avatar non modulé » (courbe bleue) et « égo-avatar modulé » (courbe rouge).

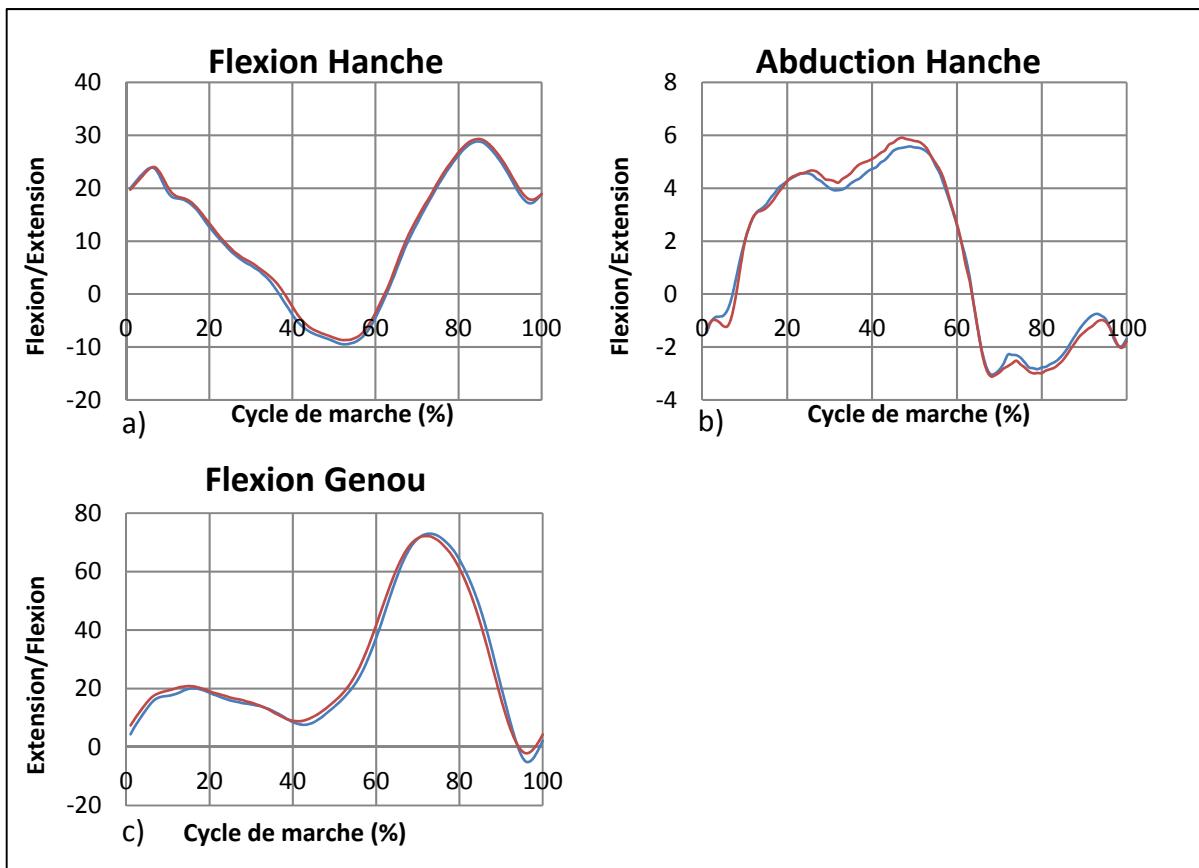


Figure 4.9 – Courbes cinématiques pour un participant type – a) Courbe flexion/extension hanche droite, b) Courbe d'abduction/adduction hanche droite, c) Courbe flexion/extension genou droit

La Figure 4.10 présente la variation, entre les conditions avatar sans modulation et avatar modulé pour chacune des perspectives (face, dos, profil), des paramètres d'intérêt choisi pour l'analyse cinématique (MFHD, AHD\MFHD, MEHD, AHD\MEHD, FMGD). En d'autres mots, les graphiques montrent, par rapport à un avatar fidèle au mouvement du participant, si et de combien les participants augmentent ou diminuent la rotation pour chacun des paramètres lorsqu'ils sont exposés à un égo-avatar modulé.

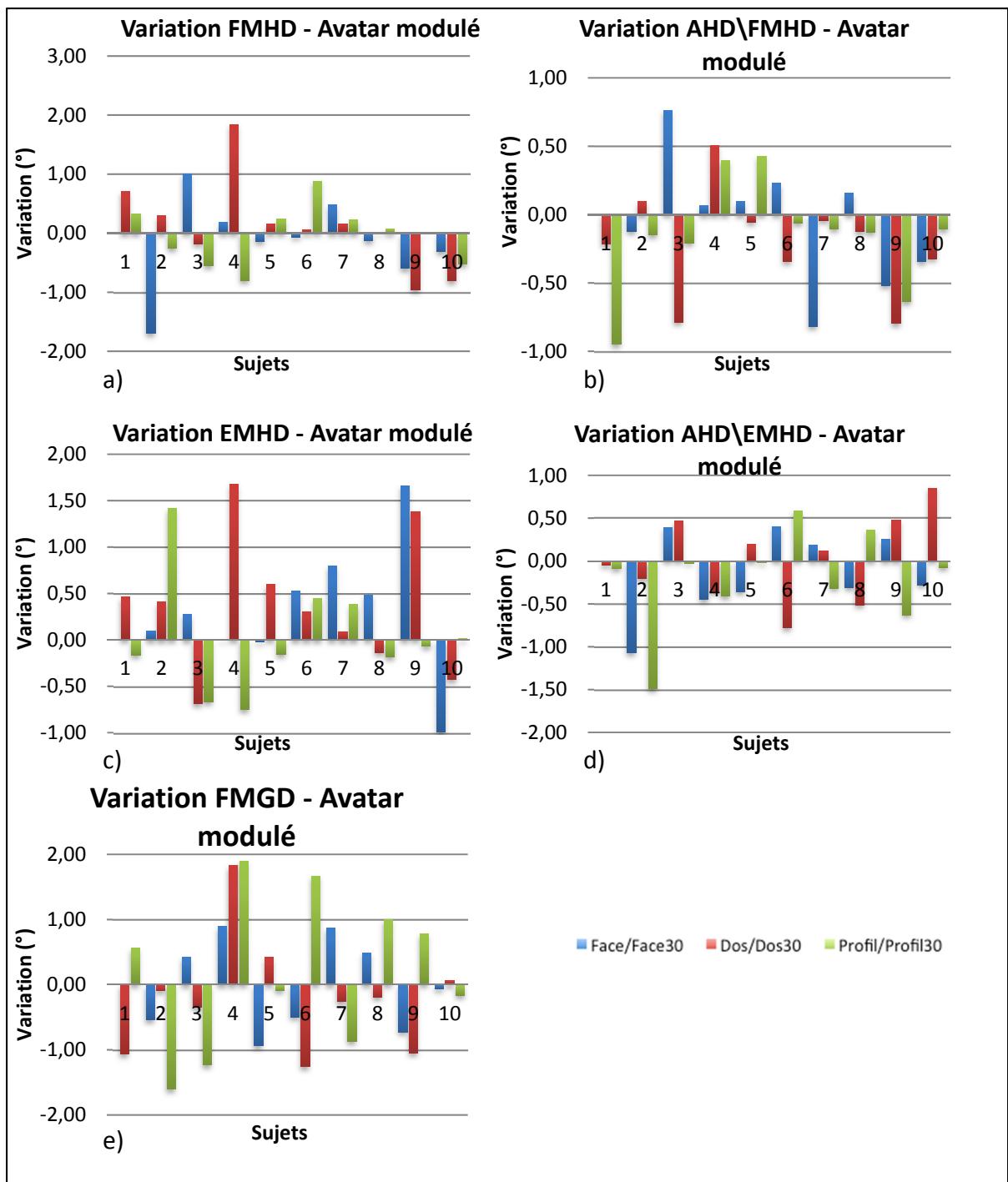


Figure 4.10 Variations entre les conditions « avatar non modulé » et « avatar modulé » a) Flexion maximum de la hanche droite (FMHD) b) Abduction de la hanche droite à la FMHD (AHD\FMHD) c) Extension maximum de la hanche droite (EMHD) d) Abduction de la hanche droite à l'EMHD (AHD\EMHD) e) Flexion maximum du genou droit (FMGD)

Le test Wilcoxon montre qu'aucun paramètre cinématique ne varie significativement. **FMHD** ($p = 0,7433$) face, ($p = 1$) dos et de ($p = 0,6250$) profil. **AHD\FMHD** ($p = 0,4558$) face, ($p = 0,8203$) dos et de ($p = 0,1641$) profil, **EMHD** ($p = 0,1641$) face, ($p = 0,2324$) dos et ($p = 0,7696$) profil. **AHD\FMHD** ($p = 0,4961$) face, ($p = 1$) dos et ($p = 1$). **FMGD** ($p = 0,8203$) face, ($p = 0,3223$) dos et ($p = 0,6953$) profil.

4.3.3.2 Données cinétiques

La Figure 4.11 montre la courbe des forces de réaction verticales au sol (z) pour un participant type lorsqu'il est exposé aux conditions « égo-avatar non modulé » (courbe bleue) et « égo-avatar modulé » (courbe rouge).

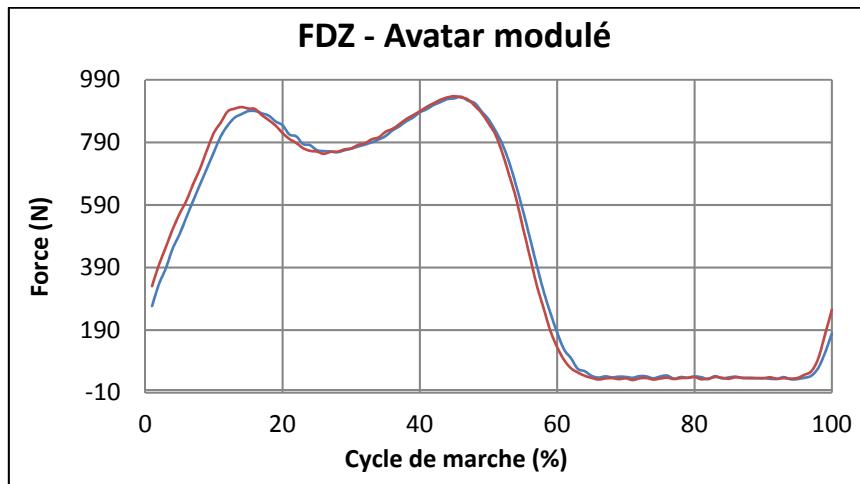


Figure 4.11 – Courbe de la force de réaction verticale au sol pour un participant type, perspective de profil

La Figure 4.12 montre la variation entre les deux mêmes conditions pour points d'intérêts sélectionnés sur la courbe de la force verticale F_z . Ces points d'intérêts sont les deux maximum (F_{zmax1} , F_{zmax2}) et le minimum relatif (F_{zmin}).

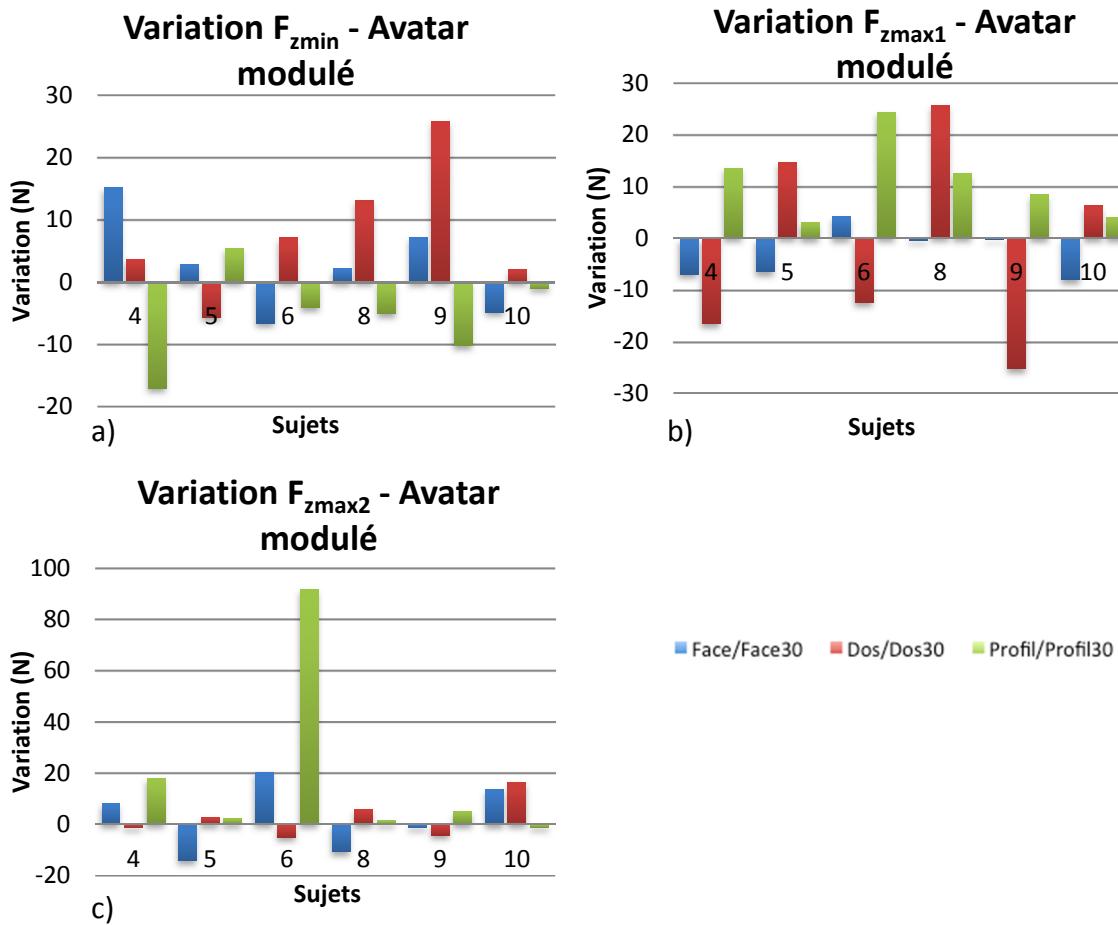


Figure 4.12 Variations entre les conditions « avatar non modulé » et « avatar modulé »

