

Étude de l'impact biomécanique et perceptuel d'une incarnation
dans un avatar possédant une déformation asymétrique des
membres inférieurs en réalité virtuelle

par

Valentin VALLAGEAS

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION
DU DOCTORAT EN GÉNIE
Ph.D.

MONTREAL, LE 2 AVRIL 2026

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Valentin Vallageas, 2026



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 oeuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'oeuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. David R. Labbé, directeur de thèse
Génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

M. Rachid Aissaoui, codirecteur
Génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Jean-Marc Lina, président du jury
Génie électrique à l'École de technologie supérieure

Mme. Nicola Hagermeister, membre du jury
Génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

Mme. Anouk Lamontagne, examinatrice externe indépendante
Faculté de médecine et des sciences de la santé à l'Université McGill

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

LE 12 mars 2026

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

AVANT-PROPOS

« Si le corps n'est pas une "chose", il est une situation : c'est notre prise sur le monde et l'esquisse de nos projets. »

Simone de Beauvoir, *Le Deuxième Sexe*, tome 1 : *Les faits et les mythes*

« Elle ne s'était jamais aperçue à quel point les humains dépendaient du corps qu'ils occupaient.[...] Si elle n'arrivait pas à se faire obéir de son corps, elle ne méritait pas d'en habiter un. Le corps était une des principales faiblesses de l'homme. Les sens aussi. [...] Elle n'en dénombrait pour l'instant que cinq chez l'homme. Il aurait dû être facile de les diriger. Mais ils étaient branchés directement au reste de l'organisme ! Ils ne se contentaient pas de transmettre les informations, ils avaient des exigences ! [...]

Mais ce n'était pas le pire ! Le cerveau lui-même travaillait de son propre chef ! C'était ça le plus dur. La masse de tissu spongieux derrière les yeux passait son temps à travailler indépendamment de son propriétaire. Elle recevait les informations des sens, les vérifiait en se référant à ce qu'elle avait en mémoire et proposait diverses options. [...] Les humains n'étaient pas des individus ; chacun équivalait à tout un comité ! »

Terry Pratchett, *Procrastination*, traduction de Patrick Couton

REMERCIEMENTS

Quand je cherchais à reprendre les études et sortir de ma condition d'employé en tant qu'analyste informatique, est-ce que je pensais avoir devant moi un projet s'étalant sur sept ans et demi de travaux ? Non, absolument pas. Est-ce que je l'aurais fait quand même ? Oui. Je ne m'attendais cependant pas au poids mental qu'un tel projet peut amener. Bien que je me rappelais souvent que j'avais choisi cette voie par passion de la recherche scientifique et du domaine fascinant de la réalité virtuelle, la difficulté et la longueur de la tâche étaient tellement écrasantes qu'on ne peut que douter de soi-même. Ce qu'on ne rappelle pas assez souvent, c'est qu'on ne pourrait pas aller au bout sans l'aide d'une équipe de recherche mettant en avant l'humain plus que le nombre de publications, sans l'aide de nos proches nous encourageant à persévérer, de nous dire qu'on est capable et que ce qu'on fait a du sens.

Cela m'a notamment plus que convaincu de continuer dans le domaine de la recherche. Apprendre, résumer, vulgariser, partager : je pense que ces valeurs définissent les pavés de mon futur professionnel. À une période de notre Histoire où la désinformation pullule malgré un accès illimité aux connaissances, il me semble plus que nécessaire de mettre notre éducation en avant, et d'y contribuer, peu importe la taille de ma pierre à l'édifice.

On réserve souvent les dernières lignes à la personne ayant le plus comptée dans notre vie pour mener à bien un projet. Comme à mon habitude, j'aime déroger aux règles. Je te remercie donc de tout mon cœur, Pascale Rivet, pour m'avoir encouragé dès le début de ma recherche de projet de doctorat, et d'avoir cru en moi alors que je n'y croyais pas moi-même. Merci de m'avoir soutenu durant toutes ces années, malgré tous les hauts et les bas qu'a connu notre relation. J'ignore comment sera fait mon avenir, mais si je continue en suivant tes conseils, je sais que je ne peux qu'aller loin.

Ensuite, un énorme merci à mon directeur David Labbé. Peu de personnes auraient fait confiance à un jeune professionnel n'ayant aucun contact dans le monde de la recherche académique. Cette confiance m'a permis un changement de carrière auquel je ne croyais même plus. Merci aussi pour ta pédagogie, ta réactivité et ta gentillesse m'ayant suivi durant ces sept longues années.

VIII

Merci notamment à mon co-directeur Rachid Aissaoui qui, malgré ses longs monologues portant sur l'informatique vécue dans les années 80, le cyclisme à Grenoble et la nécessité de s'affranchir des p-values, m'a permis d'aller chercher plus loin dans mes hypothèses biomécaniques et d'avoir un projet avec de solides fondations.

Merci à ma directrice de laboratoire, Nicola Hagemeister, ainsi qu'au fondateur du LIO Jacques de Guise, pour avoir su créer et perpétuer un espace de travail mettant l'humain et l'entre-aide au dessus de tout. Je réalise maintenant l'importance d'une telle structure durant un projet doctoral.

Merci à mes chères collègues doctorantes Sara Saint-Pierre Côté et Iris Willaert : on a su se serrer les coudes jusqu'au bout ! Et merci Sara pour m'avoir poussé à donner le cours à Grasset et m'avoir introduit à Pinel, ça m'a permis de voir plus loin que le projet de doctorat, et ça fait tellement de bien de voir de plus petits projet s'achever.

Merci à tous les collègues avec qui j'ai pu partager de bons moments. Je vais citer quelques noms mais la liste est en réalité bien plus grande : Sam, Marie, Werner, Tommy, Francis, Nick, Thierry, Alice, Lucas, Camille, Margaux, Rémi, Marta, Baptiste, Éli.

Merci à toute ma petite gang qui a su me remonter le moral quand ça n'allait pas, sans jugement, tout le temps avec humour et bonne humeur : MJ, Fabien, Cécile, Aliénor, Max, Quentin, Mimi. Merci à mon camarade d'humour Arthur et à mes colocos Lucas et Clémence. Dans un autre pays que notre terre natale, nos amis proches deviennent notre deuxième famille, et vous incarnez cette belle famille à merveille. Hâte de vivre nos futures soirées et escapades !

Et que dire de ma famille DnD préférée ? Merci à Fabien, Joris, Jorlane, Fred et Marianne pour m'avoir écouté déblatérer mes hypothèses de recherche tout en se demandant quel sort mon clerc niveau 5 allait bien pouvoir lancer.

Merci à Manon et Solenn, je ne répéterai jamais assez à quel point je suis heureux qu'on se voit et rigole ensemble après toutes ces années !

Merci à mes amis avec qui j'ai découvert Montréal il y a maintenant plus de 11 ans : Loïc et Alice (et le cher Victor bien entendu).

Un merci à toi, Clémentine qui, bien que tu aies connu mon projet que vers sa fin, m'a encouragé et a même relu certaines parties avec assiduité (j'en suis sûr !).

Et bien sûr, un immense merci à mes parents, Marie et Jean, ainsi qu'à toute ma famille m'ayant soutenu depuis toutes ces années. L'étendue de la distance qui nous sépare est proportionnelle à l'amour que je vous porte. De gros bisous à toi mon cher René, je pense souvent à toi. Gros bisous à ma chère tatate Nicole (et tonton !), tu es un modèle de vie pour nombre des enfants que tu as élevé, et tu as su m'accompagner depuis mon enfance.

La plupart de mes blitz de rédaction ont été effectuées avec une bande sonore principalement composées de French79, Senso Sound et King Gizzard and the Lizard Wizard.

Ce sont de longs remerciements, mais il m'était difficile de résumer une vie de doctorant s'étalant sur sept ans sans mentionner toutes ces belles personnes.

Étude de l'impact biomécanique et perceptuel d'une incarnation dans un avatar possédant une déformation asymétrique des membres inférieurs en réalité virtuelle

Valentin VALLAGEAS

RÉSUMÉ

La réalité virtuelle immersive permet aux utilisateurs d'incarner des avatars présentant une anthropométrie altérée, modifiant potentiellement la manière dont ils perçoivent leur propre corps. De nombreuses études montrent que les utilisateurs peuvent ressentir un fort sentiment d'incarnation même lorsque les proportions morphologiques de l'avatar diffèrent de celles de leur corps réel. Cette plasticité souligne l'adaptabilité des représentations corporelles internes, incluant l'image corporelle et le schéma corporel, en réponse aux différents signaux sensoriels. Or, le schéma corporel joue un rôle central dans la planification et l'exécution des mouvements, ce qui suggère qu'une morphologie virtuelle déformée pourrait influencer la motricité.

Cependant, la littérature actuelle décrit encore peu la manière dont l'intégration sensorimotrice prend en compte une déformation localisée d'un membre virtuel, en particulier lorsque celle-ci concerne les membres inférieurs. Pour combler cette lacune, cette thèse propose d'examiner de manière systématique les conséquences perceptuelles, attentionnelles et biomécaniques d'une altération morphologique du corps virtuel. À travers trois études expérimentales, nous avons développé un ensemble de protocoles intégrant divers systèmes de capture cinématique et cinétique au sein d'une application Unity 3D automatisant la collecte de données et l'application des déformations corporelles.

L'objectif principal de ces travaux est d'étudier comment une modification précise de la morphologie de l'égo-avatar affecte les représentations internes du corps et les réponses motrices associées.

La première étude évaluait l'impact d'une jambe virtuellement élargie sur la préparation et l'exécution d'un mouvement d'initiation de la marche, une tâche reposant fortement sur l'intégration multisensorielle. Trente participants ont incarné un avatar comportant soit une jambe oscillante élargie, soit une jambe d'appui élargie, soit deux jambes non déformées. Les mesures du centre de masse, du centre de pression et de la marge de stabilité ont permis de caractériser les ajustements biomécaniques, tandis que le sentiment d'incarnation était évalué à l'aide d'un questionnaire validé. Les résultats n'ont mis en évidence aucune différence significative dans les indicateurs biomécaniques liés à la stabilité dynamique, bien que le sentiment d'incarnation soit resté comparable entre conditions. L'absence d'effet pourrait s'expliquer par une forte variabilité interindividuelle, possiblement due à des interprétations divergentes de la déformation.

La deuxième étude explorait un autre type de modification morphologique, en allongeant cette fois une jambe virtuelle. Vingt-cinq participants ont initié une marche avec une jambe oscillante allongée, une jambe d'appui allongée ou deux jambes non déformées. Les analyses biomécaniques ont révélé un déplacement initial du centre de pression vers la jambe non déformée, entraînant des modifications dans les amplitudes de mouvement, les trajectoires,

la stabilité dynamique et le placement latéral du pied. Le sentiment d'incarnation est resté comparable entre conditions, ce qui montre que les utilisateurs peuvent accepter une déformation pourtant marquée lorsque les stimulations visuomotrices et visuotactiles demeurent congruentes. Cette seconde étude met en évidence une influence directe de l'allongement virtuel sur le schéma corporel, avec des effets biomécaniques proches de ceux observés chez des patients hémiparétiques initiant la marche, suggérant des perspectives intéressantes en rééducation.

Enfin, la troisième étude s'intéressait aux conséquences perceptives et attentionnelles lors de l'allongement de la jambe virtuelle. Cette étude examinait la proprioception, l'incarnation et le balayage visuel mesuré via l'entropie visuelle spatiale et l'entropie de transition du regard. Un niveau d'incarnation élevé ou faible était induit par des stimulations visuotactiles congruentes ou incongruentes. Chez les vingt-six participants, le sentiment d'incarnation est resté élevé malgré la déformation, qu'elle soit appliquée du côté dominant ou non. Une dérive proprioceptive marquée, correspondant à 78% de l'allongement imposé, a été observée indépendamment des conditions de congruence. La déformation n'a pas modifié les entropies visuelles, tandis que les stimulations incongruentes ont à la fois réduit l'incarnation et diminué les entropies, témoignant d'une modulation des signaux descendants impliqués dans le contrôle du regard.

L'ensemble de ces résultats montre que même des déformations importantes des membres inférieurs virtuels peuvent être intégrées dans les représentations corporelles sans perturber l'intégration multisensorielle. La réalité virtuelle constitue ainsi un moyen puissant de modifier le schéma corporel, d'influencer les mouvements qui en découlent et d'altérer l'intégration proprioceptive en manipulant la morphologie de l'ego-avatar. Ces travaux ouvrent des perspectives prometteuses pour la rééducation, notamment dans l'accompagnement de patients présentant des déficits proprioceptifs ou des asymétries motrices.

Mots-clés: réalité virtuelle, incarnation, égo-avatar, image corporelle, schéma corporel, déformation morphologique, initiation de la marche, dérive proprioceptive, entropie visuelle, inférence motrice

Investigating the Biomechanical and Perceptual Impact of Embodying an Avatar with an Asymmetric Lower-Limb Deformation in Virtual Reality

Valentin VALLAGEAS

ABSTRACT

Immersive virtual reality enables users to embody avatars with altered anthropometry, potentially modifying how they perceive their own bodies. Numerous studies have shown that users can experience a strong sense of embodiment even when the avatar's morphological proportions differ from those of their real body. This plasticity highlights the adaptability of internal body representations, including body image and body schema, in response to sensory signals. Because the body schema plays a central role in the planning and execution of movement, a deformed virtual morphology could influence motor behavior.

However, the current literature provides limited insight into how sensorimotor integration accommodates a localized morphological deformation of the virtual body, particularly in the lower limbs. To address this gap, this dissertation investigates the perceptual, attentional, and biomechanical consequences of altering a specific segment of the virtual body. Across three experimental studies, we developed protocols combining various kinematic and kinetic capture systems within a Unity 3D application that automated data collection and the application of virtual body deformations.

The main goal of this work is to examine how a precise morphological alteration of the self-avatar body affects internal body representations and the resulting motor responses.

The first study assessed how embodying an avatar with an enlarged leg influences movement preparation and execution during gait initiation, a task that strongly relies on multisensory integration. Thirty participants embodied an avatar featuring either an enlarged swing leg, an enlarged stance leg, or two non-deformed legs. Center of mass, center of pressure, and margin of stability were measured, while embodiment was assessed using a validated questionnaire. No significant differences were found in biomechanical variables related to dynamic stability. The lack of effect may reflect high interindividual variability, possibly due to differing interpretations of the deformation.

The second study focused on a different type of morphological alteration by lengthening one virtual leg. Twenty-five participants initiated gait with a lengthened swing leg, a lengthened stance leg, or two non-deformed legs. Biomechanical analyses revealed an initial shift of the center of pressure toward the non-deformed leg, which altered subsequent movement amplitudes, trajectories, dynamic stability, and lateral foot placement. Embodiment remained comparable across conditions, indicating that users can accept a substantial deformation as long as visuomotor and visuotactile cues remain congruent. This study shows that virtual leg lengthening directly influences the body schema, with biomechanical effects similar to those observed in hemiparetic patients during gait initiation, suggesting potential applications in rehabilitation.

The third study examined the perceptual and attentional consequences when lengthening the leg. This study focused on proprioception, embodiment, and visual scanning, measured through state gaze entropy and gaze transition entropy. High or low embodiment levels were induced through congruent or incongruent visuotactile stimulation, respectively. Across the twenty-six participants, embodiment remained high despite the deformation, whether applied to the dominant or non-dominant side. A marked proprioceptive drift, corresponding to 78% of the virtual elongation, was observed regardless of visuotactile congruence. While the leg deformation did not affect visual entropies, incongruent visuotactile stimulation reduced both embodiment and visual entropies, indicating a modulation of top-down signals involved in gaze control.

Together, these results show that even substantial deformations of the virtual lower limbs can be incorporated into body representations without disrupting multisensory integration. Virtual reality thus provides a powerful means to reshape the body schema, influence the subsequent movements and alter the proprioceptive integration by manipulating avatar morphology. These findings open promising perspectives for rehabilitation, particularly for patients exhibiting proprioceptive deficits or motor asymmetries.

Keywords: virtual reality, embodiment, self-avatar, body image, body schema, morphological deformation, gait initiation, proprioceptive drift, visual entropy, motor inference

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	5
1.1 Représentations corporelles	5
1.1.1 Schéma corporel	5
1.1.2 Image corporelle	5
1.1.3 Plasticité et interactions des représentations	6
1.2 Le sentiment d'incarnation	7
1.2.1 Génération du sentiment d'incarnation	7
1.2.2 Sentiment d'appartenance au corps	9
1.2.3 Sentiment d'auto-localisation	9
1.2.4 Sentiment de contrôle	10
1.2.5 Variation du niveau d'incarnation	10
1.3 Principes d'inférence dans l'intégration sensorimotrice	11
1.4 Mesures d'incarnation	12
1.4.1 Mesures qualitatives	12
1.4.2 Mesures quantitatives	13
1.5 Déformations du corps virtuel	14
1.5.1 Réalisme de l'égo-avatar et incarnation	14
1.5.2 Effets sur l'image corporelle	15
1.5.2.1 Changement dans la texture	15
1.5.2.2 Déformation morphologique	16
1.5.3 Effets sur le schéma corporel	17
1.5.3.1 Changement dans la texture	17
1.5.3.2 Déformation morphologique	18
1.6 Synthèse de l'état de l'art et définition de la problématique de recherche	20
1.7 Initiation de la marche : terminologie et biomécanique	22
1.8 Entropie visuelle et mesure du balayage visuel	24
1.9 Application clinique	26
CHAPITRE 2 OBJECTIFS DE RECHERCHE ET HYPOTHÈSES	29
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE ET MATÉRIEL	31
3.1 Vue d'ensemble des expérimentations	31
3.2 Avatar personnalisé	35
3.3 Déformations de l'égo-avatar	35
3.4 Modulation de l'incarnation	36
3.5 Ensemble de données des participants	36
3.6 Logiciels d'analyse	37

CHAPITRE 4	EMBODYING A SELF-AVATAR WITH A LARGER LEG : ITS IMPACTS ON MOTOR CONTROL AND DYNAMIC STABILITY	39
4.1	Mise en contexte	39
4.2	Abstract	40
4.3	Introduction	41
4.4	Related work	44
4.4.1	Body ownership and body image	45
4.4.2	Self-location and proprioceptive drift	46
4.4.3	Agency and shaping of the body schema	46
4.5	Experimental Overview	48
4.5.1	Gait initiation terminology	49
4.5.2	Materials and Methods	50
4.5.2.1	Apparatus	50
4.5.2.2	Personalized self-avatar, virtual environment, and leg deformation	51
4.5.2.3	Embodiment modulation	51
4.5.3	Participants	52
4.5.4	Protocol	52
4.5.4.1	Calibration phase	53
4.5.4.2	Dynamic phase	54
4.5.5	Measures	55
4.5.5.1	Subjective questionnaires	55
4.5.5.2	CoP and CoM calculations	56
4.5.5.3	Temporal events	57
4.5.6	Data Analysis	58
4.5.6.1	Biomechanical variables	58
4.5.6.2	Statistical analysis	59
4.6	Results	60
4.6.1	Subjective questionnaires	60
4.6.1.1	Embodiment	62
4.6.1.2	Simulator sickness and weight perception	62
4.6.1.3	Dynamic phase	63
4.7	Discussion	64
4.8	Limitations	66
4.9	Conclusion	67
CHAPITRE 5	LENGTHENING THE SELF : BIOMECHANICAL ANALYSIS OF ASYMMETRICAL LEG LENGTHS IN SELF-AVATARS	69
5.1	Mise en contexte	69
5.2	Abstract	69
5.3	Introduction	70
5.4	Related work	74
5.5	Experimental setup	76

5.5.1	Materials and Methods	76
5.5.1.1	The gait initiation task	76
5.5.1.2	Apparatus	76
5.5.1.3	Virtual environment and avatar deformations	77
5.5.1.4	Movement corrections	78
5.5.1.5	Embodiment manipulation	78
5.5.2	Participants	79
5.5.3	Experimental Protocol	80
5.5.4	Measures	82
5.5.4.1	CoP and CoM calculations	82
5.5.4.2	Temporal events	84
5.5.4.3	Questionnaire	85
5.5.5	Data analysis	85
5.5.5.1	Biomechanical variables	85
5.5.5.2	Statistical analysis	88
5.6	Results	90
5.6.1	Subjective questionnaires	90
5.6.1.1	Embodiment	90
5.6.1.2	Simulator sickness	91
5.6.2	Biomechanical variables	92
5.6.2.1	Temporal variables	92
5.6.2.2	Initial Conditions	92
5.6.2.3	Anticipatory Postural Adjustments	92
5.6.2.4	Mediolateral stability	93
5.6.2.5	Kinematics	93
5.7	Discussion	94
5.7.1	Embodiment	94
5.7.2	Biomechanical variables	95
5.8	Limitations	100
5.9	Conclusion	100
 CHAPITRE 6 PROPRIOCEPTIVE AND GAZE ADAPTATIONS TO VIRTUAL LEG LENGTH ASYMMETRY		
6.1	Mise en contexte	103
6.2	Abstract	104
6.3	Introduction	104
6.4	Related work	107
6.4.1	Sense of embodiment subcomponents	107
6.4.2	Proprioceptive drift in upper limbs	108
6.4.3	Proprioceptive drift in lower limbs	109
6.4.4	Proprioceptive drift in lengthened upper limbs	110
6.4.5	Embodiment and cognitive processes	111
6.4.6	Eye scanpath entropy as a measure of visual scanning efficiency	112

6.5	Experimental setup	113
6.5.1	Participants	115
6.5.2	Experimental protocol and drift measurement	115
6.5.3	Questionnaire	116
6.5.4	Eye Movements Measurements	116
6.5.4.1	Data Preprocessing	116
6.5.5	Fixations Identification	117
6.5.6	State and transition gaze entropy calculation	117
6.5.6.1	SGE	118
6.5.6.2	GTE	119
6.5.7	Statistics	120
6.6	Results	120
6.6.1	Foot position and entropies	121
6.6.2	Questionnaire scores	122
6.7	Discussion	124
6.7.1	Proprioceptive drift and embodiment	124
6.7.2	Gaze entropies and self-avatar deformation	127
6.8	Limitations	129
6.9	Conclusion	130
CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE		131
7.1	Synthèse des travaux de recherche	131
7.2	Limites et recommandations	137
7.3	Futurs travaux et retombées cliniques	140
7.3.1	Effet Proteus et adaptation des corrélats comportementaux	140
7.3.2	Allongement d'un membre virtuel sur une population hémiparétique	142
7.3.3	Incarnation et suivi oculaire	143
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		145
ANNEXE I	REVUE DE LITTÉRATURE	147
ANNEXE II	ÉTUDE 1 - RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES - PHASE STATIQUE	157
ANNEXE III	QUESTIONNAIRE D'INCARNATION	161
ANNEXE IV	PROTOCOLE DE PRISE DE MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES ..	163
BIBLIOGRAPHIE		169

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 4.1 Article 1 - Means and standard deviations of the dynamic variability of the twenty steps at normal and short lengths	63
Tableau 5.1 Article 2 - Two-Way ANOVA Results for the biomechanical variables .	89
Tableau 5.2 Article 2 - Means, standard deviations and two-way ANOVA	94
Tableau 5.3 Article 2 - Means, standard deviations and one-way ANOVA results for each of the dynamic variables	96
Tableau 6.1 Article 3 - Foot position estimation and embodiment scores : means (SDs) and 3-way ANOVA results	125
Tableau 6.2 Article 3 - Visual entropies : means (SDs) and 3-way ANOVA results	125

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 3.1	Tapis-roulant à double courroies 32
Figure 3.2	Caméra optoélectronique Vicon T20-S 33
Figure 3.3	Casque de réalité virtuelle HTC Vive Pro Eye 34
Figure 3.4	Environnement 3D sur Unity 34
Figure 3.5	Baguette tactile 36
Figure 4.1	Article 1 - Third-person view of an avatar with an enlarged shank in the virtual environment 43
Figure 4.2	Article 1 - Calibration phase of the experiment 48
Figure 4.3	Article 1 - Avatar's schematic representation of the experimental conditions 53
Figure 4.4	Article 1 - Representation of selected basic notions for gait initiation in biomechanics 55
Figure 4.5	Article 1 - Graphics of embodiment results 61
Figure 5.1	Article 2 -Third-person view of a participant 72
Figure 5.2	Article 2 - netCoP average trajectory of one participant in 3 conditions .. 80
Figure 5.3	Article 2 - CoPv average trajectory of one participant in 3 conditions 87
Figure 6.1	Article 3 - (A) Congruent and (B) Incongruent visuotactile stimuli.(C) Participant choosing the indicator's position 111
Figure 6.2	Article 3 - (A) Participant receiving visuotactile stimuli, (B) with normal virtual legs, and (C) with one lengthened virtual leg 114
Figure 6.3	Article 3 - Foot estimation for 26 participants. 121
Figure 6.4	Article 3 - Results for the embodiment, ownership and multisensory scores for all conditions 123

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

1PP	Vue à la première personne
3PP	Vue à la troisième personne
AOI	Région d'intérêt (<i>Area of interest</i>)
AP	Antéropostérieur
APA	Ajustements posturaux anticipatoires de l'initiation de la marche
AVC	Accident vasculaire cérébral
BdS	Base de support
CdM	Centre de masse
CdP	Centre de pression
EEG	Électroencéphalogramme
ERN	Négativité liée à l'erreur (<i>Related Negativity</i>)
ERP	Potentiels évoqués (<i>Event-Related Potentials</i>)
ERS	Synchronisation événementielle (<i>Event-Related Synchronization</i>)
EV	Environnement virtuel
EXE	Phase d'exécution d'initiation de la marche
GTE	Entropie de transition du regard (<i>Gaze transition entropy</i>)
HAT	Modèle de pose de marqueurs de Winter (<i>Head-Arms-Trunk</i>)
HMD	Casque de réalité virtuelle (<i>Head-mounted display</i>)
IM	Initiation de la marche
IMC	Illusion de la main en caoutchouc
MdS	Marge de stabilité
ML	Médiolatéral
MoCap	Capture de mouvement (<i>Motion capture</i>)
Pe	Positivité liée à l'erreur (<i>Error Positivity</i>)
RED	Réaction électrodermale

RV	Réalité virtuelle
SdI	Sentiment d'incarnation
SDK	Kit de développement (<i>Software development kit</i>)
SGE	Entropie visuelle spatiale (<i>State gaze entropy</i>)
SNC	Système nerveux central

INTRODUCTION

L'image corporelle, une représentation interne et consciente de notre corps, est constamment ajustée par les stimulations multisensorielles, nos connaissances du corps humain, ainsi que par les émotions qui s'y rapportent (Preston & Newport, 2011; Hansford, Baker, McKenzie & Preston, 2024). La plasticité de cette image a été démontrée dans de nombreuses expériences utilisant des miroirs ou des membres artificiels, montrant que le cerveau peut intégrer un membre externe comme faisant partie du corps (Botvinick & Cohen, 1998; Petkova & Ehrsson, 2008; Ehrsson, Spence & Passingham, 2004; Preston & Newport, 2011).

La réalité virtuelle (RV) est un outil permettant d'explorer cette plasticité, de par le fait qu'elle simule en temps réel un environnement et un corps virtuels. Lorsque des stimulations multisensorielles congruentes émergent entre le corps virtuel et le corps réel, par exemple grâce au suivi des mouvements de l'utilisateur, et que le point de vue est perçu à la première personne, l'utilisateur peut ressentir un état d'incarnation. Autrement dit, il peut éprouver que ce corps virtuel, aussi appelé avatar, est le sien. Cet état crée l'illusion de posséder, de contrôler et de ressentir cet avatar (Kilteni, Groten & Slater, 2012a).

L'incarnation peut être ressentie dans des corps, ou dans des parties de corps virtuelles, possédant des caractéristiques différentes de celles de l'utilisateur. Par exemple, plusieurs travaux ont rapporté des incarnations dans des avatars présentant une couleur de peau différente, une taille modifiée, des proportions de parties du corps altérées (Kilteni, Normand, Sanchez-Vives & Slater, 2012b; Buck, Chakraborty & Bodenheimer, 2022; Banakou, Groten & Slater, 2013; Normand, Giannopoulos, Spanlang & Slater, 2011; Kondo *et al.*, 2018b). Ces modifications de l'image corporelle ont été associées à des conséquences sur certains traits psychologiques ou perceptifs des participants.

Mais quelles sont les conséquences d'une modification de l'avatar sur le comportement moteur de l'utilisateur ? Afin de guider les commandes motrices, notre cerveau fait appel au schéma corporel,

une autre représentation interne, ascendante et inconsciente de la posture des segments du corps (Preston & Newport, 2011; Hansford *et al.*, 2024). Bien que l'image corporelle et le schéma corporel soient reconnues comme des représentations distinctes, leur construction est influencée par des interactions mutuelles (Pitron, Alsmith & de Vignemont, 2018). Ainsi, modifier l'image corporelle peut également altérer le schéma corporel et, par conséquent, influencer les commandes motrices. De fait, plusieurs travaux ont montré que déformer un avatar (par l'ajout d'un membre, la modification de la texture de la peau ou l'allongement d'un segment) peut induire des changements du schéma corporel (Steptoe, Steed & Slater, 2013; Laha, Bailenson, Won & Bailey, 2016; Won, Bailenson, Lee & Lanier, 2015; Kiltner, Bergstrom & Slater, 2013; Tajadura-Jiménez *et al.*, 2015a; Buetler *et al.*, 2022; Berger, Lin, Lenggenhager, Lanier & Gonzalez-Franco, 2022; Charbonneau *et al.*, 2017). Ces modifications se traduisent par des ajustements dans l'activité du cortex moteur primaire, des altérations proprioceptives, des adaptations comportementales lors de l'usage de membres virtuels additionnels, ou encore par des variations de performance dans des tâches psychométriques.

Toutefois, si ces travaux suggèrent une sensibilité du schéma corporel aux déformations de l'avatar, la manière dont celui-ci intègre une déformation spécifique d'un membre durant l'exécution d'une tâche motrice reste encore mal comprise. Le cerveau ajuste-t-il la planification et l'exécution du mouvement lorsqu'une modification anthropométrique précise est appliquée au corps virtuel, et selon quelles stratégies ? De plus, les études précédentes se sont principalement concentrées sur la déformation des membres supérieurs virtuels. Déformer l'un des deux membres inférieurs permettrait d'explorer comment le système nerveux central (SNC) met à jour les commandes motrices pour maintenir l'équilibre postural et la stabilité lors d'une tâche dynamique, ce qui pourrait se refléter par des changements de position du pied ou par une modification de la répartition du poids entre les deux jambes.

Intitulée « Étude de l'impact biomécanique et perceptuel d'une incarnation dans un avatar possédant une déformation asymétrique des membres inférieurs en réalité virtuelle », cette thèse vise à démontrer les impacts cinématiques et cinétiques induits par la déformation d'une jambe virtuelle lors de la tâche dynamique d'initiation de la marche. Cette tâche a été choisie car elle est reconnue comme particulièrement complexe pour le système de contrôle de l'équilibre, en raison de la coordination nécessaire entre les muscles de l'ensemble du corps et de l'intégration de nombreuses stimulations multisensorielles (Yiou, Caderby, Delafontaine, Fourcade & Honeine, 2017). Les déformations étudiées portent sur l'élargissement du segment du tibia, susceptible de modifier la perception du poids entre les deux jambes et d'entraîner des compensations cinétiques et cinématiques latérales (Dupraz, Barra, Beaudoin & Guerraz, 2023; Caderby *et al.*, 2017), ainsi que sur l'allongement du même segment, déplaçant la position perçue du pied et pouvant entraîner un ajustement moteur (Asai, 2015). Les impacts perceptuels associés seront analysés à travers la dérive proprioceptive, correspondant à une modification de la localisation perçue du pied dans l'espace, ainsi qu'à travers l'entropie visuelle, indexant la dynamique des mouvements oculaires et reflétant l'influence de processus cognitifs descendants sur l'exploration visuelle du corps déformé (Shiferaw, Downey & Crewther, 2019).

D'un point de vue clinique, analyser les différences de stratégies motrices en déformant une jambe virtuelle peut être particulièrement pertinent, car les modifications neuromotrices après un accident vasculaire cérébral (AVC) sont connues pour perturber l'image corporelle et le schéma corporel (Matamala-Gomez *et al.*, 2020), ainsi que pour altérer les informations proprioceptives durant la marche (Mullie & Duclos, 2014). Recalibrer ces représentations avant la rééducation motrice s'est révélé essentiel pour favoriser un rétablissement optimal (Matamala-Gomez *et al.*, 2020). Par ailleurs, incarner un avatar présentant des membres inférieurs asymétriques pourrait influencer l'équilibre des patients lors de l'initiation de la marche en déplaçant progressivement leur poids du côté affecté, contribuant ainsi à améliorer leurs performances motrices au quotidien.

Le projet de recherche a été réalisé en collaboration avec l'équipe du laboratoire d'innovation ouverte en technologie de la santé (LIO-ÉTS) de l'École de technologie supérieure (ÉTS) et du Centre de recherche du centre hospitalier universitaire de Montréal (CRCHUM).

Le CHAPITRE 1 constitue la revue de littérature du projet, introduisant les principaux concepts et conduisant à la problématique de recherche. Le CHAPITRE 2 présente les objectifs spécifiques et les hypothèses du projet. Chacun de ces objectifs a donné lieu à une publication dans une revue scientifique, ainsi qu'à des présentations lors de congrès. Le CHAPITRE 3 décrit le matériel utilisé et détaille les différentes étapes d'analyse permettant de calculer les variables dépendantes. Les CHAPITRES 4, 5 et 6 présentent les trois articles correspondant aux objectifs spécifiques. Enfin, le CHAPITRE 7 propose une synthèse des travaux et décrit les conclusions et recommandations pour les recherches futures.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Représentations corporelles

La littérature sur la représentation corporelle distingue deux composantes : le schéma corporel, fondé sur l'action et l'interaction avec l'environnement, et l'image corporelle, issue de l'intégration des stimuli multisensoriels (Haans & IJsselsteijn, 2012; Preston & Newport, 2011).

1.1.1 Schéma corporel

Le schéma corporel est une représentation inconsciente du corps, principalement fondée sur des processus ascendants, ou *bottom-up*. Ces processus reposent directement sur les informations sensorielles, sans influence préalable de mécanismes cognitifs (Preston & Newport, 2011; Hansford *et al.*, 2024). Le schéma corporel s'appuie en particulier sur les signaux sensoriels relatifs à la forme et à la posture des membres, afin de guider les commandes motrices en temps réel. Cette représentation est ainsi essentielle pour se déplacer et interagir avec les objets d'un environnement donné.

1.1.2 Image corporelle

L'image corporelle est une représentation consciente du corps, construite par l'intégration continue des stimuli multisensoriels et par l'intervention de processus descendants, ou *top-down*, (Preston & Newport, 2011). Ces processus correspondent aux mécanismes cognitifs qui interprètent les données sensorielles en mobilisant les connaissances sur le corps humain, les expériences antérieures ou encore les émotions ressenties.

1.1.3 Plasticité et interactions des représentations

À l'âge adulte, la taille de nos membres ne varie pratiquement plus (Pitron *et al.*, 2018). Les métriques corporelles constituent donc des propriétés relativement stables à long terme, et l'on pourrait penser que l'image corporelle et le schéma corporel le sont également. Cependant, même si la longueur des membres demeure inchangée, leur longueur fonctionnelle peut être modifiée par l'usage d'outils. Pour planifier un mouvement, il est en effet essentiel de connaître la taille des effecteurs corporels (dans ce cas précis la longueur des bras), or l'utilisation d'un outil déplace le point distal de l'effecteur. Des travaux sur l'usage d'outils ont montré qu'une utilisation prolongée modifie la cinématique du mouvement même après le retrait de l'outil, révélant ainsi la flexibilité du schéma corporel (Pitron *et al.*, 2018).

La plasticité de l'image corporelle a également été mise en évidence par de nombreuses études. Par exemple, l'utilisation de miroirs déformants peut modifier la taille perçue des membres supérieurs, ce qui altère ensuite la perception de la taille des objets environnants (Taylor-Clarke, Jacobsen & Haggard, 2004), ainsi que la perception de la douleur, notamment dans le cas des douleurs fantômes ou chroniques (Ramachandran, Brang & McGeoch, 2009; Moseley, Parsons & Spence, 2008). Les stimulations multisensorielles se combinent ainsi aux expériences et aux connaissances du cerveau pour altérer l'image corporelle.

Bien que le schéma corporel et l'image corporelle soient considérés comme des représentations distinctes, leur construction repose sur des interactions mutuelles. Pitron et al. (Pitron *et al.*, 2018) ont suggéré que le schéma corporel influence, voire prédomine, l'image corporelle, car les signaux sensoriels renseignent directement sur la morphologie : si un sujet tend le bras pour attraper un verre mais échoue, cela indique que le bras n'est pas assez long. À l'inverse, l'image corporelle pourrait influencer le schéma corporel lorsque des retours visuels divergents créent des perturbations trop importantes pour permettre l'exécution d'une tâche.