- Premier maximum de la force verticale ($F_{z\max 1}$)
- Minimum relatif de la force verticale ($F_{z\min}$)
- Deuxième maximum de la force verticale ($F_{z\max 2}$)

Le test de Wilcoxon montre une variation significative pour le premier maximum de la force vertical ($F_{z\max 1}$) pour la perspective de profil ($p = 0.0312$). Les autres perspectives ne montrent pas de variation signification ($p = 0.1562$) face et ($p = 1$) dos. Le minimum relatif ($F_{z\min}$) et le deuxième maximum de la force vertical ($F_{z\max 2}$) ne présentent pas de variation significative. $F_{z\min}$ ($p = 0.5625$) face, ($p = 0.1562$) dos et ($p = 0.2188$) profil. $F_{z\max 2}$ ($p = 0.8438$) face, ($p = 0.6875$) dos et ($p = 0.0625$) profil.

4.3.3.3 Longueur de pas

La longueur de pas de la jambe droite (LPD) correspond à la distance en mètre (m) entre les talons gauche et droit lorsque les deux pieds sont en contact avec le sol au moment où la jambe droite est à l'avant.

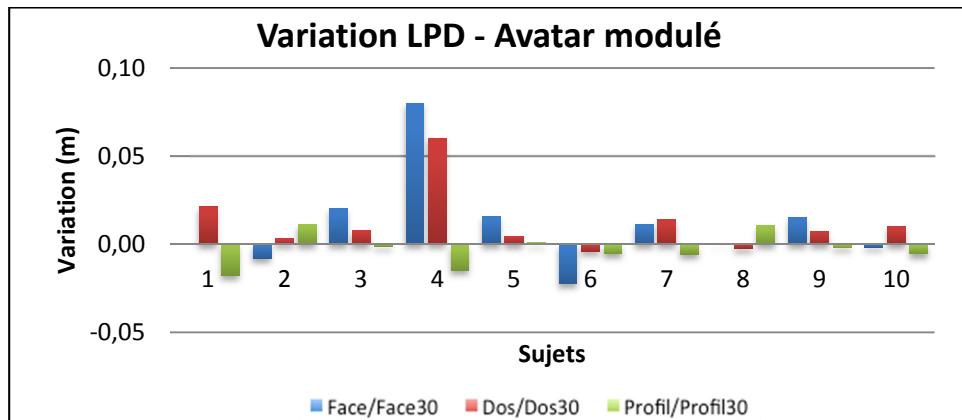


Figure 4.13 Variations entre les conditions « avatar non modulé » et « avatar modulé » - Longueur de pas de la jambe droite (LPD)

Pour l'ensemble des perspectives, les résultats statistiques ne sont pas significatifs ($p = 0.3594$) face ($p = 0.1370$) dos, et ($p = 0.2754$) profil. Seul le participant 4 montre une forte augmentation pour les perspectives de face (0,08 m) et de dos (0,06 m).

Au niveau de la variation de la symétrie entre la jambe droite et la jambe gauche (jambe droite/jambe gauche) lorsque les participants sont exposés à leur égo-avatar modulé, aucune variation significative n'est observée (($p = 0.1641$) face, ($p = 0.2324$) dos, ($p = 0.7695$) profil).

4.3.3.4 Variation de la vitesse de déplacement du pied

La vitesse du pied correspond à la vitesse de déplacement linéaire suivant l'axe des Y (antéro-postérieur) et l'axe des Z (verticale). La vitesse de déplacement a été évaluée à l'instant précédent le contact du pied au sol.

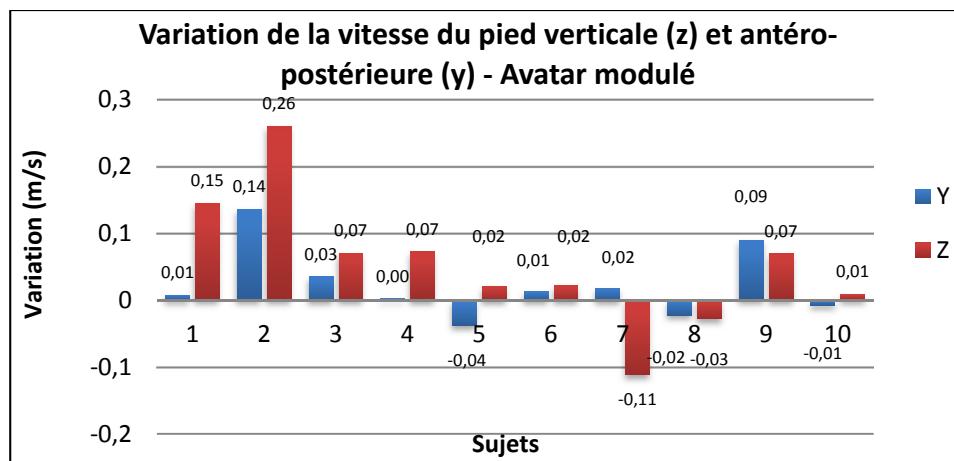


Figure 4.14 Variations de la vitesse verticale (Z) et antéro-postérieure (Y) du pied pour la perspective de profil avec et sans modulation

Pour la variation de la vitesse du pied verticale (Z) et antéro-postérieure (Y) pour la perspective de profil, les résultats statistiques ne sont pas significatifs. Néanmoins, la Figure 4.14 montre une légère tendance d'augmentation pour la majorité des participants dans au moins un des axes. Seul le participant 8 montre une faible diminution dans les deux axes. Pour les huit participants montrant une augmentation de la vitesse linéaire de leur pied suivant l'axe des Z, l'augmentation moyenne est de 0.08 m/s (vitesse moyenne du pied 0.18 m/s).

4.3.4 Questionnaire sentiment d'incarnation

Afin d'évaluer le niveau d'incarnation des participants envers leur égo-avatar, trois questions visant à évaluer le sentiment d'égo-localisation (question A), le sentiment d'intentionnalité (question B) et l'impression de synchronisation visuomotrice (question C). Une échelle d'évaluation d'un à sept leur était proposée (un totalement en désaccord, sept totalement en accord) (Tableau 4-4).

Tableau 4-4 Résultats au questionnaire évaluant le sentiment d'incarnation envers l'égo-avatar

Participants	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A	6	5	5	6	7	3	3	6	6	6
B	6	3	7	7	7	6	5	6	6	6
C	7	7	6	7	7	4	1	6	5	7
Moyenne	6.33	5	6	6.67	7	4.67	3	6	5.67	6.33

Basés sur leurs réponses au questionnaire, les participants 2, 6 et 7 sont ceux présentant l'incarnation la plus faible avec une valeur égale ou inférieure à cinq sur sept. Le participant 5 témoigne d'une incarnation parfaite avec une note de sept. En moyenne, les participants ont donné une note de 5,3 à la question A, une note de 5,8 à la question B et de 5,8 à la question C.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer l'effet de l'exposition à un retour visuel présenté par le biais d'un égo-avatar (fidèle ou modifié) sur les propriétés cinématiques, cinétiques et spatiales de la marche d'un participant sain marchant sur un tapis roulant. Dans un premier temps, des variations de nature cinématique, cinétique et spatiale ont été mesurées au niveau des caractéristiques de la marche des participants lorsque l'égo-avatar était fidèle à leurs mouvements. La perspective de face est celle pour laquelle les changements cinétiques et cinématiques les plus importantes ont été constatés. Dans un deuxième temps, lorsque les participants étaient exposés à leur égo-avatar modulé, c'est à dire, lorsque la flexion de la hanche de l'égo-avatar était augmentée, ce sont majoritairement des modifications à caractère cinétique qui ont été observées. Cette variation s'est avérée significative pour la perspective de profil. En ce sens, l'hypothèse principale supposant que l'ajout d'un gain rotationnel à la hanche de l'avatar entraînerait une modification des caractéristiques de la marche sur tapis roulant d'un participant a été confirmée. Cependant, une étude plus vaste s'avère nécessaire afin de démontrer, hors de tout doute, que cette modification de la démarche est bien causée par la présentation d'un égo-avatar dont le mouvement a été modulé. La seconde hypothèse pour laquelle on supposait que le participant tenterait d'imiter la démarche de l'avatar doit être rejetée puisqu'aucune augmentation de la flexion à la hanche n'a été mesurée. Finalement, la troisième hypothèse qui stipulait que la présentation de l'avatar vu de face aurait un impact plus grand que les perspectives de dos et de profil sur la modification de la marche chez les participants sains s'avère être vrai dans la condition où l'avatar reproduit fidèlement le mouvement mais pas dans la seconde condition, où le mouvement de l'avatar est modulé. La troisième hypothèse est également rejetée.

5.1 Répétabilité de la méthode de calibration

La méthode de calibration utilisée dans le cadre de cette étude est simple et peut être utilisée en temps réel. Seulement une séquence de quatre mouvements simples d'une dizaine de

secondes chacun est requise. Elle a été développée dans l'optique d'être utilisée dans un contexte clinique, où les longs protocoles de calibration ne sont pas souhaitables. L'indice de corrélation colinéaire (ICC) calculé lors de l'étude répétabilité est similaire aux valeurs rapportées pour les méthodes de calibration les plus répandues dans le domaine de la biomécanique et qui sont généralement des méthodes plus lourde, complexe et calculée hors ligne (Labbe, Hagemeister et al. 2008). Une bonne fiabilité lors de la définition des axes anatomiques fonctionnelle signifie que la méthode peut être utilisée afin de présenter un retour visuel prévisible dans un contexte de réhabilitation motrice et d'entraînement. En d'autres mots, des mouvements similaires exécutés par un même utilisateur en deux différentes occasions, même s'il est instrumenté par deux expérimentateurs différents, vont mener à des mouvements similaires de l'égo-avatar. De plus, avoir un calcul reproductible et anatomiquement fiable des joints angulaires permet d'appliquer une modulation dans le but de diminuer et d'exagérer des éléments indésirables ou à corriger dans le retour visuel. Dans le cas de notre étude, seulement trois participants ont participé à l'évaluation de la répétabilité. Afin d'avoir une validation de la méthode, un échantillon de plus grande taille aurait été nécessaire. Néanmoins, les courbes du mouvement des différentes articulations ainsi que les valeurs des ICC presque parfaites montrent que le mouvement mesuré est réaliste et permettent de supposer une bonne répétabilité de la méthode.

5.2 Latence du système

La latence du système était approximativement de 72 ms. Une faible latence est essentielle lorsqu'un retour visuel tente d'entrer et d'avoir une influence dans la boucle de perception-action. De plus, une faible latence entraîne une bonne synchronisation visuomotrice, caractéristique qui favorise la mise en place du sentiment d'incarnation (Kokkinara and Slater 2014). Une étude de Lippi et al. a démontré qu'une latence n'excédant pas 70-80 ms n'affecte pas les performances d'un utilisateur lors de l'exécution d'une tâche qui fait appel à la boucle de perception-action en réalité virtuelle (Lippi, Avizzano et al. 2010). Cependant, d'autres équipes de recherche ont montré que, bien que les performances n'en soient pas affectées, un utilisateur est en mesure de percevoir une latence de 80 ms lors de tâche

motrice simple (Leube, Knoblich et al. 2003, Morice, Siegler et al. 2008). Une autre étude a tenté de déterminer si une latence de 200 ms appliquée sur un seul côté d'un égo-avatar, pouvait avoir une incidence sur les paramètres spatiotemporels des utilisateurs y étant exposés. Deux éléments intéressants se dégagent de cette étude. Dans un premier temps, au sein du groupe contrôle qui lui, était exposé à l'égo-avatar non modifié, trois participants sur dix ont perçu la latence du système qui était aussi faible que 45 ms. Dans un deuxième temps, les participants étant exposés à l'égo-avatar modifié (ajout de 200 ms de latence d'un côté du corps) ont diminué leur vitesse de marche ainsi que la longueur de leur pas du côté non modifié (Samaraweera, Perdomo et al. 2015). Puisqu'ici la latence du système était de 72 ms, il est possible que les participants aient perçu ce décalage entre le mouvement de leur égo-avatar et le leur. Bien qu'étant plus faible que la latence à laquelle étaient exposés les individus dans l'étude de Samaraweera et al., il faut envisager que, dans le cas présent, cette latence ait pu avoir un impact sur les caractéristiques du mouvement des participants.

5.3 Étude de faisabilité

Les résultats révèlent un léger effet lorsque les participants sont exposés à un égo-avatar répliquant fidèlement leur mouvement en comparaison avec leur marche normale, sans retour visuel. En effet, une augmentation de l'extension maximale de la hanche droite (EMHD) et de l'abduction à la hanche droite au moment de l'EMHD (AHD\EMHD) a été constatée pour les perspectives de face et de dos. De plus, une augmentation des forces verticales au sol F_{zmax1} et F_{zmin} pour la perspective de face ont été mesurées. Finalement, la longueur de pas de la jambe droite montre également une augmentation pour la perspective de profil.

Les changements cinématiques observés lorsque les participants sont exposés à leur égo-avatar non modulé pourraient être expliqués par la latence présente dans le système qui, comme mentionné dans la section précédente, est d'environ 72 ms. Samaraweera, dans sa thèse de doctorat avait pour objectif d'évaluer, par le biais d'un égo-avatar, l'effet de la latence sur la démarche de participants sains et pathologiques. Elle a rapporté que le seuil de détection de la latence par les utilisateurs était de 60,8 ms (Samaraweera 2015). Cette valeur a été obtenue dans une situation où les utilisateurs étaient informés qu'une latence était présente

dans le système et avaient pour objectif de l'identifier. Elle avance également que le seuil de détection de la latence peut être variable en fonction de la tâche à réaliser. En effet, d'autres études ont mesuré des seuils de détection situés entre 10 et 320 ms (Ellis, Young et al. 1999, Adelstein, Lee et al. 2003, Leube, Knoblich et al. 2003, Ellis, Mania et al. 2004, Mania, Adelstein et al. 2004, Morice, Siegler et al. 2008). Néanmoins, pour une condition similaire à celle de notre expérimentation, où les participants étaient exposés à un égo-avatar suivant fidèlement leur mouvement pendant la marche, mais pour lequel une latence connue était intentionnellement ajoutée au système, il a été rapporté que la majorité des utilisateurs ne détecte pas une latence aussi élevée que 225 ms. Bien que cette latence ne soit pas identifiée, des modifications spatiotemporelles pouvaient tout de même être mesurées (Samaraweera 2015). La fréquence d'échantillonnage du système de capture du mouvement qui a été utilisé est de 100 Hz. Une latence de 72 ms représente donc 8 images de délais entre l'exécution d'un mouvement par le participant et son affichage par le biais de l'égo-avatar sur un écran. La figure 5.1 montre les différences angulaires aux différentes articulations avec un délai de 8 images. Cette latence signifie donc que, par exemple, lorsque l'extension de la hanche du participant est dans la position montrée à la figure 5.1b, le retour visuel vu par l'utilisateur est celui montré à la figure 5.1a, pour lequel l'extension est plus faible. En d'autres mots, lorsque l'extension de la hanche du participant a atteint sa valeur maximale et commence à diminuer, l'extension de la hanche de l'égo-avatar est toujours en phase d'augmentation en raison du délai d'affichage.

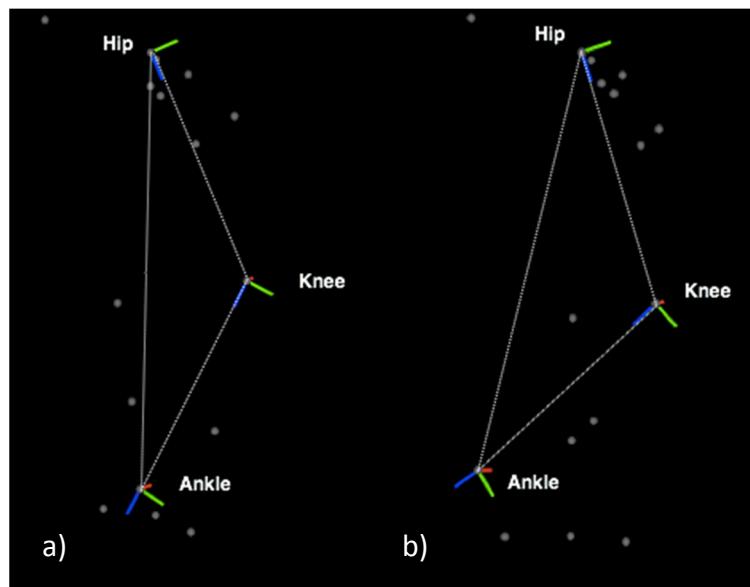


Figure 5.1 a) Position réelle des articulations du participant
b) Position affichée par l'avatar avec 72 ms de délai.

Puisque la marche est un mouvement répétitif, le participant peut, pas après pas, constater le décalage entre son mouvement réel et le mouvement affiché. Une situation de marche favorisant ainsi l'observation du décalage occasionné par la latence, pourrait expliquer l'augmentation de l'extension maximale à la hanche puisque le participant tenterait de faire concorder son mouvement avec le retour visuel qui lui est montré.

Une autre avenue permettant d'expliquer les changements cinématiques observés est l'effet de l'exposition à un retour visuel lors de l'exécution d'un mouvement. Quelques auteurs se sont intéressés à la cinématique articulaire lors de l'exécution de mouvements tels que celui de la préhension d'un objet posé sur une table. Ils ont montré que le mouvement des articulations est modifié lorsque les utilisateurs exécutent cette tâche dans un environnement virtuel, et ce, pour les perspectives de face et de dos. Comme nous l'avons observé pour l'EMHD et l'AHD\EMHD, ils ont mesuré une augmentation de l'amplitude du mouvement des articulations lorsque l'utilisateur exécute son mouvement en observant son égo-avatar dans un casque de réalité virtuelle (première personne) (Magdalon, Michaelsen et al. 2011), mais également lorsqu'il est affiché sur un écran placé devant lui (troisième personne) (Thomas, France et al. 2016). Dans les études précédemment citées, les différences cinématiques sont

expliquées, en partie, par l'adaptation du participant à l'environnement virtuel auquel il est exposé. En effet, lorsqu'un participant est exposé à un retour visuel inhabituel, il tentera d'augmenter la stabilité de son mouvement. Dans l'étude de Thomas et al., les participants abaissent la position de leur centre de masse (CdM) résultant ainsi en une plus grande stabilité du mouvement. Dans la même optique, les participants ayant participé à notre étude ont également abaissé la position de leur (CdM) de manière significative. Bien entendu, le mouvement de préhension d'un objet et la marche sur tapis sont des mouvements très différents, mais les résultats décrits précédemment témoignent d'un effet certain à l'exposition à un retour visuel sur la cinématique articulaire. Puisque de plus en plus d'équipes de recherche travaillent au développement d'outil de réadaptation de la marche par le biais de la réalité virtuelle, il est important de comprendre comment l'environnement virtuel affecte le comportement moteur. La question a été survolée dans cette étude, mais une réflexion plus poussée s'avère nécessaire.

L'augmentation des forces verticales de réaction au sol $F_{z\max 1}$ et $F_{z\min}$ peuvent être expliqués par le fait que ces dernières sont intimement liées à la position verticale du centre de gravité du corps. En raison de la latence du système précédemment discuté, le participant perçoit sa marche en retard. L'analyse de la scène ajoute une charge cognitive non négligeable déstabilisant ainsi le participant. L'abaissement du centre de gravité résultant en un plus grand déplacement de ce dernier a pour impact une augmentation des forces de réaction au sol lors du contact du talon (Gard, Miff et al. 2004). Une fois de plus, l'exposition à un retour visuel ainsi que la latence présente dans le système peut créer une instabilité de telle manière que la correction appliquée est un abaissement du centre de gravité ce qui a pour conséquence l'augmentation la force $F_{z\max 1}$. En d'autres mots, le participant augmente la force de chargement au contact du talon dans le but de sécuriser et de stabiliser sa démarche.

Un autre paramètre montrant une légère augmentation lorsque le participant est exposé à un avatar reproduisant fidèlement ses mouvements est la longueur de pas de la jambe droite, et ce, lorsque l'égo-avatar est observé selon la perspective de profil (la jambe droite étant à l'avant-plan sur l'image). Il n'est pas surprenant que la variation de la longueur de pas se produise lorsque le participant observe son avatar dans le plan sagittal car, dans cette

perspective, la distance entre les pieds de l'avatar est facile à percevoir. De plus, comme l'instruction est donnée en début d'acquisition de porter une attention particulière aux jambes de l'égo-avatar, toute l'attention des participants est dirigée vers le membre inférieur. Ce qui est plus surprenant est que cette modification ait lieu, même pour un avatar répliquant fidèlement le mouvement. Une fois de plus la latence du système pourrait être en cause. Pendant le pas, lorsque le pied du participant est prêt à toucher le sol, celui de son double virtuel est en retard. Le participant ne perçoit donc pas le contact du pied de son égo-avatar avec le sol comme étant imminent. Il est donc possible qu'il tente d'étirer légèrement son pas dans le but de faire concorder les moments de contact, lorsque les participants étaient exposés à leur égo-avatar modulé, une augmentation de F_{zmax1} pour la perspective de profil a été constatée. Cet instant correspond au moment suivant le contact du talon avec le sol, lorsque le participant charge le poids de son corps sur la jambe de support, avant la phase de balancement. L'algorithme de modulation a été développé avec pour objectif la conservation de la synchronisation visuotactile, un paramètre favorisant le développement du sentiment d'incarnation (Kokkianra and Slater 2014). Cette synchronisation visuotactile signifie que lorsque l'égo-avatar touche un objet dans le monde virtuel, l'utilisateur doit éprouver la même stimulation tactile, et ce, au même moment dans le monde réel. En ce sens, la synchronisation entre les moments du décollement des orteils et du contact du talon avec le sol a été conservée. De plus, la longueur de pas de l'égo-avatar n'était pas modifiée. En concevant ces événements synchronisés tout en augmentant de 30 degrés la flexion à la hanche, le mouvement de la jambe modulée de l'égo-avatar était plus rapide puisqu'il avait à exécuter un mouvement de plus grande amplitude sur une période de temps qui demeure fixe. Lorsque l'égo-avatar était présenté selon la perspective de profil, ce mouvement rapide de la jambe lors de la phase de balancement était facilement observable. Un mouvement plus rapide lors de la descente de la jambe a pour conséquence une augmentation de la force de réaction verticale au sol lors du contact avec ce dernier (Gard, Miff et al. 2004). Bien que les résultats ne soient pas significatifs, on constate une tendance d'augmentation de la vitesse du pied des participants à l'instant précédent le contact avec le sol. De plus, dans les questionnaires visant à évaluer le niveau d'incarnation des participants envers leur égo-avatar, sept participants sur dix ont décrit le mouvement modifié de la jambe comme étant un mouvement plus rapide. Les trois

autres participants ont seulement rapporté une différence entre la jambe droite et la jambe gauche sans en préciser la nature, mais aucun d'entre eux n'a mentionné une augmentation de la flexion à la hanche. En raison du choix de conserver la synchronisation des moments de contact au sol entre le participant et son égo-avatar, deux indices visuels paradoxaux étaient montrés; une augmentation de la flexion de la hanche, mais des moments de contact au sol et une longueur de pas inchangée. Dans un mouvement réel, une augmentation de la flexion à la hanche aurait mené à un instant de contact du talon avec le sol retardé et potentiellement, une longueur de pas plus grande. En raison de ces indices visuels contradictoires et du mouvement inhabituel ainsi créé, les participants n'ont pas été en mesure d'identifier l'origine du déplacement plus rapide de la jambe c'est-à-dire, l'augmentation de la flexion à la hanche. Une modulation pour laquelle le décollement des orteils, le contact du talon avec le sol et la longueur de pas pourraient s'adapter à l'augmentation de la flexion à la hanche aiderait potentiellement à produire un mouvement plus réaliste de la jambe de l'égo-avatar et ainsi, faciliterait la compréhension du mouvement observé c'est à dire, une augmentation de la flexion de la hanche.

Un autre fait pouvant expliquer que les participants ne semblent pas réagir lorsque la modulation à la hanche est activée est qu'ils peuvent regarder leur propre jambe et constater que la modification en flexion est simplement visible à l'écran, que ce n'est pas eux qui produisent ce mouvement. L'utilisation d'un casque de réalité virtuelle pourrait être une bonne solution à cette limitation.