1.2 Le sentiment d'incarnation

La plasticité de l'image corporelle est également illustrée par l'illusion de la main en caoutchouc (IMC), ou *Rubber Hand Illusion (RHI)*, introduite par Botvinick et al. (Botvinick & Cohen, 1998). Cette illusion montre que le cerveau peut intégrer un objet externe (ici une main artificielle) dans l'image corporelle. Dans cette expérience, un participant était assis à une table, l'une de ses mains cachée par un drap et remplacée visuellement par une main en caoutchouc. Lorsque le même doigt de la main réelle et de la main artificielle était stimulé de façon synchrone avec un pinceau, le participant en venait à considérer la main en caoutchouc comme faisant partie de son propre corps, un état appelé sentiment d'incarnation.

L'incarnation se distingue du sentiment de présence, défini comme l'état mental dans lequel un utilisateur se sent physiquement présent dans un environnement virtuel généré par ordinateur. Ce sentiment de présence peut être résumé à l'impression de « se sentir présent » dans l'environnement virtuel et de le considérer comme réel (Sanchez-Vives & Slater, 2005).

En s'appuyant sur les observations de Botvinick, de nombreuses études ont exploré les conditions permettant de générer un sentiment d'incarnation dans une représentation distincte du corps réel. Dans ce cadre, la réalité virtuelle (RV) a permis de dépasser les limitations expérimentales liées à l'usage de miroirs ou de membres artificiels, afin de déterminer plus précisément comment, et dans quelle mesure, un corps (qu'il soit réel, artificiel ou virtuel) peut être interprété comme notre propre corps.

1.2.1 Génération du sentiment d'incarnation

Simplement visualiser une main virtuelle ne suffit pas pour la considérer comme la nôtre. Un consensus en neurosciences cognitives indique que l'identification d'un objet externe comme appartenant à corps dépend de l'intégration multisensorielle (Ehrsson, 2012). De ce fait, l'observation de l'activité cérébrale a montré que le sentiment d'incarnation est corrélé à la détection de signaux multisensoriels spatialement congruents et temporellement synchrones

(Ehrsson, Holmes & Passingham, 2005). Dans le cas de l'IMC, les stimulations visuotactiles permettent ainsi d'incarner la main en caoutchouc.

La sensation tactile, par définition, ne peut provenir que de notre propre corps et constitue donc un sens particulièrement adapté pour étudier l'incarnation. Cependant, le retour tactile n'est pas le seul sens impliqué dans ce phénomène. La proprioception, également intrinsèque au corps, correspond à la perception de la position et des mouvements des membres dans l'espace. Elle repose sur les signaux issus des récepteurs situés dans les muscles, les tendons, la peau et les articulations (Hillier, Immink & Thewlis, 2015). Ce sens permet au corps de prédire et d'ajuster la position, le mouvement et la force des membres lors d'une action (Hillier *et al.*, 2015; Han, Waddington, Adams, Anson & Liu, 2016). Des travaux ont montré que des stimulations visuomotrices pouvaient elles aussi générer un sentiment d'incarnation (Walsh, Moseley, Taylor & Gandevia, 2011; De Vignemont, Ehrsson & Haggard, 2005), et que les retours visuomoteurs congruents induisaient une illusion plus forte que les retours visuotactiles (Kokkinara & Slater, 2014).

En outre, une conséquence directe de l'IMC est la dérive proprioceptive : lorsqu'on demande à un participant, les yeux fermés, d'indiquer la position de sa main réelle, il tend à la situer entre la main réelle et la main artificielle. À partir de cette mesure, Holmes et al. (Holmes, Snijders & Spence, 2006) ont montré que la dérive proprioceptive n'était pas directement liée au sentiment d'incarnation, puisqu'une simple vision passive d'une main artificielle placée de manière plausible pouvait suffire à la générer sans induire d'incarnation. Sur cette base, Rohde et al. (Rohde, Di Luca & Ernst, 2011) ont confirmé que même si des stimulations visuotactiles asynchrones ne suscitaient pas d'incarnation, une dérive proprioceptive avait bien lieu. Par ailleurs, Fuchs et al. (Fuchs, Riemer, Diers, Flor & Trojan, 2016) ont montré que cette dérive résultait d'un compromis entre des informations visuelles et proprioceptives contradictoires. Le cerveau combinerait ainsi l'ensemble des signaux sensoriels pour construire sa représentation corporelle : la main artificielle ne remplace pas la main réelle, mais les deux sont intégrées dans un nouveau percept.

L'incarnation est ainsi définie par Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2012a), définition basée sur les travaux de de Vignemont (de Vignemont, 2011) et Blanke & Metzinger (Blanke & Metzinger, 2009) :

"Le sentiment d'incarnation (SdI) envers un corps B est le sens qui émerge quand les propriétés de B sont traitées comme si elles étaient les propriétés du propre corps biologique."

En RV, il est possible d'avoir un corps virtuel complet reproduisant fidèlement les mouvements de l'utilisateur ; il est alors désigné sous le terme d'avatar. Lorsque l'utilisateur s'incarne dans cet avatar, on parle d'égo-avatar.

Même si cette définition permet de conceptualiser le SdI, elle ne permet pas de comprendre et d'approfondir toutes les expériences vécues par le corps biologique. Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2012a) ont donc décomposé le SdI en trois sous-composantes : le sentiment d'appartenance, le sentiment d'auto-localisation et le sentiment de contrôle du corps virtuel.

1.2.2 Sentiment d'appartenance au corps

Le sentiment d'appartenance au corps réfère à l'attribution des sensations expérimentées au corps virtuel. L'appartenance émerge d'une combinaison de processus ascendants (les retours visuels, auditifs, tactiles et proprioceptifs) et descendants (interpréter un objet virtuel ou artificiel comme ressemblant à un corps humain). Si le réalisme de l'avatar, par exemple une texture en haute définition, peut renforcer ce sentiment, il suffit néanmoins que l'objet externe présente une ressemblance morphologique avec un corps humain pour susciter l'appartenance : même nombre de membres, organisation cohérente de ceux-ci, vision à partir de la tête de l'égo-avatar (Maselli & Slater, 2013).

1.2.3 Sentiment d'auto-localisation

Le sentiment d'auto-localisation détermine le volume dans lequel le sujet se perçoit comme présent. Contrairement au sentiment de présence, qui renvoie au fait de se sentir "présent" dans

un environnement, le sentiment d'auto-localisation désigne la sensation d'être spatialement localisé dans un corps virtuel. Il repose principalement sur la perspective égocentrique de la visualisation de l'environnement : la vue en première personne (1PP) place le monde au niveau des yeux de l'égo-avatar et renforce le sentiment d'auto-localisation, tandis que la vue en troisième personne (3PP) offre un point de vue externe à celui-ci. Les retours tactiles et proprioceptifs y contribuent également, en permettant au sujet de distinguer l'espace personnel (celui occupé par le corps), l'espace péripersonnel (espace multisensoriel immédiat autour du corps, centré sur les mains) et l'espace extrapersonnel (au-delà de la portée du corps).

1.2.4 Sentiment de contrôle

Le sentiment de contrôle renvoie à l'expérience subjective de maîtriser les actions du corps virtuel et de maîtriser ses mouvements. Il résulterait de la comparaison entre les conséquences sensorielles prédites d'une action et les conséquences effectivement perçues. Par exemple, si le sujet saisit un objet virtuel et que l'égo-avatar reproduit ce geste, le sujet se sentira comme auteur de ces actions.

Bien que ces trois sous-composantes contribuent indépendamment au SdI, elles demeurent interconnectées, de sorte qu'une perturbation affectant l'une d'elles peut en influencer une autre (Kiltenei *et al.*, 2012a; Serino *et al.*, 2013). Toutefois, l'état actuel de la littérature ne permet pas encore de déterminer si chacune de ces sous-composantes exerce un poids dominant, constant ou variable dans la construction de l'incarnation (Guy, Normand, Jeunet-Kelway & Moreau, 2023).

1.2.5 Variation du niveau d'incarnation

Une fois que le sujet est incarné dans un avatar par des stimulations sensorielles synchrones et congruentes, introduire une disruption des stimulations visuotactiles ou visuomotrices (en générant des stimulations asynchrones) tend à diminuer, voire à rompre, l'illusion selon laquelle un membre virtuel appartiendrait au corps réel (Kokkinara & Slater, 2014). Par ailleurs, il a été montré que la disruption de l'incarnation induite par des stimulations visuomotrices asynchrones

est associée à une activité cérébrale impliquée dans la prise de conscience de l'erreur (Porssut *et al.*, 2023; Alchalabi, Faubert & Labbe, 2019).

1.3 Principes d'inférence dans l'intégration sensorimotrice

Intégrer les informations issues de plusieurs modalités sensorielles constitue pour le cerveau un problème de calcul complexe. Les percepts qui en résultent dépendent de la fiabilité relative de chaque modalité. Par exemple, lorsqu'on regarde un objet tout en le touchant, la vision tend à dominer dans le percept visuo-haptique. À l'inverse, lorsque la vision est floue ou masquée, la perception repose principalement sur les afférences haptiques (Erro, Marotta, Tinazzi, Frera & Fiorio, 2018). Selon le principe d'intégration sensorielle, le système cherche à minimiser la variance du percept final, ce qui revient à effectuer une *somme statistique* des différentes sources sensorielles, chacune étant pondérée selon sa fiabilité (Erro *et al.*, 2018; Fuchs *et al.*, 2016). Dans une perspective bayésienne, l'incarnation ne peut émerger que si la pondération et l'intégration d'informations sensorielles potentiellement conflictuelles aboutissent à un compromis statistiquement plausible. À l'inverse, lorsqu'un écart trop important est introduit, la cohérence perceptive est interrompue. Ainsi, dans l'expérience de l'IMC, orienter la main en caoutchouc à 90 ou 180 degrés par rapport à la main réelle suffit à briser le sentiment d'incarnation, soulignant la nécessité d'une congruence visuo-proprioceptive (Tsakiris & Haggard, 2005).

Une fois cette estimation sensorielle obtenue, le cerveau doit déterminer quelle action produire. Ce choix constitue lui aussi un processus d'inférence : le système prédit les conséquences sensorielles attendues d'une commande motrice, puis compare ces prédictions aux signaux réellement perçus. Le SNC envoie en permanence des commandes aux muscles, et choisir la commande la plus appropriée parmi toutes les options possibles correspond à un processus de décision (Körding & Wolpert, 2006). Cette décision dépend à la fois de l'objectif visé, des connaissances relatives à l'environnement et de l'état actuel du corps. Les retours sensoriels, intrinsèquement bruités, introduisent une incertitude dans la représentation interne de l'état du corps. Le SNC doit donc inférer les états les plus probables à partir des signaux disponibles. Le

cadre bayésien décrit précisément comment les nouvelles informations sont combinées avec les croyances préalables (*prior beliefs*) pour affiner cette estimation. Ainsi, la sélection d'une commande motrice peut être comprise comme un choix rationnel, visant le mouvement qui maximise l'utilité tout en pondérant le coût de l'action (par exemple, l'énergie dépensée) et les bénéfices attendus.

Ces mécanismes d'intégration sensorielle et d'inférence motrice peuvent être regroupés sous le terme d'intégration sensorimotrice, qui désigne la boucle de coordination entre l'état sensoriel du corps et les commandes motrices optimales. Ce processus permet de maintenir, de manière probabiliste, une cohérence entre perception et action.

1.4 Mesures d'incarnation

1.4.1 Mesures qualitatives

Les expériences sur l'incarnation combinent des mesures qualitatives et quantitatives destinées à évaluer le degré d'incarnation dans un avatar. Parmi les techniques les plus couramment employées figurent les questionnaires, les enregistrements du rythme cardiaque, de la conductance cutanée et les électroencéphalogrammes (EEG). Les mesures physiologiques suggèrent un état d'incarnation lorsque les participants réagissent à des actions dirigées vers leur avatar comme s'il s'agissait de leur propre corps.

Bien que l'évaluation d'une illusion perceptuelle au moyen d'un questionnaire présente certaines limites liées à la subjectivité des réponses et aux temps de réaction, cette approche demeure privilégiée en raison de sa simplicité d'application. Par ailleurs, de nombreuses études ont mis en évidence une corrélation entre les mesures objectives et les scores subjectifs issus des questionnaires d'incarnation, renforçant la validité de ces derniers. Peck et Gonzalez-Franco (Peck & Gonzalez-Franco, 2021) ont élaboré un questionnaire standardisé et validé afin de faciliter la comparaison et la réplique des études sur l'incarnation. Ce questionnaire, suffisamment sensible pour détecter les différences interindividuelles, permet également une interprétation

plus fine des résultats expérimentaux. Il comprend 16 items répartis en quatre sous-échelles : **Apparence**, **Réponse**, **Appartenance** et **Multisensoriel**. Chaque item est coté sur une échelle de Likert à 7 points, allant de *Fortement en désaccord* à *Tout à fait d'accord*. Un score moyen est calculé pour chaque sous-échelle, puis un score global d'incarnation est obtenu à partir de ces valeurs. Les sous-échelles reflètent différentes composantes de l'expérience d'incarnation. La catégorie **Apparence** évalue la similarité entre l'égo-avatar et le participant, ou sert de condition de contrôle lorsque l'avatar présente des différences morphologiques ou vestimentaires. La catégorie **Réponse** regroupe les réactions à des stimulations externes susceptibles d'affecter ou de menacer le corps virtuel. L'**Appartenance** renvoie au sentiment selon lequel les sensations perçues proviennent du corps virtuel. Enfin, la catégorie **Multisensoriel** concerne le sentiment de contrôle sur le corps virtuel, les sensations tactiles induites par des stimulations haptiques, ainsi que le sentiment d'auto-localisation, qu'elle soit colocalisée ou non avec le corps virtuel. Une traduction en français de ce questionnaire, utilisée lors des expériences de ce projet de recherche, est disponible en Annexe III.

1.4.2 Mesures quantitatives

La dérive proprioceptive, avant d'être distinguée du sentiment d'incarnation par différentes études (Holmes *et al.*, 2006; Rohde *et al.*, 2011), était initialement utilisée comme mesure indirecte de l'incarnation (Botvinick & Cohen, 1998; Tsakiris & Haggard, 2005; IJsselstein, de Kort & Haans, 2006). Les autres mesures quantitatives se sont généralement reposées sur des réponses physiologiques suite à des événements provoquant une anxiété dans l'environnement virtuel. Par exemple, Armel et Ramachandran (Armel & Ramachandran, 2003) ont déterminé que lors qu'une main en caoutchouc était incarnée et menacée, le participant montrait une réactivité émotionnelle mesurée par une augmentation de la réaction électrodermale (RED). Slater *et al.* (Slater, Spanlang, Sanchez-Vives & Blanke, 2010) ont pour leur part fait usage de la décélération de la fréquence cardiaque lorsque l'égo-avatar était frappé, une réponse physiologique associée à un stress aversif. Dans le contexte des déformations corporelles, Normand *et al.* (Normand *et al.*, 2011) ont montré que plus les participants s'incarnaient dans un avatar présentant un abdomen

proéminent, plus ils estimaient leur propre ventre comme étant large, suggérant une adaptation de la perception corporelle à la morphologie virtuelle.

Les mesures les plus avancées reposent sur les enregistrements EEG. Gonzalez-Franco et al. (González-Franco, Peck, Rodríguez-Fornells & Slater, 2013) ont observé une augmentation de l'amplitude des potentiels évoqués, ou *Event-Related Potentials (ERP)*, dans le cortex moteur lors de la perception d'une situation douloureuse, particulièrement lorsque la main de l'égo-avatar était agressée. De même, Porssut et al. (Porssut *et al.*, 2023) ont montré que des stimulations visuomotrices asynchrones, connues pour diminuer le sentiment d'incarnation, étaient associées à une augmentation de l'amplitude des composantes négativité liée à l'erreur, ou *Error-Related Negativity (ERN)*, et de la positivité liée à l'erreur, ou *Error Positivity (Pe)*, deux marqueurs impliqués dans la détection automatique et consciente des erreurs. Enfin, Alchalabi et al. (Alchalabi *et al.*, 2019) ont rapporté que des stimulations visuomotrices incongruentes étaient associées à une synchronisation événementielle, ou *Event-Related Synchronization (ERS)*, dans les régions centro-frontales, traduisant un signal d'erreur dans le contrôle moteur.

1.5 Déformations du corps virtuel

Modifier l'apparence de l'égo-avatar permet d'examiner la manière dont le cerveau réagit à une perturbation affectant le corps qu'il incarne et considère comme sien. De nombreuses études ont ainsi exploré l'influence du réalisme de l'égo-avatar sur le comportement de l'utilisateur, ainsi que l'impact de déformations morphologiques sur l'image corporelle et le schéma corporel.

1.5.1 Réalisme de l'égo-avatar et incarnation

Comme mentionné précédemment, une simple morphologie humaine de l'égo-avatar suffit à susciter un sentiment d'appartenance. Toutefois, plusieurs travaux ont montré qu'augmenter le réalisme de l'égo-avatar, notamment par l'utilisation de textures haute définition, renforce ce sentiment par rapport à des représentations corporelles plus abstraites (Argelaguet, Hoyet, Trico & Lecuyer, 2016; Latoschik *et al.*, 2017). Ce réalisme accru a également été associé

à une dérive proprioceptive plus importante dans une expérience d'IMC en RV (Ogawa, Narumi & Hirose, 2021), ainsi qu'à un sentiment de présence plus élevé dans l'environnement virtuel (Ogawa, Narumi, Kuzuoka & Hirose, 2020). En revanche, dans le contexte des interactions sociales en RV, Latoschik et al. (Latoschik *et al.*, 2017) ont montré qu'une augmentation du réalisme des personnages virtuels peut accroître le risque de tomber dans la vallée de l'étrange (*uncanny valley*), c'est-à-dire une réaction négative de l'observateur face à des imperfections dans l'animation d'un visage humain pourtant très réaliste.

1.5.2 Effets sur l'image corporelle

Lorsque l'utilisateur est incarné dans un avatar par le biais d'une synchronisation multisensorielle, une question centrale est de savoir comment les différences entre le corps réel et le corps virtuel influencent l'expérience de l'utilisateur. Les études suivantes mettent en évidence les effets de ces différences sur l'image corporelle ainsi que sur les perceptions et les comportements des utilisateurs.

1.5.2.1 Changement dans la texture

Il est possible d'incarner un égo-avatar partiellement ou totalement transparent, à condition qu'une synchronisation visuomotrice soit maintenue (Kondo *et al.*, 2018a). Par exemple, rendre progressivement l'avatar semi-transparent permet de préserver le sentiment d'appartenance tout en augmentant la sensibilité à la douleur induite par une stimulation thermique. En revanche, rendre le corps entièrement transparent entraîne une diminution du sentiment d'appartenance (Martini, Kiltner, Maselli & Sanchez-Vives, 2015). Par ailleurs, la modification de la couleur de peau de l'égo-avatar peut influencer les biais inconscients de l'utilisateur. Peck et al. ont ainsi montré que lorsque des participants à la peau blanche incarnaient un avatar à la peau noire, leurs biais raciaux implicites diminuaient (Peck, Seinfeld, Aglioti & Slater, 2013), suggérant que l'incarnation peut être utilisée comme outil de modulation des attitudes interpersonnelles.

1.5.2.2 Déformation morphologique

Outre la modification de la texture de la peau de l'avatar, plusieurs travaux ont exploré les effets de modifications morphologiques de l'avatar sur la perception corporelle de l'utilisateur. Dans une étude de Normand et al. (Normand *et al.*, 2011), les participants incarnaient un égo-avatar avec un ventre élargi, en utilisant une vue à la première personne et des stimulations visuotactiles synchrones appliquées sur l'abdomen. Par la suite, ils devaient ajuster la largeur du ventre virtuel afin qu'elle corresponde à leur largeur réelle. Les participants se percevaient alors comme plus larges qu'ils ne l'avaient estimé initialement, indiquant une modification de leur image corporelle et suggérant des applications potentielles dans le traitement des troubles de la perception corporelle.

Modifier l'image corporelle a également des répercussions sur la perception de l'environnement. Linkenauger et al. (Linkenauger, Leyrer, Bühlhoff & Mohler, 2013) ont montré que, la main servant de référence perceptive pour estimer la taille des objets environnants, en modifier la taille en réalité virtuelle entraînait une altération de la perception de la taille de ces objets. De plus, Banakou et al. (Banakou *et al.*, 2013) ont montré que l'estimation de la taille des objets est également influencée par des biais implicites. Dans leur étude, les participants incarnaient soit un avatar d'enfant, soit un avatar d'adulte de petite taille. Dans les deux conditions, ils surestimaient la taille des objets, et cette surestimation était plus importante lorsqu'ils incarnaient un enfant. Ces résultats suggèrent que l'incarnation d'un avatar dépend aussi de l'expérience et de la dimension émotionnelle de l'individu. Elle peut modifier la perception de l'environnement en réactivant des référentiels perceptifs associés à des souvenirs passés, comme l'impression que le monde semblait plus grand durant l'enfance.

Une manière efficace d'observer la plasticité de l'image corporelle consiste à allonger virtuellement les membres supérieurs. Schaefer et al. (Schaefer, Flor, Heinze & Rotte, 2007) ont montré, en mesurant l'activité neuronale du cerveau, que l'incarnation d'un bras en caoutchouc allongé dans une expérience d'IMC modifiait la représentation des doigts dans le cortex somatosensoriel. Cette illusion d'un bras plus long peut également être induite par des stimulations tactiles et auditives.

Dans l'expérience de Tajadura Jiménez et al. (Tajadura-Jiménez, Tsakiris, Marquardt & Bianchi-Berthouze, 2015b), les participants tapaient sur une table tandis que le retour auditif était manipulé pour donner l'impression que le son provenait d'un point situé à une distance doublée. Sans retour visuel sur leur bras, cette manipulation multisensorielle a entraîné une modification de l'image corporelle, mesurée par une réduction perçue de la distance entre deux stimulations tactiles appliquées sur l'avant-bras. Allonger un bras virtuel induit également une dérive proprioceptive proportionnelle à l'allongement, comme l'ont montré Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2012b) à l'aide de stimulations visuomotrices et visuotactiles en réalité virtuelle. De plus, les auteurs ont confirmé que l'incarnation et la dérive proprioceptive constituaient deux processus distincts et non corrélés. Feuchtnet et al. (Feuchtnet & Müller, 2017) ont développé une technique permettant de représenter un bras virtuel allongé en réalité augmentée. Leur expérience a confirmé que, comme l'ont montré Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2012b), le sentiment d'appartenance à l'égo-avatar peut être conservé même lorsque le bras est allongé lors de l'interaction avec des objets réels.

1.5.3 Effets sur le schéma corporel

Ces modifications de l'image corporelle et les altérations perceptuelles subséquentes peuvent également affecter le schéma corporel, comme l'ont montré les études suivantes ayant examiné les adaptations motrices consécutives à une modification de l'apparence de l'égo-avatar.

1.5.3.1 Changement dans la texture

Modifier la couleur de peau de l'égo-avatar peut également affecter le schéma corporel. Kondo et al. (Kondo *et al.*, 2018b) ont montré qu'incarner un avatar au corps transparent doté d'un bras allongé modifiait le comportement moteur. Les mouvements des gants et des chaussures étaient synchronisés avec ceux du participant. Cette configuration amenait les participants à utiliser davantage le bras allongé qu'un bras non déformé pour atteindre des cibles situées dans l'espace péripersonnel. Dans l'étude de Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2013), des participants à la peau blanche incarnaient soit un corps virtuel à la peau blanche, soit un corps virtuel à

la peau noire, soit uniquement des mains neutres sans corps complet, et devaient jouer des percussions africaines. Les résultats ont montré que les participants incarnant l'avatar à la peau noire présentaient une plus grande variabilité et une fréquence de mouvement plus élevée que dans les autres conditions, suggérant que les biais raciaux implicites peuvent influencer le comportement moteur des participants en plus de leur image corporelle. Par ailleurs, Buetler et al. (Buetler *et al.*, 2022) ont également modifié la couleur de peau de l'égo-avatar afin qu'elle se transforme progressivement en pierre. Ils renforçaient cette illusion à l'aide de stimulations visuotactiles, en simulant des coups de marteau virtuel sur le bras et en remplaçant le son par celui produit lorsqu'un marteau frappe de la pierre. Les auteurs ont utilisé des stimulations magnétiques transcrâniennes pour évaluer les changements d'excitabilité corticale motrice associés à l'illusion. De plus, les participants devaient atteindre une cible pour déterminer si cette illusion affectait le contrôle moteur. Les résultats ont montré qu'en plus de ressentir leur bras comme plus lourd, rigide et froid, leur cortex moteur présentait une excitabilité accrue, accompagnée d'une initiation plus lente du mouvement dans la tâche d'atteinte.

1.5.3.2 Déformation morphologique

Si la modification de la texture de la peau de l'égo-avatar a déjà montré un effet sur le comportement moteur global des participants, d'autres études ont choisi de déformer sa morphologie afin d'observer des ajustements moteurs plus spécifiques.

Ainsi, Charbonneau et al. (Charbonneau *et al.*, 2017) ont non seulement modifié la texture de la peau de l'égo-avatar, mais aussi les proportions de ses membres afin de permettre aux participants d'incarner un monstre de type Godzilla. Ceux-ci devaient marcher sur un tapis roulant tout en écrasant des objets virtuels apparaissant à intervalles réguliers. Différents paramètres cinématiques et spatiotemporels ont été mesurés, tels que la flexion de hanche et de genou au cours du cycle de marche, la longueur du pas ou encore la cadence. Les résultats ont montré une diminution de la longueur de pas ainsi qu'une réduction de la flexion des genoux lors de l'écrasement des objets lorsque les participants incarnaient le monstre. Toutefois, l'étude ne permettait pas de déterminer si ces modifications motrices étaient liées aux altérations

morphologiques de l'avatar ou à une adaptation volontaire du comportement moteur pour correspondre à celui perçu du monstre.

Bernardi et al. (Bernardi *et al.*, 2013) ont modifié la taille des mains des participants afin d'examiner l'impact de cette déformation sur la cinématique de la main lors d'une tâche d'atteinte et de préhension. Durant l'expérience, les participants devaient attraper un cylindre en plastique placé sur une table devant eux. Leur main réelle était cachée, tandis qu'un retour visuel sur un écran leur montrait une main virtuelle non déformée, ou avec une taille réduite ou agrandie. Les résultats ont révélé une diminution de l'ouverture maximale de la main lors de la phase d'appréhension lorsque la main virtuelle était agrandie. Ces observations suggèrent que la modification de la taille de la main altère le schéma corporel, ce qui entraîne à son tour des ajustements cinématiques. Cependant, bien que ce type de dispositif ait déjà montré sa capacité à induire un sentiment d'appartenance à une main virtuelle (Newport, Pearce & Preston, 2010), aucune mesure directe de l'incarnation n'a été réalisée dans cette étude.

De la même manière que l'utilisation d'un outil, l'allongement d'un bras déplace le point distal de la main. Cette déformation a ainsi été étudiée afin d'examiner comment elle modifie de façon précise le schéma corporel. De Vignemont et al. (De Vignemont *et al.*, 2005) ont montré qu'une illusion proprioceptive pouvait affecter à la fois l'image corporelle et le schéma corporel. Dans leur expérience, les participants tenaient l'extrémité de leur index gauche avec le pouce et l'index de leur main droite. Des vibrations appliquées au tendon du biceps droit induisaient l'illusion d'une extension du bras droit, ce qui donnait également l'impression que l'index gauche s'allongeait. Les résultats ont montré que la distance estimée entre deux stimulations tactiles sur l'index gauche augmentait lorsque ce même doigt était perçu comme allongé. Les auteurs en ont conclu que la perception tactile repose à la fois sur l'image corporelle et sur le schéma corporel. Berger et al. (Berger *et al.*, 2022) ont ensuite recréé l'*illusion de Pinocchio* en réalité virtuelle. L'expérience consistait à utiliser un contrôleur pour allonger progressivement le nez de l'égo-avatar, produisant ainsi une illusion multisensorielle d'allongement. Une tâche psychométrique d'atteinte de cible réalisée avant et après l'illusion a montré une augmentation de

la portée, indiquant une modification du schéma corporel. Bien que des mouvements involontaires de la main aient été rapportés, aucune mesure cinématique n'a été effectuée.

Ponton et al. (Ponton, Keshavarz, Beacco & Pelechano, 2024) ont étudié les conséquences motrices d'une disparité entre les positions des mains réelles et virtuelles. En effet, dû au fait que les dimensions anthropométriques de l'égo-avatar ne soient souvent pas les mêmes que celles de l'utilisateur, des perturbations motrices peuvent survenir lors d'interactions avec des objets dans l'espace péripersonnel. Une des conditions afin de palier à ce type de problème était d'allonger le bras virtuel afin de faire concorder les positions des mains virtuelles et réelles. Il en résulta qu'agrandir le bras permettait de conserver l'incarnation tout en maintenant un bon niveau de performance durant différentes tâches motrices (attraper des objets virtuels sur une table, attraper un objet virtuel au vol, dessiner dans l'environnement virtuel). Bien que la performance motrice fut évaluée (temps de complétion, nombre d'objets attrapés ou similarité entre un exemple et le dessin effectué), aucune mesure biomécanique n'était effectuée.

1.6 Synthèse de l'état de l'art et définition de la problématique de recherche

Les travaux recensés dans la littérature montrent qu'il est possible d'incarner un avatar présentant des différences morphologiques par rapport à son propre corps, à condition que les stimulations multisensorielles soient suffisamment congruentes. Cette incarnation modifiée peut entraîner une altération de l'image corporelle, se traduisant par des modifications tant perceptives que motrices. Plusieurs études ont ainsi mis en évidence des changements du schéma corporel à la suite de déformations des proportions d'un ou de plusieurs membres virtuels, révélant la plasticité des représentations corporelles et la capacité du SNC à réintégrer des configurations corporelles non naturelles.

Afin d'établir un état des connaissances sur ce sujet, un total de 61 articles portant sur la déformation de l'apparence de l'égo-avatar a été recensé à l'aide des bases de données PubMed, Google Scholar, IEEE Xplore et Scopus. Ces études ont été classées en deux grandes catégories selon qu'elles portaient sur l'impact des déformations sur l'image corporelle ou sur le schéma

corporel (disponibles en deux tableaux en Annexe I-1 et I-2). Chaque catégorie a ensuite été subdivisée selon le type de modification appliquée à l'avatar : modification de texture, déformation morphologique d'un membre ou ajout d'un membre.

Parmi ces 61 études, 24 portent spécifiquement sur l'impact des déformations sur le schéma corporel, dont seulement six examinent conjointement une modification motrice et le sentiment d'incarnation (Charbonneau *et al.*, 2017; Kondo *et al.*, 2018b; Buetler *et al.*, 2022; Berger *et al.*, 2022; Ponton *et al.*, 2024; Feuchtnner & Müller, 2017). Cependant, ces travaux ne permettent pas de déterminer de manière précise comment la modification localisée des proportions d'un membre particulier influence la planification et l'exécution motrice. Autrement dit, percevoir un membre comme déformé modifie-t-il le schéma corporel de manière uniforme chez tous les individus ? Et cette altération du schéma corporel se traduit-elle par des modifications motrices mesurables dans la cinématique ou la cinétique du mouvement ? De plus, la majorité des études recensées se sont concentrées sur les membres supérieurs, souvent dans des tâches de manipulation ou de pointage. Si ces paradigmes permettent de mettre en évidence la plasticité des représentations corporelles associées à l'incarnation, ils n'explorent que partiellement les ajustements moteurs impliquant la coordination du corps entier.

L'étude de la déformation d'un membre inférieur offre à cet égard une perspective complémentaire et essentielle. Elle permet d'examiner comment le SNC intègre une déformation morphologique localisée tout en assurant le contrôle de l'équilibre du corps dans son ensemble lors d'une tâche dynamique telle que l'initiation de la marche. Ce type de tâche sollicite un ensemble complexe de mécanismes posturaux anticipatoires impliqués dans la transition entre posture et locomotion, dépendant à la fois de la précision du schéma corporel et de la cohérence des retours multisensoriels.

Ainsi, la question centrale de cette thèse est de déterminer **comment l'incarnation d'un avatar présentant une déformation localisée des membres inférieurs modifie la planification et l'exécution motrices associées à une tâche dynamique, ces modifications reflétant une modulation des représentations corporelles..** Cette problématique vise à combler le manque de

connaissances concernant l'intégration motrice d'un corps virtuel présentant une morphologie déformée et asymétrique, en apportant de nouveaux éléments sur la manière dont le SNC adapte la coordination posturale et motrice face à une telle déformation de l'égo-avatar.

1.7 Initiation de la marche : terminologie et biomécanique

L'initiation de la marche (IM) a été choisie comme tâche dynamique pour ce projet de thèse. Cette tâche constitue une période de transition entre un état statique et un état dynamique de locomotion, et requiert une coordination fine entre équilibre postural et mouvement volontaire. Elle implique la mobilisation simultanée d'un grand nombre de muscles squelettiques et l'intégration de multiples sources sensorielles (visuelles, vestibulaires et proprioceptives) afin d'assurer la stabilité du corps tout en générant le déplacement vers l'avant. Cette complexité fait de l'IM un modèle privilégié pour étudier les mécanismes de planification et de contrôle moteur. Elle a d'ailleurs été largement étudiée dans des populations présentant des déficits moteurs, telles que les personnes âgées ou des patients ayant subi un accident vasculaire cérébral (AVC), qui présentent un risque accru de chute et des altérations du contrôle postural (Yiou *et al.*, 2017).

Par convention, la jambe effectuant le premier pas est appelée jambe oscillante, tandis que la jambe contralatérale est désignée comme jambe d'appui (Day & Bancroft, 2018; Yiou *et al.*, 2017; Caderby *et al.*, 2017). L'IM est classiquement divisée en deux phases successives :

- La phase APA (ajustements posturaux anticipatoires) correspond à la période précédant le lever du pied de la jambe oscillante, durant laquelle le système postural prépare le déséquilibre nécessaire à la mise en mouvement.
- La phase EXE (phase d'exécution) correspond à l'exécution du premier pas, qui s'achève lorsque le pied oscillant entre en contact avec le sol (Caderby *et al.*, 2017).

Ces deux phases traduisent la mise en œuvre de stratégies cinétiques et cinématiques complexes permettant d'assurer le contrôle de l'équilibre et la transition vers la marche.

La compréhension du rôle fonctionnel des APA requiert de revenir sur la stabilité posturale en position debout. Le maintien d'une posture stable repose sur la coordination de multiples muscles et sur l'intégration multisensorielle continue d'informations internes et externes. Le corps demeure stable tant que la projection verticale du centre de masse (CdM), ou *center of mass (CoM)*, reste à l'intérieur de la base de support (BdS), ou *base of support (BoS)*, définie comme l'aire délimitée par les points de contact des pieds avec le sol (Day & Bancroft, 2018; Yiou *et al.*, 2017). Le CdM représente le point où la masse corporelle totale est concentrée, et sa position dépend de la distribution des masses segmentaires. En posture debout stable, le CdM est situé approximativement au-dessus du centre géométrique de la BdS (Yiou *et al.*, 2017). Le centre de pression (CdP), ou *center of pressure (CoP)*, quant à lui, correspond au barycentre des forces de réaction au sol générées par les deux pieds. Les oscillations du CdP traduisent les ajustements posturaux nécessaires au maintien de l'équilibre. Pour que la posture reste stable, le CdP doit se maintenir dans des zones elliptiques de la BdS, appelées zones de préférence basse et haute (Popovic *et al.*, 2000). Lorsque le CdP s'en éloigne, des ajustements musculaires réflexes et volontaires deviennent nécessaires pour compenser les déséquilibres et préserver la projection du CdM à l'intérieur de la BdS.

Pendant l'initiation de la marche, la phase APA traduit une réorganisation de ce système de contrôle. Sur l'axe antéropostérieur, le CdP se déplace vers l'arrière, générant des forces propulsives initiales qui projettent le CdM vers l'avant. Sur l'axe médiolatéral, le CdP se déplace vers la jambe oscillante, permettant par la suite de projeter le CdM au-dessus de la jambe d'appui et de demeurer à l'intérieur de la BdS (Yiou *et al.*, 2017). Ce déplacement est rendu possible par la charge de la jambe oscillante, impliquant notamment l'activation de ses adducteurs, et la flexion du genou de la jambe d'appui (Yiou *et al.*, 2017). Ainsi, les APA jouent un rôle déterminant dans la gestion du déséquilibre volontaire, en assurant la continuité entre stabilité et mouvement. Les paramètres cinétiques et cinématiques observés durant cette phase sont prédictifs de la performance motrice sur l'axe antéropostérieur et de la stabilité posturale sur l'axe médiolatéral (Yiou *et al.*, 2017).

Au moment du lever du pied, les forces de réaction au sol se concentrent sous la jambe d'appui, ce qui déplace le CdM vers ce pied. L'écart qui se crée alors entre le CdM et le CdP induit une chute contrôlée du corps vers la jambe oscillante. Cette chute est amortie par la coordination du placement médiolatéral du pied oscillant et par l'action combinée des inverseurs et éverseurs de la cheville, tandis que la rigidité de la jambe d'appui contribue à freiner le mouvement sur le plan frontal (Yiou *et al.*, 2017).