Dans la présente étude, les changements les plus évidents surviennent lorsque les participants sont exposés à leur égo-avatar non modulé et se produisent lorsqu'ils l'observent selon la perspective antérieure. Parmi les trois différentes perspectives montrées, la perspective antérieure est la seule où le participant fait face à son égo-avatar, comme s'il regardait son propre reflet dans un miroir. En ce sens, la majorité des auteurs s'entendent pour dire qu'une visualisation à la première personne permet d'interpréter plus facilement le retour visuel présenté puisqu'au quotidien, c'est selon cette perspective que nous analysons le monde qui nous entoure. La première personne favorise également l'augmentation du sentiment d'incarnation du participant envers son égo-avatar (Winn 1993, Slater, Spanlang et al. 2010,

Petkova, Khoshnevis et al. 2011).

Dans le cas de notre étude, les tests statistiques de type répétés étaient une limitation considérable puisqu'ils augmentent le risque d'être en présence d'erreurs de type 1. Le faible nombre de participants est également une limitation à considérer. Dix participants pour l'étude des paramètres cinématique et seulement six pour les paramètres cinétiques exigent une certaine prudence, notamment lors de l'interprétation des résultats des tests statistiques.

CONCLUSION

En conclusion, la méthode utilisée dans cette étude permet d'animer, en temps réel, un égo-avatar avec un faible temps de mise en place, ce qui est important dans l'optique d'une utilisation clinique. La technique utilisée pour la calibration montre également une bonne répétabilité ce qui est nécessaire afin de garantir une fidélité entre le mouvement de l'égo-avatar et les mouvements du participant. De plus, la latence mesurée est dans les limites acceptables décrites par plusieurs auteurs bien qu'ici, elle ouvre une piste de réflexion à savoir si elle a eu un impact sur les caractéristiques du mouvement des participants dans une situation de marche. L'exposition à un retour visuel fidèle aux mouvements de l'utilisateur semble avoir un effet sur la démarche naturelle du participant, pour cette raison, il serait important d'investiguer plus en profondeur sur la nature et les causes de ces changements. L'exposition à un retour visuel modifié semble aussi avoir un impact sur les propriétés de la marche. En effet, les participants semblent avoir accéléré la vitesse linéaire de descente de leurs jambes droites, celle pour laquelle une modulation était appliquée. Cette augmentation de la vitesse n'est pas surprenante puisque c'est ainsi que la majorité des participants ont perçu la modification appliquée. En résumé, un retour visuel présenté par un égo-avatar semble avoir un effet sur les caractéristiques de la marche, que l'avatar réplique de manière fidèle le mouvement du participant ou que le retour visuel soit modifié. Puisque la latence du système a soulevé de nombreux questionnements quant à son effet sur la modification du mouvement des participants, il s'avèrerait important, pour les travaux futurs, de la réduire en optimisant l'efficacité des outils informatiques utilisés et d'évaluer l'effet d'une telle réduction. De plus, une étude pour laquelle l'algorithme de modulation du mouvement permettrait à l'égo-avatar de conserver une démarche plus près de la réalité s'avèrerait intéressante. Ce genre de modification permettrait aux participants de répliquer de façon plus naturelle les modifications apportées. Aussi, l'utilisation de la perspective antérieure (reflet dans un miroir, première personne) devrait être privilégiée pour des travaux futurs puisqu'elle semble être la perspective affectant le plus les caractéristiques du mouvement. L'intégration dans un casque de RV permettrait à l'utilisateur de se voir selon cette perspective, mais couperait aussi son accès visuel aux mouvements réels qu'il produit.

L'utilisation de casque de RV favoriserait également l'augmentation du sentiment d'incarnation maximisant ainsi les chances d'observer un effet sur les caractéristiques du mouvement.

Finalement, la présente étude a montré que le retour visuel présenté par un égo-avatar temps-réel à une incidence sur le mouvement des participants qui y sont exposés. En d'autres mots, les participants semblent utiliser le retour visuel qui leur est fourni pour guider leur mouvement. Ce genre d'outil pourrait s'avérer intéressant dans un contexte de réadaptation pour une clientèle hémiplégique par exemple, pour laquelle l'objectif serait une symétrisation de la démarche par le biais de leur double virtuel.

ANNEXE I

QUESTIONNAIRES

Questionnaire de renseignements personnels Projet : Conception et développement d'un outil d'entraînement virtuel pour réduire l'asymétrie de la marche suite à un accident vasculaire cérébral (AVC)		
Code recherche :	_____	
Responsable Acquisition :	_____	
Lieu :	_____	
Date :	_____	Heure :
Renseignements généraux		
Taille :	Poids :	Âge :
Jambe dominante :	_____	
Sexe	<input type="checkbox"/> Homme	<input type="checkbox"/> Femme
Souffrez-vous d'une condition susceptible d'affecter votre démarche?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
Souffrez-vous d'une condition susceptible d'affecter votre sens de l'équilibre?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
Présence de douleur ou inconfort au niveau du membre inférieur?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
Souffrez-vous de cinétose (nausées, étourdissement) lors de la pratique de jeux vidéos?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
Avez-vous déjà marché sur un tapis roulant?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
Si oui, vous considérez-vous comme une personne habituée à la marche sur tapis roulant?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> OUI
Grossesse en cours ?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
Notes et commentaires		
_____ _____ _____		

Figure A.I.1 Questionnaire de renseignements personnels

Questionnaire Expérience d'Incarnation de l'Avatar						
Projet : Conception et développement d'un outil d'entraînement virtuel pour réduire l'asymétrie de la marche suite à un accident vasculaire cérébral (AVC)						
Code recherche : _____						
Responsable Acquisition : _____						
Lieu : _____						
Date : _____			Heure : _____			
Consigne : Encercler l'énoncé qui correspond le mieux à votre expérience						
J'avais l'impression que la projection de l'avatar était de mon corps						
1 Totalement en désaccord	2 En désaccord	3 Un peu en désaccord	4 Ni en accord ni en désaccord	5 Un peu en accord	6 En accord	7 Totalement en accord
Les mouvements de l'avatar étaient causés par mes mouvements						
1 Totalement en désaccord	2 En désaccord	3 Un peu en désaccord	4 Ni en accord ni en désaccord	5 Un peu en accord	6 En accord	7 Totalement en accord
Les mouvements de l'avatar correspondaient à mes mouvements en temps réel						
1 Totalement en désaccord	2 En désaccord	3 Un peu en désaccord	4 Ni en accord ni en désaccord	5 Un peu en accord	6 En accord	7 Totalement en accord
Notes et commentaires						
<hr/> <hr/> <hr/>						

Figure A.I.2 Questionnaire expérience d'incarnation de l'avatar

ANNEXE II

VARIATION DES ANGLES ARTICULAIRES DE LA JAMBE GAUCHE

- Égo-avatar non modulé

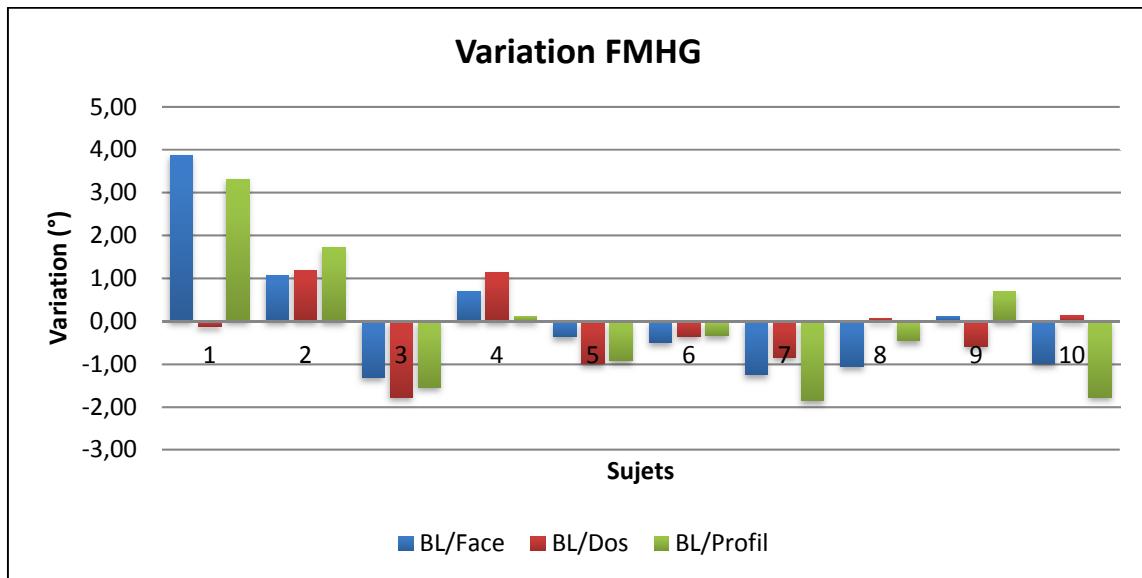


Figure A.II.1 Variation flexion maximum hanche gauche (FMHG)
Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

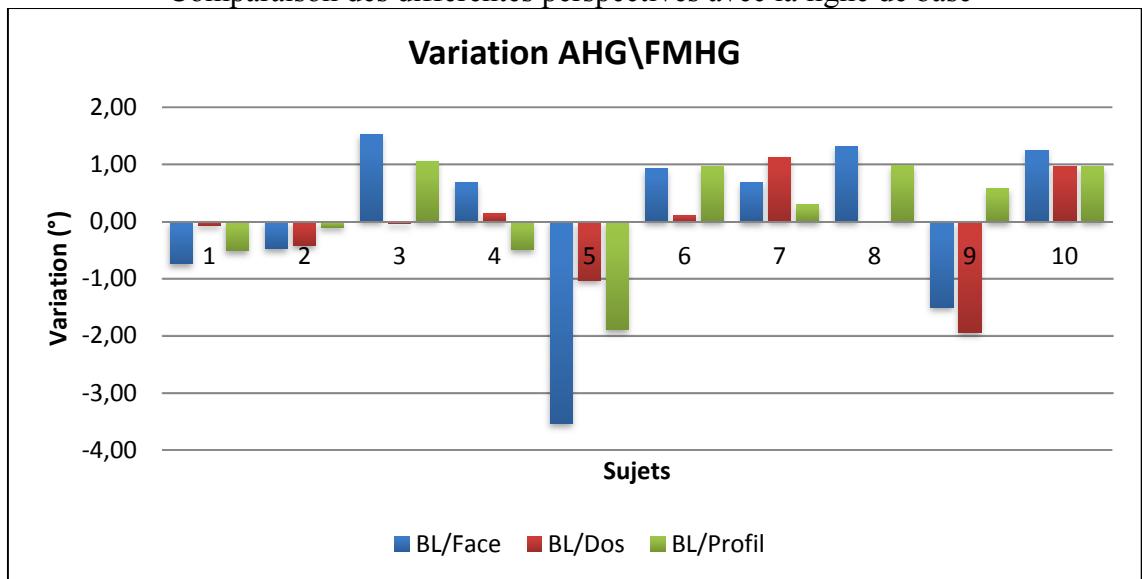


Figure A.II.2 Variation abduction hanche gauche à flexion maximum hanche gauche (AHG\FMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

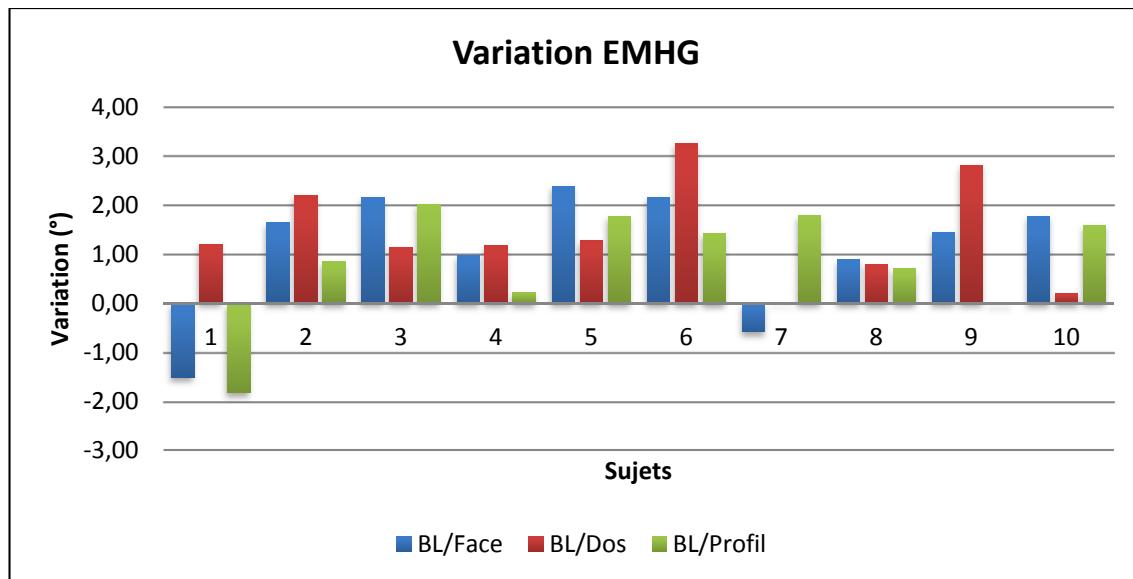


Figure A.II.3 Variation extension maximum hanche gauche (EMHG)
Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

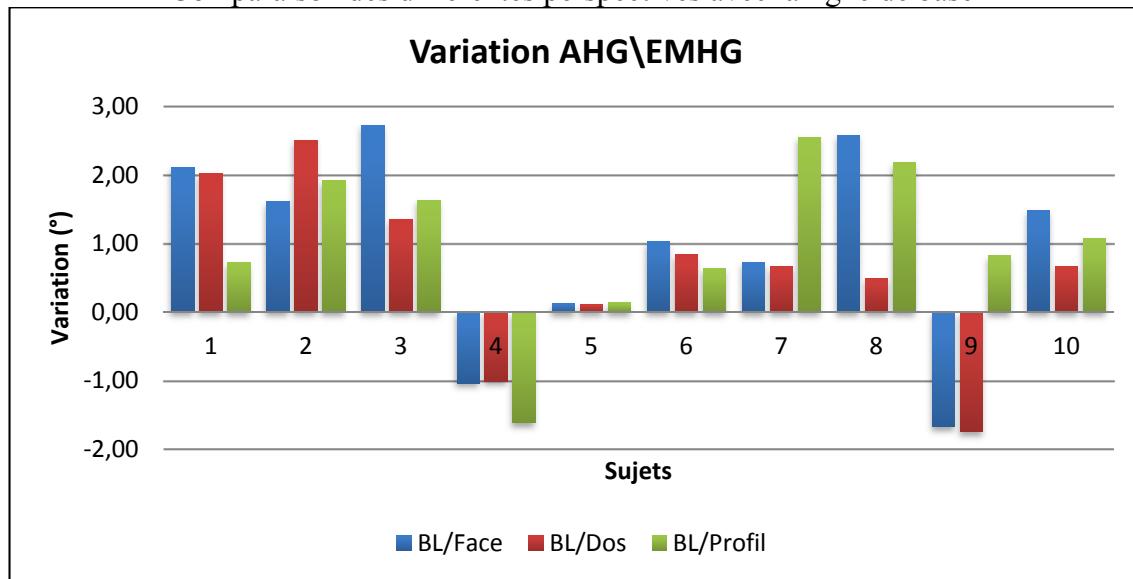


Figure A.II.4 Variation abduction hanche gauche à extension maximum de hanche
gauche (AHG\EMHG) Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

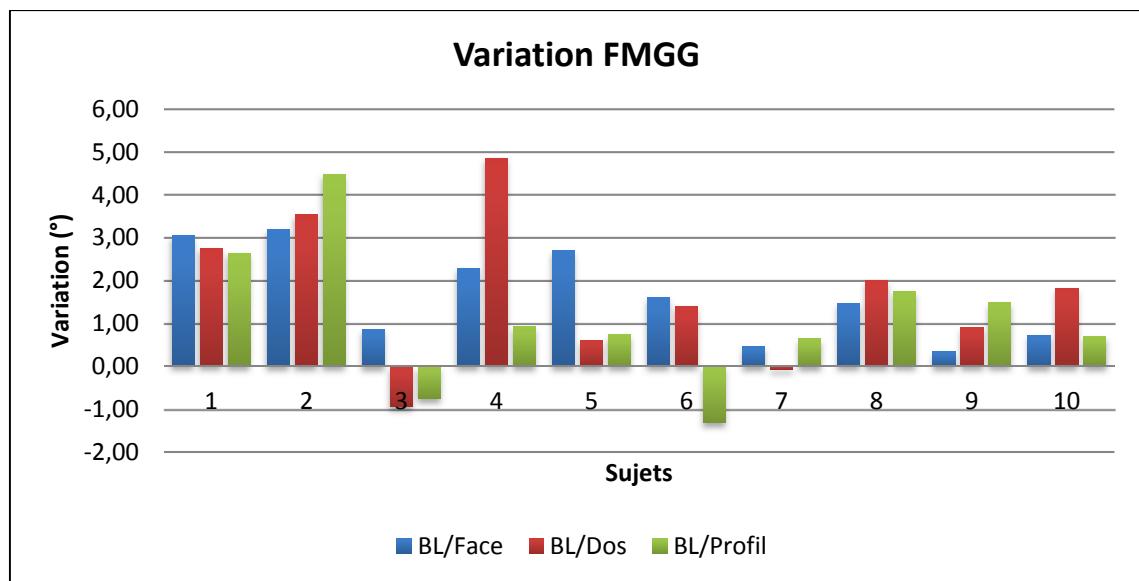


Figure A.II.5 Variation flexion maximum genou gauche (FMGG)
Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

- Égo-avatar modulé

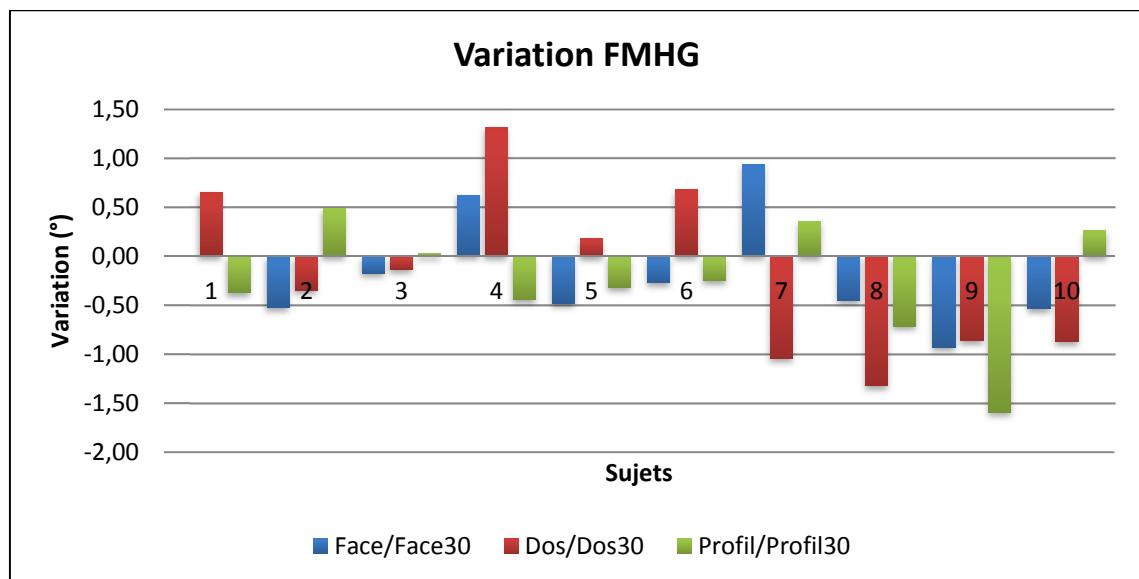


Figure A.II.6 Variation flexion maximum hanche gauche (FMHG)
Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

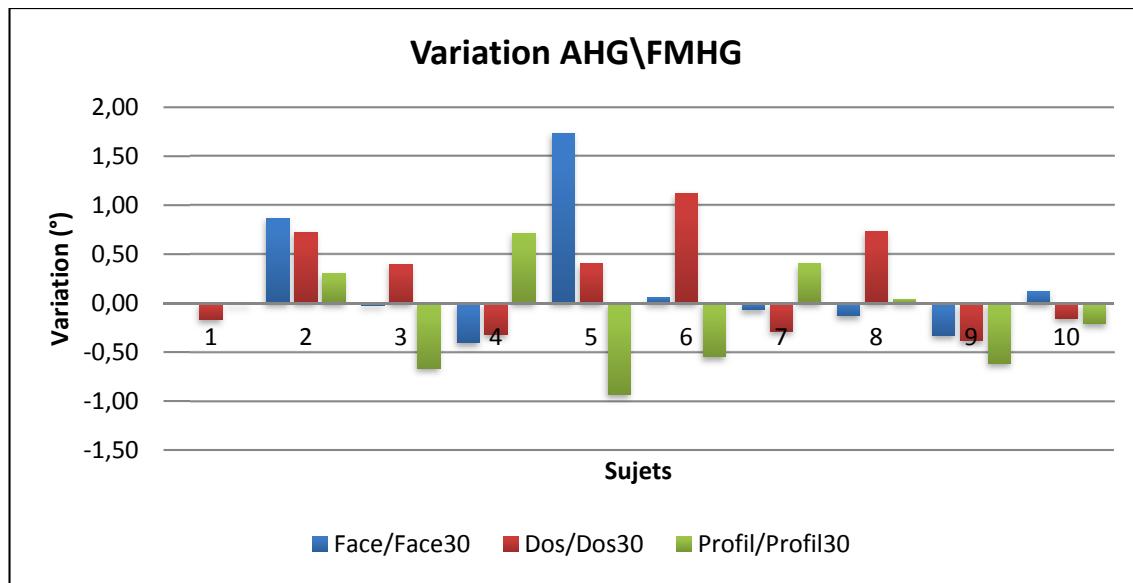


Figure A.II.7 Variation abduction hanche gauche à flexion maximum hanche droite (AHG\FMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

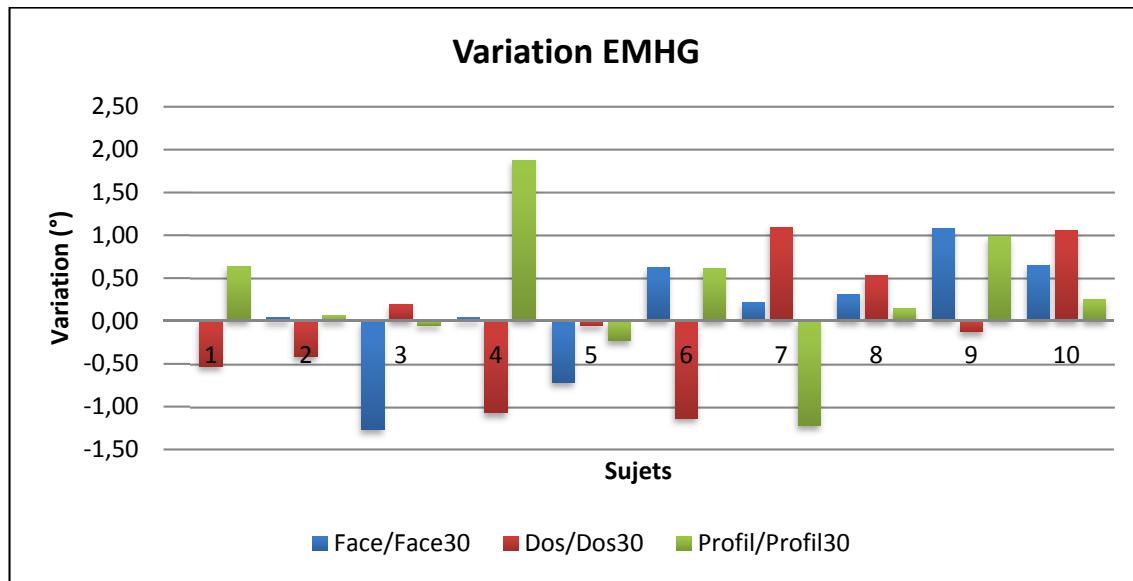


Figure A.II.8 Variation extension maximum hanche gauche (EMHG)
Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

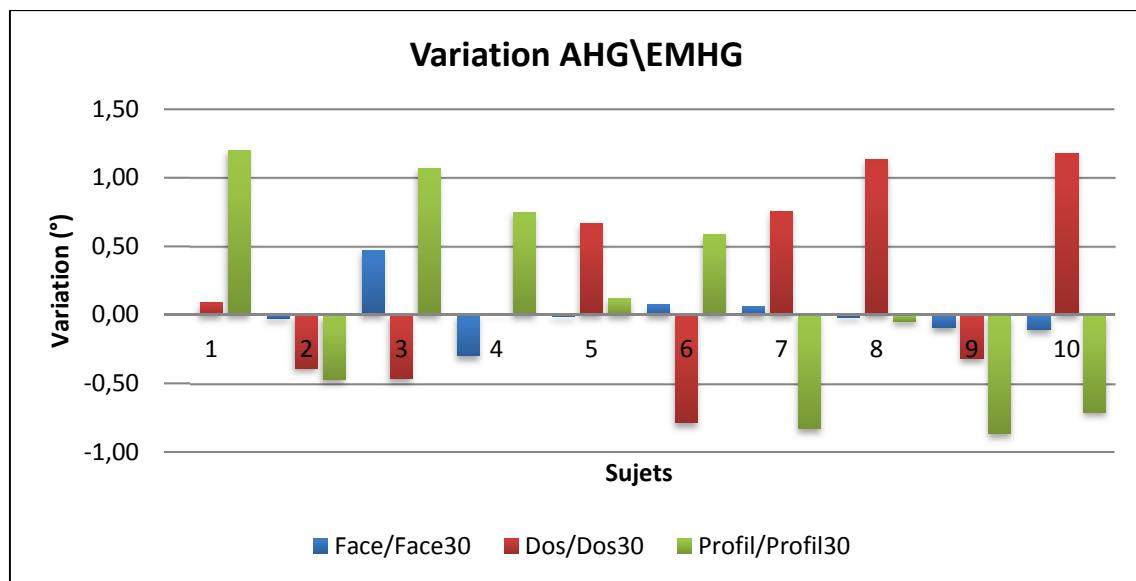


Figure A.II.9 Variation abduction hanche gauche à extension maximum hanche gauche (AHG\EMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