Ces mécanismes, hautement dépendants des représentations internes du corps et de la localisation des segments dans l'espace, permettent ainsi de détecter toute modification du schéma corporel. Une déformation virtuelle d'un membre inférieur, comme allonger ou grossir une jambe virtuelle, est susceptible d'altérer la manière dont le système moteur planifie et exécute les phases APA et EXE. De plus, il a été démontré qu'une intervention modifiant la perception corporelle, telle qu'un entraînement proprioceptif, pouvait influencer les paramètres temporels et cinétiques des APA (Fabre *et al.*, 2020). L'IM apparaît ainsi comme une tâche dynamique particulièrement pertinente pour mettre en évidence les adaptations motrices résultant d'une altération virtuelle de la morphologie corporelle.

1.8 Entropie visuelle et mesure du balayage visuel

La manière dont nous explorons visuellement notre environnement influence directement la précision de nos actions dans les tâches quotidiennes. Nos yeux parcourent l'environnement pour se fixer sur certaines régions pertinentes, guidés par une interaction continue entre les processus perceptuels, cognitifs et moteurs. Ainsi, le lieu et la manière dont nous regardons reflètent la coordination entre perception, attention et action, essentielle à l'adaptation comportementale. L'étude des mouvements oculaires permet donc de mieux comprendre les mécanismes neuro-cognitifs assurant nos interactions avec l'environnement.

Les motifs (*patterns*) générés par les mouvements oculaires peuvent être estimés à partir des trajets oculaires, qui décrivent la séquence des fixations et des saccades lors de l'exploration d'une scène visuelle (Imaoka, Flury & de Bruin, 2020; Llanes-Jurado, Marín-Morales, Guixeres & Alcañiz,

2020; Jordan & Slater, 2009). Les fixations correspondent à des périodes pendant lesquelles le regard demeure relativement stable et focalisé sur un point précis (dispersion angulaire inférieure à 1° sur les axes horizontal et vertical durant au moins 250 ms) (Llanes-Jurado *et al.*, 2020). Les saccades sont, quant à elles, des mouvements rapides reliant les fixations successives (dispersion angulaire supérieure à 1° , durée entre 30 et 80 millisecondes et vitesse angulaire supérieure à sept fois la vitesse médiane) et formant ainsi le trajet d'exploration de la scène visuelle (Imaoka *et al.*, 2020).

L'entropie visuelle quantifie la probabilité globale de localisation des fixations et le degré de désordre des motifs de mouvements oculaires, résultant de la combinaison des informations visuelles ascendantes et des processus cognitifs descendants (Shiferaw *et al.*, 2019). Son calcul consiste à organiser les coordonnées des fixations dans une grille spatiale afin de générer une distribution de probabilités entre les différentes cases de cette grille. Cette mesure, appelée entropie visuelle spatiale, ou *spatial gaze entropy (SGE)*, décrit la dispersion du regard dans l'espace visuel (Shiferaw *et al.*, 2019). Une mesure complémentaire, l'entropie visuelle de transition, ou *gaze transition entropy (GTE)*, applique le même principe au trajet oculaire : elle estime l'incertitude associée à la prédiction de la prochaine fixation en fonction de la position actuelle du regard (Shiferaw *et al.*, 2019).

La GTE a déjà été utilisée pour évaluer le sentiment de présence. Jordan et Slater (Jordan & Slater, 2009) ont montré qu'un plus fort sentiment de présence dans un environnement virtuel était associé à une diminution de la GTE. Dans leur étude, certains participants percevaient progressivement qu'ils se trouvaient au sommet d'une colonne virtuelle, tandis que d'autres restaient au niveau du sol. Les participants situés en hauteur ont présenté des signes de stress accompagnés d'une réduction de l'entropie, tandis que ceux au sol ont montré une diminution similaire sans induire du stress. Une diminution de l'entropie visuelle associée à une augmentation du sentiment de présence a également été rapportée par Küçüktütüncü *et al.* (Küçüktütüncü, Macia-Varela, Llobera & Slater, 2025).

Cependant, la GTE en réalité virtuelle n'a pas encore été utilisée pour étudier l'efficacité du balayage visuel, ou *visual scanning*, lors de l'incarnation dans un avatar présentant une déformation corporelle. Bien qu'une telle déformation crée une inadéquation sensorielle susceptible d'interférer avec l'inférence perceptuelle et d'augmenter le recours aux processus descendants durant le contrôle oculaire, la littérature en neurologie indique que l'incarnation tend à réduire les processus cognitifs liés à la détection d'erreurs (Porssut *et al.*, 2023; Alchalabi *et al.*, 2019; Qu, Ma & Hommel, 2021). Ainsi, étudier le comportement de la SGE et de la GTE dans un contexte de déformation corporelle permettrait de mieux comprendre comment le SNC interprète une modification morphologique affectant un corps pourtant incarné.

1.9 Application clinique

Ce projet de thèse pourrait avoir d'importantes implications en rééducation fonctionnelle, notamment auprès des personnes ayant subi un AVC et souffrant d'hémi-parésie. L'hémi-parésie correspond à une paralysie légère ou partielle touchant un seul côté du corps à la suite d'une atteinte cérébrale. Elle se manifeste notamment par une activité musculaire anormale ou retardée (Osada, Motojima, Kobayashi & Yamamoto, 2022), ce qui affecte la réalisation des activités quotidiennes, limite la participation sociale et réduit les possibilités de reprise professionnelle (Hattem *et al.*, 2016). L'IM constitue une tâche particulièrement pertinente pour l'évaluation et la rééducation de ces fonctions, car elle exige un contrôle dynamique précis de l'équilibre, en particulier dans la direction médiolatérale.

La rééducation fonctionnelle post-AVC repose sur des stimulations sensorimotrices orientées vers une tâche spécifique (*goal-oriented task*), obtenues par l'entraînement ou l'utilisation répétée du membre affecté (Hattem *et al.*, 2016). Les approches technologiques telles que la RV permettent d'intégrer ces principes dans des environnements contrôlés et écologiques, en simulant des situations proches des activités quotidiennes et en facilitant leur transfert vers la vie réelle.

Après un AVC, des altérations du schéma corporel et de l'image corporelle sont fréquemment observées. Ces perturbations touchent les représentations internes du corps dans le cortex somatosensoriel (Matamala-Gomez *et al.*, 2020) et affectent l'intégration proprioceptive nécessaire à la planification et à l'exécution motrice (Mullie & Duclos, 2014; Matamala-Gomez *et al.*, 2020). Dans ce contexte, modifier l'apparence du membre affecté dans un égo-avatar peut influencer la perception corporelle et contribuer à la restauration du schéma corporel.

Incorporer une jambe virtuelle plus volumineuse pourrait modifier la perception du poids de la jambe hémiparétique et encourager progressivement un transfert de charge vers le côté affecté. Mettre davantage de poids sur la jambe parétique durant l'IM stimule les muscles posturaux (Osada *et al.*, 2022), ce qui améliore la capacité de soutien de ce membre (Hesse *et al.*, 1997).

De plus, allonger virtuellement la jambe affectée pourrait aider à restaurer les représentations internes du corps, puisqu'une telle modification perceptive a déjà démontré des effets bénéfiques sur la récupération fonctionnelle post-AVC sur les membres supérieurs (Matamala-Gomez *et al.*, 2020). Les patients hémiparétiques présentent souvent une asymétrie durant la préparation et l'exécution de l'IM (Hesse *et al.*, 1997). En ce sens, incarner un avatar avec une jambe plus longue pourrait contribuer à rééquilibrer ces représentations internes et à améliorer la stabilité et le contrôle moteur.

La modification des proportions de la jambe virtuelle pourrait également induire une dérive proprioceptive. Lorsque cette dérive apparaît durant la tâche motrice, elle peut être utilisée pour favoriser l'ajustement progressif du contrôle postural et moteur. En effet, les entraînements proprioceptifs sont reconnus pour favoriser la récupération sensorimotrice après un AVC (Aman, Elangovan, Yeh & Konczak, 2015). Ils reposent sur l'utilisation des afférences somatosensorielles, avec pour objectif de restaurer la perception du mouvement et du positionnement du corps. Il a été montré que ce type d'entraînement peut entraîner une réorganisation corticale bénéfique à la récupération fonctionnelle. Induire une dérive proprioceptive pendant l'IM, en modifiant

virtuellement la grandeur de la jambe, pourrait ainsi accélérer cette réorganisation et favoriser la récupération motrice.

Ce projet de thèse, en explorant l'effet d'une déformation virtuelle de la jambe en grosseur ou en longueur, permettra donc de mieux comprendre l'adaptation des représentations corporelles chez des sujets sains ainsi que leurs conséquences motrices durant l'IM. Ces résultats pourraient soutenir le développement de programmes de rééducation personnalisés intégrant un égo-avatar ajusté en fonction des déficits propres à chaque patient.

CHAPITRE 2

OBJECTIFS DE RECHERCHE ET HYPOTHÈSES

L'objectif principal de cette thèse est d'examiner comment la modification des proportions (grosueur et longueur) d'une jambe virtuelle influence le comportement moteur et perceptif de l'utilisateur, ces modifications étant indicatives d'une modulation de l'image corporelle et du schéma corporel. Les effets de cette déformation seront analysés à partir de mesures cinématiques et cinétiques enregistrées lors de l'initiation de la marche, une tâche dynamique sollicitant le contrôle postural et moteur. En parallèle, l'étude vise à caractériser la manière dont l'incarnation d'une jambe déformée module l'intégration sensorimotrice et la perception corporelle. Cette modulation sera évaluée à l'aide d'indicateurs perceptuels et attentionnels, notamment la dérive proprioceptive et l'entropie visuelle associée à l'exploration du membre agrandi.

Cet objectif principal est décomposé en trois sous-objectifs, chacun ayant donné lieu à un article scientifique :

- **O1** Déterminer si l'augmentation de la grosueur d'une jambe virtuelle incarnée modifie les paramètres de centre de masse (CdM) et de centre de pression (CdP) liés à la stabilité dynamique lors de l'initiation de la marche.
- **O2** Déterminer si l'allongement de la jambe virtuelle modifiant la position du pied perturbe les paramètres de CdM et CdP associés à la stabilité dynamique lors de l'initiation de la marche.
- **O3** Examiner comment la déformation de la jambe influence la dérive proprioceptive et l'entropie visuelle lors de la perception du membre déformé, mesures traduisant une modification des processus sensorimoteurs ascendants et descendants.

L'hypothèse principale de cette thèse est que la déformation de la jambe virtuelle, qu'elle soit élargie ou allongée, impactera les paramètres cinétiques et cinématiques durant la préparation et l'exécution de l'initiation de la marche. De plus, l'intégration sensorielle sera modulée, comme le refléteront les variations de proprioception et d'attention visuelle.

Les hypothèses spécifiques sont les suivantes :

- **H1** Une jambe virtuelle plus volumineuse augmentera les oscillations corporelles pour compenser la perception d'une masse plus importante, ce qui se traduira par des modifications des paramètres de CdM et CdP liés à la stabilité dynamique.
- **H2** L'allongement de la jambe virtuelle, en augmentant la distance distale du pied et en induisant une asymétrie morphologique de l'égo-avatar, entraînera des ajustements dans les trajectoires médiolatérales du centre de masse et du centre de pression afin de maintenir une marge de stabilité constante lors de l'initiation de la marche.
- **H3** Un plus fort sentiment d'incarnation accentuera les modifications motrices observées sur le CdM et le CdP lors de la déformation de la jambe virtuelle.
- **H4** L'incarnation d'une jambe allongée induira une dérive proprioceptive vers la position perçue du pied virtuel et augmentera le balayage visuel, reflété par l'entropie visuelle, lors de l'exploration du membre agrandi.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE ET MATÉRIEL

3.1 Vue d'ensemble des expérimentations

Les 3 expérimentations ont eu lieu dans notre laboratoire de biomécanique au CRCHUM. Un tapis-roulant à doubles courroies avec des plateformes de force intégrées a été utilisé pour pouvoir calculer les forces et moments de réaction des pieds gauche et droite afin de pouvoir calculer le CdP durant l'IM (148 (L) x 66 (W) cm, AMTI, modèle DBCEEWI). Les courroies du tapis-roulant étaient statiques et bloquées durant toutes les expériences. Des barres de sécurité étaient placées de part et d'autre du tapis afin d'éviter toute chute du participant (voir Figure 3.1). Deux ordinateurs étaient utilisés : un dédié à la capture de mouvement (MoCap) et un autre dédié à l'affichage de l'environnement virtuel (EV) dans le casque de réalité virtuelle, ou *head-mounted display (HMD)*.

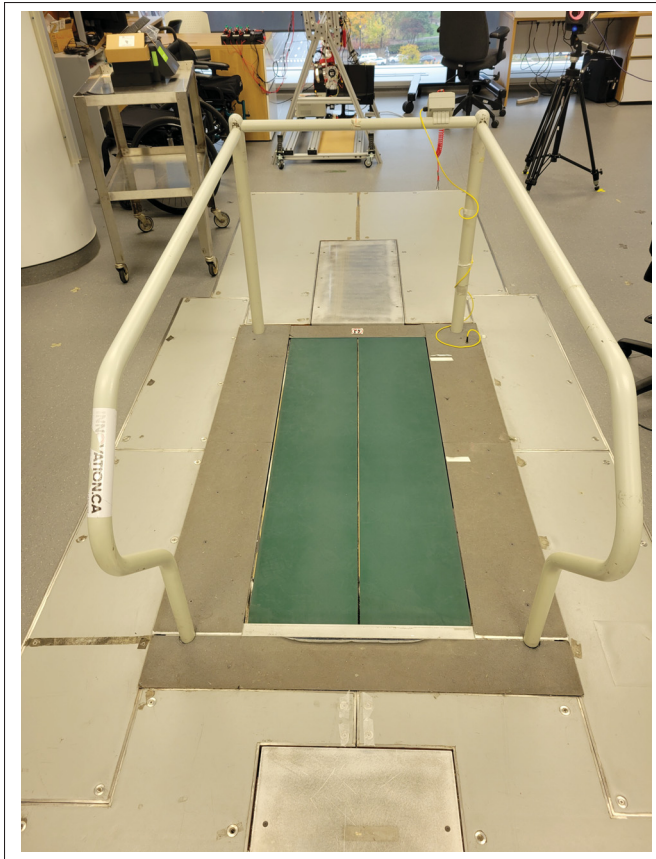


Figure 3.1 Tapis-roulant à double courroies du laboratoire de biomécanique du CRCHUM

Le système MoCap inclue 12 caméras optoélectroniques Vicon T20-S (Figure 3.2). Seize corps rigides étaient placés sur le participant avec des sangles Velcro, chacun contenant un groupe de deux à trois marqueurs passifs réfléchissants. Ces corps rigides étaient positionnés sur quinze segments du corps (tête, mains, bras, avant-bras, torse haut, bassin, cuisses, tibias et pieds) pour animer l'égo-avatar en temps réel. Pour les deux dernières expériences, seuls 13 segments étaient utilisés, les segments du tibia ajoutant beaucoup de tremblements dans la capture de mouvement. De plus, 22 marqueurs passifs étaient placés à des positions anatomiques spécifiques pour enregistrer les données cinématiques du participants utilisées en post-analyse, tel que décrit dans le modèle HAT (*Head-Arms-Trunk*) de Winter (Winter, 2009) (p.86). Le modèle HAT a été

utilisé afin de faciliter l'étiquetage des marqueurs, ou *labelling*, un grand nombre de marqueurs étant déjà présents sur tous les corps rigides du haut du corps.

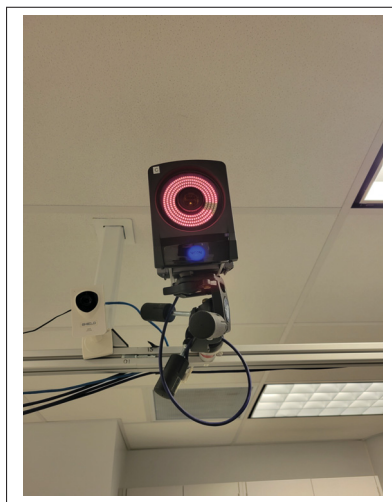


Figure 3.2 Caméra optoélectronique Vicon T20-S

Les données cinématiques et cinétiques étaient enregistrées par Vicon Tracker 3.6 à un taux d'échantillonnage de 200 Hz. Vicon Pegasus Advanced 1.2 était utilisé pour calibrer les mouvements de l'utilisateur sur celui de l'égo-avatar. L'algorithme de *retargeting* de Pegasus utilise une combinaison de la position et orientation des articulations (donnée par les corps rigides sous Vicon) et de paramètres prédéfinis (limites de chaque articulation, position du centre de masse, rigidité des articulations) utilisé par IKinema. L'algorithme de IKinema est basé sur les articles de cinématique inverse de Pechev et al. (Pechev, 2007, 2008).

Le HMD utilisé était le HTC Vive Pro Eye (High Tech Computer Corporation, Taoyuan City, Taiwan) avec une fréquence d'image et de suivi oculaire de 90 Hz (Figure 3.3). Le kit de développement (SDK) utilisé pour l'analyse oculométrique était SRanipal.



Figure 3.3 Casque de réalité virtuelle HTC Vive Pro Eye

L'environnement virtuel (une copie du laboratoire de biomécanique) ainsi que les scripts automatisant les protocoles et modifiant l'avatar a été créé sur Unity 3D (v2019.4.20 pour la première expérience, et v2022.3.26 pour les deux dernières expériences, voir Figure 3.4).

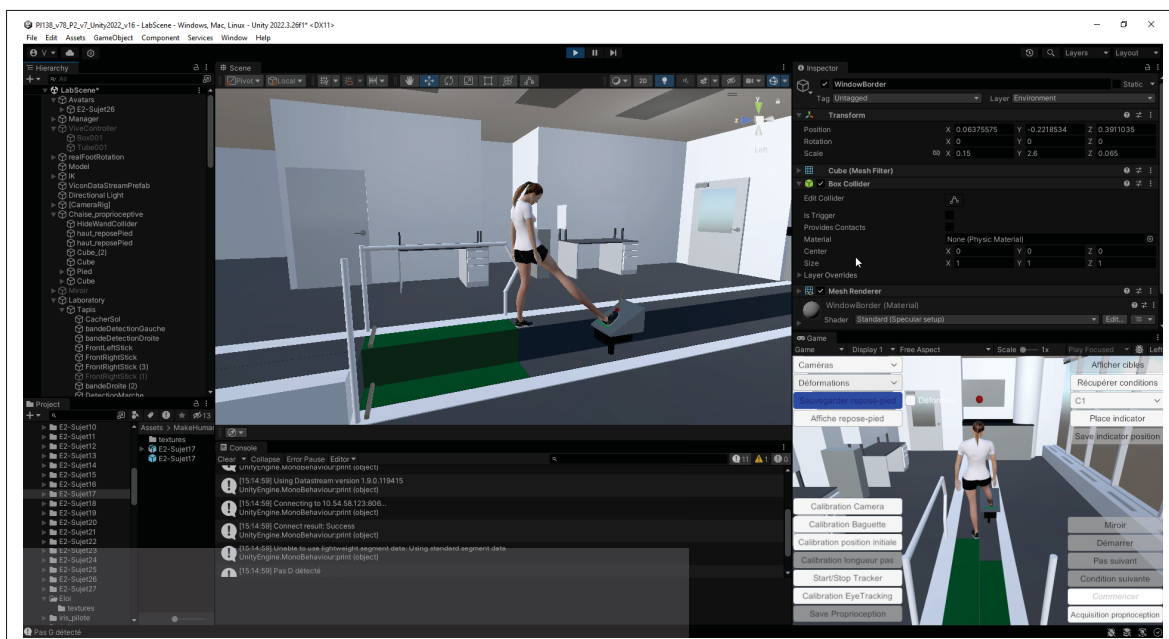


Figure 3.4 Environnement 3D sur Unity

3.2 Avatar personnalisé

Les avatars ont été créés sur MakeHuman 1.1.0, en se basant sur les travaux de Desbois et al. (Desbois *et al.*, 2017) pour générer un avatar avec une morphologie proche de celle du participant. Cette étude a validé l'utilisation de six mesures anthropométriques pour générer le corps virtuel : la taille, le poids, l'âge, et les circonférences du cou, poitrine et bassin. De plus, le genre, couleur de peau et coupe de cheveux ont été ajustés à ceux du participant. Les mesures anatomiques ont été prises en conformité avec l'enquête anthropométrique Anthropometric Survey of U.S. Marine Corps personnel (Gordon, Blackwell, Bradtmiller, Parham & Hotzman, 2013).

3.3 Déformations de l'égo-avatar

Les déformations des tibias de l'égo-avatar ont été effectuées sur Unity, en augmentant l'échelle du segment de 180% sur les axes médiolatéraux et antéropostérieurs pour l'élargissement du tibia, et de 200% sur l'axe longitudinal du tibia pour son agrandissement. Les segments inférieurs du tibia ont été inversement déformés de façon à maintenir le pied dans ses proportions initiales. La transformation affine de mise à l'échelle a été sélectionnée afin d'appliquer la même transformation à tous les vertex du maillage du tibia et d'éviter les effets de cisaillements des polygones proches du pied observable lors d'une translation du pied selon l'axe longitudinal.

Durant l'initiation de la marche, allonger le tibia virtuel tout en conservant les rotations articulaires du modèle non déformé augmente la distance parcourue par le pied virtuel. Cela provoque un glissement du pied sur le sol au moment du contact. Pour pallier à ce problème, un algorithme de cinématique inverse, ou *inverse kinematics (IK)*, implémenté avec Final IK V1.8 sous Unity, a été utilisé afin de contraindre le pied virtuel au sol en ajustant les angles de la cheville, du genou et de la hanche dès que le pied virtuel touche le sol. La position de la cible IK du pied a été définie comme la différence entre la position du pied réel, mesurée par MoCap, et celle du pied virtuel du côté de la jambe allongée sur l'axe longitudinal du tibia. L'algorithme pour calculer et appliquer les scripts IK est répertorié en Annexe I-1.

3.4 Modulation de l'incarnation

L'incarnation a été modulée en appliquant des stimulations visuotactiles congruentes ou incongruentes, afin d'augmenter ou de réduire le SdI, respectivement. Pour cela, une baguette en bois munie d'une balle en mousse était utilisée pour toucher le participant sur le torse ou sur les pieds selon les expériences (Figure 3.5). Trois marqueurs passifs étaient positionnés sur le manche en bois pour suivre les mouvements de la baguette en temps réel et repositionner une baguette virtuelle dans Unity. Dans le cas des stimulations congruentes, les positions des baguettes réelle et virtuelle étaient alignées, tandis que pour les stimulations incongruentes, la position de la baguette virtuelle était décalée par rapport à celle de la baguette réelle.

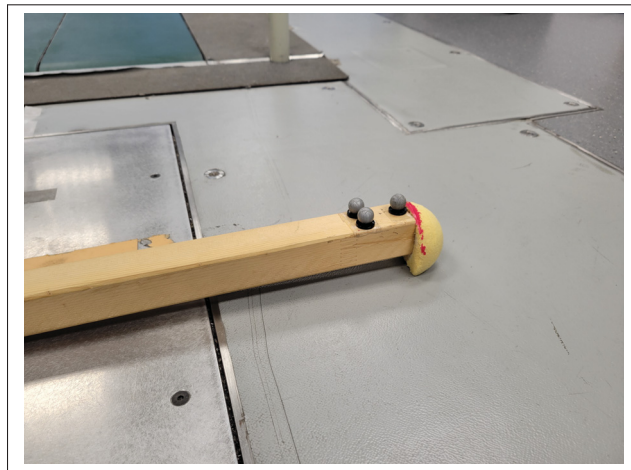


Figure 3.5 Baguette tactile

3.5 Ensemble de données des participants

Les résultats de ce projet de thèse reposent sur trois ensembles de données de participants basés chacun sur un protocole expérimental différent, soit un par article :

- Expérience 1 : 30 participants, 6 conditions, 20 essais par condition.
- Expérience 2 : 25 participants, 6 conditions, 10 essais par condition.
- Expérience 3 : 26 participants, 8 conditions, 3 essais par condition.

3.6 Logiciels d'analyse

Les données cinématiques des marqueurs anatomiques ont été traitées avec Vicon Nexus v2.8. Ce logiciel permettait de filtrer les marqueurs à analyser, de combler les laps de temps où les marqueurs n'étaient pas détectés (étape de *gap filling*) et de nommer correctement chaque marqueur dans le temps pour chaque essai (étape de *labelling*).

Les CdM et CdP ainsi que les différentes variables dépendantes ont été analysées avec MatLab R2021B. Les algorithmes pour calculer les CdP et CdM sont référencés en Annexe (algorithmes I-2 et I-3). Afin de pouvoir extraire différentes variables correctement, il était nécessaire de calculer le début des APA sur la courbe du CdP. Le début des APA était calculé lorsque l'écart-type de l'accélération médiolatérale du CdM déviait de plus de 2.5, selon Caderby et al. (Caderby *et al.*, 2017) (algorithme 3.1).

Enfin, le code pour calculer les entropies SGE et GTE à partir des coordonnées de fixations normalisées a été établi selon les documents complémentaires de la revue de littérature de Shiferaw et al. (Shiferaw *et al.*, 2019) (algorithme en Annexe I-4).

Les analyses statistiques ont été effectuées sur IBM SPSS v.30, aussi bien pour l'analyse de données que pour représenter graphiquement les résultats.

Algorithme 3.1 Code MatLab pour calculer le début des APA à partir de l'accélération du CdM. Fx1 et Fx2 étant les forces médiolatérales des courroies gauche et droite. La courbe de référence, dite *baseline*, correspond à la seconde avant le signal pour initier la marche, soit à 200 valeurs

```

1: FxNet = Fx1 + Fx2;
2: CoMaccX = FxNet ./ Masse;
3:
4: // Inversion si jambe dominante gauche
5: // jambeDominante = 'g' ou 'd'
6: if jambeDominante == 'g' then
7:     CoMaccX = - CoMaccX;
8: end if
9: baseline = CoMaccX(1 :200,1);
10: flag = 4;
11: cut = 0.25;
12: locs = 1000;
13:
14: // Recherche de la première accélération négative significative
15: negativeAcceleration = find(CoMaccX(200 :end) < -0.3, 1, 'first');
16:
17: // Boucle pour détecter le pic de l'accélération lors des APA
18: while not((flag < 0) || (locs(1,1) < negativeAcceleration)) do
19:     [pks, locs] = findpeaks(CoMaccX(200 :end), 'MinPeakHeight', cut);
20:     cut = cut - 0.05;
21:     flag = flag - 1;
22: end while
23: peak = locs(1,1) + 200;
24:
25: // Calcul du début des APA
26: onset = mean(baseline) + std(baseline)*2.5;
27: threshold = peak - find(flipud(CoMaccX(1 :peak)) <= onset, 1, 'first');
28:
29: // Stockage du résultat dans la structure Corps
30: Corps.(condition).(trial).APAStart = threshold;

```

CHAPITRE 4

EMBODYING A SELF-AVATAR WITH A LARGER LEG : ITS IMPACTS ON MOTOR CONTROL AND DYNAMIC STABILITY

Valentin Vallageas^{1,2} , Rachid Aissaoui^{1,2} , Iris Willaert^{1,2} , David R. Labbé^{1,2}

¹ École de Technologie Supérieure, 1100 rue Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, H3C 1K3, Canada

² Laboratoire d'innovation ouverte en technologies de la santé (LIO-ÉTS) - Centre de recherche du centre hospitalier de l'université de montréal (CRCHUM), 900 rue Saint-Denis, Montréal, Québec, H2X 0A9, Canada

Article publié dans « IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics » en mars 2024

<https://ieeexplore.ieee.org/document/10458315>

4.1 Mise en contexte

Ce chapitre 4 présente la première expérience et la première publication issues de ce projet doctoral. Il vise à déterminer si l'augmentation de la grosseur d'une jambe virtuelle incarnée modifie les paramètres du CdM et du CdP associés à la stabilité dynamique lors de l'initiation de la marche.

Bien que cette étude n'ait pas mis en évidence de modifications biomécaniques suite à l'élargissement de la jambe virtuelle, elle constitue la première analyse de la cinétique et de la cinématique lors de la préparation d'une tâche dynamique en contexte d'incarnation. Examiner la phase de préparation est particulièrement pertinent dans ce domaine, car cela permet d'observer comment le SNC intègre les signaux multisensoriels pour ajuster la posture avant la production du mouvement. Par ailleurs, le niveau d'incarnation rapporté avec un avatar possédant une jambe élargie demeure comparable à celui observé avec un avatar non déformé, indiquant que l'adaptation de l'image corporelle se maintient tout au long de l'initiation de la marche, même lorsque les retours proprioceptifs suggèrent que la jambe n'est pas plus lourde.

La méthodologie de cette expérience a été présentée durant le consortium doctoral de IEEE VR 2021, et à la conférence RehabWeek 2021. Les résultats préliminaires ont ensuite été présentés lors de RehabWeek 2022. Enfin, la publication a donné lieu à une présentation à IEEE VR 2023.

Ce chapitre est basé sur l'article publié. Des corrections typographiques et quelques clarifications mineures ont été ajoutées lorsque cela était pertinent. Par ailleurs, les stimuli visuotactiles administrés aux participants étaient décrits comme synchrones ou asynchrones, alors qu'il serait plus approprié de les qualifier de congruents ou incongruents, puisqu'ils étaient temporellement cohérents mais spatialement décalés. Cet ajustement a été appliqué dans les chapitres subséquents.

4.2 Abstract

Several studies have shown that users of immersive virtual reality can feel high levels of embodiment in self-avatars that have different morphological proportions than those of their actual bodies. Deformed and unrealistic morphological modifications are accepted by embodied users, underlying the adaptability of one's mental map of their body (body schema) in response to incoming sensory feedback. Before initiating a motor action, the brain uses the body schema to plan and sequence the necessary movements. Therefore, embodiment in a self-avatar with a different morphology, such as one with deformed proportions, could lead to changes in motor planning and execution. In this study, we aimed to measure the effects on movement planning and execution of embodying a self-avatar with an enlarged lower leg on one side. Thirty participants embodied an avatar without any deformations, and with an enlarged dominant or non-dominant leg, in randomized order. Two different levels of embodiment were induced, using synchronous or asynchronous visuotactile stimuli. In each condition, participants performed a gait initiation task. Their center of mass and center of pressure were measured, and the margin of stability (MoS) was computed from these values. Their perceived level of embodiment was also measured, using a validated questionnaire. Results show no significant changes on the biomechanical variables related to dynamic stability. Embodiment scores decreased with asynchronous stimuli, without impacting the measures related to stability. The body schema may not have been impacted by the larger virtual leg. However, deforming the self-avatar's morphology could have important

implications when addressing individuals with impaired physical mobility by subtly influencing action execution during a rehabilitation protocol.

4.3 Introduction

The body image is defined as a conscious internal representation of the body, constantly updated by integrated multisensory stimuli, conceptual knowledge and emotions pertaining to the body (Fuchs *et al.*, 2016; Preston & Newport, 2011). Virtual reality (VR) allows experimental manipulation of the body image by controlling the appearance of an embodied virtual body, also called self-avatar. Embodiment is the illusion of owning, feeling, and controlling a body different from the original, physical one (Kilteni *et al.*, 2012a), which is achieved by providing synchronized multisensorial feedback to the real body and the self-avatar ((Tsakiris, Prabhu & Haggard, 2006; Walsh *et al.*, 2011)). Multiple evidence have shown that embodiment can be induced over a body, or part of a body, with a morphology different from that of the user (skin color, limb/self-avatar size, additional limb, etc.) (Kilteni *et al.*, 2012b; Charbonneau *et al.*, 2017; Banakou *et al.*, 2013; Normand *et al.*, 2011; Laha *et al.*, 2016; Steptoe *et al.*, 2013; Won *et al.*, 2015; Kondo *et al.*, 2018b; Kilteni *et al.*, 2013), confirming the plasticity of the body image. The body schema, in turn, is defined as an unconscious dynamic representation of the body segments to act through the environment, necessary to guide the motor commands (Preston & Newport, 2011), (Haans & IJsselstein, 2012). To generate the appropriate motor command, a decision process has to be made. According to multiple sensorimotor theories describing multisensory-motor integration by the human brain (Optimal Feedback Control theory, Active Inference theory or Bayesian Decision theory) (Camponogara, 2023), the decision problem is defined by the knowledge of our body and environment, and the knowledge of our objectives (Körding & Wolpert, 2006). The planning of an action is thus directly influenced by the self-perception of the body (Körding & Wolpert, 2006). Consequently, modulating the self-avatar's morphology, like its virtual limb size and shape, may impact how the user performs an action. Indeed, the prediction of an action in forward internal models may involve not only multimodal feedbacks, but also internal knowledge about the configuration and length of the

limbs (Tajadura-Jiménez *et al.*, 2015b). Changes in the proportions of an embodied virtual limb have shown modifications in which users perceive their surroundings (Banakou *et al.*, 2013) and the localization of the limbs impacted by the deformation, even if the deformation is not consistent with normal body proportions (Kiltēni, Grau-Sánchez, Veciana De Las Heras, Rodríguez-Fornells & Slater, 2016; Tajadura-Jiménez *et al.*, 2015b). However, how motor execution and action planning adapt following embodiment in a self-avatar with a morphological deformation of one localized limb remains unknown. Moreover, previous studies only focused on deforming virtual upper limbs. Deforming the proportions of only one virtual leg would allow to investigate how the central nervous system (CNS) integrates a deformed self-avatar to control balance during dynamic tasks. Therefore, in this study, we aimed at deforming the self-avatar to modify the subsequent movement planning and execution by enlarging the circumference of one virtual lower leg. Embodiment in a self-avatar larger than the user's body leads to congruent weight-related behavior, as demonstrated in an experiment where participants embodied in an overweight self-avatar took longer to perform a locomotor imagery task (Dupraz *et al.*, 2023). Enlarging one virtual leg could thus change the user's weight perception over the virtual limb, creating kinetic and kinematic compensations for an added load on one side of the body. Observing motor compensations would be an indication that self-perception of a deformed virtual body impacts the user's body schema during a dynamic task. This could have implications in motor rehabilitation, gradually encouraging patients to perform motor tasks. Indeed, injuries to the brain or nervous system can alter both body image and schema, affecting movement planning, preparation, and execution [20]. Incorporating a larger virtual limb into the body schema to change the perception of the affected leg weight may assist them in progressively displacing their body weight towards their affected side (Caderby *et al.*, 2017), improving daily motor task performance.

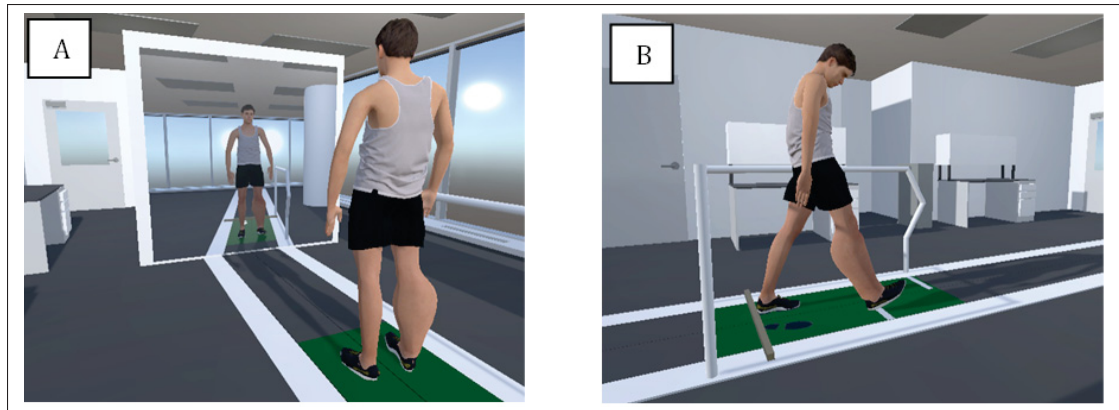


Figure 4.1 Third-person view of an avatar with an enlarged shank in the virt environment. (A) looking at the distortion in a virtual mirror. (B) performing a two-step gait initiation task

A gait initiation task was performed to analyse dynamic stability when embodying a self-avatar with one enlarged lower-leg. Gait initiation is a highly challenging task for the balance control system. It involves the integration of multisensorial stimuli emerging from the visual, vestibular and somatosensory systems (Day & Bancroft, 2018). Taking a step is a transition from a static to a dynamic state and requires a close coordination between balance and movements (Yiou *et al.*, 2017). Any changes in the body schema induced by the perception of a heavier leg would thus change how the CNS controls balance and plans the gait initiation task. In order to avoid falling, the subject has to elicit dynamic changes to complete the step. Moreover, the planning of movement can be observed during a brief period preceding the first step : the anticipatory postural adjustments (APA). A previous study established a direct link between the body image and APA parameters (Fabre *et al.*, 2020). The authors studied the impact of improving the body image accuracy of obese participants (known to have impairments in the APA and balance stability) on the lateral forces exerted onto the ground just before and during the APA. Participants showed an increased balance control and a decreased duration of the shear forces, showing that modifying the body image influences motor control during step preparation. In order to ascertain that any observed motor modifications are not the result of altered visual feedback but of embodiment in an self-avatar with a distorted morphology, two different levels of embodiment are induced. It has been demonstrated that even if visuomotor stimuli are the

strongest to generate embodiment towards a virtual body, a disruption of visuotactile stimuli can lower or break the illusion (Kokkinara & Slater, 2014). As such, high or low embodiment levels are induced by applying synchronous or asynchronous visuotactile stimuli, respectively. The main hypothesis is that participants will perceive their enlarged embodied leg as heavier and will initiate their gait as if a weight was added onto the leg. According to the literature, adding weight to one side of the body, by changing the initial center of mass location or adding a real weight to one side of the body during gait initiation, can impact the initial center of mass mediolateral location, the center of mass and center of pressure mediolateral amplitudes during APA and step execution (Caderby *et al.*, 2017), (Azuma, Ito & Yamashita, 2007), (Patchay & Gahéry, 2003), as well as the margin of stability defined by Hof *et al.* (Hof, Gazendam & Sinke, 2005). Mölbert *et al.* (Mölbert *et al.*, 2017) showed that participants tend to underestimate their weight while observing a realistic personalized avatar in a virtual mirror. Additionally, Wolf *et al.* (Wolf *et al.*, 2021) found that the degree of embodiment influences the perception of the self-avatar's weight, with higher embodiment correlating with lower weight estimations. Therefore, our experimental design requires using the same morphologically personalized self-avatar across all conditions to facilitate a comparison of the kinetic and kinematic effects of an enlarged shank. As such, our hypotheses were that :

H1 Participants will increase their body sway to compensate for a heavier leg, which will impact center of pressure and center of mass parameters related to dynamic stability.

H2 A higher sense of embodiment will increase the observed modifications on the center of pressure and center of mass.

4.4 Related work

Kilteni *et al.* (Kilteni *et al.*, 2012a) divided the sense of embodiment in three subcomponents : the sense of body ownership, the sense of self-location, and the sense of agency. The sense of body ownership refers to the attribution of the virtual body and implies that it is the source of the experienced sensations. The sense of self-location refers to the volume in space inside

which the user feels located. The sense of agency refers to the feeling of “*having global motor control, including the subjective experience of action, control, intention, motor selection and the conscious experience of will*” (Blanke & Metzinger, 2009). As supported by Serino et al. (Serino *et al.*, 2013) and Longo et al. (Longo, Schüür, Kammers, Tsakiris & Haggard, 2008), it could be argued that the perceptual and behavioral modulations observed when altering the self-avatar’s morphology result from the influence of one of the three embodiment senses.

4.4.1 Body ownership and body image

The sense of body ownership has been shown to be higher with increased avatar realism (Argelaguet *et al.*, 2016; Ogawa *et al.*, 2021, 2020; Latoschik *et al.*, 2017). Feeling ownership over a deformed self-avatar can change the participants’ body image. Normand et. al study (Normand *et al.*, 2011) shows evidence that embodying a self-avatar with a dramatic increase in belly size can be produced in VR. Synchronous visuotactile stimuli were applied by the participant itself with an adjustable rod on the belly. It resulted in participants’ body representations being changed towards the larger belly size. By also using visuomotor feedbacks in immersive VR, Banakou et al. (Banakou *et al.*, 2013) found that when embodying a self-avatar that is shorter in height than they are, participants overestimated the size of surrounding objects. Thus, as indicated by a body representation questionnaire, participants did not only feel ownership over a self-avatar with an altered size, but it impacted their body image and the way they evaluated their environment. These studies demonstrated that synchronous visuomotor and visuotactile feedback with a deformed virtual body can bias somatosensory perception, thus modifying the body image. In accordance with Kokkinara et al. (Kokkinara & Slater, 2014), Normand et al. (Normand *et al.*, 2011) also showed that combining asynchronous visuotactile stimuli with synchronous visuomotor stimuli lead to lesser ownership towards the deformed self-avatar. Regarding the present project, lowering the embodiment level can be performed by touching the real body without seeing the self-avatar being touched. The tactile stimuli will be done by the experimenter so that participants have more difficulty to predict when the next stroke will be, which is known to increase the ownership in the self-avatar (Normand *et al.*, 2011).

4.4.2 Self-location and proprioceptive drift

The sense of self-location in a deformed self-avatar, on the other hand, can generate a localization bias of the real limb towards a distorted matching virtual limb, also called a proprioceptive drift (Serino *et al.*, 2013). In Tajadura-Jiménez *et al.* (Tajadura-Jiménez *et al.*, 2015b) experiment, blindfolded participants had to tap with their hands on a table. The tapping-sound feedback were modulated to give the illusion that they originated at double the distance to the real tapping locations. It resulted that the manipulated tapping sounds distance modified the participants perceived arm's length. The authors concluded that the participants' arm representation evoked by auditory, tactile, and proprioceptive stimuli updated their forward internal models of sensorimotor integration. Kilteni *et al.* (Kilteni *et al.*, 2016) also asymmetrically deformed a self-avatar's upper limbs by lengthening its dominant arm in VR up to four times its initial length. Visuomotor and visuotactile stimuli were applied to the dominant hand. Results showed that participants felt a proprioceptive drift correlated to the length of the arm. The ownership illusion was experienced over the virtual arm during the entire experiment, although it decreased with the arm's length. These studies showed that embodiment in a deformed body diverging from normal human morphology is possible when synchronous and congruent multisensorial stimuli are present. Embodiment in these deformed avatars led to changes in the participants' body images, indicating that, in the context of the present project, enlarging one self-avatar's leg could also led to changes in the body representation.

4.4.3 Agency and shaping of the body schema

Finally, the sense of agency could be associated with changes in the shaping of the body schema (D'Angelo, Di Pellegrino, Seriani, Gallina & Frassinetti, 2018), (Welnarz, Worbe & Gallea, 2021). Indeed, feeling agency over a self-avatar with a distorted morphology has been proven to modulate motor control and prediction. Similarly to our work, one study (Bernardi *et al.*, 2013) observed hand kinematics when changing its size during a reach-to-grasp task. During the experiment, participants had to reach for a plastic cylinder target situated on the table in front of them. Participants could see visual feedback of their hand via a monitor which showed a normal,

shrunk or enlarged hand, while the real hand was hidden when it made contact with the target. It resulted in the participants decreasing their maximum grip aperture when enlarging the hand's size, and this modification was not due to a mismatch between the fingers and the target positions. They demonstrated that changing the size of the hand updated the body representation employed for motor control, in other words the body schema, which in turn modified the hand's kinematics. The authors also estimated that the visual feedback dominated proprioception in this experiment. However, even if this kind of apparatus has been shown to elicit some sense of body ownership (Newport *et al.*, 2010), no measures of embodiment were made in this experiment. In Kondo *et al.* (Kondo *et al.*, 2018a), participants could feel embodied in an invisible body with one longer arm. Despite no alteration in their center of gravity, participants increasingly utilized the elongated arm. A recent work by Buetler *et al.* (Buetler *et al.*, 2022) progressively changed the skin color of the virtual arm so that it looked like stone by using VR. Visual, auditory, and tactile simultaneous stimuli were given by a (virtual) hammer. Changes in motor brain network were studied by applying single-pulse transcranial magnetic stimulation (TMS) over the primary cortex. The results showed that the participants experimenting the stone illusion rated their arm as colder, stiffer, and heavier without diminishing the level of embodiment. The more the participants felt their arm turning into stone, the more enhanced was their cortical excitability. This may indicate that participants "*physically mirrored the embodied characteristics of the stone avatar*". Moreover, participants performed a dynamic task by reaching vertically appearing targets as fast and accurately as possible. Results were that participants with a stone arm were slower to reach their maximum speed at the beginning of the reaching task. They suggested that the level of embodiment generated by multisensorial feedback may impact motor control. Taken together, these studies show strong evidence that distorting the self-avatar's morphology by enlarging one lower limb could affect the user's body schema and subsequently the kinematic and kinetic during a gait initiation. Moreover, the three embodiment subcomponents, although independently contributing to the sense of embodiment, are strongly linked, and a disruption of one could impact another (Kilteni *et al.*, 2012a), (Serino *et al.*, 2013). In the context of this study, feeling ownership in a larger leg could lead to a perception of an added weight. The associated sense of agency could thus be affected which could in turn translate in motor modifications.

There is also evidence of embodiment impacting postural control. For example, Imaizumi et al. (Imaizumi, Asai & Koyama, 2016) showed that a prosthetic arm stabilizes body posture when it is embodied whereas it perturbs body posture when it is not. Nevertheless, our main question remained : would participants' body schema be impacted when owning and controlling a self-avatar with a lower-limb deformation ? Would the planning of the movement be modified to adapt to their new body ? Previous studies only focused on deforming the virtual upper body. Targeting a deformation on the virtual legs would enable to acquire unintended kinetic modifications in the participants' motor output using force-plates. Moreover, the gait initiation task allows to analyze the preparation of the movement through the APA. This study would thus be the first to analyze kinematic and kinetic data during the preparation of a movement when embodying a deformed avatar.

4.5 Experimental Overview

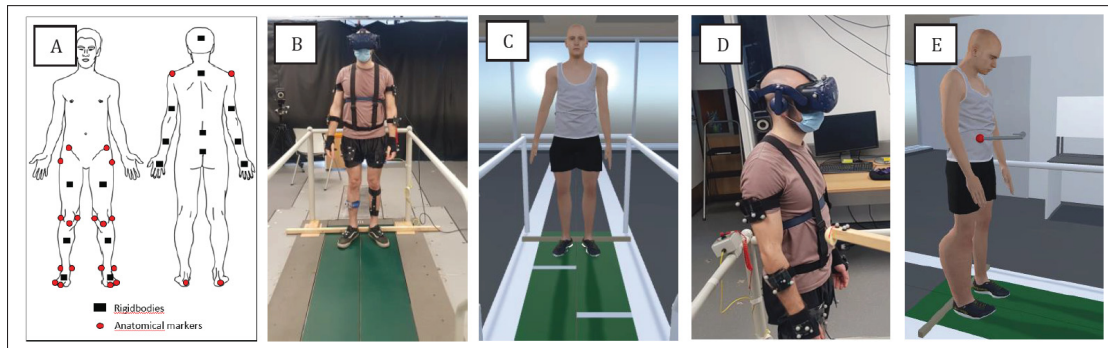


Figure 4.2 Calibration phase of the experiment : (A) Schema of rigidbodies and anatomical markers positioning. (B) Participant wearing the markers and HMD with his heels touching the wooden bar. (C) Participant's avatar in the same position with two foot-placement targets displayed on the virtual treadmill in front of him (right). (D) Participant being touched on the abdomen by the visuotactile stick. (E) Avatar being touched by the virtual visuotactile stick

4.5.1 Gait initiation terminology

Gait initiation is known to be a highly challenging task due to the coordination of skeletal muscles of the entire body and the integration of multisensorial stimuli. Thus, it has been thoroughly studied in populations with sensory motor deficits which are more exposed to the risk of fall. Gait initiation is a transitory period between quiet standing and dynamic walking. When standing still, the body remains stable as long as the vertical projection of the center mass falls within the base of support (BoS), which is the area including all points of contact made by the feet ((Day & Bancroft, 2018), (Yiou *et al.*, 2017)). The center of mass (CoM) is the point where the mass of the whole body is concentrated. During the stance period, the CoM is positioned roughly above the BoS (Yiou *et al.*, 2017). The center of pressure (CoP) is defined as the barycenter of the ground reaction forces generated by the feet on the ground (Yiou *et al.*, 2017). To be stable during quiet standing, the CoP should be maintained in small elliptical areas of the BoS called the high and low preference zones. Outside of these zones, body posture has to change in order to maintain balance [45]. When lifting a foot, as all the ground reaction forces are positioned beneath the stance leg, the CoP will move towards it. The balance is then challenged as a gap is created between the CoP and the CoM. This gap causes a disequilibrium followed by a fall towards the lifted leg. This fall is then mainly braked by the landing foot (Yiou *et al.*, 2017). By convention, the leg executing the first step is defined as the swing leg, while the contralateral leg is the stance leg ((Day & Bancroft, 2018), (Yiou *et al.*, 2017), (Caderby *et al.*, 2017)). Gait initiation is decomposed into two successive phases : a postural phase before the foot lifts the ground (APA phase) where the APA can be observed, followed by a step execution phase (EXE phase) ending when the foot touches back the ground (Caderby *et al.*, 2017). On the anteroposterior axis, the APA include a backward CoP shift promoting the initial forward propulsive forces to propel the CoM forwards. On the mediolateral axis, the APA serve to counter imbalance before even lifting the swing foot. The mediolateral APA include a CoP shift towards the swing leg, which enables the CoM to shift on the stance leg. The CoM is thus relocated above the BoS, which avoids falling (Yiou *et al.*, 2017). The mediolateral CoP shift is attributed to the loading of the swing leg associated with the activation

of swing leg hip adductors (Yiou *et al.*, 2017). Finally, kinetics and kinematics observed during APAs are predictive of motor performance on the anteroposterior axis, and predictive of the postural stability on the mediolateral axis (Yiou *et al.*, 2017).

4.5.2 Materials and Methods

4.5.2.1 Apparatus

The experiment took place in our biomechanics laboratory, within which a split-belt treadmill with two integrated force-plates (148 (L) x 66 (W) cm, model DBCEEWI, Advanced Mechanical Technology Inc, Waterdown, MA, USA) was used to register the left and right ground-reaction moments and forces when performing the gait initiation. The belts of the treadmill remained static during the entire experiment and safety bars were situated on the left and right side of the participant (Figure 4.2(B)). Two desktop PCs were used : one dedicated to motion capture (MoCap) and another one to display the virtual environment (VE) in a head-mounted display (HMD). The MoCap PC was equipped with a 4GB Nvidia Quadro M2000 graphic card (Nvidia, Santa Clara, CA, USA) and an Intel Xeon v6 processor E3- 1285 v6 (Intel Corporation, Santa Clara, CA, USA), with 32 GB of memory and a 500 GB SSD. The MoCap system included 12 Vicon T20-S optoelectronic cameras (Vicon Motion Systems Ltd, Yarnton, UK). Sixteen rigid bodies, each containing clusters of three to four reflective markers, were placed on the participants with Velcro straps. They were positioned on 15 segments of the body (head, hands, arms, forearms, upper torso, pelvis, thighs, shanks, and feet) to animate the avatar in real time. In addition, 22 reflective markers were placed at specific anatomical positions to record kinematic data (Figure 4.2(A)). The kinematic and kinetic data were sampled by Vicon Tracker 3.6 software at a rate of 200 Hz. Vicon Pegasus Advanced 1.2 was used to retarget the movements of the user onto the avatar. The VE PC was equipped with a 8GB Nvidia GeForce RTX 3070 graphic card (Micro-Star International, Chungho, Taiwan) and an Intel Core i9-11900 processor, with 64 GB of memory and a 1000 GB SSD. The HMD used by the participants to visualize the avatar from the first-person perspective (1PP) was the HTC Vive Pro Eye (High Tech Computer Corporation,

Taoyuan City, Taiwan). The calculated motion-to-photon latency was 76.6 ms, using the same measurement equipment and method as in Charbonneau et al. (Charbonneau *et al.*, 2017).

4.5.2.2 Personalized self-avatar, virtual environment, and leg deformation

The work of Desbois et al. (Desbois *et al.*, 2017) was used to generate an avatar with a morphology close to that of the participant. In their study, they validated the use of six anthropometric measures to create a human parametric model with MakeHuman 1.1.0. The anthropometric parameters that were used were the height, weight, age and the circumferences of the neck, bust and waist. The gender, skin color and hair shape and color were also matched to those of the participant. The anatomic measures were taken in compliance with the Anthropometric Survey of U.S. Marine Corps personnel (Gordon *et al.*, 2013). The virtual environment was modeled and rendered using the Unity game engine (Unity v2019.4.20, Unity Software Inc., San Francisco, CA, USA). The participant's virtual leg deformation was an enlargement of the circumference of the mesh of the shank (lower leg), which was also produced in Unity by rescaling the shank to 180% along the mediolateral and anteroposterior axes. The three representations of the personalized self-avatar were : an avatar without any deformation (N), an avatar with an enlarged swing leg (LSW) and an avatar with an enlarged stance leg (LST).

4.5.2.3 Embodiment modulation

Visuotactile stimuli were produced with a foam sphere attached to a wooden stick. Three reflective markers were placed on the stick so that its movement could be followed in real-time by the MoCap cameras. A similar virtual stick was then displayed in the VE. In the synchronous conditions (S), participants could see the virtual stick touching their body at the same time the physical stick was touching them (Figure 4.2(D)). In the asynchronous conditions (AS), although participants could feel the physical stick touching them, the virtual stick was positioned in front of them (0.15 m offset on the anteroposterior axis). Visuotactile stimuli were given by stroking the participants 5 times on each thigh and on the left and rights sides of the abdomen.

4.5.3 Participants

Thirty participants were recruited (11 females, 19 males ; mean age : 27.8 ± 4.2 years ; mean height : 174.73 ± 11.10 cm ; mean weight : 71.79 ± 15.16 kg). Leg dominance was established by asking participants to kick a ball (26 right dominant leg). Participants included in this experiment had to be between 18 to 40 years old without any condition affecting their gait or balance. Other excluding criteria for this study were pregnancy, feeling pain in the lower limbs or motion sickness while playing video games. The highest attention to hygiene was given since this experiment was conducted during the COVID-19 pandemic (sanitizing every material in contact with the participant before and after the experiment, wearing a surgical mask at all times for the experimenter). All gave written consent after being informed of the procedure, which was approved by the École de technologie supérieure and the CHUM Research Center ethics committees (#20.421).

4.5.4 Protocol

The experiment was divided in two phases : a calibration phase to retarget the participant motion towards the avatar and measure the participant's preferred left and right step lengths, and a dynamic phase to study the impact of a leg deformation during a gait initiation task on the CoP and CoM. The dynamic phase is a 2x3 within-subjects experiment (Stimuli : synchronous, asynchronous ; Deformation : normal, large swing leg, large stance leg).

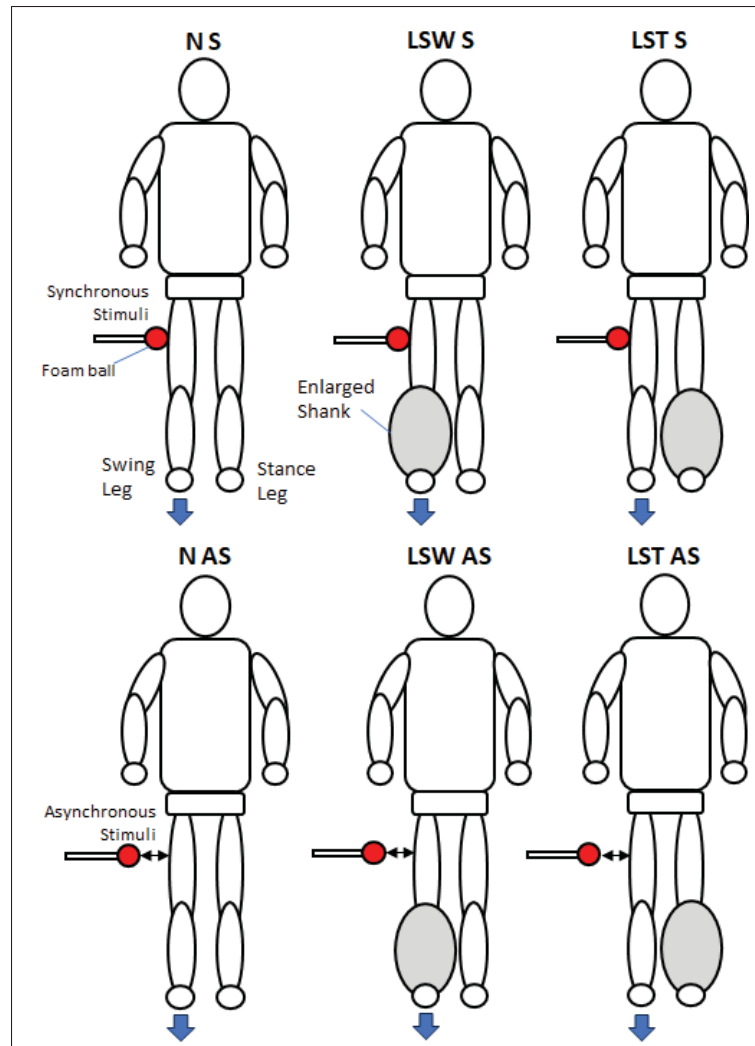


Figure 4.3 Avatar's schematic representation of the experimental conditions. **N** : normal avatar with no deformation. **LSW** : avatar with enlarged swing leg. **LST** : avatar with enlarged stance leg. **S** : synchronous stimuli. **AS** : asynchronous stimuli

4.5.4.1 Calibration phase

All the experimentations took place on the static treadmill. Participants were instructed to wear comfortable shoes. Once the retargeting of the participant's rigid body positions to the corresponding avatar's bone positions was performed using Vicon Pegasus, the VE was displayed

in the HMD. The VE was a replica of our laboratory. Participants could see their virtual body from a 1PP as well as in 3PP through their reflection in a virtual mirror located 2 meters in front of the treadmill. They were then asked to step backwards on the treadmill until their heels touched a wooden bar placed along the edge of the treadmill to ensure that the feet of all the participants were at the same starting position in the anteroposterior axis (Figure 4.2(B)). Participants were instructed to stand in a comfortable and natural upright posture with their arms alongside their trunk. The position and orientation of their feet were registered during 3s and a footprint image was displayed under their feet in the VE. This enabled participants to start each trial from the same initial stance width and foot orientation. Next, participants had to perform three familiarization trials by initiating gait in a two-step sequence, taking the first step with their dominant leg. This was followed by a series of six gait initiation tasks, from which the mean step lengths of the two steps were calculated. White lines were displayed at these step-length distances as targets for subsequent trials.

4.5.4.2 Dynamic phase

In the dynamic phase, participants wore the HMD and viewed one of the three avatars described in section 3.2.2 from a 1PP and 3PP (in mirror). They again were asked to step forward on the treadmill and lift their legs and arms while observing their self-avatar in the virtual mirror, for a period of 60 seconds. This was followed by a series of 40 trial of gait initiation, in a two-step sequence. Before each trial, synchronous or asynchronous visuotactile stimuli were pseudo-randomly applied (20 trials with each), as described in section 3.2.3 (Figure 4.3). A first “beep” sound (440 Hz sinusoidal signal) then indicated that the participants had to stand still on their virtual initial footprints with their head straight and their arms in a “T-pose” (both arms perpendicular to the trunk). Three seconds after the first signal, a second “beep” sound (825 Hz sinusoidal signal) (GO signal) indicated to the participants to initiate gait in a two-step sequence, always starting with their dominant leg (Figure 4.1(B)). Participants were instructed to touch the foot placement targets with their heels. Foot placement targets were pseudo-randomly placed at either 80% or 100% of the participants’ initial step length. Randomly changing the step length

prevented any habituation in the dynamic task. Handrails on both sides of the treadmill were available when returning to the initial position, but they could not be used during gait initiation. Participants then removed the HMD and rested for at least five minutes. During this time, they had to fill the embodiment questionnaire of Peck & Gonzalez-Franco (Peck & Gonzalez-Franco, 2021) (see section 3.5.3) and walk around the room to eliminate any habituation to the previous avatar. The procedure was repeated for the other two avatars, for a total of 120 trials. The order of presentation of the avatars was randomized.

4.5.5 Measures

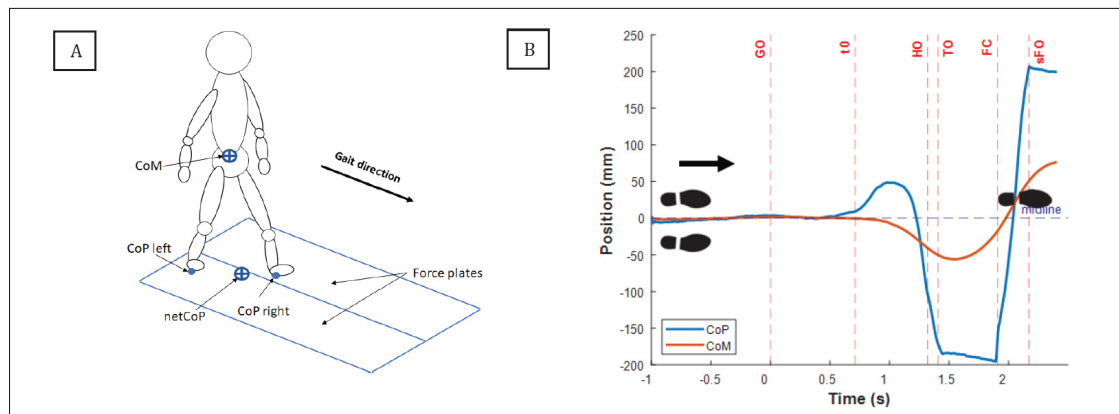


Figure 4.4 (A) Representation of selected basic notions for gait initiation in biomechanics. Note that net center of pressure (netCoP) is the net response from the individual CoP for each force plate (CoP right and CoP left). CoM : Center of mass. (B) Example of the mediolateral CoP and CoM positions from the GO signal to the foot strike of the stance leg (sFO) during gait initiation. to : beginning of the gait initiation. HO : swing foot heel-off. TO : swing foot toe-off. FC : swing foot strike

4.5.5.1 Subjective questionnaires

After each condition, the subjective feeling of embodiment of the avatar was measured using the standardized questionnaire proposed by Peck & Gonzalez-Franco (Peck & Gonzalez-Franco, 2021), which comprises 16 questions divided in sub-scales : Appearance, Response, Ownership, and Multisensory. A sub-score was computed by averaging the scores from each sub-category. A

final embodiment score was then computed by averaging the sub-scores. Using this four-category embodiment questionnaire integrates components like agency and localization, acknowledging their importance within broader aspects of embodiment (Peck & Gonzalez-Franco, 2021). The ownership and multisensory sub-scores were thoroughly analyzed, as they integrate the self-avatar attribution and its motor control. To verify for any simulator sickness that the participants may be experiencing during the experimentations, the following three questions were also asked after each condition : “*I felt vertigo when looking down in the virtual environment*”, “*I felt headaches during the experiment*” and “*I felt nauseous during the experiment*”. At the end of the final condition, participants were asked an additional question : “*Did you perceive your leg to be heavier when it was virtually enlarged ?*” All questions were presented and answered on a tablet, rated on a 7-point Likert scale from 1 (strongly disagree) to 7 (strongly agree) in randomised order.

4.5.5.2 CoP and CoM calculations

The CoM and CoP were analysed from the stationary standing position to the instant where the swing foot takes off the ground. By convention, the CoM and CoP displacements were considered positive when directed forward and towards the swing leg-side. The initial CoM and CoP positions were shifted according to the CoP average values 250ms before the GO signal (Caderby *et al.*, 2017). As the participant was in a T-pose at the GO signal, they initiated the gait while lowering the arms. This created a surperimposition of motor tasks. According to Yiou (Yiou, 2012), APAs are then adapted to facilitate both whole body progression and postural stability. The anteroposterior and mediolateral CoP coordinates were calculated from force-plate data in accordance with the manufacturer’s instructions (AMTI Manual). The COP on the anteroposterior and mediolateral axis are defined by these equations (Lafond, Duarte & Prince, 2004) :

$$CoP_x = \frac{-My + Fx \cdot Z_{offset}}{Fz} + X_{offset} \quad (4.1)$$

$$CoP_y = \frac{Mx + Fy \cdot Z_{offset}}{Fz} + Y_{offset} \quad (4.2)$$

Where F is the reaction force, M the moment and x, y, and z are the mediolateral, anteroposterior and vertical axis, respectively. Xoffset, Yoffset, Zoffset are the offsets from the geometric center of the force platform (supplied by the manufacturer). The CoP AP and ML net response of both were calculated as described in Winter et al. study (Winter, Prince, Stergiou & Powell, 1993) (Figure 4.4(A)). The AP and ML CoM coordinates were calculated from the kinematic data, based on Winter's work (Winter, 2009). Winter calculated the mass of each body segment as a percentage of the total body mass, and the location of the center of mass of each segment as a percentage of the segment length from the proximal end. Thus, the body CoM can be located by following precise anatomical markers' locations in real-time. The total body CoM is defined as (Figure 4.4(A)) :

$$CoM_{Total} = \sum_{i=1}^n CoM_i \cdot M_i \quad (4.3)$$

Where n is the number of total segments identified on the body (7 in our study). The head, arms and trunk (HAT) were considered as a single segment to avoid marker interferences on the upper body. The rest of the body was divided in thighs, shins and feet. Details about the anatomical positions and the mass and CoM percentages can be found in Winter's study (Winter, 2009) (p. 86).

4.5.5.3 Temporal events

Temporal events were determined from the kinetic and kinematic data from the stationary standing position to the instant where the stance foot takes off the ground. The initial baseline values were estimated by averaging kinetic and kinematic data during the 250 ms period preceding the "GO" signal (Caderby *et al.*, 2017). Gait initiation (t0) was detected when the mediolateral CoM acceleration went above 2.5 standard deviations from its baseline value

(Caderby *et al.*, 2017). The instant when the heel of the swing foot (heel-off : HO) and instant when the toe of the swing foot left the ground (toe-off : TO) were defined as the instants when the vertical positions of the heels and toes markers increased by 3 mm from their baseline values, respectively (Yiou, Fourcade, Artico & Caderby, 2016). The instant of foot contact (FC) was detected when the vertical reaction forces of the swing foot exceeded 10 N ; and the time when the toe of the stance leg left the ground (stance toe-off : sTO) when the vertical reaction forces were inferior to 10 N (Yiou *et al.*, 2016) (Figure 4.4(B)).

4.5.6 Data Analysis

The kinematic data processing was performed using Vicon Nexus 2.8 software. Algorithms to compute the resulting kinematic and kinetic parameters were run in postprocessing using a custom-made program in Matlab TM (version R2021B, The MathWorks Inc., Natick, USA).

4.5.6.1 Biomechanical variables

To calculate the CoM and CoP positions, kinetic and kinematic data were low-pass-filtered using a Butterworth filter 10 Hz and 15 Hz cut-off frequencies, respectively (Yiou *et al.*, 2016). The identification of temporal events on the CoM and CoP enabled to collect the following biomechanical dependent variables. These variables were identified in previous studies as being significantly different when adding weight on the hips swing leg side (Caderby *et al.*, 2017) or when changing the initial location of the CoM towards the swing leg side (Azuma *et al.*, 2007). The APA duration started from t0 to HO and the EXE duration from HO to FC ((Caderby *et al.*, 2017), (Azuma *et al.*, 2007)). The ML CoP amplitude was characterized by the maximal CoP shift towards the swing leg during the APA (Caderby *et al.*, 2017). The ML CoM amplitude was defined by the maximal CoM shift towards the stance leg ((Caderby *et al.*, 2017), (Azuma *et al.*, 2007)). The ML and vertical CoM velocities was calculated at time of FC ((Yiou *et al.*, 2017), (Caderby *et al.*, 2017), (Azuma *et al.*, 2007)). The peak amplitude of ML vertical force on the swing foot side was calculated in percent of body weight. The initial location of the CoM (adjusted as described previously in the “CoP and CoM calculations” section) was calculated by

averaging the values during the 250ms preceding the GO signal, with positive values defined as a displacement towards the swing leg (Caderby *et al.*, 2017). The mediolateral dynamic stability was calculated using the concept of margin of stability (MoS) developed by Hof *et al.* (Hof *et al.*, 2005) and applied to gait initiation by Caderby *et al.* (Caderby *et al.*, 2017). On the basis of an inverted pendulum model, the position of the CoM plus its velocity time a factor (called the “extrapolated CoM”) should be within the BoS. The extrapolated CoM and BoS were calculated as described in the study of Caderby *et al.* (Caderby *et al.*, 2017). A negative MoS value indicates mediolateral instability which can only be countered by a corrective action to keep balance.

4.5.6.2 Statistical analysis

For the dynamic phase, a two-way repeated measures ANOVA was performed on the data, where the within-subject factors were Stimuli (synchronous, asynchronous) and Deformation (normal, enlarged swing leg, enlarged stance leg). Then, normality was tested separately on the residuals of each biomechanical ratio variable using a Shapiro-Wilk test at 95% confidence level. If normality wasn't met for at least one condition, an aligned rank transform (ART) procedure was performed on the non-parametric data, followed by a two-way repeated measures ANOVA, as indicated by Wobbrock *et al.* (Wobbrock, Findlater, Gergle & Higgins, 2011). This procedure allowed to observe main effects and interactions between the two factors. When yielding a significant within-subject effect, pairwise comparisons with a Bonferroni correction were applied following the ART-C procedure (an extension of ART to facilitate post-hoc comparisons) (Elkin, Kay, Higgins & Wobbrock, 2021). Regarding questionnaire results, the same ART procedure was performed on each ordered categorical variable to investigate the influence of the avatar deformation on the sense of embodiment. The alpha level was set at 0.05 to indicate statistical significance. The IBM SPSS v.29 software was used for data analysis and to plot the results.

4.6 Results

4.6.1 Subjective questionnaires

Due to a software error, some questions could not have been presented to the first 7 participants. Thus, questionnaires have been answered by 23 participants. The different scores have been compiled accordingly.

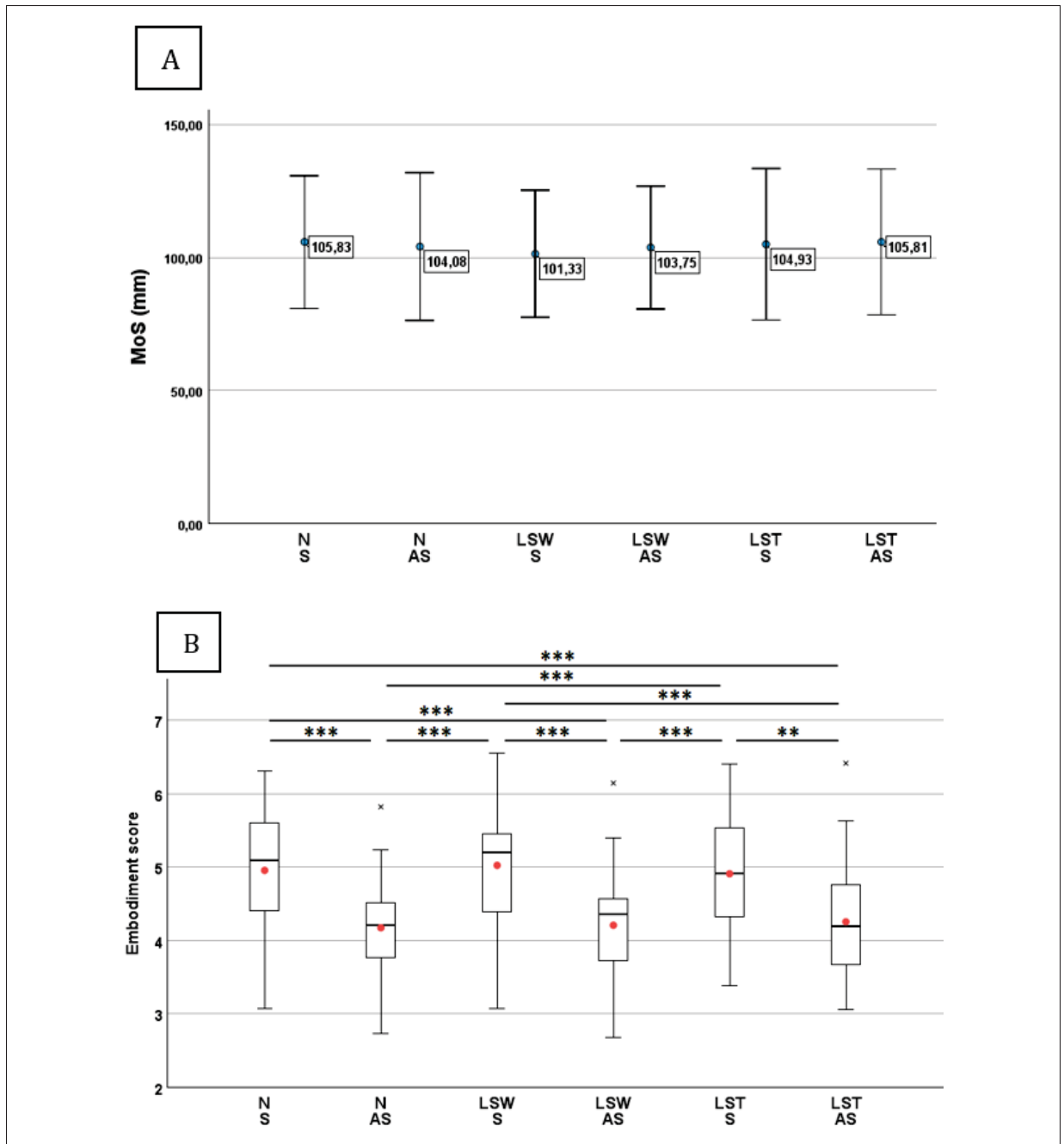


Figure 4.5 (A) The margin of stability during the gait initiation for each condition (negative values indicate an instability). Error bars represent ± 1 SD. (B) Boxplot of the embodiment scores under the six conditions. N S : normal avatar with synchronous stimuli. N AS : normal avatar combined with asynchronous stimuli. LSW S : avatar with an enlarged swing leg combined with synchronous stimuli. LSW AS : avatar with an enlarged swing leg combined with asynchronous stimuli. LST S : avatar with an enlarged stance leg combined with synchronous stimuli. LST AS : avatar with an enlarged stance leg combined with asynchronous stimuli. **, *** : significant difference with $P < 0.01$ and $P < 0.001$, respectively

4.6.1.1 Embodiment

The embodiment questionnaire showed significant differences between conditions for the sense of embodiment (Deformation (D) : $F=0.520$, $P=0.598$, $p\eta_p^2=0.023$; Stimuli (S) : $F=32.022$ $P<0.001$, $p\eta_p^2=0.593$; Interaction (I) : $F=0.420$, $P=0.660$, $p\eta_p^2=0.019$). Pairwise comparisons indicated that the sense of embodiment in the condition with a normal avatar with synchronous stimuli ($Md=5.09$) was significantly higher than in all the conditions with asynchronous stimuli (N AS : $Md=4.35$, $t=5.541$, $P < 0.001$; LSW AS : $Md= 4.92$, $t=4.619$, $P < 0.001$; LST AS : $t=4.973$, $P < 0.001$). With an enlarged swing leg and synchronous stimuli, embodiment was higher than in all the conditions with asynchronous stimuli (N AS : $Md=4.35$, $t=-23.6605$, $P < 0.001$; LSW AS : $Md= 4.92$, $t=4.594$, $P < 0.001$; LST AS : $Md=4.2$, $t=5.265$, $P < 0.001$). And with an enlarged stance leg with asynchronous stimuli, embodiment was higher than in all the conditions with asynchronous stimuli (N AS : $Md=4.35$, $t=-4.774$, $P < 0.001$; LSW AS : $Md= 4.92$, $t=-3.945$, $P < 0.001$; LST AS : $Md=4.2$, $t=3.487$, $P = 0.002$). Figure 4.5(B) shows the mean score and 1 SD for each condition. As for the ownership subscale, results show an impact of the stimuli (D : $F=0.520$, $P=0.598$, $\eta_p^2=0.166$; S : $F=32.022$ $P<0.001$, $\eta_p^2=0.493$; I : $F=0.420$, $P=0.660$, $\eta_p^2=0.002$; $Md(S)\geq 5.5$, $Md(AS)\leq 5.17$). Finally, the multisensory subscale also show an impact of the stimuli (D : $F=0.367$, $P=0.695$, $p\eta_p^2=0.016$; S : $F=54.838$ $P<0.001$, $p\eta_p^2=0.714$; I : $F=0.790$, $P=0.460$, $p\eta_p^2=0.035$; $Md(S)\geq 5.83$, $Md(AS)\leq 4.17$).