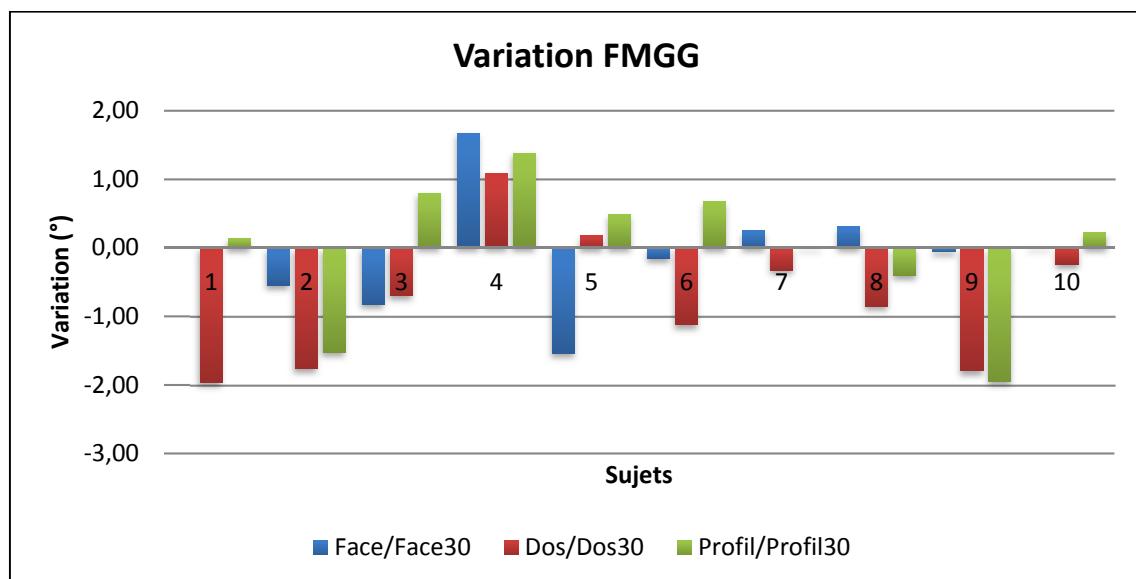


Figure A.II.10 Variation flexion maximum genou gauche (FMGG)
Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

ANNEXE III

VALEURS NUMÉRIQUES DES ANGLES ARTICULAIRES

• Cinématique articulaire

Les tableaux suivants présentent les valeurs numériques des angles articulaires des différentes articulations étudiées. Les paramètres cinématiques de flexion/extension maximum de la hanche, de l'abduction de la hanche au moment de la flexion et de l'extension maximum ainsi que de l'angle de flexion maximum au genou sont présentés. Les résultats pour le côté droit et gauche du corps sont montrés.

■ Jambe droite

Tableau A.III.1 Angle de flexion maximum hanche droite (FMHD)

Sujets	B L	Face	Face 30	Dos	Dos 30	Profil	Profil 30
1	27,90	32,05	-	28,37	29,08	31,12	31,45
2	31,17	32,02	31,76	32,30	30,61	31,84	32,14
3	28,33	27,99	27,44	26,63	27,63	27,82	27,64
4	23,06	23,58	22,77	22,51	22,69	22,51	24,34
5	26,18	25,05	25,28	25,40	25,26	25,63	25,78
6	27,83	27,64	28,52	28,07	28,01	27,82	27,87
7	29,70	28,70	28,92	28,82	29,30	28,74	28,89
8	18,68	18,14	18,21	17,31	17,18	18,08	18,10
9	19,02	20,55	20,55	19,38	18,78	22,20	21,24
10	25,28	23,04	22,51	22,94	22,63	24,25	23,44

Tableau A.III.2 Angle d'abduction hanche droite à flexion max hanche droite (AHD\FMHD)

Sujets	B L	Face	Face 30	Dos	Dos 30	Profil	Profil 30
1	-1,66	-4,40		-2,37	-2,59	-2,64	-3,59
2	-4,17	-4,24	-4,39	-3,98	-4,10	-3,99	-3,89
3	4,47	4,10	3,89	4,08	4,84	4,46	3,68
4	-1,87	-1,96	-1,57	-1,20	-1,14	-2,05	-1,54
5	-5,42	-5,88	-5,46	-6,44	-6,35	-5,48	-5,53
6	-7,65	-7,30	-7,36	-7,78	-7,55	-7,81	-8,16
7	-2,64	-2,37	-2,47	-1,56	-2,38	-2,45	-2,50
8	-3,44	-3,18	-3,31	-3,45	-3,30	-3,42	-3,55
9	-0,05	0,20	-0,44	0,47	-0,05	-1,33	-2,13
10	-2,73	-2,46	-2,56	-2,13	-2,48	-2,20	-2,52

Tableau A.III.3 Angle d'extension maximum hanche droite (EMHD)

Sujets	B L	Face	Face 30	Dos	Dos 30	Profil	Profil 30
1	-15,47	-13,10		-15,73	-15,27	-12,65	-12,81
2	-9,85	-10,53	-10,43	-11,17	-10,76	-11,60	-10,18
3	-10,56	-13,34	-13,06	-11,17	-11,86	-11,43	-12,10
4	-15,04	-15,23	-15,22	-16,41	-14,73	-14,95	-15,70
5	-11,68	-12,81	-12,83	-12,70	-12,10	-12,67	-12,83
6	-9,54	-10,72	-10,19	-10,06	-9,75	-10,20	-9,75
7	-7,89	-9,48	-8,69	-9,67	-9,58	-9,78	-9,39
8	-22,42	-23,52	-23,04	-22,95	-23,08	-22,79	-22,97
9	-15,65	-16,99	-15,33	-17,37	-15,99	-15,82	-15,89
10	-13,98	-15,42	-16,42	-14,96	-15,39	-15,80	-15,78

Tableau A.III.4 Angle d'abduction hanche droite à extension maximum hanche droite
(AHD\EMHD)

Sujets	B L	Face	Face 30	Dos	Dos 30	Profil	Profil 30
1	11,76	12,71		11,42	11,37	12,51	12,41
2	5,32	6,72	5,65	7,01	6,80	6,51	5,02
3	10,21	10,42	10,80	10,66	11,12	10,78	10,75
4	6,07	6,29	5,85	6,60	6,24	6,05	5,63
5	0,33	1,58	1,22	0,90	1,10	1,19	1,17
6	6,48	7,10	7,51	7,77	6,99	6,78	7,37
7	5,08	5,75	5,93	5,36	5,48	4,92	4,60
8	4,36	4,80	4,49	4,57	4,06	4,38	4,74
9	5,92	5,48	5,73	6,10	6,58	6,82	6,19
10	7,79	9,48	9,21	8,52	9,37	8,93	8,86

Tableau A.III.5 Angle flexion maximum genou droit (FMGD)

Sujets	B L	Face	Face 30	Dos	Dos 30	Profil	Profil 30
1	73,21	75,44		75,06	73,99	74,94	75,51
2	67,78	69,73	69,18	70,81	70,71	71,05	69,44
3	75,29	76,52	76,95	75,51	75,16	76,65	75,41
4	65,59	67,21	68,10	67,81	69,63	66,50	68,40
5	76,29	77,06	76,12	76,16	76,57	75,91	75,82
6	65,59	67,34	66,84	67,21	65,95	65,72	67,39
7	72,80	71,61	72,47	72,09	71,82	73,00	72,12
8	72,54	73,55	74,05	73,08	72,89	73,13	74,13
9	64,26	63,69	62,96	64,80	63,75	63,94	64,72
10	59,13	58,61	58,54	58,99	59,05	58,57	58,40

■ Jambe gauche

Tableau A.III.6 Angle de flexion maximum hanche gauche (FMHG)

Sujets	B L	Face	Face 30	Dos	Dos 30	Profil	Profil 30
1	18,96	22,83		18,84	19,49	22,27	21,90
2	28,21	29,91	30,40	29,27	28,75	29,40	29,05
3	25,06	23,52	23,55	23,75	23,58	23,28	23,15
4	21,80	21,92	21,48	22,50	23,12	22,93	24,25
5	20,92	19,99	19,68	20,55	20,07	19,93	20,11
6	24,09	23,76	23,51	23,74	24,42	23,59	23,32
7	25,55	23,69	24,05	24,31	25,25	24,71	23,66
8	12,52	12,06	11,34	11,46	11,01	12,59	11,26
9	19,44	20,12	18,53	19,56	18,63	18,86	18,00
10	17,51	15,73	15,99	16,52	15,99	17,63	16,75

Tableau A.III.7 Abduction hanche gauche à flexion maximum hanche gauche
(AHG\FMHG)

Sujets	B L	Face	Face 30	Dos	Dos 30	Profil	Profil 30
1	-17,29	-18,03		-17,35	-17,52	-17,79	-17,81
2	-15,33	-15,43	-15,13	-15,80	-14,93	-15,74	-15,02
3	-10,06	-9,01	-9,68	-8,54	-8,56	-10,10	-9,71
4	-10,15	-10,64	-9,92	-9,47	-9,88	-10,01	-10,33
5	-4,45	-6,34	-7,27	-7,98	-6,24	-5,47	-5,07
6	-7,82	-6,86	-7,41	-7,72	-6,60	-6,90	-6,84
7	-7,53	-7,24	-6,84	-6,85	-6,92	-6,42	-6,70
8	-10,91	-9,94	-9,90	-9,60	-9,73	-10,92	-10,18
9	-22,01	-21,43	-22,05	-23,51	-23,84	-23,95	-24,34
10	-7,35	-6,39	-6,61	-6,11	-5,99	-6,38	-6,54

Tableau A.III.8 Angle d'extension maximum hanche gauche (EMHG)

Sujets	B L	Face	Face 30	Dos	Dos 30	Profil	Profil 30
1	18,99	17,48	0,00	20,20	19,67	17,17	17,81
2	20,42	22,06	22,11	22,62	22,20	21,27	21,33
3	19,10	21,25	19,99	20,24	20,43	21,12	21,07
4	19,43	20,41	20,45	20,60	19,53	19,66	21,53
5	15,04	17,42	16,70	16,30	16,25	16,81	16,58
6	13,89	16,05	16,67	17,16	16,02	15,30	15,91
7	13,23	12,65	12,87	13,25	14,34	15,03	13,81
8	27,16	28,04	28,36	27,96	28,48	27,86	28,01
9	16,51	17,97	19,04	19,33	19,20	16,49	17,47
10	20,48	22,25	22,90	20,68	21,73	22,07	22,33

Tableau A.III.9 Abduction hanche gauche à l'extension maximum hanche gauche
(AHG\EMHG)

Sujets	B L	Face	Face 30	Dos	Dos 30	Profil	Profil 30
1	-2,69	-0,58		-0,67	-0,58	-1,97	-0,77
2	-7,94	-6,33	-6,36	-5,43	-5,82	-6,03	-6,50
3	0,83	3,55	4,02	2,18	1,71	2,46	3,53
4	-4,34	-5,38	-5,68	-5,35	-5,35	-5,96	-5,21
5	6,37	6,49	6,48	6,48	7,15	6,50	6,63
6	-1,43	-0,40	-0,32	-0,59	-1,37	-0,78	-0,20
7	3,29	4,01	4,08	3,96	4,72	5,84	5,00
8	-2,48	0,10	0,08	-1,98	-0,85	-0,30	-0,35
9	-16,12	-17,79	-17,89	-17,87	-18,18	-15,30	-16,16
10	1,18	2,67	2,56	1,86	3,03	2,26	1,55

Tableau A.III.10 Angle flexion maximum genou gauche (FMGG)

Sujets	B L	Face	Face 30	Dos	Dos 30	Profil	Profil 30
1	60,69	63,73		63,43	61,47	63,33	63,47
2	59,79	62,98	62,43	63,32	61,56	64,27	62,74
3	66,34	67,20	66,37	65,41	64,71	65,59	66,38
4	62,25	64,54	66,21	67,09	68,18	63,17	64,55
5	65,30	67,99	66,46	65,90	66,08	66,04	66,53
6	62,93	64,54	64,38	64,33	63,21	61,62	62,30
7	63,79	64,25	64,50	63,72	63,39	64,43	64,45
8	65,57	67,03	67,34	67,56	66,71	67,31	66,91
9	58,45	58,79	58,73	59,35	57,55	59,92	57,98
10	47,06	47,79	47,81	48,87	48,63	47,77	47,98

- Variation de la cinématique articulaire

- Égo-avatar non modulé

Les tableaux suivants montrent la variation des paramètres cinématiques en comparant les différentes perspectives avec la ligne de base. Les jambes droite et gauche sont présentées.

- Jambe droite

Tableau A.III.11 Variation flexion maximum hanche droite (FMHD) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

Sujets	BL/Face	BL/Dos	BL/Profil
1	4,15	0,47	3,22
2	1,13	0,67	0,85
3	-1,70	-0,51	-0,34
4	-0,55	-0,56	0,51
5	-0,78	-0,56	-1,14
6	0,24	-0,02	-0,20
7	-0,88	-0,96	-1,00
8	-1,38	-0,61	-0,54
9	0,36	3,18	1,53
10	-2,34	-1,03	-2,24

Tableau A.III.12 Variation abduction hanche droite à flexion maximum hanche droite (AHD)FMHD) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

Sujets	BL/Face	BL/Dos	BL/Profil
1	-2,75	-0,72	-0,98
2	0,19	0,18	-0,08
3	-0,39	0,00	-0,37
4	0,67	-0,17	-0,09
5	-1,02	-0,06	-0,46
6	-0,12	-0,16	0,36
7	1,08	0,19	0,28
8	-0,01	0,02	0,26
9	0,51	-1,28	0,25
10	0,60	0,53	0,28

Tableau A.III.13 Variation extension maximum hanche droite (EMHD) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

Sujets	BL/Face	BL/Dos	BL/Profil
1	-2,38	0,25	-2,82
2	0,68	1,32	1,75
3	2,78	0,61	0,87
4	0,19	1,36	-0,09
5	1,12	1,02	0,99
6	1,18	0,52	0,66
7	1,60	1,79	1,89
8	1,11	0,53	0,37
9	1,34	1,72	0,17
10	1,44	0,98	1,82

Tableau A.III.14 Variation abduction hanche droite à extension maximum hanche droite (AHD\EMHD) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

Sujets	BL/Face	BL/Dos	BL/Profil
1	0,95	-0,34	0,75
2	1,39	1,69	1,19
3	0,21	0,45	0,57
4	0,22	0,53	-0,02
5	1,24	0,57	0,86
6	0,62	1,29	0,30
7	0,67	0,29	-0,16
8	0,44	0,21	0,01
9	-0,44	0,18	0,90
10	1,69	0,72	1,14

Tableau A.III.15 Variation flexion maximum genou droit (FMGD) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

Sujets	BL/Face	BL/Dos	BL/Profil
1	2,23	1,85	1,74
2	1,94	3,03	3,26
3	1,23	0,22	1,35
4	1,62	2,22	0,92
5	0,77	-0,13	-0,38
6	1,75	1,63	0,13
7	-1,19	-0,72	0,19
8	1,01	0,54	0,59
9	-0,57	0,53	-0,32
10	-0,52	-0,14	-0,56

Jambe gauche

Tableau A.III.16 Variation flexion maximum hanche gauche (FMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

Sujets	BL/Face	BL/Dos	BL/Profil
1	3,88	-0,12	3,31
2	1,07	1,19	1,71
3	-1,31	-1,78	-1,54
4	0,70	1,13	0,12
5	-0,37	-0,98	-0,93
6	-0,50	-0,35	-0,33
7	-1,25	-0,85	-1,86
8	-1,06	0,07	-0,46
9	0,12	-0,59	0,68
10	-0,98	0,12	-1,78

Tableau A.III.17 Variation abduction hanche gauche à flexion maximum hanche gauche (AHG\FMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

Sujets	BL/Face	BL/Dos	BL/Profil
1	-0,74	-0,07	-0,51
2	-0,47	-0,41	-0,10
3	1,52	-0,04	1,05
4	0,67	0,14	-0,49
5	-3,53	-1,03	-1,89
6	0,92	0,10	0,96
7	0,68	1,12	0,29
8	1,31	-0,01	0,97
9	-1,50	-1,94	0,58
10	1,24	0,97	0,96

Tableau A.III.18 Variation extension maximum hanche gauche (FMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

Sujets	BL/Face	BL/Dos	BL/Profil
1	-1,51	1,20	-1,83
2	1,64	2,19	0,85
3	2,15	1,14	2,02
4	0,98	1,17	0,23
5	2,39	1,27	1,77
6	2,16	3,27	1,42
7	-0,59	0,02	1,79
8	0,88	0,80	0,70
9	1,45	2,82	-0,02
10	1,77	0,20	1,59

Tableau A.III.19 Variation abduction hanche gauche à extension maximum hanche gauche (AHG\EMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

Sujets	BL/Face	BL/Dos	BL/Profil
1	2,11	2,02	0,72
2	1,61	2,51	1,92
3	2,73	1,35	1,64
4	-1,04	-1,00	-1,62
5	0,12	0,11	0,13
6	1,03	0,84	0,64
7	0,73	0,67	2,55
8	2,58	0,50	2,18
9	-1,67	-1,75	0,82
10	1,48	0,67	1,08

Tableau A.III.20 Variation flexion maximum genou gauche (FMGG) - Comparaison des différentes perspectives avec la ligne de base

Sujets	BL/Face	BL/Dos	BL/Profil
1	3,05	2,75	2,64
2	3,19	3,53	4,47
3	0,86	-0,93	-0,75
4	2,29	4,84	0,92
5	2,69	0,60	0,74
6	1,60	1,40	-1,31
7	0,46	-0,08	0,64
8	1,47	1,99	1,75
9	0,34	0,90	1,48
10	0,73	1,81	0,70

■ Égo-avatar modulé

Les tableaux suivants montrent la variation des paramètres cinématiques en comparant les différentes perspectives avec et sans modulation de l'égo-avatar. Les jambes droite et gauche sont présentées.

□ Jambe droite

Tableau A.III.21 Variation flexion maximum hanche droite (FMHD) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

Sujets	Face/Face30	Dos/Dos30	Profil/Profil30
1		0,71	0,33
2	-1,69	0,29	-0,26
3	1,00	-0,18	-0,55
4	0,19	1,83	-0,80
5	-0,14	0,15	0,24
6	-0,06	0,06	0,88
7	0,48	0,16	0,22
8	-0,13	0,02	0,07
9	-0,60	-0,96	0,00
10	-0,32	-0,81	-0,52

Tableau A.III.22 Variation abduction hanche droite à flexion maximum hanche droite (AHD\FMHD) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

Sujets	Face/Face30	Dos/Dos30	Profil/Profil30
1		-0,22	-0,95
2	-0,12	0,10	-0,15
3	0,76	-0,79	-0,21
4	0,07	0,51	0,40
5	0,09	-0,06	0,42
6	0,23	-0,34	-0,06
7	-0,82	-0,04	-0,10
8	0,16	-0,13	-0,13
9	-0,52	-0,80	-0,64
10	-0,35	-0,32	-0,11

Tableau A.III.23 Variation extension maximum hanche droite (EMHD) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

Sujets	Face/Face30	Dos/Dos30	Profil/Profil30
1		-0,46	0,16
2	-0,10	-0,41	-1,42
3	-0,28	0,69	0,66
4	-0,01	-1,67	0,75
5	0,02	-0,60	0,16
6	-0,53	-0,31	-0,45
7	-0,80	-0,09	-0,39
8	-0,48	0,14	0,18
9	-1,66	-1,38	0,07
10	1,00	0,43	-0,02

Tableau A.III.24 Variation abduction hanche droite à extension maximum hanche droite (AHD\FMHD) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

Sujets	Face/Face30	Dos/Dos30	Profil/Profil30
1		-0,05	-0,09
2	-1,07	-0,21	-1,49
3	0,39	0,47	-0,02
4	-0,45	-0,36	-0,41
5	-0,36	0,19	-0,02
6	0,40	-0,78	0,59
7	0,18	0,12	-0,32
8	-0,31	-0,51	0,36
9	0,25	0,48	-0,63
10	-0,28	0,85	-0,08

Tableau A.III.25 Variation flexion maximum genou droit (FMGD) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

Sujets	Face/Face30	Dos/Dos30	Profil/Profil30
1		-1,07	0,56
2	-0,54	-0,09	-1,60
3	0,42	-0,35	-1,23
4	0,89	1,83	1,90
5	-0,94	0,42	-0,08
6	-0,49	-1,26	1,67
7	0,86	-0,26	-0,87
8	0,49	-0,19	1,00
9	-0,73	-1,05	0,78
10	-0,07	0,06	-0,17

Jambe gauche

Tableau A.III.26 Variation flexion maximum hanche gauche (FMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

Sujets	Face/Face30	Dos/Dos30	Profil/Profil30
1		0,65	-0,37
2	-0,53	-0,35	0,49
3	-0,17	-0,14	0,03
4	0,62	1,32	-0,44
5	-0,48	0,18	-0,32
6	-0,27	0,68	-0,25
7	0,94	-1,05	0,36
8	-0,45	-1,32	-0,71
9	-0,93	-0,86	-1,59
10	-0,54	-0,87	0,26

Tableau A.III.27 Variation abduction hanche gauche à flexion maximum hanche gauche (AHG\FMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

Sujets	Face/Face30	Dos/Dos30	Profil/Profil30
1		-0,17	-0,02
2	0,87	0,72	0,30
3	-0,02	0,40	-0,66
4	-0,40	-0,32	0,71
5	1,73	0,40	-0,93
6	0,06	1,12	-0,55
7	-0,07	-0,29	0,40
8	-0,13	0,73	0,04
9	-0,33	-0,39	-0,61
10	0,12	-0,15	-0,21

Tableau A.III.28 Variation extension maximum hanche gauche (EMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

Sujets	Face/Face30	Dos/Dos30	Profil/Profil30
1		-0,53	0,64
2	0,05	-0,42	0,06
3	-1,26	0,19	-0,05
4	0,04	-1,07	1,87
5	-0,72	-0,06	-0,23
6	0,62	-1,13	0,61
7	0,22	1,09	-1,22
8	0,31	0,53	0,15
9	1,07	-0,13	0,98
10	0,65	1,05	0,25

Tableau A.III.29 Variation abduction hanche gauche à extension maximum hanche gauche (AHG\FMHG) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

Sujets	Face/Face30	Dos/Dos30	Profil/Profil30
1		0,09	1,20
2	-0,02	-0,39	-0,47
3	0,47	-0,47	1,07
4	-0,30	0,00	0,75
5	-0,01	0,66	0,12
6	0,08	-0,79	0,59
7	0,06	0,76	-0,83
8	-0,02	1,14	-0,04
9	-0,10	-0,32	-0,87
10	-0,11	1,18	-0,71

Tableau A.III.30 Variation flexion maximum genou gauche (FMGG) - Comparaison des différentes perspectives avec et sans modulation

Sujets	Face/Face30	Dos/Dos30	Profil/Profil30
1		-1,96	0,14
2	-0,55	-1,76	-1,53
3	-0,83	-0,70	0,79
4	1,68	1,09	1,38
5	-1,54	0,18	0,49
6	-0,16	-1,12	0,67
7	0,25	-0,32	0,02
8	0,31	-0,85	-0,40
9	-0,06	-1,80	-1,95
10	0,03	-0,24	0,22

BIBLIOGRAPHIE

- Adelstein, B. D., T. G. Lee and S. R. Ellis (2003). *Head tracking latency in virtual environments: psychophysics and a model*. Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA.
- Agopyan, H., J. Bredin, J.-P. Flambart, C. Ginon, T. Poirier and J. Griffet (2015). "Contribution of personalized avatar for post stroke gait rehabilitation: A preliminary study." *Gait & Posture* **42**: S6-S7.
- Allison, R. S., L. R. Harris, M. Jenkin, U. Jasiobedzka and J. E. Zacher (2001). *Tolerance of temporal delay in virtual environments*. Virtual Reality, 2001. Proceedings. IEEE, IEEE.
- Altschuler, E. L., S. B. Wisdom, L. Stone, C. Foster, D. Galasko, D. M. Llewellyn and V. S. Ramachandran (1999). "Rehabilitation of hemiparesis after stroke with a mirror." *Lancet* **353**(9169): 2035-2036.
- Armel, K. C. and V. S. Ramachandran (2003). "Projecting sensations to external objects: evidence from skin conductance response." *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences* **270**(1523): 1499-1506.
- Arndt, A., P. Wolf, A. Liu, C. Nester, A. Stacoff, R. Jones, P. Lundgren and A. Lundberg (2007). "Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running." *Journal of Biomechanics* **40**(12): 2672-2678.
- Asai, T. (2015). "Illusory body-ownership entails automatic compensative movement: for the unified representation between body and action." *Experimental brain research* **233**(3): 777-785.
- Benoit, D. L., D. K. Ramsey, M. Lamontagne, L. Xu, P. Wretenberg and P. Renström (2006). "Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo." *Gait & posture* **24**(2): 152-164.
- Besier, T. F., D. L. Sturnieks, J. A. Alderson and D. G. Lloyd (2003). "Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis." *Journal of Biomechanics* **36**(8): 1159-1168.
- Bilney, B., M. Morris and K. Webster (2003). "Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait." *Gait & posture* **17**(1): 68-74.