4.6.1.2 Simulator sickness and weight perception

No differences were observed between conditions in the cybersickness questions, each one resulting in low scores [headache : (D : $F=0.066$, $P=0.936$, $p\eta_p^2=0.003$; S : $F=0.431$, $P=0.518$, $p\eta_p^2=0.019$; I : $F=1.111$, $P=0.338$, $p\eta_p^2=0.048$), $Md\leq 2$; nausea : (D : $F=0.326$, $P=0.724$, $p\eta_p^2=0.015$; S : $F=4.136$, $P=0.054$, $p\eta_p^2=0.158$; I : $F=2.236$, $P=0.119$, $p\eta_p^2=0.092$), $Md=1$; vertigo : (D : $F=0.484$, $P=0.620$, $p\eta_p^2=0.022$; S : $F=3.101$, $P=0.092$, $p\eta_p^2=0.124$; I : $F=1.447$, $P=0.246$, $p\eta_p^2=0.062$), $Md\leq 2$]. The weight perception question showed a mean score of 4.61 ± 1.20 on the 7-point Likert scale.

4.6.1.3 Dynamic phase

A total of 120 trials per participant were analysed. After analysis, 5% of all trials for the dynamic phase were rejected due to missing markers or anticipated movements from the participants before the GO signal, that had not been detected by the experimenter. Table 4.1 presents the mean values and standard deviations for the different variables, across the 20 trials of each condition. No variables yield a significant main or interaction effect.

Tableau 4.1 Means and standard deviations of the dynamic variability of the twenty steps at normal and short lengths. (a) APA duration. (b) Step execution duration. (c) Maximal amplitude of the mediolateral CoP. (d) Minimal amplitude of the mediolateral CoM. (S) Mediolateral CoM velocity at heel-off. (f) Vertical CoM velocity at foot contact. (g) Peak amplitude of the mediolateral vertical force in percentage of bodyweight on the dominant side. (h) Initial position of the CoM (positive values indicate a displacement towards to the dominant leg side). (i) Margin of stability. (D) : deformation effect. (S) : stimuli effect (I) : interaction effect for the ANOVA results. Negative values indicate a displacement or a velocity directed towards the stance leg. F : ratio of variability between groups. η_p^2 : partial eta squared values

	Normal S	Normal AS	Large SW S	Large SW AS	Large ST S	Large ST AS	F	p value	η_p^2
APA duration (s) ^a	0.629 (0.114)	0.625 (0.108)	0.635 (0.110)	0.624 (0.103)	0.629 (0.095)	0.634 (0.108)	0.225 0.103 0.412	0.639(D) 0.902(S) 0.664(I)	0.004(D) 0.008(S) 0.014(I)
EXE duration (s) ^b	0.494 (0.057)	0.501 (0.076)	0.494 (0.061)	0.497 (0.065)	0.491 (0.054)	0.498 (0.066)	2.296 0.205 0.117	0.141(D) 0.815(S) 0.890(I)	0.007(D) 0.073(S) 0.004(I)
Amp CoP ML (mm) ^c	36.77 (16.24)	35.20 (17.02)	34.67 (15.96)	34.91 (15.96)	36.65 (15.53)	35.40 (14.10)	0.572 0.295 1.060	0.567(D) 0.591(S) 0.353(I)	0.024(D) 0.025(S) 0.012(I)
Amp CoM ML (mm) ^d	-62.15 (18.53)	-61.21 (20.12)	-60.92 (20.05)	-60.69 (19.38)	-61.92 (18.85)	-61.63 (18.81)	0.261 0.316 0.043	0.613(D) 0.730(S) 0.958(I)	0.011(D) 0.009(S) 0.001(I)
CoM ML velocity FC (mm.s) ^e	177.98 (41.86)	185.89 (39.21)	180.99 (44.13)	186.09 (34.12)	178.69 (41.06)	177.99 (42.96)	1.587 0.541 0.424	0.218(D) 0.585(S) 0.656(I)	0.018(D) 0.052(S) 0.014(I)
CoM Z velocity FC (mm.s) ^f	83.90 (21.66)	85.08 (22.37)	88.08 (24.50)	85.06 (23.56)	79.65 (21.85)	84.12 (23.10)	0.373 1.856 1.814	0.079(D) 0.166(S) 0.172(I)	0.060(D) 0.013(S) 0.059(I)
Amp Fz ML (% bodyweight) ^g	68.29 (7.93)	67.68 (7.94)	67.27 (7.52)	67.48 (6.86)	68.66 (7.79)	67.62 (7.15)	1.038 0.914 0.610	0.317(D) 0.407(S) 0.547(I)	0.031(D) 0.035(S) 0.021(I)
Initiation CoM location (mm) ^h	6.05 (9.32)	5.35 (10.30)	6.00 (9.61)	6.47 (9.29)	5.33 (9.78)	6.11 (10.15)	1.593 1.070 0.955	0.217(D) 0.350(S) 0.391(I)	0.036(D) 0.052(S) 0.032(I)
MoS (mm) ⁱ	105.83 (24.92)	104.08 (27.80)	101.33 (23.89)	103.75 (23.12)	104.93 (28.51)	105.81 (27.32)	0.586 0.222 2.551	0.560(D) 0.641(S) 0.087(I)	0.020(D) 0.080(S) 0.081(I)

4.7 Discussion

This study investigated if participants' body schema could be altered by enlarging the circumference of one tibial segment. Enlarging the leg would make them feel like weight was added on one side of the body, thus modifying the planning and execution of a gait initiation task. As expected, embodiment scores decreased with asynchronous stimuli, and congruent visuomotor stimuli were strong enough to maintain sufficient level of embodiment, in agreement with Kokkinara et al. (Kokkinara & Slater, 2014). Interestingly, an enlargement of the swing or stance leg did not lower the embodiment. Participant thus felt their enlarged virtual leg as their own. The ownership and multisensory (including the sense of agency (Peck & Gonzalez-Franco, 2021)) subscales also decreased with asynchronous stimuli, independently from the deformation. These findings are in line with the study of Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2016), where one virtual arm was lengthened. Ownership was also retained with the deformation when given congruent visuomotor feedback. Some studies have found that incongruent visuotactile stimuli did not impact body ownership studies ((Kilteni *et al.*, 2016), (Normand *et al.*, 2011)), which contrast with our results. However, these studies used self-generated visuotactile stimuli which, according to Normand et al. (Normand *et al.*, 2011), might have augmented the predictability of the feedback (predicting when and where the next stimuli will be), which could have lowered embodiment. In our case, the visuotactile stimuli were applied by the experimenter, avoiding this situation. Participants first started the gait initiation with the CoM located toward the swing leg in all conditions, indicating that body weight was more distributed towards the swing leg, regardless of the virtual leg deformation (initial loading of the swing leg is known to increase when the CoM location is directed towards the swing leg (Azuma *et al.*, 2007)). This body weight shift did not transfer to the APA durations, amplitudes and mediolateral forces carried out by the swing leg, contrarily to studies analysing the impact of the initial mediolateral CoM and CoP location on gait initiation ((Azuma *et al.*, 2007), (Patchay & Gahéry, 2003), (Mille & Mouchnino, 1998)). Thereby, it could be assumed that the participants' initial postures and gait preparation weren't modified when embodying a large leg. Altogether, results indicate that action planning was not impacted by the self-avatar's larger leg. Regarding step execution,

no significant differences were observed for the margin of stability. This aligns with Yiou et al. (Yiou *et al.*, 2017) who stated that anticipatory adjustments are predictive of motor control and stability during the step execution. Since action planning remained unaffected, step execution was similarly unaltered. Nonetheless, it's important to highlight that, despite the lack of statistical significance, a substantial effect size was observed, suggesting that the experiment's sample size might have been insufficient for the observed result to reach statistical significance. Specifically, embodying an enlarged swing leg with synchronous stimuli resulted in the smallest margin of stability (10.1 ± 2.4 cm, against 10.6 ± 2.5 cm with a normal leg – see Figure 4.5(A)). Moreover, in the present study, some participants had different comments about why the leg was enlarged : some found it more muscular, some more swollen. Hence, participants perceiving their leg as muscular may more likely put weight on it contrary to those perceiving it swollen. As such, data may combine different groups, which cannot be reflected when regrouping all the measures in means. This may explain why participants only recalled their enlarged leg as being slightly heavier at the end of the experiment. Furthermore, it should be noted that an increasing number of studies have observed motor consequences due to a change of location of the limb ((Asai, 2015; Gonzalez-Franco, Cohn, Ofek, Burin & Maselli, 2020; Willaert, Aissaoui, Nadeau, Duclos & Labbe, 2022; Liliya, Kyllingsbaek & Hornbaek, 2021)). In our study, as the deformation did not change the foot location, no proprioceptive mismatch was present. A proprioceptive drift may be required to generate significant changes in a dynamic task. In line with this hypothesis, future studies should investigate the impact of altering the length of limbs rather than their circumference. For example, elongating the leg would change the position of the foot and maybe have a bigger impact on motor planning and execution, reflected in tasks such as gait initiation. To summarize, participants' anticipatory adjustments and dynamic stability during gait initiation were not affected when embodying an avatar with an enlarged leg. Variability in the data may come from diverse perceptions of the enlarged leg. Asynchronous stimuli reduced embodiment, ownership, and multisensory scores, while the deformation itself had no discernible impact. The H1 hypothesis was that participants would modify their CoP and CoM parameters related to dynamic stability to compensate for a heavier virtual leg. No biomechanical parameters related to the gait preparation (observed during the APA) or postural stability were impacted. Moreover,

the weight perception scores did not show a clear trend towards perceiving the large leg as being heavier. As such, H1 is rejected. The H2 hypothesis postulated that the CoP and CoM modifications would increase due to a higher embodiment feeling. Thus, H2 is also rejected.

4.8 Limitations

Despite particular attention given to preserving embodiment of the avatar with a deformed leg (by providing synchronous visuotactile stimuli between each step or showing the participant shadow in front of them), proprioceptive feedback indicating that the leg was not heavier than normal when lifting the foot may have lowered the illusion. Modifying the footstep sound made by a heavier limb could have reinforced the embodiment, as made by Tajadura-Jiménez et al. (Tajadura-Jiménez *et al.*, 2015a). The authors suggested that modulating the footstep sound impacted the body perception, which is an important characteristic in the forward internal model of sensorimotor integration. Indeed, discrepancies between the prediction and reafference (the sensory outputs that derive from one's actions) are used to make corrections in next state estimates and subsequent motor commands. In our experiment, enlarging the leg was not followed by reafferences (a sound or a tactile stimuli) supporting that the leg was heavier. As a consequence, this could have lessened the modulation of sensorimotor integration and generated lesser motor changes. Moreover, the weight perception question was asked at the end of the experiment. By comparing how weight perception varied across conditions, it would have been possible to establish a correlation between the results and the biomechanical measurements. This study measured the impact of an asymmetric alteration, but there was no condition where both virtual legs were enlarged. As a result, distinguishing whether the observed results arise from the asymmetric change or the presence of the enlarged leg itself becomes uncertain. The impact of asymmetry might have led to significant differences by comparing it with a condition involving a self-avatar with symmetric enlarged legs. Finally, as 7 participants could not answer the questionnaires, the missing data may have affected the statistical power of our analysis.

4.9 Conclusion

This study aimed to analyze the impact of embodiment of a self-avatar with one larger virtual leg on balance and action planning, via the analysis of the CoM and CoP during quiet standing and a gait initiation task. The results of the present study highlight that participants were fully embodied in a self-avatar with such a deformation, and that they perceived the leg as heavier. To the extent of our knowledge, this is the first study to observe an increase in the perceived weight after enlarging one virtual limb. No changes were observed in gait preparation or dynamic stability during step execution when embodying a self-avatar with an enlarged leg, potentially attributed to a restricted sample size and the variability in the data due to different interpretations of the enlarged leg. Future experiments may include different deformations supported by congruent reafferent stimuli in order to fully comprehend the consequences of embodying avatars with lower limb deformations. Altogether, modifying the action planning and as such the body schema with deformed virtual limbs could have important applications when focusing on patients with impaired physical mobility.

CHAPITRE 5

LENGTHENING THE SELF : BIOMECHANICAL ANALYSIS OF ASYMMETRICAL LEG LENGTHS IN SELF-AVATARS

Valentin Vallageas^{1,2} , Rachid Aissaoui^{1,2} , Iris Willaert^{1,2} , David R. Labbé^{1,2}

¹ École de Technologie Supérieure, 1100 rue Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, H3C 1K3,
Canada

² Laboratoire d'innovation ouverte en technologies de la santé (LIO-ÉTS) - Centre de recherche
du centre hospitalier de l'université de montréal (CRCHUM), 900 rue Saint-Denis, Montréal,
Québec, H2X 0A9, Canada

Article soumis dans « IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics » en août
2025

5.1 Mise en contexte

Ce chapitre 5 présente la deuxième expérience et la deuxième publication issues de ce projet doctoral. Il vise à déterminer si l'allongement d'une jambe virtuelle, modifiant la position perçue du pied, perturbe les paramètres du CdM et du CdP associés à la stabilité dynamique lors de l'initiation de la marche.

Cette étude apporte la première démonstration de modifications motrices précises induites par une déformation spécifique d'un membre virtuel. Ces adaptations biomécaniques démontrent une modification spécifique du schéma corporel. Une comparaison est notamment établie avec la littérature portant sur l'initiation de la marche chez les personnes hémiparétiques, pour lesquelles la jambe affectée est interprétée de manière analogue à la jambe virtuelle allongée dans cette étude.

5.2 Abstract

Immersive reality environments allow users to embody avatars with altered anthropometry, which can modify their perceived body representation. For instance, lengthening a virtual upper limb has been shown to shift the perceived location of the hand. Since the brain relies on this internal

body model to plan and execute movements, such deformations may influence motor control. In this study, we examined how the lengthening of one virtual leg influences users' movement dynamics during gait initiation, a task that strongly relies on multisensory integration to maintain balance. Our goal was to assess whether this virtual asymmetry could disrupt motor planning and execution, revealing how an asymmetrically lengthened body representation influences the user's movement. Participants ($n=25$) initiated their gait while embodying an avatar with normal legs or with a lengthened swing or stance virtual leg. Their center of mass (CoM) and center of pressure (CoP) were analyzed throughout the dynamic task. Results indicate an initial CoP displacement towards the non-deformed leg, affecting subsequent CoP displacement and amplitude, dynamic stability, and lateral foot placement. No differences were observed in the sense of embodiment between conditions, suggesting that users can be embodied in self-avatars with unrealistic deformations while receiving congruent and synchronous multisensory stimuli. We conclude that the body schema was affected by the leg lengthening. The biomechanical results are similar to those observed in hemiparetic individuals initiating their gait, indicating a potential application in rehabilitation.

5.3 Introduction

The body image, defined as a conscious, top-down internal representation of one's body, is highly plastic and continuously shaped by multisensory stimuli and lived experiences (Preston & Newport, 2011; Hansford *et al.*, 2024). Findings in neuroscience and psychology show that individuals can experience the illusion of an altered body image when their real body parts are replaced by artificial ones, such as a rubber hand or a mannequin body (Botvinick & Cohen, 1998; Petkova & Ehrsson, 2008; Ehrsson *et al.*, 2004). Virtual reality (VR) serves as a powerful tool to explore such manipulations by creating immersive and realistic environments where the self-representation, in the form of a self-avatar, can be altered through modification of features such as skin texture or limb size (Kilteni *et al.*, 2012b; Charbonneau *et al.*, 2017; Banakou *et al.*, 2013; Normand *et al.*, 2011; Steptoe *et al.*, 2013). In VR, the combination of congruent multimodal sensory information (e.g., visual and proprioceptive signals) and the first-person

perspective (1PP) visualization of the self-avatar can evoke a strong sense of embodiment, where individuals perceive the self-avatar as their own body (Kilteni *et al.*, 2012a). Furthermore, evidence suggests that the body schema, an unconscious, bottom-up dynamic representation of the body's shape and posture that guides motor commands (Preston & Newport, 2011; Berger *et al.*, 2022; Hansford *et al.*, 2024), is also flexible and can adapt to different experiences. For instance, tools can be incorporated into the body schema, effectively extending its functional capabilities (Kilteni & Ehrsson, 2017; Weser & Proffitt, 2019). While the body image and body schema are recognized as distinct representations, their construction is influenced by mutual interactions (Pitron *et al.*, 2018).

Consequently, research on self-avatar's appearance and motor control has frequently explored how embodying a body with altered anthropometry affects both internal representations of the self (Berger *et al.*, 2022; Vallageas, Aissaoui, Willaert & Labbé, 2024; Buetler *et al.*, 2022). A particular focus has been placed on the lengthening of upper limbs, which has served as a means to investigate body schema plasticity (Kilteni *et al.*, 2012b; Tajadura-Jiménez *et al.*, 2015b; Hansford *et al.*, 2024; Byrne & Preston, 2019). Lengthening a limb effectively shifts the position of its most distal part (e.g., lengthening an arm alters the virtual hand's location) which can lead to a proprioceptive drift, where the perceived position of the limb shifts toward the virtual representation (Kilteni *et al.*, 2012b). Changes in the body schema can thus be quantified by measuring this proprioceptive drift. Such distortions in perceived limb position may also affect subsequent motor actions. Proprioceptive drift has been linked to compensatory motor adjustments toward the virtual hand, indicating a continuous recalibration of the body schema to support action (Asai, 2015). Yet, to the best of our knowledge, it remains unknown how lengthening a virtual limb influences subsequent motor planning and execution. Moreover, while previous research has mainly focused on upper limb lengthening, modifying the anthropometry of a lower limb by lengthening one leg offers new opportunities to explore how the central nervous system (CNS) updates motor commands to maintain postural control and stability during a dynamic task, which can be reflected in changes in foot placement or weight distribution between the legs.

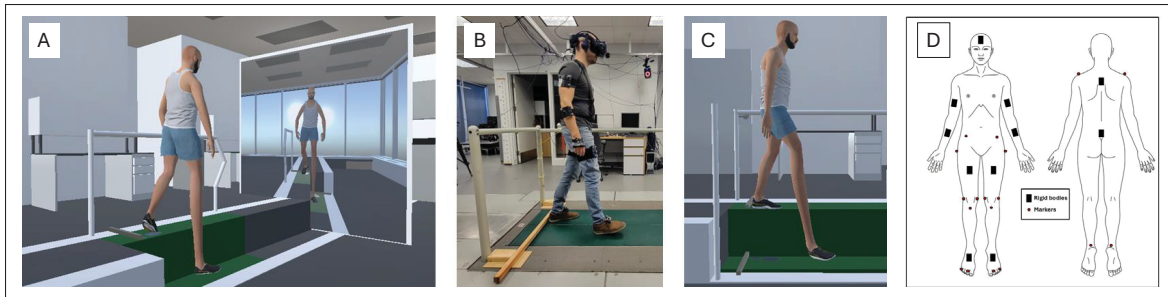


Figure 5.1 Third-person view of (A) the participant looking at the mirror's reflection, (B) the participant performing a two-step gait initiation task and (C) an avatar with a lengthened swing leg performing the same movement. (D) : schema of the rigid bodies and anatomical markers positions

From a clinical rehabilitation perspective, analyzing differences in motor strategies by deforming one leg could be highly relevant, as negative neuroplastic changes following a stroke are known to disrupt both body image and body schema (Matamala-Gomez *et al.*, 2020), and affect the integration of proprioceptive information needed for balance during gait (Mullie & Duclos, 2014). A previous study (Matamala-Gomez *et al.*, 2020) has shown that full-body ownership illusions, recorded in first-person with 360° video and presented via HMD, can help correct body image and schema of an affected limb before motor rehabilitation, potentially restoring proper proprioceptive feedback. In this context, hemiparetic patients exhibit asymmetric behavior during gait initiation, reflected in altered CoP and CoM trajectories, during both the movement preparation and execution (Hesse *et al.*, 1997). Embodying an asymmetrical self-avatar with a lengthened leg contralateral to the paretic leg could potentially contribute to restore the body schema, improve balance, and enhance the execution of everyday motor activities.

Thus, the objective of this study is to investigate the effects of deforming one's self-avatar by lengthening the lower leg during a gait initiation task, thereby positioning the foot at a greater distance during movement execution. Such a manipulation may alter the body image, subsequently impacting the planning and execution of motor actions. Gait initiation was chosen as it is recognized as a complex task for the balance control system due to the need for coordination of the entire body's skeletal muscles and the integration of multisensory stimuli (Yiou *et al.*,

2017). In healthy individuals, gait initiation is a highly symmetrical task, with no significant differences in kinematic or kinetic parameters, such as step length, timing of gait initiation phases, or the center of pressure (CoP) and center of mass (CoM) trajectories, when initiating movement with the dominant or non-dominant leg (Hesse *et al.*, 1997). In contrast, studies inducing gait asymmetries, by shifting the initial CoM (Azuma *et al.*, 2007; Patchay & Gahéry, 2003) or applying an external load to one side of the body (Caderby *et al.*, 2017), have reported changes in mediolateral CoM and CoP trajectories, vertical ground reaction forces, and the duration of anticipatory postural adjustments (APA) preceding the first step. These adjustments were interpreted as being scaled to the initial conditions to maintain dynamic stability during gait initiation (Caderby *et al.*, 2017), measured by the margin of stability defined by Hof *et al.* (Hof *et al.*, 2005).

Accordingly, the present study hypothesizes that participants will exhibit asymmetrical motor behavior depending on which leg is lengthened. This asymmetry is expected to affect the CoP and CoM mediolateral trajectories, vertical ground reaction forces, and foot position at the end of the first step, as participants attempt to maintain a constant margin of stability. These adjustments could result from a disruption of the sensorimotor loop caused by the leg lengthening.

To isolate the effects of embodiment from those of altered visual feedback, two levels of embodiment were induced. While visuomotor cues strongly promote embodiment, disrupting visuotactile congruency can weaken the illusion (Kokkinara & Slater, 2014). Accordingly, congruent and incongruent visuotactile stimulation were used to induce high and low embodiment, respectively. Therefore, our hypotheses were that :

- **H1** Embodying a lengthened leg will alter how participants shift their weight during movement preparation, leading to changes in CoM and CoP mediolateral trajectories in order to maintain a constant margin of stability at the end of gait initiation.
- **H2** A higher sense of embodiment will increase the observed biomechanical modifications.

5.4 Related work

Previous studies have explored the psychological and motor impacts of lengthening artificial or virtual limb representations, highlighting how multisensory integration can alter body perception.

For instance, Schaefer et al. (Schaefer *et al.*, 2007) visually replaced participants' real arm with a lengthened rubber arm. After synchronous visuotactile stimulation was applied to both the artificial and real fingers, participants reported embodying the rubber arm and perceiving it as lengthened. Most importantly, neuromagnetic source imaging of the primary somatosensory cortex (S1) revealed a reduced cortical distance between the representations of the first and fifth digits when the arm was perceived as longer. This finding demonstrates that the body image had adapted to the altered limb length. Beyond visuotactile stimuli, limb lengthening has also been induced using auditory and proprioceptive feedback. Tajadura-Jiménez et al. (Tajadura-Jiménez *et al.*, 2015b) demonstrated that altering auditory feedback can create the illusion of arm extension. In their experiment, blindfolded participants tapping their hands on a table perceived their arms as longer when tapping sounds were manipulated to originate from a location twice as far from their actual hand positions. This effect was attributed to a recalibration of body image driven by discrepancies between sensory predictions and multisensory reafferent signals.

Through virtual reality, Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2012b) showed that body image can be asymmetrically modified using temporally and spatially congruent visuomotor and visuotactile stimuli. Participants observed their virtual arm lengthening up to three times its original length while maintaining a strong sense of ownership over the deformed limb. This manipulation was accompanied by a proprioceptive drift, in which participants localized their real hand closer to the virtual hand's position, indicating a perceptual shift in body part representation. Further exploring body ownership and asymmetrical modifications, Kondo et al. (Kondo *et al.*, 2018b) demonstrated that participants could embody full-body and invisible avatars with one lengthened arm and one normal arm when the movements of the avatar were synchronized with their own. Participants reported feeling ownership over the asymmetrical body, with no significant

difference in ownership ratings compared to a normal-arm avatar. Participants gradually adjusted to the asymmetrical self-avatar by relying more on the longer arm during tasks, demonstrating the flexibility of the body image.

De Vignemont et al. (De Vignemont *et al.*, 2005) further demonstrated that proprioceptive illusions can alter not only the body image but also the body schema. In their experiment, participants held the tip of their left index finger with the thumb and index finger of their right hand, while vibrations applied to the right biceps tendon created the illusion that the right arm was extending, creating an illusory finger elongation of the left index finger. Participants were then asked to estimate the distance between two simultaneous tactile stimuli applied to the left index finger. This distance was perceived as larger when the finger felt elongated. The authors concluded that the perception of tactile stimuli relies on implicit body representations (both the body image and the body schema) and that proprioception plays a central role in updating these representations.

In terms of motor behavior, Gonzalez-Franco et al. (Gonzalez-Franco *et al.*, 2020) demonstrated the self-avatar follower effect, in which users adapt their hand positions to align with those of an embodied avatar. Cohn et al. (Cohn, Maselli, Ofek & Gonzalez-Franco, 2020) extended this concept by remapping hand movements to minimize fatigue during high-reaching tasks. These findings demonstrate that motor behavior adapts to virtual limb displacement, yet neither study investigated modifications to the avatar's anthropometry itself. The impact of limb lengthening on body schema and motor planning was explored by Berger et al. (Berger *et al.*, 2022), who adapted the classical *Pinocchio Illusion* to a virtual environment. Participants manipulated a VR controller to extend their avatar's nose, producing a multisensory illusion of elongation. A psychometric reaching task conducted before and after the illusion revealed that participants perceived an increased reachability range, indicating a shift in body schema. Interestingly, this perceptual change was associated with unintentional hand drift, suggesting that participants adjusted their motor behavior in response to the altered representation of their body. However, no kinematic or kinetic data were collected to assess how these changes influenced motor execution.

Together, these studies suggest that visual anthropometric changes to a self-avatar, particularly lengthening a lower-limb, can alter body schema and potentially affect the motor planning and execution of a gait initiation task, which can be reflected in the CoM and CoP trajectories.

5.5 Experimental setup

5.5.1 Materials and Methods

5.5.1.1 The gait initiation task

As previously mentioned, gait initiation was used to study changes in motor control. This transitional phase from quiet standing to walking involves two successive stages (Yiou *et al.*, 2017). The first is the anticipatory postural adjustment (APA) phase, during which the CoP shifts in the anteroposterior direction to generate the initial forward propulsive forces required to achieve the intended motor performance, and in the mediolateral direction to maintain balance (Yiou *et al.*, 2017). The second is the step execution (EXE) phase, which begins with foot lift-off and ends with foot contact (Figure 5.2). Stability is maintained as long as the CoM remains within small elliptical areas of the base of support (BoS), defined by the feet's contact area (Yiou *et al.*, 2017; Day & Bancroft, 2018; Popovic *et al.*, 2000). The leg initiating the step is the **swing** leg; the other is the **stance** leg (Caderby *et al.*, 2017). In this experiment, step length was not constrained by visual targets on the floor. According to Lyon et al. (Lyon & Day, 2005, 1997), the CNS adjusts the APAs based on judgments about the size and direction of the next intended step. Allowing step length to vary may increase variability but also captures potential modifications induced by embodiment of an avatar with altered anthropometry during gait preparation.

5.5.1.2 Apparatus

The experiment was conducted in a biomechanics laboratory (LIO-ÉTS) using a split belt treadmill (148 cm by 66 cm, model DBCEEWI, Advanced Mechanical Technology Inc, Waterdown, MA, USA) equipped with two integrated force plates to measure ground reaction forces and moments

during gait initiation. The treadmill belts were kept static throughout the experiment, and safety bars were installed on both sides of the participant for protection. The setup included two desktop computers : one for motion capture (MoCap) and the other for rendering the virtual environment (VE) on a head-mounted display (HMD). The MoCap computer was equipped with an Intel Xeon E3-1285 v6 processor, 32 GB of RAM, a 500 GB SSD, and a 4GB Nvidia Quadro M2000 graphics card. The MoCap system consisted of 12 Vicon T20-S cameras (Vicon Motion Systems Ltd, Yarnton, UK), which tracked 12 rigid bodies with clusters of three to four reflective markers, securely fastened to participants with Velcro straps. These markers were placed over 12 body segments : head, arms, forearms, hands, pelvis, shanks and feet, to facilitate real-time avatar movement. Additionally, 22 reflective markers were placed on specific anatomical landmarks using Winter's marker set (HAT segment) (Winter, 2009) (p. 86) 5.1. Kinematic and kinetic data were recorded at 200 Hz using Vicon Tracker 3.10, while movement retargeting onto the avatar was performed with Vicon Pegasus Advanced 1.2. The VE computer was equipped with an Intel Core i9-11900 processor, 64 GB of RAM, a 1000 GB SSD, and an 8GB Nvidia GeForce RTX 3070 graphics card. The participants viewed the avatar from a 1PP using the HTC Vive Pro Eye HMD (High Tech Computer Corporation, Taoyuan City, Taiwan).

5.5.1.3 Virtual environment and avatar deformations

The VE, a representation of our biomechanics laboratory, was designed and rendered with the Unity game engine (Unity v2022.3.26, Unity Software Inc., San Francisco, CA, USA). A personalized avatar was created for each participant using MakeHuman 1.1.0. The avatar was designed to resemble the participant's physical appearance by incorporating their height, weight, age, and neck, bust, and waist circumferences (Desbois *et al.*, 2017). Additionally, the avatar's gender, skin tone, hairstyle, and hair color were matched to those of the participant. To simulate a virtual leg lengthening, the shank (lower leg) mesh was scaled to twice its original size along the local vertical axis. When a leg was lengthened, the virtual treadmill's ipsilateral belt was lowered accordingly to ensure that the virtual foot remained on the treadmill while maintaining a quiet standing position (Figure 5.1). The leg and treadmill were gradually modified over a

10-second period. The self-avatar had three different representations in this experiment : a neutral self-avatar without any deformation (**N**), a self-avatar with a lengthened swing leg (**LSW**, the leg initiating the step) and a self-avatar with a lengthened stance leg (**LST**, the leg supporting the body at step initiation).

5.5.1.4 Movement corrections

During gait initiation, lengthening one virtual limb while maintaining the same joint rotations in the leg increases the distance traveled by the virtual foot, resulting in foot skating when the foot contacts the ground. To address this, inverse kinematics were implemented using Final IK v1.8 for Unity to adjust the angles at the hip, knee, and ankle from the moment the foot touched the ground during the first step. The foot effector position for the lengthened leg was corrected by computing the offset between the real foot (measured by motion capture) and the virtual foot (rendered with the lengthened limb) in the longitudinal axis of the shank. This offset was applied during the inverse kinematics phase to align the virtual foot with the ground upon contact.

5.5.1.5 Embodiment manipulation

To ensure that any motor changes are the result of an embodiment in a self-avatar with a deformed leg rather than from altered visual feedback alone, two different levels of embodiment were induced. High embodiment is achieved through congruent visuotactile stimulation, while low embodiment is induced using incongruent stimulation. Even in the presence of congruent visuomotor stimuli, disrupting visuotactile input can weaken the illusion of embodiment (Kokkinara & Slater, 2014). Conversely, congruent visuotactile input has been shown to enhance ownership of the self-avatar (Normand *et al.*, 2011).

A foam ball mounted on a wooden stick was used for visuotactile stimulation, delivering simultaneous visual and tactile sensations. Three reflective markers were attached to the stick, allowing real-time motion tracking by the mocap cameras. A corresponding virtual stick was rendered within the VE. The experimenter applied visuotactile stimulation by gently stroking

the top of the participant's foot twenty times. During congruent visuotactile stimulation (**C**), participants could see the virtual stick touching their virtual feet synchronously with the real stick touching their actual foot, both in time and position. During incongruent visuotactile stimuli (**I**), although participants could still feel the real stick touching them, the virtual stick was displaced 0.15 m anteriorly to the virtual foot.

5.5.2 Participants

Twenty-five participants (13 females, 12 males) were recruited for the study. Their mean age was 28.8 ± 5.1 years, with a mean height of 171.6 ± 8.6 cm, a mean weight of 67 ± 10.6 kg and a mean right leg length of 83 ± 4 cm. Eligible participants were between 18 and 40 years old, with no condition that could impair gait or balance. Exclusion criteria included pregnancy, lower limb pain, or susceptibility to motion sickness during video gaming. Leg dominance was assessed by asking participants to kick a ball; 24 were right-footed. All participants provided written consent after receiving an explanation of the procedure. The study was approved by the École de technologie supérieure and the CHUM Research Center ethics committees (#20.421).

5.5.3 Experimental Protocol

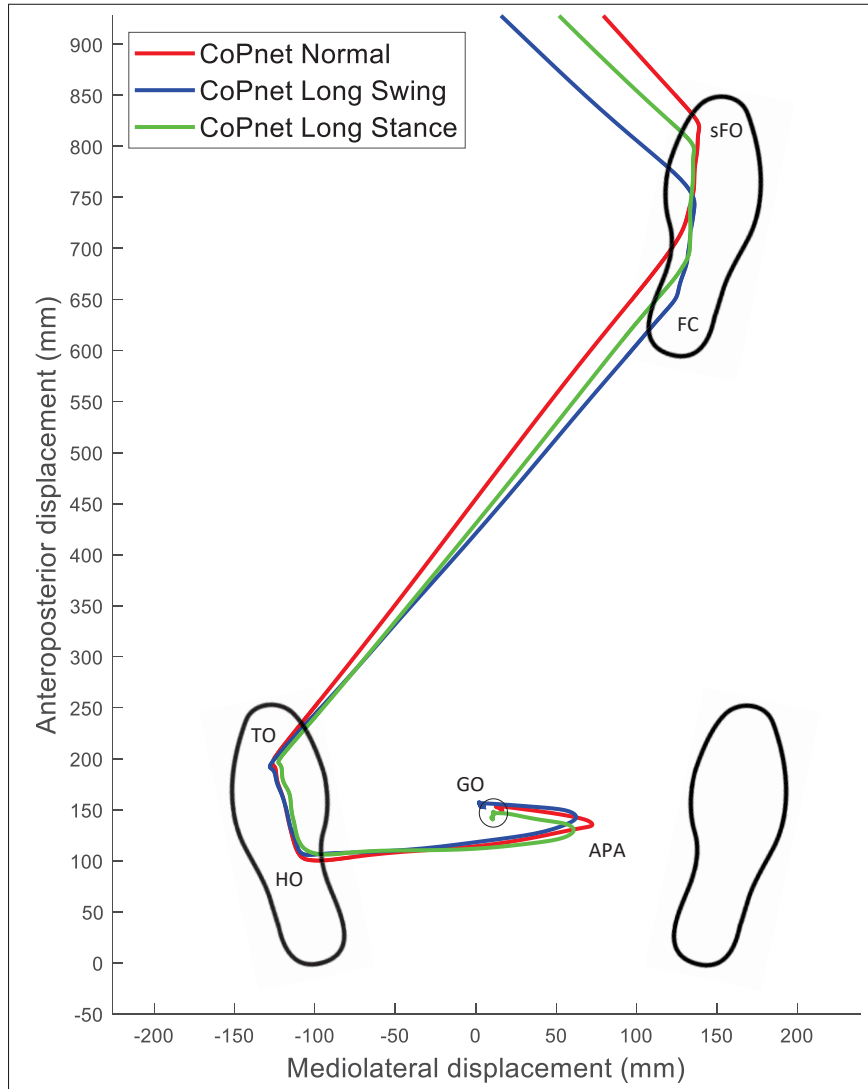


Figure 5.2 netCoP average trajectory of one participant in 3 conditions, from 1 s before the **GO** signal to 1 s after the stance foot lift (**SFO**) during gait initiation.

Normal : normal avatar with congruent stimuli. **Long Swing** : avatar with an enlarged swing leg combined with congruent stimuli. **Long Stance** : avatar with an enlarged stance leg combined with congruent stimuli. **APA** : anticipatory postural adjustments. **HO** : swing foot heel-off. **TO** : swing foot toe-off. **FC** : swing foot strike

The experiment followed a 2x3 within-subjects design, with two types of stimuli (congruent, incongruent) and three types of Deformation (normal, long swing leg, long stance leg).

The experiment began with participants wearing comfortable shoes while standing on a stationary treadmill. They first donned the HMD to visualize the VE and observe their non-deformed avatar from 1PP. Next, they were instructed to move their feet backward until their heels touched a wooden bar placed at the rear of the treadmill, perpendicular to the belts. Once they were standing in this position, the orientation and position of their feet were recorded, and virtual footprints appeared beneath their feet. The wooden bar provided a consistent starting point along the anteroposterior axis, while the virtual footprints ensured a standardized foot orientation across trials and conditions. Participants then familiarized themselves with the dynamic task by performing five gait initiations, starting with their dominant leg, before returning to their initial position with heels touching the wooden bar. At the beginning of each condition, participants put on the HMD to visualize one of their three self-avatars. They observed themselves in 1PP and third-person (3PP) through a virtual mirror positioned 2 meters in front of the treadmill while performing circumductions of the arms and legs, taking a step forward on the treadmill and tapping their feet on the ground, over a 60-second period. This sequence of actions, which combined synchronized visual, proprioceptive, and haptic stimuli, was designed to facilitate embodiment. Visuomotor stimulation in 1PP has been shown to induce a full-body illusion and trigger embodiment in as little as five seconds (Keenaghan *et al.*, 2020).

This habituation period was followed by a series of 10 gait initiations, in a two-step sequence. Before each trial of a given condition, participants received the same type of visuotactile stimulation (congruent or incongruent) stimulation, depending on the condition, as detailed in section 5.5.1.5. Participants were required to always initiate their gait using their **dominant** leg. A series of three beeps signaled when to begin walking, serving as cues similar to "ready", "set", "go". On the first beep (a 440 Hz sinusoidal signal), participants had to look straight ahead and raise their arms in a "T-pose" (both arms perpendicular to the trunk). This pose was done to ensure all anatomical markers were visible to the cameras. The same beep sound was played 3 seconds later, signaling participants to lower their arms. Finally, a third beep (a 825 Hz sinusoidal signal) indicated the start of gait initiation. Participants were instructed to initiate the gait while looking straight ahead, avoiding downward gaze at their feet. Two seconds after

completing the two-step gait initiation, participants stepped back onto their original footprints, positioning their heels against the wooden bar, and waited for the next beep signals. They could use the support bars on either side of the treadmill to maintain balance when going back on the virtual footprints.

Participants then removed the HMD and rested for at least five minutes. During this interval, they completed the embodiment questionnaire by Peck & Gonzalez-Franco (Peck & Gonzalez-Franco, 2021) and walked around the room to minimize habituation to the previous avatar. This procedure was repeated for the other five conditions, resulting in a total of 60 trials. The order in which the avatars and stimuli were presented was pseudo-randomized.

5.5.4 Measures

5.5.4.1 CoP and CoM calculations

The CoM represents the point where the body's mass is concentrated, while the CoP is the barycenter of the ground reaction forces exerted by the feet (Yiou *et al.*, 2017). The CoM and CoP were analyzed from the moment the participant stood still over their footprints until the stance foot lifted off the ground. By convention, forward movement and displacement toward the swing leg side were considered positive, for both the CoM and CoP. The initial CoM and CoP positions were adjusted relative to the average position of both heels, measured 250 ms before the GO signal. The anteroposterior and mediolateral CoP coordinates were calculated using these equations (Lafond *et al.*, 2004) :

$$CoP_x = \frac{-M_y + Fx \cdot Z_{offset}}{F_z} + X_{offset} \quad (5.1)$$

$$CoP_y = \frac{M_x + Fy \cdot Z_{offset}}{F_z} + Y_{offset} \quad (5.2)$$

Where F is the reaction force, M the moment and x , y , and z are the mediolateral, anteroposterior and vertical axis, respectively. X_{offset} , Y_{offset} , Z_{offset} are the offsets from the geometric center of the force platform (supplied by the manufacturer). The CoP AP and ML net response of both axes were calculated as described in Winter et al. study (Winter *et al.*, 1993) :

$$CoP_{net} = CoP_l \cdot \frac{Fz_l}{Fz_l + Fz_r} + CoP_r \cdot \frac{Fz_r}{Fz_l + Fz_r} \quad (5.3)$$

Where CoP_l and CoP_r are the CoP's under the left and right feet respectively, and Fz_l and Fz_r the vertical reaction forces under the left and right feet respectively.

As indicated by Winter (Winter, 1995) and Bonnet (Bonnet, 2014) the CoP_{net} of any standing position with both feet on the ground can be composed of two postural control mechanisms in the ML axis : a body weight distribution mechanism (CoP_v) mainly controlled by the hips abd/adductors to load the body weight on one leg or the other, and a CoP location mechanism under each foot (CoP_c) controlled by the ankle dorsiflexors and plantarflexors. Analyzing these CoP_{net} sub-components enables the identification of relevant patterns while reducing the impact of noise associated with one of the individual sub-components. The CoP_{net} can thus be decomposed as such :

$$CoP_{net} = CoP_c + CoP_v \quad (5.4)$$

The CoP_c is defined under the assumption that the hip abd/adductors do not act to load or unload the legs :

$$\frac{Fz_l}{Fz_l + Fz_r} = \frac{Fz_r}{Fz_l + Fz_r} = 0.5 \quad (5.5)$$

Thus equation (5.3) becomes :

$$CoP_c = CoP_l \cdot 0.5 + CoP_r \cdot 0.5 \quad (5.6)$$

In the case of the gait initiation, as the two limbs do not load perfectly symmetrically before taking the step, equation (5.6) becomes :

$$CoP_c = CoP_l \cdot meanFz_l + CoP_r \cdot meanFz_r \quad (5.7)$$

Where $meanFz_l$ and $meanFz_r$ are the average values of the vertical forces under the left and right foot respectively, until the swing foot takes off the ground . From equation (5.4), we can finally calculate the CoP only influenced by the hips abd/adductors :

$$CoP_v = CoP_{net} - CoP_c \quad (5.8)$$

Finally, based on the kinematic data and Winter's work, the total body CoM is defined as (Winter, 2009) :

$$CoM_{total} = \frac{1}{M_{tot}} \cdot \sum_{i=1}^n CoM_i \cdot M_i \quad (5.9)$$

Where n is the number of total segments identified on the body (7 in our study) and M_{tot} the total mass of the body.

5.5.4.2 Temporal events

Temporal events were identified by analyzing kinetic and kinematic data from the stationary standing position until the stance foot's liftoff. Initial baseline values were established by averaging kinetic and kinematic data during the 250 ms period prior to the "GO" signal (Caderby *et al.*, 2017). The onset of gait initiation (**t0**) was identified as the moment when the mediolateral

CoM acceleration exceeded 2.5 standard deviations from its baseline value (Caderby *et al.*, 2017). Heel-off (**HO**) and toe-off (**TO**) events were defined as the moments when the vertical positions of the heel and toe markers increased by 3 mm from their respective baseline values (Yiou *et al.*, 2016). Foot contact (**FC**) was detected when the vertical reaction forces of the swing foot exceeded 10 N, while stance toe-off (**sTO**, the instant when the toe of the stance leg left the ground) was defined as the moment when vertical reaction forces fell below 10 N (Yiou *et al.*, 2016).

5.5.4.3 Questionnaire

The study used Peck & Gonzalez-Franco's (Peck & Gonzalez-Franco, 2021) standardized questionnaire to measure the subjective feeling of avatar embodiment after each condition. This questionnaire includes 16 questions classified into four sub-scales : Appearance, Response, Ownership, and Multisensory. For each sub-scale, an average score was calculated. An overall embodiment score was calculated by combining the sub-scales' scores. Three questions related to potential simulator sickness (vertigo, headaches, and nausea) were also included ("*I felt vertigo when looking down in the virtual environment*", "*I felt headaches during the experiment*" and "*I felt nauseous during the experiment*"). Questions were answered using a 7-point Likert scale (from 1 : strongly disagree ; to 7 : strongly agree) on a tablet and presented in a random order.

5.5.5 Data analysis

The kinematic and kinetic data were recorded using Vicon Nexus 2.8, and analyzed in post-processing with a custom Matlab program.

5.5.5.1 Biomechanical variables

The kinetic and kinematic data were low-pass filtered using a Butterworth filter with 10 Hz and 15 Hz cut-off frequencies, respectively (Yiou *et al.*, 2016). The **APA duration** started from t0 to HO and the **EXE duration** from HO to FC ((Caderby *et al.*, 2017), (Azuma *et al.*,

2007)). The maximal mediolateral force applied by the swing leg on the ground during the APA was calculated as the maximum value of the vertical reaction force during this period of time (**Fz SW**). All CoPv and CoM values were normalized by the participant's body mass and its dominant leg length. The initial CoPv position (**CoPv init**) was calculated as the CoPv mean value 250ms before the GO signal. The CoPv amplitude (**CoPv amp**) was defined as the maximal CoPv shift towards the swing leg compared to its baseline. The CoPv maximum (**CoPv max**) was calculated as the maximal CoPv value (see Figure 5.3). The initial mediolateral CoM position (**CoM ML init**) was calculated as the mean mediolateral CoM value 250 ms before the GO signal. The central differences method was used to calculate the CoM velocity, as it provides a simple and accurate estimation of the derivative from discrete position data, after which the mediolateral CoM velocity at HO was extracted (**CoM ML vel**). The mediolateral distance between the maximal CoM displacement during step execution and the CoP at this instant (**Distance CoP-CoM ML**) was calculated. The mediolateral dynamic stability was calculated using the concept of margin of stability (**MoS**) developed by Hof et al. (Hof *et al.*, 2005) and applied to gait initiation by Caderby et al. (Caderby *et al.*, 2017). The MoS, measured in millimeters, is calculated as follows :

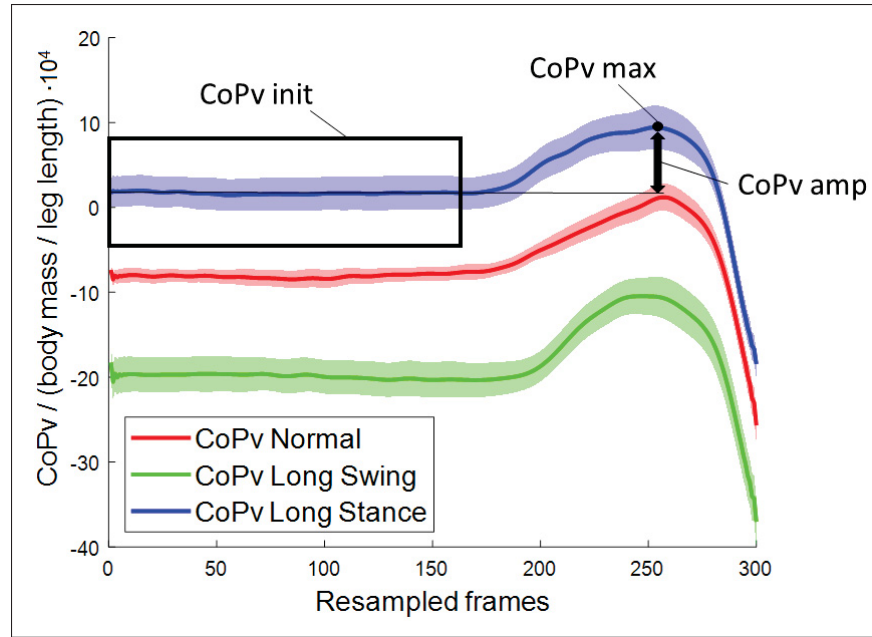


Figure 5.3 CoPv average trajectory of one participant in 3 conditions (normalized by the participant's body mass and leg length), from 200 frames before the **GO** signal to the swing foot heel-off (**HO**) during gait initiation. All data have been resampled on 300 frames on the X axis, and normalized by the body mass $\times$ the leg length on the Y axis. **Normal** : normal avatar with congruent stimuli. **Long Swing** : avatar with an enlarged swing leg combined with congruent stimuli. **Long Stance** : avatar with an enlarged stance leg combined with congruent stimuli

$$MoS = BoS_y - Y_{CoM_{ext}} \quad (5.10)$$

Where BoS_y is the mediolateral boundary of the base of support, which in this case is the CoP position at **TO**, and $Y_{CoM_{ext}}$ the mediolateral position of the "extrapolated CoM" at **FC**, which considers the velocity of the CoM when the swing foot supports the entire body weight during the first step. A negative MoS value signals mediolateral instability, which can only be corrected by taking action to maintain balance.

The **initial width** between the feet was calculated as the mean intermalleolar distance, 250 ms before the GO signal. Step width and step length were measured as the distance between the mediolateral position of the swing heel during quiet stance and its position at foot contact, rather than using the conventional heel-to-heel distance, to account for variations in initial stance width across conditions. Specifically, the heel positions on the dominant side were adjusted to their initial baseline values calculated as their mean values, 250ms before the GO signal of each trial. Both the anteroposterior position (**Heel AP FC**) and mediolateral position (**Heel ML FC**) were normalized by the participant's leg length.

5.5.5.2 Statistical analysis

Mean and standard deviation values for each biomechanical variable were computed across the ten trials for each of the six conditions. A two-way repeated measures ANOVA was first conducted with two within-subject factors : Stimuli (congruent, incongruent) and Deformation (normal, lengthened swing leg, lengthened stance leg). Normality of residuals was assessed using the Shapiro-Wilk test (95% confidence). If violated, an aligned rank transform (ART) was applied prior to ANOVA (Wobbrock *et al.*, 2011). Since Stimuli showed no significant main effects or interactions (Table 5.1), the data were collapsed across this factor to simplify interpretation and enhance statistical power. A one-way repeated measures ANOVA was then performed on the *Deformation* factor. Normality checks and ART adjustments were applied as before, followed by post-hoc pairwise t-tests with Bonferroni-Holm correction, and corrected using the ART-C method when normality was not met (Elkin *et al.*, 2021).

As the questionnaire scores are ordered categorical variables, the same ART and ART-C procedures were applied to each of them.

The significance level was set at $\alpha = 0.05$. IBM SPSS v.30 software was used for data analysis and to plot the results.

Tableau 5.1 Two-Way ANOVA Results for the biomechanical variables : (S) Stimuli, (D) Deformation, (I) Interaction. ◀ non-normally distributed data where the ARTool was applied. **, *** significant difference with $p < 0.01$ and $p < 0.001$, respectively

	F	p value	η_p^2
APA duration (s)◀	0.073 (S) 0.121 (D) 0.193 (I)	0.929 (S) 0.731 (D) 0.825 (I)	0.060 (S) 0.063 (D) 0.078 (I)
EXE duration (s)◀	0.170 (S) 0.373 (D) 0.687 (I)	0.684 (S) 0.547 (D) 0.508 (I)	0.068 (S) 0.090 (D) 0.159 (I)
Fz SW /body mass	0.253 (S) 6.913 (D) 0.679 (I)	0.620 (S) 0.002** (D) 0.512 (I)	0.010 (S) 0.224 (D) 0.028 (I)
CoPv init /(body mass*leg length)*10 ⁴	3.457 (S) 49.094 (D) 0.303 (I)	0.075 (S) <0.001 (D)*** 0.740 (I)	0.126 (S) 0.672 (D) 0.012 (I)
CoPv max /(body mass*leg length)*10 ⁴	2.045 (S) 40.465 (D) 0.720 (I)	0.166 (S) <0.001 (D)*** 0.492 (I)	0.079 (S) 0.628 (D) 0.029 (I)
CoPv amp◀ /(body mass*leg length)*10 ⁴	0.513 (S) 6.476 (D) 0.642 (I)	0.942 (S) 0.003** (D) 0.531 (I)	0.059 (S) 0.887 (D) 0.151 (I)
CoM ML init◀ /(body mass*leg length)*10 ⁴	0.211 (S) 0.065 (D) 1.3 (I)	0.650 (S) 0.937 (D) 0.282 (I)	0.073 (S) 0.059 (D) 0.268 (I)
CoM ML vel (mm.s)	0.010 (S) 10.865 (D) 0.185 (I)	0.923 (S) <0.001 (D)*** 0.832 (I)	0 (S) 0.312 (D) 0.008 (I)
Distance CoP-CoM ML /(body mass*leg length)*10 ⁴	0.029 (S) 9.644 (D) 0.252 (I)	0.865 (S) <0.001 (D)*** 0.778 (I)	0.001 (S) 0.287 (D) 0.010 (I)
MoS (mm)	0.002 (S) 19.425 (D) 0.414 (I)	0.962 (S) <0.001 (D)*** 0.664 (I)	0 (S) 0.447 (D) 0.017 (I)
Initial width (mm)	2.299 (S) 18.436 (D) 0.619 (I)	0.142 (S) <0.001 (D)*** 0.543 (I)	0.087 (S) 0.434 (D) 0.025 (I)
Heel AP FC◀ /(leg length)*10 ²	0.106 (S) 3.982 (D) 0.189 (I)	0.748 (S) 0.025* (D) 0.828 (I)	0.061 (S) 0.686 (D) 0.078 (I)
Heel ML FC /(leg length)*10 ²	0.294 (S) 17.131 (D) 0.038 (I)	0.593 (S) <0.001 (D)*** 0.962 (I)	0.012 (S) 0.417 (D) 0.002 (I)

5.6 Results

For each participant, all 60 trials were analyzed. Subsequently, 4.5% of the trials were excluded from the dataset due to either undetected early movements (before the GO signal) or missing marker data. Table 5.2 presents embodiment, ownership and multisensory scores ; Table 5.3 presents the mean values, standard deviations and ANOVA results for the different biomechanical variables across the 10 trials of each condition.

5.6.1 Subjective questionnaires

5.6.1.1 Embodiment

Table 5.2 contains the mean values and standard deviations for the embodiment, ownership and multisensory scores for each condition, along with the results of the 2-way repeated-measures ANOVA.

A significant main effect of *Stimuli* was found on **embodiment** ($F=45.192$, $p < 0.001$). The normal avatar with congruent stimuli ($Md=4.89$) showed higher embodiment than all incongruent conditions (Normal I : $Md=4.46$, $t=4.693$, $p < 0.001$; LST I : $Md=4.13$, $t=4.667$, $p < 0.001$), except the lengthened swing leg condition (LSW I : $Md=4.46$, $t=2.905$, $p = 0.008 > 0.003$). The lengthened swing leg avatar with congruent stimuli ($Md=4.77$) showed higher embodiment than all incongruent conditions (Normal I : $Md=4.46$, $t = -5.535$, $p < 0.001$; LSW I : $Md=4.38$, $t=3.157$, $p = 0.004$; LST I : $Md=4.13$, $t=5.050$, $p < 0.001$). Similarly, the lengthened stance leg with congruent stimuli ($Md=4.86$) yielded higher embodiment than all incongruent conditions (Normal I : $Md=4.46$, $t = -7.761$, $p < 0.001$; LSW I : $Md=4.38$, $t = -4.415$, $p < 0.001$; LST I : $Md=4.13$, $t=7.993$, $p < 0.001$).

A significant main effect of *Stimuli* was found for **ownership** ($F=60.096$, $p < 0.001$). The normal avatar with congruent stimuli ($Md=5.50$) showed higher ownership than all incongruent conditions (Normal I : $Md=4.67$, $t=5.856$, $p < 0.001$; LSW I : $Md=4.50$, $t=5.003$, $p < 0.001$; LST I : $Md=4.50$, $t=5.635$, $p < 0.001$). The lengthened swing leg avatar with congruent stimuli

(Md=5.17) showed higher ownership than its incongruent version (Md=4.50, $t=3.627$, $p = 0.001$) and the lengthened stance leg incongruent condition (Md=4.50, $t=3.978$, $p < 0.001$). The lengthened stance leg avatar with congruent stimuli (Md=5.50) also showed higher ownership than all incongruent conditions (Normal I : Md=4.67, $t = -4.402$, $p < 0.001$; LSW I : Md=4.50, $t = -4.991$, $p < 0.001$; LST I : Md=4.50, $t=6.001$, $p < 0.001$).

Regarding the **multisensory** score, a significant main effect was observed for *Stimuli* ($F=37.196$, $p < 0.001$). All avatars with congruent stimuli showed higher multisensory scores than in the incongruent conditions. The normal avatar with congruent stimuli (Md=5.33) had higher scores than all incongruent conditions (Normal I : Md=4.50, $t = 3.633$, $p = 0.001$; LSW I : Md=4.50, $t = 3.293$, $p = 0.003$; LST I : Md=4.33, $t=5.014$, $p < 0.001$). The same pattern was observed for the avatar with a lengthened swing leg (Md=5.17), which also showed higher scores than all incongruent conditions (Normal I : Md=4.50, $t = -4.890$, $p < 0.001$; LSW I : Md=4.50, $t = 3.993$, $p < 0.001$; LST I : Md=4.33, $t=6.773$, $p < 0.001$), as well as for the avatar with a lengthened stance leg (Md=5.33), which yielded higher scores than all incongruent conditions (Normal I : Md=4.50, $t = -6.449$, $p < 0.001$; LSW I : Md=4.50, $t = -5.620$, $p < 0.001$; LST I : Md=4.33, $t=8.698$, $p < 0.001$).

5.6.1.2 Simulator sickness

Regarding the cybersickness questions, although the ANOVA indicated a significant main effect of *Stimuli* for the headaches (D : $F=1.078$, $p=0.348$, $p\eta^2=0.043$; S : $F=19.249$, $p<0.001$, $p\eta^2=0.445$; I : $F=0.647$, $p=0.528$, $p\eta^2=0.026$) and a significant main effect of *Stimuli* and *Interaction* for the nausea (D : $F=1.263$, $p=0.292$, $p\eta^2=0.050$; S : $F=4.436$, $p=0.046$, $p\eta^2=0.156$; I : $F=7.602$, $p=0.001$, $p\eta^2=0.241$), post-hoc tests showed no significant differences between conditions. No significant main or interaction effects were observed for the vertigo score (Md $\leq$ 2 ; D : $F=0.314$, $p=0.732$, $p\eta^2=0.013$; S : $F=0.096$, $p=0.760$, $p\eta^2=0.004$; I : $F=2.605$, $p=0.084$, $p\eta^2=0.098$).

5.6.2 Biomechanical variables

Table 5.3 contains the means and standard deviations for each biomechanical variable, along with the results of the one-way repeated-measures ANOVA.

5.6.2.1 Temporal variables

No main effect was observed for the APA durations (all inter-condition differences were ≤ 3 ms, i.e., below the 5 ms resolution at 200 Hz). A main effect was found for the EXE duration; however, *post-hoc* tests revealed no significant differences between conditions after applying the Bonferroni-Holm correction (Normal-LSW : $t=-2.182$, $p=0.039 > 0.017$; Normal-LST : $t=-2.199$, $p=0.038 > 0.017$).

5.6.2.2 Initial Conditions

The initial CoPv position significantly decreased with a long swing leg ($Md=-1.28$, $t=5.483$, $p<0.001$) and increased with a long stance leg ($Md=2.31$, $t=-4.767$, $p<0.001$), relative to the normal avatar ($Md=0.21$). It also significantly decreased with a long swing leg compared to a long stance leg ($t=-9.691$, $p<0.001$). No main effects were observed for the initial CoM position.

5.6.2.3 Anticipatory Postural Adjustments

Regarding the maximal vertical reaction force, its value significantly decreased with a long swing leg ($Md=5.74$) compared to the normal avatar ($Md=6$, $t=3.028$, $p=0.006$) and the avatar with a long stance leg ($Md=5.97$, $t=-3.622$, $p=0.001$). In the same manner, the maximum CoPv value significantly decreased with a long swing leg ($Md=6.40$, $t=6.232$, $p<0.001$) compared to the normal avatar ($Md=8.89$) and the avatar with a long stance leg ($Md=9.68$, $t=-2.876$, $p=0.008$). It also significantly decreased with a long swing leg compared to a long stance leg ($t=-8.321$, $p<0.001$). Moreover, the CoPv amplitude was significantly shorter with a lengthened swing leg ($Md=6.39$, $t=3.418$, $P=0.001$) and a lengthened stance leg ($Md=6.44$, $t=3.037$, $P=0.006$).

compared to normal legs ($Md=7.40$), but no differences were observed between an avatar with a lengthened swing leg and a lengthened stance leg ($t=-1.012$, $P=0.322$).

5.6.2.4 Mediolateral stability

The MoS significantly increased with a long swing leg ($Md=94.20$, $t=-2.745$, $p=0.011$) and decreased significantly with a long stance leg ($Md=86.67$, $t=3.620$, $p=0.001$) compared to the normal avatar ($Md=88.87$). Consequently, the MoS with a long swing leg was also significantly greater compared to a long stance leg ($t=5.873$, $p<0.001$). The maximal distance between the CoM and the CoP significantly decreased when lengthening one leg (Long SW : $Md=8.71$, $t=2.897$, $p=0.008$; Long ST : $Md=8.77$, $t=4.259$, $p<0.001$) compared to the normal avatar ($Md=8.98$).

5.6.2.5 Kinematics

The CoM velocity at HO significantly decreased with a long swing leg ($Md=-121.04$, $t=-3.895$, $p<0.001$) and a long stance leg ($Md=-120.54$, $t=-2.638$, $p=0.014$) compared to a normal avatar ($Md=-127.86$). Moreover, this velocity also significantly decreased with a long swing leg compared to a long stance leg ($t=-2.635$, $p=0.014$). The initial stance width significantly decreased when lengthening one leg (Long SW : $Md=257.36$, $t=4.803$, $p<0.001$; Long ST : $Md=258.62$, $t=5.143$, $p<0.001$) compared to the normal avatar ($Md=261.62$). At foot contact, a main effect was observed on the heel anteroposterior position; however, *post-hoc* tests revealed no significant differences between conditions after applying the Bonferroni-Holm correction (Normal-LSW : $t=2.239$, $p=0.035 > 0.017$). The heel lateral position was significantly higher with a long swing leg ($Md=0.78$, $t=-4.195$, $p<0.001$) compared to a normal avatar ($Md=0.97$) and a long stance leg ($Md=0.04$, $t=5.578$, $p<0.001$).

Tableau 5.2 Means, standard deviations and two-way ANOVA results with the ART procedure for questionnaire data : (S) Stimuli, (D) Deformation, (I) Interaction. *** significant difference with $p < 0.001$

	Normal C	Normal I	LSW C	LSW I	LST C	LST I	F	p value	η_p^2
Embodiment score Δ	4.65 (0.77)	4.17 (0.88)	4.62 (0.96)	4.22 (0.85)	4.77 (0.72)	4.13 (0.75)	45.192 (S) 0.101 (D) 1.905 (I)	<0.001 (S)*** 0.904 (D) 0.160 (I)	0.653 (S) 0.004 (D) 0.074 (I)
Ownership score Δ	5.37 (0.84)	4.66 (0.84)	4.97 (1.04)	4.55 (0.87)	5.31 (0.81)	4.48 (0.84)	60.096 (S) 2.296 (D) 1.911 (I)	<0.001 (S)*** 0.112 (D) 0.159 (I)	0.715 (S) 0.087 (D) 0.074 (I)
Multisensory score Δ	5.20 (0.90)	4.38 (0.95)	5.16 (0.93)	4.34 (0.93)	5.40 (0.74)	4.29 (0.65)	37.196 (S) 0.235 (D) 1.493 (I)	<0.001 (S)*** 0.792 (D) 0.235 (I)	0.608 (S) 0.010 (D) 0.059 (I)

5.7 Discussion

This study investigated if embodying an avatar with a lengthened leg would affect the participants' body schema, thereby modifying their kinetics and kinematics during gait initiation. It was hypothesized that, depending on which leg is deformed (the swing or stance leg), participants would exhibit different motor behavior during the planning and the execution of the movement.

5.7.1 Embodiment

Incongruent stimuli on the feet decreased embodiment, ownership and multisensory scores. However, the feeling of embodiment was not significantly different between the normal avatar and the avatars with a lengthened leg, indicating that participants perceived the deformed leg (whether the swing or stance leg) as their own. These results are consistent with our previous study (Vallageas *et al.*, 2024), where enlarging a leg did not affect embodiment, as well as with Kondo *et al.* (Kondo *et al.*, 2018b), who found no difference in ownership between a normal and a lengthened arm. Similarly, Kilteni *et al.* (Kilteni *et al.*, 2012b) demonstrated that participants experienced ownership of a virtual arm extended up to four times its original size when exposed to congruent visuomotor and visuotactile stimuli.

Despite the differences in embodiment, these alterations did not significantly affect participants' biomechanics, as discussed in the next section. A possible explanation is that the incongruent conditions featured temporally synchronized visuotactile stimuli. Hapuarachchi et al. (Hapuarachchi, Ishimoto, Kitazaki, Sugimoto & Inami, 2023) showed that temporal synchrony plays a critical role in preserving embodiment. In their study, participants controlled an avatar with either natural or distorted arm movements during a reaching task, performed with or without a one-second visuomotor delay. They found that body ownership persisted despite spatial incongruence, as long as real and virtual movements were temporally aligned. Nonetheless, embodiment was stronger when spatial and temporal congruence were both present. These findings are consistent with our results : while spatial incongruence reduced embodiment, the preserved temporal synchrony likely sustained the illusion, which may explain why motor control was not disrupted. Several participants even reported a sensation of foot elongation, possibly due to the virtual stick's position being visually shifted 15 cm in front of the virtual foot. In line with this, Kondo et al. (Kondo *et al.*, 2018b) showed that embodiment in a lengthened, invisible arm (with only the hands visible) is possible when visuomotor stimuli are both spatially and temporally aligned. Moreover, Guterstam et al. (Guterstam, Gentile & Ehrsson, 2013) demonstrated that embodiment can occur with an invisible hand, so long as visuotactile stimulation is temporally synchronized. Their study showed that visual input is not necessary for embodiment if congruent spatio-temporal stimuli are provided. Conversely, motor control may be impacted when stimuli are temporally asynchronized, as in Kokkinara's study, in which a virtual ball randomly tapped the legs of participants, independent of the tracking position (Kokkinara & Slater, 2014).

5.7.2 Biomechanical variables

In contrast to our previous study (Vallageas *et al.*, 2024), where enlarging a virtual leg did not induce significant motor changes, lengthening the leg resulted in clear differences between conditions. At the onset of the APA, the CoPv, representing the distribution of body weight between the limbs via hip abductor/adductor control, was consistently shifted toward the non-deformed leg, suggesting an early offloading of the altered limb. The initial mediolateral CoM

Tableau 5.3 Means, standard deviations and one-way ANOVA results for each of the dynamic variables of the ten steps. For variables indicating a position, a positive value indicates a displacement or a velocity directed towards the swing leg. < non-normally distributed data where the ARTTool has been used. *, **, *** significant difference with $p < 0.05$, $p < 0.01$ and $p < 0.001$, respectively

	Normal	Long SW	Long ST	F	p value	η_p^2
APA duration (s)	0.518 (0.082)	0.522 (0.080)	0.520 (0.066)	0.127	0.881	0.068
EXE duration < (s)	0.553 (0.053)	0.565 (0.049)	0.566 (0.056)	3.315	0.045*	0.601
Fz SW / body mass	5.99 (0.65)	5.75 (0.58)	5.90 (0.53)	6.913	0.002**	0.907
CoPv init / (body mass * leg length)*10 ⁴	0.84 (3.46)	-0.66 (3.50)	2.65 (3.44)	49.094	<0.001***	1
CoPv max / (body mass * leg length)*10 ⁴	8.55 (4.61)	6.17 (4.55)	9.67 (4.51)	40.465	<0.001***	1
CoPv amp / (body mass * leg length)*10 ⁴	7.56 (2.65)	6.61 (2.33)	6.84 (2.21)	8.003	0.001**	0.944
CoM ML init < / (body mass * leg length)*10 ⁴	-0.28 (1.74)	-0.39 (1.75)	-0.28 (1.96)	0.035	0.966	0.055
CoM ML vel (mm.s)	-131.39 (29.67)	-122.32 (25.68)	-127.25 (26.54)	10.865	<0.001***	0.987
Distance CoP-CoM ML / (body mass * leg length)*10 ⁴	9.16 (1.84)	8.71 (1.58)	8.60 (1.82)	9.644	<0.001***	0.975
MoS (mm)	91.79 (15.61)	94.81 (14.34)	87.54 (13.06)	23.000	<0.001***	0.999
Initial width (mm)	274.49 (39.76)	266.52 (34.69)	265.59 (34.22)	18.436	<0.001***	1
Heel AP FC < / (leg length)*10 ²	65.80 (9.38)	64.33 (8.81)	65.68 (9.38)	3.506	0.038*	0.627
Heel ML FC / (leg length)*10 ²	0.26 (3.43)	1.62 (3.18)	0.27 (3.03)	23.000	<0.001***	0.997

position did not show significant changes and consistently remained closer to the stance leg across all conditions. This suggests that, although the initial CoPv position varied, these variations were not sufficient to influence the initial CoM position. The lateral CoPv shift persisted throughout the APA : the maximal CoPv value also remained directed toward the non-deformed leg, indicating that the entire weight shift trajectory was constrained away from the deformed side. In the case of a lengthened swing leg, which plays a critical role in shifting weight toward the stance leg at the beginning of gait initiation (Azuma *et al.*, 2007), participants reduced the vertical ground reaction forces (Fz) under the ipsilateral limb during the APA, indicating a deliberate avoidance

of loading the altered leg even before initiating the step. These biomechanical changes may reflect uncertainty about the deformed limb's ability to safely support body weight. Importantly, despite these postural adjustments, APA and step execution durations remained unchanged, showing that participants did not alter the timing of gait initiation, but rather modulated the kinetic parameters of the gait initiation. As the APA progressed, both deformation conditions, whether affecting the swing or stance leg, showed a reduced CoPv amplitude, reflecting a more constrained lateral weight shift. This was followed by a significant decrease in the mediolateral CoM velocity at heel-off in the same both conditions, with the reduction being significantly greater when the swing leg was lengthened. These results indicate that participants reduced both the magnitude and speed of lateral movement, reflecting a more cautious transition into single-leg support, particularly with a lengthened swing leg.

During the step execution, further consequences of these modulations became apparent. When either the stance or swing leg was lengthened, the distance between the CoM and the CoP at the moment of maximal COM displacement was reduced. This distance reflects how much control the body has to regulate balance : the greater the distance, the more torque the body needs to generate to maintain stability (Caderby *et al.*, 2017; Yiou *et al.*, 2017). As a result, this strengthens the idea that participants aimed to minimize lateral destabilization throughout the movement. When the swing leg was lengthened, participants compensated by increasing step width, resulting in a greater MoS at foot contact, a strategy to stabilize the landing of a perceptually uncertain limb. In contrast, when the stance leg was lengthened, the MoS was reduced, suggesting that participants were less able to compensate for instability originating from their supporting base. Since the stance leg is responsible for maintaining balance during the single-support phase, a deformation affecting this limb may undermine the perceived ability to stabilize the body during step execution. As a result, even though similar APA adjustments were present (reduced CoPv amplitude and CoM velocity at heel-off), participants could not adopt the same stabilizing strategies, leading to a lower MoS. Altogether, these results suggest that participants adapted their weight distribution strategy to preserve balance in response to

altered limb anthropometry, with more successful compensatory strategies when the deformation affected the swing leg rather than the stance leg.