- Booth, A., F. Steenbrink, A. Buizer, J. Harlaar and M. van der Krogt (2016). "Is avatar based real-time visual feedback a feasible method to alter gait parameters of interest?" *Gait & Posture* **49**: 98.
- Botvinick, M. and J. Cohen (1998). "Rubber hands' feel'touch that eyes see." *Nature* **391**(6669): 756-756.
- Chao, E., R. Laughman, E. Schneider and R. Stauffer (1983). "Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking." *Journal of biomechanics* **16**(3): 219-233.
- Cicchetti, D. V. (1994). "Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology." *Psychological assessment* **6**(4): 284.
- Cummings, J. J. and J. N. Bailenson (2016). "How immersive is enough? A meta-analysis of the effect of immersive technology on user presence." *Media Psychology* **19**(2): 272-309.
- Dallaire-Côté, M., P. Charbonneau, S. S.-P. Côté, R. Aissaoui and D. R. Labbe (2016). *Animated self-avatars for motor rehabilitation applications that are biomechanically accurate, low-latency and easy to use*. Virtual Reality (VR), 2016 IEEE, IEEE.
- Della Croce, U., A. Leardini, L. Chiari and A. Cappozzo (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics." *Gait & Posture* **21**(2): 226-237.
- Desmurget, M. and S. Grafton (2000). "Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements." *Trends in cognitive sciences* **4**(11): 423-431.
- Dicharry, J. (2010). "Kinematics and Kinetics of Gait: From Lab to Clinic." *Clinics in Sports Medicine* **29**(3): 347-364.
- Dummer, T., A. Picot-Annand, T. Neal and C. Moore (2009). "Movement and the rubber hand illusion." *Perception* **38**(2): 271-280.
- Dupui, P. and R. Montoya (2003). "Approche physiologique des analyses posturographiques statique et dynamique." *Physiologie, Techniques, Pathologies*. Marseille: Solal: 13-29.
- Ehrsson, H. H., C. Spence and R. E. Passingham (2004). "That's my hand! Activity in premotor cortex reflects feeling of ownership of a limb." *Science* **305**(5685): 875-877.
- Ellis, S. R., K. Mania, B. D. Adelstein and M. I. Hill (2004). *Generalizeability of latency detection in a variety of virtual environments*. Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA.

- Ellis, S. R., M. J. Young, B. D. Adelstein and S. M. Ehrlich (1999). *Discrimination of changes of latency during voluntary hand movement of virtual objects*. Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA.
- Ferrari, A., M. G. Benedetti, E. Pavan, C. Frigo, D. Bettinelli, M. Rabuffetti, P. Crenna and A. Leardini (2008). "Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis." *Gait & Posture* **28**(2): 207-216.
- Fox, J., J. Bailenson and J. Binney (2009). "Virtual experiences, physical behaviors: The effect of presence on imitation of an eating avatar." *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* **18**(4): 294-303.
- Franck, N., C. Farrer, N. Georgieff, M. Marie-Cardine, J. Daléry, T. d'Amato and M. Jeannerod (2001). "Defective recognition of one's own actions in patients with schizophrenia." *American Journal of Psychiatry* **158**(3): 454-459.
- Gard, S. A., S. C. Miff and A. D. Kuo (2004). "Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking." *Human movement science* **22**(6): 597-610.
- Gillet, C. (2004). *Analyse biomécanique de la marche et proposition de classes de marcheurs-application au portage de sacs à dos*, PhD Thesis. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.
- Gourdou, P. (2010). *Étude de l'influence de l'asymétrie de vitesse du tapis roulant à deux courroies sur la biomécanique de la locomotion chez le sujet sain*, École de technologie supérieure.
- Gras, P., J. Casillas, V. Dulieu and J. Didier (1996). "La marche. *Encycl Méd Chir.*" Kinésithérapie-Rééducation Fonctionnelle: 26-013.
- Growth, E., D. Meglan, M. Johnson, T. Cahalan and K.-N. An (1997). "Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system." *Gait & Posture* **6**(2): 147-162.
- Hagemeister, N., G. Parent, M. Van de Putte, N. St-Onge, N. Duval and J. de Guise (2005). "A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics." *J Biomech* **38**(9): 1926-1931.
- Janin, M. (2009). *Sensibilité et motricité podales: leur influence sur le contrôle des activités posturo-cinétiques de sujets sains et pathologiques*, Université de Toulouse, Université Toulouse III-Paul Sabatier.

- Jasiewicz, J. M., J. H. Allum, J. W. Middleton, A. Barriskill, P. Condie, B. Purcell and R. C. T. Li (2006). "Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals." *Gait & posture* **24**(4): 502-509.
- Kadaba, M. P., H. Ramakrishnan and M. Wootten (1990). "Measurement of lower extremity kinematics during level walking." *Journal of orthopaedic research* **8**(3): 383-392.
- Kawato, M. (1999). "Internal models for motor control and trajectory planning." *Current opinion in neurobiology* **9**(6): 718-727.
- Kilteni, K., R. Grotens and M. Slater (2012). "The sense of embodiment in virtual reality." *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* **21**(4): 373-387.
- Kokkianra, E. and M. Slater (2014). "Measuring the effects through time of the influence of visuomotor and visuotactile synchronous stimulation on a virtual body ownership illusion." *Perception*, 2014, vol. 43 (1), p. 43-58.
- Krauss, I., R. List, P. Janssen, S. Grau, T. Horstmann and A. Stacoff (2012). "Comparison of distinctive gait variables using two different biomechanical models for knee joint kinematics in subjects with knee osteoarthritis and healthy controls." *Clinical biomechanics* **27**(3): 281-286.
- Labbe, D. R., N. Hagemeister, M. Tremblay and J. de Guise (2008). "Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait." *Gait & posture* **28**(1): 170-174.
- Lafortune, M. A., P. R. Cavanagh, H. J. Sommer and A. Kalenak (1992). "Three-dimensional kinematics of the human knee during walking." *Journal of Biomechanics* **25**(4): 347-357.
- Lamont, K., M. Chin and M. Kogan (2011). "Mirror box therapy—seeing is believing." *Explore: The Journal of Science and Healing* **7**(6): 369-372.
- Lamontagne, A., J. Fung, B. J. McFadyen and J. Faubert (2007). "Modulation of walking speed by changing optic flow in persons with stroke." *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **4**(1): 22.
- Lateiner, J. E. and R. L. Sainburg (2003). "Differential contributions of vision and proprioception to movement accuracy." *Exp Brain Res* **151**(4): 446-454.
- Lauziere, S., M. Betschart, R. Aissaoui and S. Nadeau (2014). "Understanding spatial and temporal gait asymmetries in individuals post stroke." *Int J Phys Med Rehabil* **2**(201): 2.

- Leube, D. T., G. Knoblich, M. Erb, W. Grodd, M. Bartels and T. T. Kircher (2003). "The neural correlates of perceiving one's own movements." *Neuroimage* **20**(4): 2084-2090.
- Lippi, V., C. A. Avizzano, D. Mottet and E. Ruffaldi (2010). *Effect of delay on dynamic targets tracking performance and behavior in virtual environment*. RO-MAN, 2010 IEEE, IEEE.
- Lustig, S., R. A. Magnussen, L. Cheze and P. Neyret (2012). "The KneeKG system: a review of the literature." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* **20**(4): 633-638.
- Luu, T. P., Y. He, S. Brown, S. Nakagame and J. L. Contreras-Vidal (2016). "Gait adaptation to visual kinematic perturbations using a real-time closed-loop brain-computer interface to a virtual reality avatar." *Journal of neural engineering* **13**(3): 036006.
- Magdalon, E. C., S. M. Michaelsen, A. A. Quevedo and M. F. Levin (2011). "Comparison of grasping movements made by healthy subjects in a 3-dimensional immersive virtual versus physical environment." *Acta psychologica* **138**(1): 126-134.
- Mania, K., B. D. Adelstein, S. R. Ellis and M. I. Hill (2004). *Perceptual sensitivity to head tracking latency in virtual environments with varying degrees of scene complexity*. Proceedings of the 1st Symposium on Applied perception in graphics and visualization, ACM.
- Marey, E.-J. (1886). *La machine animale: locomotion terrestre et aérienne*, F. Alcan.
- Marieb E. N., *Anatomie et physiologie humaines* (3e éd.) Publication : St. Laurent (QC) : Édition du Renouveau Pédagogique inc., 2004
- Masters, R. S. and J. M. Poolton (2012). "Advances in implicit motor learning." Skill acquisition in sport: Research, theory and practice: 59-75.
- Medved, V. (2000). *Measurement of human locomotion*, CRC press.
- Meehan, M., S. Razzaque, M. C. Whitton and F. P. Brooks Jr (2003). *Effect of latency on presence in stressful virtual environments*. Virtual Reality, 2003. Proceedings. IEEE, IEEE.
- Mezghani, N., N. Gaudreault, A. Fuentes, A. Mitiche, N. Hagemeister, R. Aissaoui and J. de Guise (2013). "Identification des patrons de la cinématique du genou par une analyse en composantes principales Identification of knee kinematic patterns in normal gait by principal component analysis."

- Mills, P. M., S. Morrison, D. G. Lloyd and R. S. Barrett (2007). "Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion." *Journal of Biomechanics* **40**(7): 1504-1511.
- Morice, A. H., I. A. Siegler and B. G. Bardy (2008). "Action-perception patterns in virtual ball bouncing: Combating system latency and tracking functional validity." *Journal of neuroscience methods* **169**(1): 255-266.
- Normand, J.-M., E. Giannopoulos, B. Spanlang and M. Slater (2011). "Multisensory stimulation can induce an illusion of larger belly size in immersive virtual reality." *PloS one* **6**(1): e16128.
- Pavare, Z., I. Garuta, T. Ananjeva and A. Smolovs (2015). "Gait rehabilitation of post-stroke patients by treadmill gait training with visual feedback." *Gait & Posture* **42**: S69-S70.
- Peck, T. C., S. Seinfeld, S. M. Aglioti and M. Slater (2013). "Putting yourself in the skin of a black avatar reduces implicit racial bias." *Consciousness and Cognition* **22**(3): 779-787.
- Pélissier, J., D. Pérennou and E. M. Laassel (1997). "Analyse instrumentale de la marche de l'hémiplégique adulte: revue de la littérature." *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* **40**(5): 297-313.
- Petkova, V. I. and H. H. Ehrsson (2008). "If I were you: perceptual illusion of body swapping." *PloS one* **3**(12): e3832.
- Petkova, V. I., M. Khoshnevis and H. H. Ehrsson (2011). "The perspective matters! Multisensory integration in ego-centric reference frames determines full-body ownership." *Frontiers in psychology* **2**: 35.
- Rosenberg, R. S., S. L. Baughman and J. N. Bailenson (2013). "Virtual superheroes: using superpowers in virtual reality to encourage prosocial behavior." *PLoS One* **8**(1): e55003.
- Samaraweera, G. (2015). *Towards understanding and improving gait rehabilitation in virtual environments using latency for persons with mobility impairments*, The University of Texas at San Antonio.
- Samaraweera, G., A. Perdomo and J. Quarles (2015). *Applying latency to half of a self-avatar's body to change real walking patterns*. 2015 IEEE Virtual Reality (VR), IEEE.
- Slater, M., V. Linakis, M. Usoh, R. Kooper and G. Street (1996). *Immersion, presence, and performance in virtual environments: An experiment with tri-dimensional chess*. ACM virtual reality software and technology (VRST), ACM Press New York, NY.

- Slater, M., B. Spanlang, M. V. Sanchez-Vives and O. Blanke (2010). "First person experience of body transfer in virtual reality." *PloS one* **5**(5): e10564.
- Slater, M., M. Usoh and A. Steed (1995). "Taking steps: the influence of a walking technique on presence in virtual reality." *ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI)* **2**(3): 201-219.
- Suntay, W. (1983). "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee." *Journal of biomechanical engineering* **105**: 136.
- Thomas, J. S., C. R. France, S. T. Leitkam, M. E. Applegate, P. E. Pidcoe and S. Walkowski (2016). "Effects of Real-World Versus Virtual Environments on Joint Excursions in Full-Body Reaching Tasks." *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine* **4**: 1-8.
- Tsakiris, M., G. Prabhu and P. Haggard (2006). "Having a body versus moving your body: How agency structures body-ownership." *Consciousness and cognition* **15**(2): 423-432.
- Winn, W. (1993). "A conceptual basis for educational applications of virtual reality." Technical Publication R-93-9, Human Interface Technology Laboratory of the Washington Technology Center, Seattle: University of Washington.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley & Sons.
- Winter, D. A. and P. Eng (1995). "Kinetics: our window into the goals and strategies of the central nervous system." *Behavioural brain research* **67**(2): 111-120.
- Yavuzer, G., R. Selles, N. Sezer, S. Sutbeyaz, J. B. Bussmann, F. Koseoglu, M. B. Atay and H. J. Stam (2008). "Mirror therapy improves hand function in subacute stroke: a randomized controlled trial." *Arch Phys Med Rehabil* **89**(3): 393-398.