Our findings align with studies on gait initiation in hemiparetic patients. Hesse et al. (Hesse *et al.*, 1997) observed reduced mediolateral CoP displacement when gait began with the affected limb, attributing this effect to an initial CoP shift toward the non-affected side. A similar asymmetry emerged in our experiment when participants started with the deformed limb, though the magnitude was smaller : Hesse et al. reported a 7 cm difference in mean CoP displacement (from gait initiation onset to heel-off) depending on whether the affected or non-affected limb initiated gait, whereas we observed a 1.95 cm difference in maximal mediolateral CoPv displacement between conditions involving a longer swing leg and a longer stance leg (reported here using non-normalized data to reflect the actual displacement). Osada et al. (Osada *et al.*, 2022) focused on mediolateral stability and found greater instability when patients initiated gait with the non-affected leg. Similarly, in our study, the margin of stability was reduced when starting with the non-deformed leg, suggesting that patients with a paretic leg exhibit instability patterns comparable to our participants with a deformed leg. APA duration did not differ between conditions, consistent with Hesse et al. and Osada et al., but contrary to Bensoussan et al. (Bensoussan, Mesure, Viton & Delarque, 2006), who found longer APA phases when the paretic leg was the swing leg. Regarding step execution duration, Hesse et al. and Bensoussan et al. reported shorter times when gait began with the non-affected leg, indicating a compensatory strategy to limit weight bearing on the affected side. In contrast, our findings did not reveal any significant differences in step execution duration across conditions. This difference may come from the fact that our participants retained full neuromuscular function. Although leg anthropometry modification affected balance, as indicated by the slight but significant instability with a lengthened stance leg, it did not impact step execution time. Without the constraint of avoiding a weak or unstable limb, instability may not have been sufficient to prompt temporal compensation. No significant differences emerged in anteroposterior heel position at foot contact, consistent with Osada et al. but contrasting with Hesse et al., who found shorter step length when initiating with the non-paretic leg. Mediolateral heel position, however, was significantly

displaced laterally when the swing leg was lengthened. This lateral shift aligns with the systematic review by Devetak et al. (Devetak, Bohrer, Rodacki & Manffra, 2019), which identified that stroke patients tend to increase step width to maintain mediolateral stability. In our study, the lateral foot shift of the lengthened leg corresponded to a greater margin of stability. This finding is consistent with Buurke et al. (Buurke, Lamothe, van der Woude, Hof & den Otter, 2019), who showed that, during gait, the MoS can be modulated either temporally (e.g., by altering single support time) or spatially, through foot placement or step width regulation. In our case, since neither APA nor step execution durations were adjusted to enhance stability, participants compensated by taking a wider step.

Altogether, these findings suggest that the participant's altered body image significantly influenced their motor planning and execution during gait initiation, indicating that the virtual deformation impacted their body schema. As participants initiated gait without looking at their feet, the observed biomechanical adjustments are likely attributed to the embodiment in an asymmetrical avatar with a lengthened leg. However, because these adjustments were not affected by the incongruent visuotactile stimuli, it can not be ruled out that they are a consequence of the altered visual feedback. These results parallel the behavior of hemiparetic patients who shift their weight towards their non-affected leg, highlighting potential applications in motor rehabilitation. Embodying an avatar with a lengthened leg contralateral to the affected side could facilitate unconscious weight redistribution toward the paretic leg.

H1 states that embodying a lengthened leg would alter weight shifting during the APA to maintain dynamic stability. Results showed a CoPv shift toward the non-lengthened leg. Lengthening the stance leg reduced MoS, while lengthening the swing leg increased it, with wider steps at foot contact, suggesting reduced confidence in the deformed leg. Thus, **H1** is partially supported. **H2** predicted that stronger embodiment would amplify biomechanical changes. Although incongruent visuotactile cues reduced embodiment, no significant biomechanical effects were observed. Therefore, **H2** is rejected.

5.8 Limitations

The initial stance width decreased when one leg was lengthened, with a maximum difference of 8.9 mm observed between the normal leg and the lengthened stance leg conditions. This decrease likely occurred because the virtual foot of the lengthened leg was more difficult to align with the footprint, due to the altered perspective making the virtual ground appear farther away. Additionally, the absence of inverse kinematics during the stance phase led some participants to notice subtle foot skating when moving the knee, making it more challenging to maintain foot position. Day et al. (Lyon & Day, 1997) demonstrated that starting gait with a wider stance can influence the displacement and velocity of the CoM during the APA. However, their study involved a stance width difference of 10 cm, whereas our maximum difference was only 8.9 mm, likely resulting in a less pronounced effect on stability-related variables. Nevertheless, it is possible that this significant decrease in initial stance width could have introduced some variability into the biomechanical results.

Lastly, the incongruent stimuli were temporally synchronized with the participants' movements. Although this led to a perceived decrease in embodiment, no corresponding changes were observed in the biomechanical data. For future studies seeking to assess the impact of reduced embodiment on motor behavior through visuotactile stimuli, introducing asynchronous movements that do not align with the user's actions may provide more effective results (Guterstam *et al.*, 2013).

5.9 Conclusion

The goal of this study was to lengthen one leg of a self-avatar during a gait initiation task to investigate its impact on the body schema. Our results show that participants indeed embodied the deformed asymmetrical avatar. The illusion altered their body weight distribution before and during the preparation of the step. As a result, their mediolateral dynamic stability and foot placement were affected during the execution of the step. Participants appeared to rely less on their deformed leg for support, shifting their center of pressure toward the non-deformed leg during gait initiation. This shift may reflect uncertainty in the altered limb's ability to bear the

participants' weight. This preference for the non-deformed leg during the initial weight transfer in gait initiation reflects compensatory patterns observed in hemiparetic patients, indicating that avatar-induced asymmetries could be exploited in rehabilitation to modulate balance and motor planning. Overall, this study confirms that altering body image by lengthening a virtual limb influences subsequent motor planning and execution, reflecting modifications to the body schema.

CHAPITRE 6

PROPRIOCEPTIVE AND GAZE ADAPTATIONS TO VIRTUAL LEG LENGTH ASYMMETRY

Valentin Vallageas^{1,2} , Rachid Aissaoui^{1,2} , Iris Willaert^{1,2} , David R. Labbé^{1,2}

¹ École de Technologie Supérieure, 1100 rue Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, H3C 1K3,
Canada

² Laboratoire d'innovation ouverte en technologies de la santé (LIO-ÉTS) - Centre de recherche
du centre hospitalier de l'université de montréal (CRCHUM), 900 rue Saint-Denis, Montréal,
Québec, H2X 0A9, Canada

Article soumis dans « IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics » en
novembre 2025

6.1 Mise en contexte

Ce chapitre 6 présente la troisième expérience et la troisième publication de ce projet doctoral. Il examine comment la déformation de la jambe influence les processus sensorimoteurs ascendants et descendants, en mesurant la dérive proprioceptive et l'entropie visuelle associées à la perception du membre déformé.

Le protocole de cette étude a permis de mesurer, pour la première fois en réalité virtuelle, une dérive proprioceptive des membres inférieurs en position debout lors de l'incarnation d'un avatar présentant une jambe visuellement allongée. Par ailleurs, une analyse oculométrique a été réalisée afin de quantifier le balayage visuel à l'aide de l'entropie visuelle, dans le but d'observer si des perturbations cognitives descendantes se manifestaient de manière comparable lors d'une incongruence visuotactile ou lors de l'incarnation d'un avatar avec une jambe allongée. Cette étude est également la première à analyser et mettre en relation l'entropie visuelle avec le sentiment d'incarnation.

Les résultats préliminaires ont donné lieu à une présentation par affiche à IEEE VR 2025, où cette contribution a reçu le prix de la meilleure affiche.

6.2 Abstract

Proprioception is the sense of perceiving and predicting body position and movement in space. Together with vision and touch, it plays a central role in shaping the body image. Virtual reality allows users to embody self-avatars with altered morphologies, thereby modifying the body representation. This study investigated how embodying an avatar with a leg twice its original length affects proprioception, embodiment, and visual scanning measured through state and transition gaze entropy. Congruent and incongruent visuotactile stimuli were used to induce high and low levels of embodiment. Across 26 participants, embodiment was preserved despite the deformation, regardless of whether the dominant or non-dominant leg was altered. A proprioceptive drift corresponding to 78% of the virtual leg length was observed, independent of visuotactile congruence. While leg deformation alone did not affect gaze entropy, incongruent visuotactile stimuli reduced embodiment and increased both state and transition gaze entropy, reflecting increased top-down modulation of gaze control. These findings show that deformations of the virtual lower limbs can be integrated into body representation without perturbing sensory integration. Our findings show that virtual reality can modify body image and proprioceptive integration by lengthening virtual lower limbs, providing insights for developing rehabilitation strategies targeting proprioceptive deficits.

6.3 Introduction

Proprioception is the sense of body position and movement in space, relying on signals from muscles, tendons, skin, and joint receptors (Hillier *et al.*, 2015). It enables the body to sense, produce, and predict joint position, motion, and force to interact with the environment (Hillier *et al.*, 2015; Han *et al.*, 2016). In motor control, it supports both movement planning and real-time correction, complementing or compensating for other sensory inputs (Hillier *et al.*, 2015). Furthermore, proprioception plays a key role in shaping the body representation by interacting with visual and tactile feedback to support bodily self-perception (Kokkinara & Slater, 2014; Ehrsson, 2012). This multisensory integration contributes to the formation of the body image, defined as a conscious, top-down representation of the body. The body image is continuously

shaped by sensory inputs and lived experiences (Preston & Newport, 2011), with vision providing the dominant information and touch and proprioception refining its precision (de Vignemont, 2010).

Virtual reality (VR) offers the possibility of synchronizing the sensory modalities involved in body image construction by generating a virtual body, or self-avatar. When stimuli from different sensory modalities, such as vision and proprioception, are congruent (e.g., when a user's real hand movements are mirrored in real time by the virtual hand), and the self-avatar is presented from a first-person perspective (1PP), the user can experience embodiment over the avatar. That is, the self-avatar is perceived as being their own body (Kilteni *et al.*, 2012a). However, when a spatial dissociation is introduced between visual and proprioceptive feedback, a proprioceptive drift occurs, in which the perceived location of a body part shifts toward the virtual representation that is spatially misaligned with the real body (Botvinick & Cohen, 1998; Fuchs *et al.*, 2016). For instance, when a virtual hand is displayed in a different location from the user's real hand, participants indicate sensing their hand somewhere between the real and virtual positions. This dissociation highlights the plasticity of the body image, which is generated from the integration of visual and proprioceptive information into a coherent percept (Fuchs *et al.*, 2016).

The body image can be altered by inducing embodiment into a self-avatar whose body, or body parts, differ from the user's own morphology in terms of size or shape (Vallageas *et al.*, 2024; Berger *et al.*, 2022; Hansford *et al.*, 2024; Tajadura-Jiménez *et al.*, 2015b; Byrne & Preston, 2019; Schaefer *et al.*, 2007; Kondo *et al.*, 2018b). Kilteni *et al.* (Kilteni *et al.*, 2012b) showed that users can embody an asymmetric avatar with an arm extended up to four times its original length. When this deformation displaced the virtual hand and was paired with congruent visuotactile stimuli, it induced ownership of the lengthened virtual arm and a proprioceptive drift in the perceived hand position that scaled with the arm's length. Conversely, lengthening the arm with incongruent visuotactile stimuli reduced the sense of ownership, while the drift remained unaffected. The authors therefore concluded that drift and ownership were not correlated, suggesting that they rely on distinct cognitive mechanisms. While some studies have reported proprioceptive drift toward

a rubber foot (Flögel, Kalveram, Christ & Vogt, 2016; Crea, D'Alonzo, Vitiello & Cipriani, 2015), no research has yet examined whether altering body anthropometry by lengthening a virtual leg induces proprioceptive drift. Several factors suggest that drift in the lower limbs may differ from that observed in the upper limbs. Proprioceptive signals from the arms and the legs engage distinct somatotopic regions within motor areas (Naito *et al.*, 2007), with the hand represented more extensively due to its role in fine motor control (Lotze *et al.*, 2000). This broader cortical representation is associated with higher proprioceptive acuity for the upper limb compared with the lower limb (Darling & Yem, 2023).

Together, these differences in cortical representation and sensory integration suggest that drift in the legs may follow distinct patterns compared to the arms.

Updating the body representation in such contexts requires resolving inconsistencies between bottom-up sensory input and top-down internal knowledge of limb configuration and length, in order to generate the most plausible body state (Körding & Wolpert, 2006; Tajadura-Jiménez *et al.*, 2015b; Shiferaw *et al.*, 2019). These inference processes are not only reflected in proprioceptive drift but also in visual exploration. Eye movements provide a continuous record of perceptual and cognitive demands, as they are shaped by both sensory input and internal expectations throughout visual exploration (Shiferaw *et al.*, 2019). In this framework, gaze entropy analysis offers a valuable window into perceptual inference. State Gaze Entropy (SGE) quantifies the spatial dispersion of gaze fixations, while Gaze Transition Entropy (GTE) captures the unpredictability of transitions across fixations (Jordan & Slater, 2009; Shiferaw *et al.*, 2019). Higher entropy values are associated with more erratic and dispersed visual scanning, which is correlated with greater cognitive demands and increased top-down modulation of gaze control (Shiferaw *et al.*, 2019). Lengthening a virtual leg introduces sensory ambiguity, which is known to trigger these top-down modulations (Shiferaw *et al.*, 2019). Yet embodiment may mitigate such demands. A strong sense of embodiment in an avatar has been linked to lower cognitive load, because the virtual body is accepted as part of one's body image and requires less top-down processing for its integration. (Porssut *et al.*, 2023; Alchalabi *et al.*, 2019). In contrast, lowering embodiment through incongruent movements between the user and the avatar has been linked to increased

cognitive processing demands, reflecting enhanced error monitoring and the accumulation of sensory mismatches (Porssut *et al.*, 2023; Alchalabi *et al.*, 2019). Proprioceptive drift shows a similar sensitivity to cognitive load : it is greater under low cognitive demands but is strongly reduced when working memory is engaged, likely because drift depends on maintaining both visual and proprioceptive information (Qu *et al.*, 2021). Nevertheless, no study has investigated how visual scanning efficiency is affected when self-avatar anthropometry is drastically modified.

Building on Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2012b), we extended the proprioceptive drift paradigm to the lower limbs in a standing position by visually lengthening one leg of an embodied avatar up to twice its original length and measuring the perceived foot position. In this context, measuring gaze entropy allows us to assess whether embodiment of a lengthened leg alters the balance between bottom-up sensory input and top-down cognitive processes. To investigate this, we recorded both proprioceptive drift and entropy-based gaze metrics, providing complementary perspectives on how the brain adapts to deformations of the embodied body. Embodiment was manipulated using congruent and incongruent visuotactile stimuli, with incongruency known to reduce or disrupt the illusion (Kokkinara & Slater, 2014). Altogether, our hypotheses were that :

- **H1** Embodiment in a self-avatar with one lengthened leg will induce a proprioceptive drift of the foot toward the virtual foot's position.
- **H2** Incongruent visuotactile stimuli will reduce the sense of embodiment but will not affect the proprioceptive drift.
- **H3** SGE and GTE will increase with leg lengthening, with the greatest increase occurring when the deformation is paired with incongruent visuotactile stimuli.

6.4 Related work

6.4.1 Sense of embodiment subcomponents

Kilteni et al. divided the sense of embodiment into three subcomponents (Kilteni *et al.*, 2012a) : the sense of body ownership, the sense of self-location, and the sense of agency. Ownership

is defined as the feeling of possessing the avatar's body and perceiving it as the source of experienced sensations. The sense of self-location refers to the volume in space within which the user feels located. The sense of agency refers to the feeling of controlling the body to act upon the environment. In the literature reviewed on proprioceptive drift, some studies have examined embodiment as a whole, while others have focused more specifically on ownership. It should be noted, however, that although these three subcomponents contribute independently to embodiment, they are strongly interconnected, and a disruption in one can influence the others (Kilteni *et al.*, 2012a; Serino *et al.*, 2013).

6.4.2 Proprioceptive drift in upper limbs

Proprioceptive drift was first described by Botvinick *et al.* during the rubber hand illusion (RHI) (Botvinick & Cohen, 1998). In their experiment, seated participants saw their left arm visually replaced by a rubber arm while their real arm was hidden behind a screen. Synchronous visuotactile stimuli were applied by stroking both the real and rubber hands. With eyes closed, participants pointed with their right finger to where they believed their left hand was. Participants often perceived the rubber hand as part of their body, with pointing responses shifted toward the rubber hand's location. The magnitude of proprioceptive drift was proposed to correlate with the strength of the ownership illusion (Botvinick & Cohen, 1998; Longo *et al.*, 2008). However, Holmes *et al.* (Holmes *et al.*, 2006) showed that even passive vision of an artificial hand aligned plausibly with the real hand can bias reaching movements similarly to viewing the real hand, without inducing strong ownership sensations. This suggests proprioceptive recalibration can occur based on visual input alone, independent of the subjective feeling of ownership.

Fuchs *et al.* (Fuchs *et al.*, 2016) further proposed that proprioceptive drift results from a "compromise" between conflicting visual and proprioceptive information. From a Bayesian multisensory integration perspective, the brain combines all sensory inputs to construct a body image (Fuchs *et al.*, 2016). Thus, the artificial hand does not replace the real one but merges into an intermediate percept. In line with this, in a study involving two RHI experiments in which the locations of the hands are interchanged, Erro *et al.* (Erro *et al.*, 2018) demonstrated a visual drift

opposite to the proprioceptive drift, indicating that the real and artificial hands converge toward each other.

Finally, Rohde et al. (Rohde *et al.*, 2011) showed that ownership and proprioceptive drift are dissociable. While prolonged asynchronous visuotactile stimuli reduced both drift and ownership feelings, intermittent asynchronous stimuli or mere viewing of the rubber hand still induced proprioceptive drift without inducing ownership. This suggests that synchronous stroking is not what drives proprioceptive drift; the drift mainly results from visuoproprioceptive integration.

6.4.3 Proprioceptive drift in lower limbs

Crea et al. and Flögel et al. adapted the rubber hand illusion (RHI) to the lower limbs, naming it the Rubber Foot Illusion (RFI).

In Flögel et al.'s study (Flögel *et al.*, 2016), participants were tested in two setups, allowing both the RHI and the RFI to be elicited from the same location. The real limbs were hidden from view and replaced with rubber models, while visuotactile stimuli were delivered in synchronous, asynchronous, or fake conditions (brushing above the skin without contact). Proprioceptive drift was measured by recording the perceived position of the hidden limb before and after the stimulations. Results showed that synchronous stimuli induced embodiment of both the rubber hand and rubber foot, accompanied by a proprioceptive drift toward the rubber model. Asynchronous stimuli reduced embodiment and drift for the foot and hand, while fake stimuli produced drift only for the hand. Flögel et al. suggest that reliance on proprioception increases with distance from the eyes. Accordingly, participants may have been less influenced by visual cues when judging foot position than hand position, leading to a reduced proprioceptive drift for the foot under fake stimulation.

Crea et al. (Crea *et al.*, 2015) investigated whether the RFI could be elicited across different sensory modalities. Participants laid in a supine position with one leg hidden behind a screen and replaced by a rubber leg. Two factors were manipulated : tactile modality (paintbrush versus vibratory stimulators) and temporal synchrony (synchronous versus asynchronous). In

the modality-matched condition, both the real and rubber feet were stroked with paintbrushes. In the modality-mismatched condition, the visible rubber foot was brushed while the hidden real foot received vibratory stimuli on the toes. The results demonstrated that ownership could still be induced under modality-mismatched stimulation, although more weakly than with matched stimulation, while asynchronous stimulation reduced both ownership and drift.

Together, these studies suggest that shifting the virtual foot position with synchronous visuotactile and visuomotor stimuli can elicit embodiment, including its ownership subcomponent, as well as proprioceptive drift; however, when paired with asynchronous stimulation, both embodiment and ownership, along with the drift, are reduced. In our study, however, the manipulation not only displaces the foot but also lengthens the leg, thereby increasing the visual information from the limb, which may sustain a constant drift despite incongruence. Drift under limb lengthening has previously been investigated by Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2012b), as detailed in the following section.

6.4.4 Proprioceptive drift in lengthened upper limbs

Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2012b) conducted a VR experiment in which participants' dominant virtual arm was lengthened up to four times its original length. To achieve this, congruent visuomotor and visuotactile stimuli were applied to the participant's hand. Then, participants pointed with their non-dominant index finger to the center of their dominant hand, and the pointing hand's angle was recorded. Proprioceptive drift was defined as the difference in angle magnitude before and after the dominant virtual arm was lengthened. Ownership was maintained for lengths up to three times the real arm, but decreased when the arm was extended to four times its length. A proprioceptive drift was observed, and its magnitude was correlated with the virtual arm length. However, the authors found no correlation between the drift and the sense of ownership, supporting the idea that ownership and drift rely on distinct cognitive mechanisms. As such, in our experiment, lengthening the leg could result in an unchanged proprioceptive drift, whether under congruent or incongruent stimuli.

Taken together, the findings of Flögel, Crea, and Kilteni indicate that lengthening the virtual leg with congruent visuotactile stimuli could elicit proprioceptive drift toward the foot, accompanied by a sense of embodiment and ownership. In contrast, incongruent stimulations could reduce embodiment and ownership, while leaving proprioceptive drift unaffected.

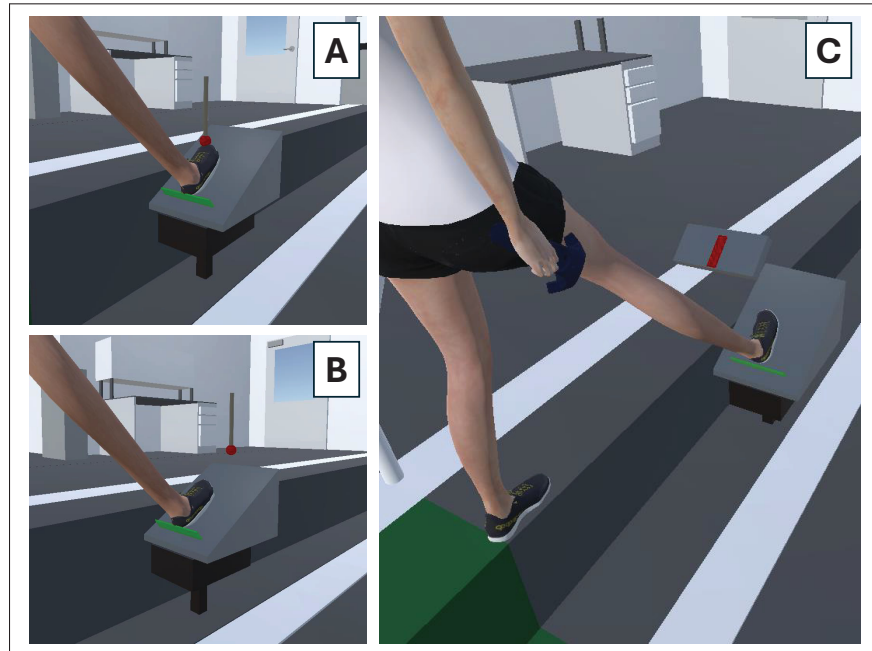


Figure 6.1 (A) Congruent and (B) Incongruent visuotactile stimuli.(C) Participant choosing the indicator's position

6.4.5 Embodiment and cognitive processes

Porssut et al. (Porssut *et al.*, 2023) used EEG to examine how breaks in embodiment affect cognitive processing. Incongruent virtual hand movements reduced embodiment and increased the amplitudes of two event-related potentials : ERN (Error-Related Negativity), which reflects automatic error detection, and Pe (Error Positivity), which signals conscious error awareness. In contrast, congruent movements enhanced embodiment and lowered these amplitudes. This suggests that disrupting embodiment heightens cognitive demands through enhanced error monitoring. Similarly, Alchalabi et al. (Alchalabi *et al.*, 2019) showed that incongruent visuomotor feedback increased cognitive load, reflected by sustained central-frontal ERS (Event-Related

Synchronization), a marker of agency judgment and error-monitoring. Consistently, Qu *et al.* (Qu *et al.*, 2021) reported that proprioceptive drift was stronger under low cognitive load and nearly absent under high load, indicating that drift depends on maintaining spatial information over time, which is impaired when working-memory demands are high.

How the brain uses top-down information to interpret an embodied lengthened leg can also be investigated through visual scanning efficiency, which is assessed by the uncertainty and dispersion of eye movement patterns during exploration (Shiferaw *et al.*, 2019).

6.4.6 Eye scanpath entropy as a measure of visual scanning efficiency

Eye movement patterns can be assessed using eye scanpaths, which describe the sequence of fixations and saccades across a visual scene (Imaoka *et al.*, 2020; Llanes-Jurado *et al.*, 2020; Jordan & Slater, 2009). Fixations are periods when the eyes remain relatively still and focused on a specific point, while saccades are rapid movements between fixations that trace a path through the scene. Gaze entropy quantifies the overall predictability of fixation locations and the disorder in gaze patterns, shaped by the interaction of visual information and top-down influences (Shiferaw *et al.*, 2019). Calculating entropy involves organizing fixation coordinates into spatial bins to generate probability distributions, known as spatial gaze entropy (SGE). A related measure, gaze transition entropy (GTE), parses the scanpaths to estimate the uncertainty in predicting the next fixation based on the current eye position.

GTE has been used to evaluate the sense of presence, that is, the feeling of actually being in the virtual environment. Jordan and Slater (Jordan & Slater, 2009) showed that higher perceived presence was associated with lower scanpath entropy. In their study, participants gradually perceiving themselves atop a high column exhibited reduced entropy alongside increased arousal, whereas a control group at ground level showed no change in arousal and maintained lower entropy. Extending these findings, Küçükütüncü *et al.* (Küçükütüncü *et al.*, 2025) used a reinforcement learning paradigm to demonstrate that the sense of presence increases when VR

supports sensorimotor contingencies matching physical reality. They also confirmed that lower eye scanpath entropy correlates with stronger presence.

However, visual entropy has not yet been used in VR to study visual scanning efficiency, especially in contexts involving the embodiment of a self-avatar with a lengthened lower limb. Although such a deformation creates a sensory mismatch that could interfere with perceptual inference and increase top-down processing during gaze control, the literature indicates that embodiment reduces cognitive processes related to error awareness.

Based on this, we hypothesize that SGE and GTE will increase with leg lengthening, with the greatest increase occurring when the deformation is paired with incongruent visuotactile stimuli.

6.5 Experimental setup

The experiment took place in a biomechanics laboratory (LIO-ÉTS) and involved two desktop computers : one for motion capture (MoCap) and another for rendering a virtual environment (VE) on a head-mounted display (HMD). The MoCap computer utilized a Vicon system with 12 cameras to track 12 rigid bodies via reflective markers on participants. These markers enabled real-time avatar movement across 12 body segments : head, arms, forearms, hands, pelvis, shanks and feet. Data was captured at 200 Hz using Vicon Tracker 3.10, and movements were mapped onto the avatar using Vicon Pegasus Advanced 1.2. The VE computer ran the Unity game engine (v2022.3.26). Participants used an HTC Vive Pro Eye HMD, experiencing the avatar from a first-person view.

A custom metal support, tilted at 45° and featuring a horizontal wedge for heel placement, was designed as the footrest. It was mounted on a scissor lift jack (model PTM0101m, PeakTow, Pointe-Claire, Canada) for vertical adjustment (Figure 6.2).

To simulate a deformation, the shank mesh of the virtual leg was scaled to twice its original length along its longitudinal axis, creating a lengthened leg. When a leg was lengthened, the virtual floor beneath it was lowered accordingly to keep the virtual foot on the floor while

maintaining a quiet standing position. The experiment featured two self-avatar conditions : no deformation and a lengthened leg. These conditions were applied on either the dominant or non-dominant leg (Figure 6.2).

A wooden stick with a foam ball attached was used to create visuotactile stimuli. The stick featured three reflective markers, allowing its movements to be tracked in real time via motion capture cameras, which rendered a virtual stick within the virtual environment. Participants were gently stroked twenty times on the top of their feet to deliver visuotactile cues. In the congruent stimuli condition, the virtual stick was synchronized with the real stick, visually aligning with the participant's physical feet movements. For incongruent stimuli, although participants felt the real stick, the virtual stick was misaligned by 0.15 m anteriorly to the virtual foot (Figure 6.1).

To summarize, each leg, dominant (**D**) or non-dominant (**nD**), was tested with a tibia at normal length (**N**) or lengthened (**L**), combined with congruent (**C**) or incongruent (**I**) visuotactile stimuli.

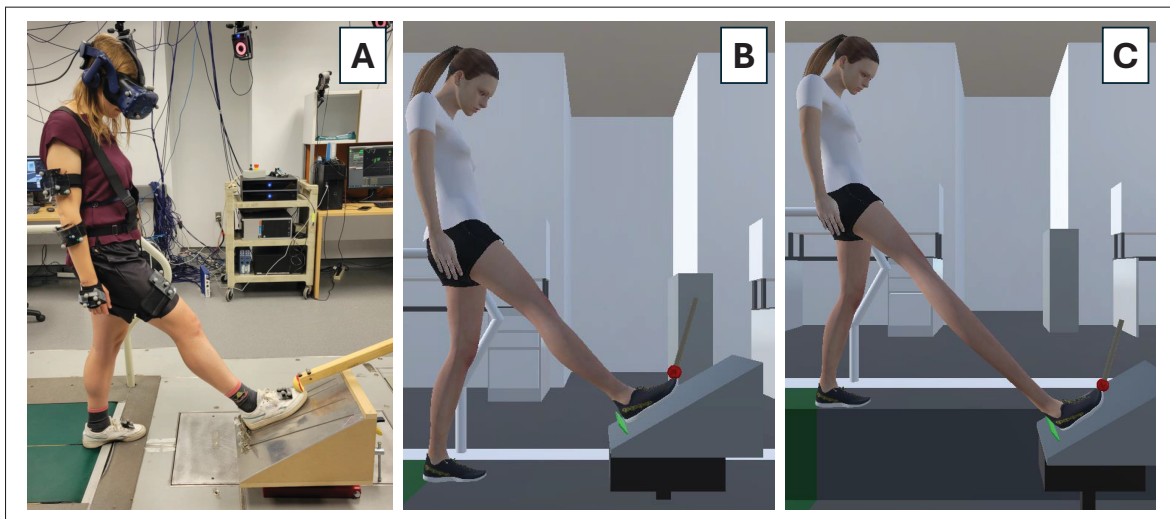


Figure 6.2 (A) Participant receiving visuotactile stimuli, (B) with normal virtual legs, and (C) with one lengthened virtual leg

6.5.1 Participants

26 healthy participants (14 females, mean age : 28.4 ± 4.8 years, mean height : 171.1 ± 8.6 cm, mean weight : 65.3 ± 9.8 kg, 25 right-footed) without known pregnancy, lower limb pain, or susceptibility to motion sickness during video gaming, signed a written informed consent to participate in the study approved by the ethical committees of the École de technologie supérieure and of the CHUM Research Center (#20.421).

6.5.2 Experimental protocol and drift measurement

The experiment was a 2x2x2 within-subjects experiment (*Deformation* : normal leg, long leg ; *Limb* : dominant, non-dominant ; *Stimuli* : congruent, incongruent). At the beginning of the experiment, participants were instructed to place their right foot on the footrest with the leg fully extended (Figure 6.2). The footrest was then vertically adjusted to ensure the right thigh formed a consistent angle of 40° relative to the vertical axis, using a goniometer. The position of the virtual right foot was recorded for both the normal leg and the lengthened leg conditions.

At the beginning of each condition, presented in a pseudo-random order, participants donned the HMD and entered a virtual environment designed as a digital replica of the laboratory, where they could see themselves in a virtual mirror. When the condition involved leg lengthening, the deformation and corresponding floor adjustment were gradually applied over 10 seconds. Participants were then instructed to perform specific movements for one minute (arm and leg circumductions, stepping backward, and tapping their feet on the floor). Once the movements were completed, the footrest appeared on the side corresponding to the *Limb* condition and at a distance defined by the *Deformation* condition. The participant was then instructed to place the foot on the footrest with the leg extended. Visuotactile stimuli were delivered to the participant's foot. Following this, a virtual indicator (a 15x40 cm cuboid with a red rectangle in the center ; Figure 6.1) appeared above the leg in a random position between the middle of the virtual shank and the virtual toes to avoid any memory effect or suggestion. The experimenter then asked the participant to “*place the indicator at the position where you perceive your foot*”. The participant

could adjust the position of the indicator along the vertical axis of the virtual leg using the HTC controller. The drift measurement was calculated as the distance between the virtual knee and the indicator. The measurement was repeated three times, and the average value was taken as the proprioceptive drift for that condition.

Finally, at the end of each condition, participants removed the HMD, completed a validated embodiment questionnaire (Peck & Gonzalez-Franco, 2021) on a tablet, and walked around the room to avoid habituation to the previous self-avatar before starting the next condition.

6.5.3 Questionnaire

Avatar embodiment was assessed after each condition using Peck and Gonzalez-Franco's standardized questionnaire (Peck & Gonzalez-Franco, 2021). The questionnaire contains 16 items grouped into four subscales : Appearance, Response, Ownership, and Multisensory. For each subscale, an average score was computed, and an overall embodiment score was obtained by combining the subscale scores. All questions were presented in pseudo-random order on a tablet and answered using a 7-point Likert scale (1 = strongly disagree ; 7 = strongly agree).

6.5.4 Eye Movements Measurements

Eye tracking data were analyzed during the visuotactile stimulation phase, when embodiment was actively modulated and multisensory integration were engaged. Eye-tracking data were captured using the SRanipal SDK through the HMD at a sampling rate of 90 Hz, in a head-centered reference frame. The eye tracking precision of the HTC Vive Pro Eye system ranges between 0.5 and 1.1 degrees (Schuetz & Fiehler, 2022).

6.5.4.1 Data Preprocessing

The normalized gaze direction vectors were converted into angular coordinates using trigonometric projection (Imaoka *et al.*, 2020), enabling the calculation of horizontal and vertical gaze angles with the following equations :

$$\theta_x = \tan^{-1} \left(\frac{x}{z} \right) \cdot \left(\frac{180}{\pi} \right) \quad (6.1)$$

$$\theta_y = \tan^{-1} \left(\frac{y}{z} \right) \cdot \left(\frac{180}{\pi} \right) \quad (6.2)$$

where θ_x and θ_y represent the horizontal and vertical gaze angles (in degrees), respectively. The values x , y , and z represent the components of the normalized gaze direction vector from the eye-tracking device. This transformation allows analysis in a two-dimensional angular space for computing fixation characteristics. A moving average filter with a three-sample window was then applied to the angular gaze signals to reduce high-frequency noise while preserving temporal dynamics (Imaoka *et al.*, 2020).

6.5.5 Fixations Identification

Fixations were detected using angular dispersion thresholds over time. For each trial, the minimum and maximum angular positions were computed. If the angular dispersion, defined as the difference between these values, remained below 1 degree on both horizontal and vertical axes for at least 250 milliseconds, the segment was classified as a fixation (Llanes-Jurado *et al.*, 2020). Segments shorter than this duration were excluded.

6.5.6 State and transition gaze entropy calculation

Eye-tracking was recorded across twenty visuotactile stimuli, and the analysis was performed on a 15-second window for each trial. To compute visual entropy, the screen space was divided into discrete state spaces, or bins. As noted by Shiferaw *et al.* (Shiferaw *et al.*, 2018), bin sizes should ensure enough fixations per bin to limit variance in state and transition probabilities and preserve the effective spatial resolution of entropy measures. Because fixations were mainly concentrated at the center of the screen, some peripheral bins contained no fixations. Therefore, instead of using the full range of normalized coordinates (-1 to 1), all fixation coordinates from all participants were pooled to determine the global minimum and maximum along the X and Y

axes. The global limits were used to redefine the grid boundaries, after which individual fixation coordinates were discretized into the corresponding bins. To determine the appropriate number of bins for entropy computation, the average number of fixations per bin was calculated for grid sizes ranging from 5×5 to 15×15 and plotted against grid size to visualize changes in fixation density with spatial resolution. The resulting curve was analyzed using the elbow method to identify the grid size that best balanced spatial resolution and fixation density. This yielded a global 8×8 bin grid, used consistently for all analyses. Following the approach reviewed by Shiferaw et al. (Shiferaw *et al.*, 2019), we computed two complementary entropy measures : SGE and GTE.

6.5.6.1 SGE

SGE quantifies the uncertainty of fixation locations across the spatial bins using the Shannon entropy formula :

$$H = - \sum_{i=1}^n p_i \log_2(p_i) \quad (6.3)$$

where p_i is the probability of a fixation occurring in bin i , and $n = 64$ is the total number of bins. To allow comparison across participants and trials, SGE was normalized by the maximum possible entropy :

$$\text{SGE}_{\text{norm}} = \frac{H}{\log_2 n} \quad (6.4)$$

This normalized measure ranges from 0 (highly predictable, constrained gaze) to 1 (uniformly distributed gaze).

6.5.6.2 GTE

GTE quantifies the unpredictability of sequential gaze transitions between spatial bins. The sequence of bin visits can be modeled as a *Markov process*, in which the value of the next bin depends only on the value of the current bin. The calculation proceeds as follows :

1. Compute the **transition frequency matrix** $F = [f(i, j)]$, where $f(i, j)$ counts transitions from bin i to bin j .
2. Normalize F by the total number of transitions to obtain the **transition probability matrix** $P = [p(i, j)]$:

$$p(i, j) = \frac{f(i, j)}{\sum_{k=1}^n \sum_{l=1}^n f(k, l)} \quad (6.5)$$

where $n = 64$ is the total number of bins.

3. For each bin i , compute the **conditional probability** of transitioning to bin j given the gaze is currently in i :

$$p_{i \rightarrow j} = \frac{p(i, j)}{\sum_{l=1}^n p(i, l)} \quad (6.6)$$

4. Compute the **marginal probability** of the gaze being in bin i :

$$\pi_i = \sum_{k=1}^n p(k, i) \quad (6.7)$$

representing the average fraction of time the gaze spends in bin i . In Markov chain terms, $\pi = [\pi_1, \dots, \pi_n]$ is the *stationary distribution*.

The GTE is calculated as the conditional entropy of the transition probabilities :

$$H = - \sum_{i=1}^n \pi_i \sum_{j=1}^n p_{i \rightarrow j} \log_2 p_{i \rightarrow j} \quad (6.8)$$

The inner sum quantifies the uncertainty of transitions from bin i , and the outer sum weights this uncertainty by the relative frequency of visits. GTE is then normalized by the maximum

possible entropy :

$$\text{GTE}_{\text{norm}} = \frac{H}{\log_2 n} \quad (6.9)$$

so that values range from 0 (completely predictable transitions) to 1 (maximally unpredictable transitions).

6.5.7 Statistics

The means and standard deviations were calculated for the six dependent variables in each of the eight conditions. For the continuous measures (**Estimated foot position**, **SGE**, and **GTE**), we performed a three-way repeated-measures ANOVA. Normality of residuals was tested with the Shapiro–Wilk test (95% confidence level). When violated, the aligned rank transform (ART) was applied prior to ANOVA (Wobbrock *et al.*, 2011). As each factor only has two levels, observing a main effect is equivalent to a paired-samples t-test. Interaction effects were further examined with planned simple analyses of estimated means, adjusted with a Bonferroni correction.

For the categorical measures (**Embodiment**, **Ownership**, and **Multisensory**), the ART procedure was applied before the three-way repeated-measures ANOVA, followed by the same procedure for post-hoc analyses when interactions occurred.

Spearman’s rank correlations were calculated to assess the relationships between proprioceptive drift and the embodiment, ownership, and multisensory scores, as well as between embodiment and the entropy-based gaze metrics SGE and GTE. The significance threshold was set at $\alpha = 0.05$. Analyses and visualizations were conducted using IBM SPSS v30.

6.6 Results

Results of the three-way ANOVA for all dependent variables, along with means and standard deviations for all conditions, are presented in Table 6.1 and 6.2. Eye-tracking measures from two participants were excluded due to issues with eye detection in the HMD or the SRanipal SDK during the experiment.

6.6.1 Foot position and entropies



Figure 6.3 **Foot estimation for 26 participants** (Left) Each sphere represents one estimation, positioned by the ratio of perceptual shift (difference between Normal and Long leg estimates) to the difference in virtual tibia length, and mapped along the line from the Normal leg toe (green) to the Long leg toe. Sphere color shows proximity to the mean proprioceptive drift, with redder spheres closer to the mean. (Right) Same estimates shown individually in a jittered strip plot, preserving all participant values

A significant main effect of *Deformation* was found on the **estimated foot position** ($F=355.986$, $p < .001$), with no main effect of the *Stimuli* or *Dominance*. Averaged across the *Dominance* and *Stimuli* factors, the mean estimated foot position was 49.5 ± 4.1 cm with a normal self-avatar and 81.8 ± 11.8 cm with a self-avatar with a long leg, which represents a 32.3 cm difference. The mean lengthening of the virtual shank was 41.4 ± 2.7 cm, meaning the proprioceptive drift corresponded to an average of 78% of the virtual leg deformation. All foot position estimations for the 26 participants can be found on Figure 6.3.

Significant main effects of *Stimuli* were observed for both **SGE** ($F=25.586$, $p < .001$) and **GTE** ($F=16.662$, $p < .001$), with no main effect of the *Deformation* or *Dominance*. By regrouping the results on the *Stimuli* factor, the SGE was $16.76 \pm 7.44\%$ with congruent stimuli and

$25.57 \pm 6.37\%$ with incongruent stimuli, and the GTE was $10.01 \pm 3.89\%$ with congruent stimuli and $13.38 \pm 3.20\%$ with incongruent stimuli.

6.6.2 Questionnaire scores

In the present study, we report results only for the Ownership and Multisensory subscales, as these specifically capture aspects of self-avatar distortion and proprioceptive drift. Figure 6.4 shows embodiment, ownership and multisensory scores for all conditions.

A significant main effect of *Stimuli* was observed on the **embodiment** score ($F = 25, p < .001$), with no main effect of the *Deformation* or *Dominance*. Averaged across deformation and dominance, the mean embodiment score was 4.79 ± 0.76 with congruent stimuli and 4.29 ± 0.83 with incongruent stimuli.

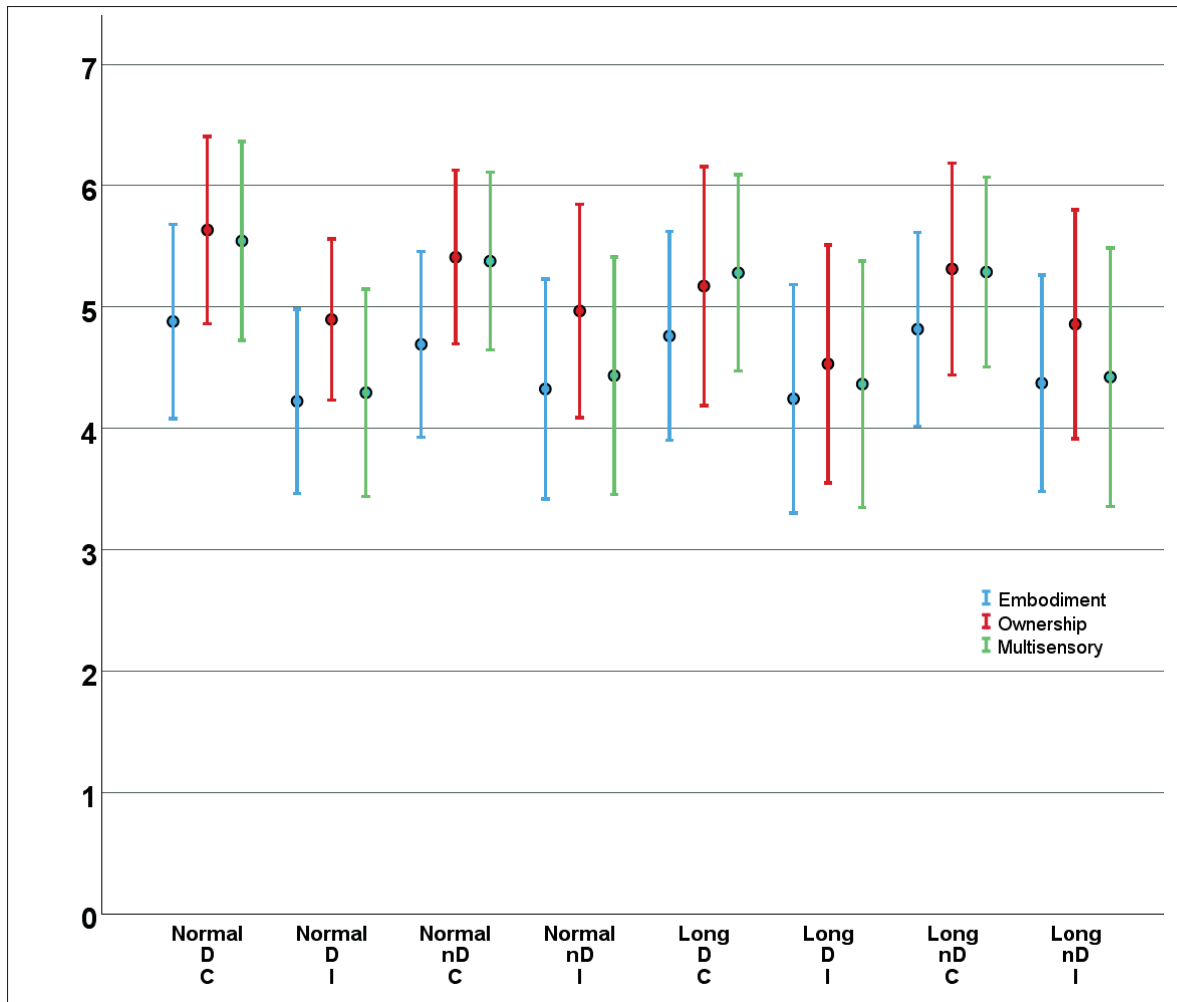


Figure 6.4 Results for the embodiment, ownership and multisensory scores for all conditions. **D/nD** : dominant / non-dominant leg ; **C/I** : congruent / incongruent stimuli

Analysis of the **ownership** sub-scores revealed significant main effects of *Deformation* and *Stimuli*, no main effect of *Dominance*, and a significant *Dominance* $\times$ *Stimuli* interaction. For the *Deformation* factor, ownership was higher for a normal self-avatar compared to a self-avatar with a long leg (5.23 ± 0.67 vs 4.97 ± 0.82). For the *Stimuli* factor, ownership was higher for congruent than incongruent trials (5.38 ± 0.71 vs 4.81 ± 0.73). Planned simple effects analyses comparing congruent and incongruent stimuli within each dominant and non dominant conditions were not significant after Bonferroni correction (all $p > .084$).

A significant main effect of *Stimuli* was observed on the **multisensory** sub-score ($F = 3.75$, $p < .001$), with no main effect of the *Deformation* or *Dominance*. Averaged across deformation and dominance, the mean multisensory sub-score was 5.37 ± 0.71 with congruent stimuli and 4.38 ± 0.86 with incongruent stimuli.

After further analysis, Spearman's rank correlations indicated that proprioceptive drift was not related to embodiment ($r_s = 0.131$, $p = 0.059$), ownership ($r_s = 0.016$, $p = 0.819$), or the multisensory subcomponents ($r_s = 0.042$, $p = 0.548$). Additionally, embodiment showed a weak negative correlation with SGE ($r_s = -0.143$, $p = 0.048$), but not with GTE ($r_s = -0.137$, $p = 0.058$), and proprioceptive drift was unrelated to SGE ($r_s = -0.061$, $p = 0.4$) or GTE ($r_s = -0.07$, $p = 0.337$).

6.7 Discussion

This study examined whether lengthening one leg of a self-avatar would induce a proprioceptive drift. We hypothesized that participants would perceive their foot as being located farther away than its actual position, and that the amplitude of this drift would be unaffected by the congruency of tactile stimuli. Moreover, we expected that embodiment into the deformed self-avatar would be accompanied by an increase in spatial and temporal gaze entropies, with the greatest increase occurring when the deformation is paired with incongruent stimuli.

6.7.1 Proprioceptive drift and embodiment

Lengthening the virtual leg consistently shifted the perceived foot position farther away, producing a mean proprioceptive drift of 41.4 cm, or 78% of the virtual leg length, regardless of leg dominance or stimulus congruence. As shown in Figure 6.3, most participants localized their foot near the foot of the lengthened virtual leg. This magnitude contrasts to earlier findings, which reported much smaller drifts (1–6 cm) and concluded that proprioception remains close to the real limb, shifting only slightly toward the artificial or virtual one (Botvinick & Cohen, 1998; Fuchs *et al.*, 2016; Rohde, Altan & Ernst, 2020; Crea *et al.*, 2015; Flögel *et al.*, 2016; Erro

Tableau 6.1 Foot position estimation and embodiment scores : means (SDs) and 3-way ANOVA results. **D/nD** : dominant / non-dominant leg ; **C/I** : congruent / incongruent stimuli.◀ non-normally distributed data where the ARTool was applied. *, **, *** significant difference with $p < 0.05$, $p < 0.01$ and $p < 0.001$, respectively

Condition	Est. foot pos. (cm) ◀	Embod. score ◀	Owner. score ◀	Multi. score ◀
Normal leg				
DC	49.9 (4.2)	4.88 (0.80)	5.63 (0.77)	5.54 (0.82)
DI	48.9 (4.5)	4.22 (0.76)	4.90 (0.67)	4.29 (0.85)
nDC	49.9 (4.1)	4.69 (0.77)	5.41 (0.72)	5.38 (0.73)
nDI	49.4 (4.6)	4.32 (0.91)	4.97 (0.88)	4.44 (0.98)
Long leg				
DC	81.7 (12.5)	4.79 (0.86)	5.17 (0.98)	5.28 (0.81)
DI	82.8 (11.0)	4.24 (0.94)	4.53 (0.98)	4.37 (1.02)
nDC	82.0 (12.3)	4.82 (0.80)	5.31 (0.87)	5.29 (0.78)
nDI	80.8 (14.1)	4.37 (0.89)	4.86 (0.94)	4.42 (1.06)
Statistics (F, p, η_p^2)				
Deformation	355.986, < .001***, .934	1.56, .224, .059	5.35, .029*, .176	0.58, .455, .022
Dominance	.001, .973, 0	0.00, .976, 0	0.48, .495, .019	0.03, .863, .001
Stimuli	.702, .410, .027	25.00, < .001***, .546	52.12, < .001***, .676	48.19, < .001***, .658
Dom.×Stimuli	0.265, .611, .011	3.44, .075, .121	8.614, .007**, .256	3.75, .064, .130

Tableau 6.2 Visual entropies : means (SDs) and 3-way ANOVA results. **D/nD** : dominant / non-dominant leg ; **C/I** : congruent / incongruent stimuli.◀ non-normally distributed data where the ARTool was applied. *** significant difference with $p < 0.001$

Condition	SGE (%) ◀	GTE (%) ◀
Normal leg		
DC	16.99 (10.94)	10.64 (6.22)
DI	24.91 (8.67)	13.26 (4.94)
nDC	14.58 (10.62)	9.52 (7.47)
nDI	26.80 (9.16)	13.01 (6.27)
Long leg		
DC	14.37 (11.21)	9.13 (6.72)
DI	24.51 (8.66)	14.21 (4.13)
nDC	21.08 (10.32)	10.74 (5.52)
nDI	26.03 (8.54)	13.05 (5.12)
Statistics (F, p, η_p^2)		
Deformation	0.124, .728, .005	0.037, .849, .002
Dominance	3.852, .062, .143	0.003, .960, 0
Stimuli	25.586, < .001***, .527	16.662, < .001***, .420
Dom.×Stimuli	0.001, .979, 0	0.031, .861, .001

et al., 2018). However, conversely to those previous studies, the position of the distal limb was not only shifted, but the entire limb was lengthened, preserving the continuity of the body. As showed by Ponton *et al.* (Ponton *et al.*, 2024), maintaining body continuity enhances the sense of embodiment, which may in turn influence how visual, tactile, and proprioceptive inputs are

integrated. Fuchs and Erro (Fuchs *et al.*, 2016; Erro *et al.*, 2018) proposed that proprioceptive drift reflects the convergence of real and virtual limbs into a new percept shaped by multisensory integration, a “statistical sum” of weighted inputs from vision, touch, and proprioception. In our case, the combination of visuomotor and visuotactile cues within a full-body self-avatar, together with the preserved body continuity, may have greatly amplified this process, leading to drifts far larger than previously reported. To enable better comparison and integration of such findings, future work should measure drift relative to the real–virtual limb difference rather than in absolute distance.

The deformation did not affect the sense of embodiment. However, when the deformation was paired with incongruent stimuli, embodiment decreased, while proprioceptive drift remained unaffected. Both the multisensory and ownership subscales also declined under incongruent visuotactile stimuli. The decrease in the multisensory subscale is expected, as it reflects reduced integration of tactile and proprioceptive information when vision and touch were incongruent (Peck & Gonzalez-Franco, 2021). Ownership is thought to arise from a combination of bottom-up and top-down mechanisms (Kilteni *et al.*, 2012a). In the present case, the incongruent stimuli disrupted bottom-up signals, which likely led to the observed decrease in ownership. Moreover, no correlation was found between proprioceptive drift and embodiment, between drift and ownership, or between drift and multisensory subcomponents. This result is consistent with Kilteni *et al.* (Kilteni *et al.*, 2012b), who reported no correlation between drift and ownership of a lengthened limb, supporting the idea that ownership and drift rely on different underlying mechanisms. Our findings extend Kilteni’s study by showing that embodiment and drift also rely on distinct mechanisms.

Furthermore, the ownership subcomponent decreased when embodying a long leg, which contrasts with Kilteni’s findings (Kilteni *et al.*, 2012b), where ownership was preserved up to three times the original arm length. Two factors may account for this difference. One is methodological : Kilteni’s questionnaire relied on a single question on the strength of the ownership illusion (“*I felt as if the virtual arm were my arm*”), whereas Peck’s questionnaire included six questions that together captured broader aspects of the experience of ownership

(e.g., "At some point it felt as if my real body was starting to take on the posture or shape of the virtual body that I saw", or "At some point it felt that the virtual body resembled my own (real) body, in terms of shape, skin tone or other visual features"). Second, ownership in the lower limbs may be particularly sensitive to lengthening deformations compared to the upper limbs. As previously mentioned, upper limbs engage broader cortical representation due to its role in fine motor control (Lotze *et al.*, 2000). Specifically, hand-held tools have been shown to extend peripersonal space (the space near the body within reach of the arm), reshape the body schema (the body representation used for action), and alter the perceived dimensions of the arm (Canzoneri *et al.*, 2013). They can even induce proprioceptive drift (Weser & Proffitt, 2019). Lengthening the virtual arm may therefore have less impact on ownership than lengthening a virtual leg, since the brain is familiar to adapting the representation of the upper limbs through tool use, but not to equivalent deformations of the lower limbs.

6.7.2 Gaze entropies and self-avatar deformation

Contrary to our expectations, neither SGE nor GTE was influenced by visual leg deformation. When the avatar's leg was lengthened, visual scanning remained stable and predictable, suggesting that participants accepted the altered anthropometry without increasing top-down modulation of gaze control. Interestingly, SGE and GTE also remained stable while participants experienced a proprioceptive drift, even though the deformed leg provided additional visual information. As Shiferaw *et al.* showed (Shiferaw *et al.*, 2019), higher entropy reflects visual scanning uncertainty. Although proprioceptive drift arises from a multisensory mismatch, embodiment into the lengthened leg appears not to generate perceptual uncertainty and therefore does not require changes in spatial or temporal gaze exploration. From a Bayesian perspective of multisensory integration, Erro *et al.* argued that the illusion occurs only if conflicting sensory information is weighted and integrated into a 'statistically plausible' compromise (Erro *et al.*, 2018). In line with this view, although ownership decreased with leg lengthening, overall embodiment remained constant. This suggests that once the avatar was integrated into a coherent body image,

altering its limb length no longer required additional oculomotor monitoring, resulting in stable spatial and temporal gaze distributions.

Moreover, both SGE and GTE increased during incongruent visuotactile stimuli, indicating that participants adopted a more spatially variable and less predictable scanning strategy when visuotactile signals were misaligned. These increases likely resulted from participants alternating their gaze between the visually presented stick and the foot, which were spatially misaligned in the incongruent condition. While part of this behavior reflects switching gaze between these two elements, it also points to an active search strategy aimed at resolving conflicting visuotactile information. In this sense, higher gaze entropy serves as a marker of sensory conflict processing rather than a simple consequence of spatial dispersion. Finally, although the effect was small, embodiment showed a negative association with SGE, meaning that participants who reported higher embodiment tended to display a more structured visual scanning.

The results show a clear difference between visual body lengthening and incongruent visuotactile stimuli. When the leg was visually lengthened, participants accepted the change without extra visual effort or instability in embodiment, suggesting that the gaze control system tolerates altered body proportions. In contrast, incongruent multisensory signals caused uncertainty and disrupted gaze patterns, reflecting the need to monitor and resolve the conflict between vision and touch. Gaze entropy thus captures both the stability of visual acceptance and the conflict of sensory mismatch. Overall, these findings highlight the complexity of embodiment : the body image adapts to visual changes in self-avatar anthropometry, yet sensory conflicts generate active search, cognitive effort, and exploratory gaze. By combining gaze entropy with embodiment ratings and proprioceptive drift, the study shows the value of entropy-based gaze analysis for revealing hidden processes of multisensory integration.

H1 stated that embodying a self-avatar with a lengthened leg would produce a proprioceptive drift. Results showed a drift corresponding to 78% of the virtual leg length, confirming **H1**. **H2** predicted that the drift would remain unchanged under incongruent visuotactile stimuli. Indeed, no differences were observed between congruent and incongruent conditions, supporting **H2**.

H3 stated that SGE and GTE would increase with leg deformation, with a greater increase under incongruent stimuli. Conversely, gaze entropy measures did not vary with leg deformation, while multisensory incongruence led to increases in both SGE and GTE. Therefore, we reject **H3**.

6.8 Limitations

In the present study, we focused on gaze entropy measures rather than region-based analyses such as Areas of Interest (AOIs). While our aim was to capture overall eye-movement dynamics driven by top-down processes, examining whether participants looked more toward the real or virtual foot position when the leg was lengthened could have provided additional insight into the cognitive mechanisms underlying the embodiment of a deformed self-avatar. According to Erro et al. (Erro *et al.*, 2018), a visual drift toward the real limb occurs during proprioceptive drift, suggesting that the brain integrates visual and proprioceptive cues into a unified percept. Thus, deforming the virtual leg might have induced a similar visual drift. However, because participants were standing, the virtual foot appeared smaller, and the real and virtual foot AOIs overlapped in screen space, making AOI analysis impracticable. Moreover, a proper AOI-based approach would have required computing gaze positions in a world-referenced coordinate frame to distinguish between real and virtual foot locations. Future studies should consider alternative viewpoints or experimental setups to overcome these limitations.

Future research should manipulate both shorter and longer leg lengths to investigate how embodiment changes with such body deformations and to determine whether drift and embodiment scores align with Kiltner et al. (Kiltner *et al.*, 2012b), who tested different virtual arm lengths. In this context, extending the indicator's maximal position could reduce habituation to the footrest and reveal whether participants perceive their foot as closer or farther away.

In addition, the incongruent visuotactile stimuli were temporally synchronized with the participants' movements. Although this led to a perceived decrease in embodiment and an increase in gaze entropy, previous studies have shown that temporal congruence, even in the

presence of spatial incongruence, can sustain the embodiment illusion (Hapuarachchi *et al.*, 2023; Kondo *et al.*, 2018b; Guterstam *et al.*, 2013). Future studies aiming to disrupt embodiment and examine its effects on proprioceptive drift could use asynchronous visuotactile stimuli, as in Kokkinara's study, where a virtual ball tapped participants' legs independently of their movements (Kokkinara & Slater, 2014).

6.9 Conclusion

Our findings indicate that asymmetrical deformation of the virtual lower limbs can be integrated into the body image without disrupting multisensory processes. Incongruent visuotactile stimulation reduced embodiment and increased gaze entropy, suggesting that unresolved sensory mismatches drive visual uncertainty. Conversely, asymmetrical anthropometry can be maintained without additional visual exploration when multisensory cues remain congruent, indicating a degree of flexibility in the body representation. These observations have meaningful implications for rehabilitation. Proprioceptive impairments are common after stroke or musculoskeletal injury, and restoring accurate body representations is critical for motor recovery. By inducing controlled proprioceptive drift through virtual leg lengthening, VR may facilitate cortical reorganization and recalibrate the perceived body schema. This approach could therefore contribute to the development of targeted, sensorimotor rehabilitation strategies.

CHAPITRE 7

DISCUSSION GÉNÉRALE

7.1 Synthèse des travaux de recherche

L'objectif principal de ce projet de thèse était d'examiner comment la modification des proportions (grosueur et longueur) d'une jambe virtuelle influence l'image corporelle et le schéma corporel de l'utilisateur. Plus spécifiquement, la cinétique et la cinématique de l'utilisateur a été analysée lors de la tâche dynamique d'initiation de la marche. Les modulations de l'intégration sensorimotrice et la perception corporelle ont été analysés par le biais de mesures de la dérive proprioceptive et de l'entropie visuelle lorsque la déformation impliquait un allongement d'une jambe virtuelle.

L'étude 1 a investigué si le schéma corporel des participants pouvait être altéré en élargissant la circonférence d'un tibia virtuel. L'hypothèse était qu'élargir la jambe pourrait les faire ressentir qu'un poids supplémentaire était ajouté d'un côté du corps, modifiant alors la planification et l'exécution de l'IM. L'analyse biomécanique a montré que l'élargissement de la jambe n'avait entraîné aucune modification de la cinétique ou de la cinématique de l'utilisateur. Les différents paramètres propres à la préparation du pas (durée des APA, amplitude des forces médiolatérales du côté de la jambe oscillante, amplitudes maximales et minimales des CdP et CdM) et à l'exécution du pas (marge de stabilité dynamique - MdS, vitesse du CdM, durée d'exécution du pas) n'ont indiqué aucunes différences dans les conditions où une jambe était élargie comparé aux conditions où les jambes étaient dans leur proportion d'origine. Plusieurs participant ont fait des commentaires sur la raison pour laquelle la jambe était élargie : certains la trouvait plus musclée, d'autre enflée. Par conséquent, les participants percevant leur jambe comme plus musclée ont peut-être pu mettre moins de poids sur celle-ci comparé à ceux la percevant comme enflée. Les données pourraient donc combiner différents groupes, ce qui n'est pas représenté en regroupant les mesures en moyennes. Le SdI, ainsi que l'appartenance et la perception multisensorielle, deux sous-composantes de l'incarnation identifiées par le questionnaire de Peck et al. (Peck & Gonzalez-Franco, 2021), ne furent pas altérés par l'élargissement de la jambe, indiquant que les participants ont ressenti la jambe élargie comme étant la leur. En

définitive, il résulte de cette expérimentation que les changements de l'image corporelle induits par l'incarnation dans une jambe virtuelle élargie n'a possiblement pas impacté le schéma corporel. L'hypothèse **H1**, qui postulait qu'une jambe virtuelle plus volumineuse augmenterait les oscillations corporelles et modifierait les paramètres de CdM et de CdP liés à la stabilité dynamique, est donc **rejetée**.

Par ailleurs, de plus en plus d'études observent des modifications motrices dues au changement de position d'un membre virtuel ((Asai, 2015; Gonzalez-Franco *et al.*, 2020; Cohn *et al.*, 2020; Liliya *et al.*, 2021)). Dans l'étude 1, la déformation n'engendrait pas de modification de la position du pied virtuel, et aucun décalage proprioceptif n'était présent. Une dérive proprioceptive pourrait donc être nécessaire pour induire des changements moteurs significatifs durant une tâche dynamique. Les études 2 et 3 ont ainsi examiné l'impact de l'allongement d'une jambe virtuelle sur la planification et l'exécution motrices, ainsi que sur la dérive proprioceptive et la prévisibilité du balayage visuel.

L'étude 2 a étudié si le schéma corporel des participants était altéré par l'allongement de la longueur du tibia virtuel durant une IM. L'hypothèse était que l'asymétrie anthropométrique générée par l'allongement de la jambe virtuelle impacterait la répartition du poids corporel durant la préparation du pas, menant à des modifications dans les trajectoires du CdM et CdP afin de maintenir une MdS constante à la fin de l'IM. L'analyse biomécanique a révélé que le CdPv, ou la distribution du poids du corps sur les jambes via les adb/adducteurs des hanches, était toujours dirigé du côté de la jambe non allongée. Cette différence était présente dès le début des APA, montrant un déchargement initial de la jambe déformée. Ce transfert de poids s'est prolongé durant toutes les APA et a impacté la largeur de pas ainsi que la MdS durant l'exécution du pas. Plus précisément, quand la jambe oscillante était allongée, les participants ont compensé en augmentant leur largeur de pas, résultant en une plus grande MdS au moment où le pied touche le sol, une stratégie pour stabiliser l'équilibre lors du contact au sol d'une jambe perçue comme incertaine. À l'inverse, quand la jambe d'appui était allongée, la MdS était réduite, suggérant que les participants ont moins été capable de compenser une instabilité provenant de leur base de support. Comme la jambe d'appui est responsable pour maintenir l'équilibre durant

la phase unipodale, une déformation affectant ce membre pourrait affaiblir la capacité perçue pour stabiliser le corps durant l'exécution du pas. Ainsi, même si des ajustements similaires durant les APA étaient présents (amplitude du CdPv et vitesse du CdM réduites au moment du décollage du talon, ou *heel-off*), les participants ne pouvaient adopter la même stratégie pour maintenir l'équilibre, menant à une MdS réduite. En définitive, ces résultats suggèrent que les participants ont adapté leur stratégie de distribution de poids pour conserver l'équilibre avec une anthropométrie d'un membre altérée, avec des stratégies de compensation plus efficace quand la déformation atteint la jambe oscillante plutôt que la jambe d'appui. D'autres part, la déformation de la jambe n'a pas conduit à des modifications dans les scores d'incarnation, d'appartenance et de perception multisensorielle. Les participants ont donc considéré leur jambe allongée comme faisant partie de leur image corporelle. Ces résultats suggèrent donc que l'image corporelle altérée des participants a influencé leur planification et exécution motrice durant l'IM, indiquant que la déformation virtuelle a impacté leur schéma corporel. L'hypothèse **H2** postulait que l'allongement de la jambe virtuelle impacterait les trajectoires médiolatérales du CdM et du CdP afin de maintenir une marge de stabilité constante lors de l'IM. Les résultats montrent un décalage du CoPv ML vers la jambe non allongée, et qu'allonger la jambe d'appui a réduit la MdS. **H2** est donc **partiellement soutenue**.

Nos résultats présentent des similarités avec les travaux sur l'IM chez les patients hémiparétiques. Hesse et al. (Hesse *et al.*, 1997) ont montré une diminution du déplacement médiolatéral du CdP lorsque l'initiation se fait avec la jambe affectée, et Osada et al. (Osada *et al.*, 2022) ont également rapporté une MdS réduite lorsque la marche est initiée avec la jambe non parétique. Ces observations suggèrent que les patients présentant une jambe parétique adoptent un schéma d'instabilité comparable à celui de nos participants avec une jambe déformée. Hesse et al. (Hesse *et al.*, 1997) et Bensoussan et al. (Bensoussan *et al.*, 2006) ont par ailleurs montré un temps d'exécution plus court lorsque l'initiation se fait avec la jambe non parétique, probablement pour réduire la durée d'appui unipodal sur la jambe parétique. Dans notre étude, aucune différence temporelle n'a été observée, possiblement parce que nos participants ne présentaient pas de déficit neuromusculaire : l'instabilité induite par l'allongement du membre ne suffisait donc pas à

générer de compensation temporelle. En revanche, l'allongement de la jambe oscillante a entraîné un déplacement latéral du placement du talon, une largeur de pas accrue et une MdS plus élevée, un effet cohérent avec la revue systématique de Devetak et al. (Devetak *et al.*, 2019) montrant que les patients hémiparétiques élargissent leur pas pour stabiliser le contrôle médiolatéral. En l'absence d'ajustements temporels, nos participants semblent ainsi avoir compensé par une stratégie exclusivement spatiale. Le parallèle entre les résultats observés chez les patients parétiques et ceux liés à l'incarnation d'une jambe allongée suggère une application potentielle en rééducation motrice. Incarner un avatar dont la jambe contralatérale au membre parétique est allongée pourrait favoriser une redistribution inconsciente du poids vers la jambe parétique.

Concernant l'impact des stimulations visuotactiles sur l'incarnation, les études 1 et 2 ont montré que les stimulations incongruentes diminuaient les scores d'incarnation, d'appartenance et de perception multisensorielle. Bien qu'allant dans le sens de Kokkinara et al. (Kokkinara & Slater, 2014) démontrant que des stimulations visuotactiles asynchrones diminuent le SdI, cette diminution va à l'encontre de Kiltani et al. (Kiltani *et al.*, 2012b) et de Normand et al. (Normand *et al.*, 2011), qui avaient observé que les stimulations visuotactiles n'affectaient pas le sentiment d'appartenance. Cependant, ces travaux utilisaient des stimulations visuotactiles générées par les participants eux mêmes (*self-generated stimuli*), ce qui, selon Normand et al., pourrait avoir accru la prévisibilité du retour sensoriel, c'est à dire la capacité à anticiper quand et où le prochain stimulus surviendrait, réduisant ainsi l'impact sur l'incarnation. Dans notre cas, les stimulations visuotactiles étaient appliquées par l'expérimentateur, évitant cette situation.

Malgré ces différences d'incarnation, ces incongruences n'ont pas affecté la biomécanique des participants. Une possible explication sont que les stimulations étaient synchronisées temporellement. Hapuarachchi et al. (Hapuarachchi *et al.*, 2023) ont montré que la synchronicité temporelle joue un rôle important pour préserver le SdI. Les résultats ont montré que l'appartenance au corps virtuel a résisté aux incongruences spatiales, du moment que les mouvements réels et virtuels était temporellement synchronisés. Leurs résultats sont cohérents avec les nôtres : bien que l'incongruence spatiale a réduit l'incarnation, la synchronicité temporelle a soutenu l'illusion. Plusieurs participants ont d'ailleurs rapporté une sensation

d'allongement de leur pied quand la position de la baguette virtuelle était visuellement décalée de 15 cm devant le pied virtuel. Cette sensation de déformation du corps par un décalage spatial dans les stimulations visuotactiles ont d'ailleurs déjà été rapportées par Kondo et al. (Kondo *et al.*, 2018b) et Guterstam et al. (Guterstam *et al.*, 2013) ayant altéré la grandeur d'un bras ou du ventre virtuels par ce biais, respectivement. De futures études souhaitant examiner les effets d'une diminution de l'incarnation sur la cinétique et la cinématique devraient intégrer des stimulations visuotactiles asynchrones, comme dans l'étude de Kokkinara et al., où une balle virtuelle touchait de manière aléatoire les jambes du participant, indépendamment du suivi de la position (Kokkinara & Slater, 2014). Au final, l'hypothèse **H3**, proclamant qu'un plus fort sentiment d'incarnation accentuera les modifications motrices observées sur le CdM et le CdP lors de la déformation de la jambe virtuelle, est **rejetée**.

L'étude 3 a examiné les mécanismes sous-jacents à une déformation de l'égo-avatar en analysant la dérive proprioceptive et l'entropie visuelle lors de l'allongement d'une jambe virtuelle. Ces mesures sont associées aux modulations de la perception corporelle ainsi qu'aux processus descendants impliqués dans l'intégration sensorimotrice. Les hypothèses étaient qu'un allongement de la jambe induirait une dérive proprioceptive vers le pied virtuel, et que les mesures d'entropie augmenteraient avec la déformation, la hausse la plus marquée étant attendue lorsque cette déformation serait associée à des stimulations visuotactiles incongruentes. Les résultats ont montré qu'allonger une jambe virtuelle a décalé la position perçue du pied plus loin de manière constante, produisant une dérive proprioceptive de 41.4 cm, ou 78% de la longueur de la jambe virtuelle, peu importe la dominance de la jambe ou la congruence des stimulations. Contrairement à notre hypothèse, ni la SGE ou la GTE n'étaient influencées par la déformation visuelle de la jambe. Quand la jambe de l'avatar était allongée, le balayage visuel demeurait stable et prévisible, suggérant que les participants ont accepté l'anthropométrie modifiée sans accroître les modulations descendantes du contrôle visuel. Il est à noter que la SGE et la GTE sont également restées stables lorsque les participants ont ressenti une dérive proprioceptive, même si la jambe virtuelle allongée fournissait davantage d'informations visuelles. En revanche, la SGE et la GTE ont toutes deux augmenté avec des stimulations visuotactiles incongruentes,

indiquant que les participants ont adopté un balayage visuel moins prévisible et avec plus de variabilité spatiale quand les signaux visuels n'étaient pas alignés avec les signaux tactiles. Ce comportement reflète une stratégie de recherche active destinée à résoudre les informations visuotactiles conflictuelles.

Comme dans les études 1 et 2, les stimulations visuotactiles incongruentes ont réduit les scores d'incarnation, d'appartenance et de perception multisensorielle, tandis que la déformation de la jambe n'a pas affecté le sentiment d'incarnation. En revanche, contrairement à l'étude 2, le sentiment d'appartenance a diminué lors de l'allongement de la jambe virtuelle. Comme dans les études 2 et 3 des retours visuomoteurs étaient présents, cette divergence pourrait s'expliquer par la nature même de la tâche : dans l'étude 2, les participants utilisaient leur jambe allongée pour accomplir une tâche avec un objectif clair (*goal-oriented action*) : initier une marche. Cependant, dans l'étude 3, la majeure partie de l'expérience consistait uniquement à observer le pied virtuel recevoir des stimulations visuotactiles, une situation à faible sémantique motrice (le mouvement n'est pas lié à objectif concret). Cette différence suggère que le type d'engagement dans la tâche (action orientée vers un but versus observation passive) influence le sentiment d'appartenance. L'étude de Grechuta et al. (Grechuta, Ulysse, Rubio Ballester & Verschure, 2019) montre que la pertinence d'une tâche module ce sentiment : lorsque des retours sensoriels liés à l'accomplissement d'une action deviennent incongruents, l'appartenance diminue. Dans le protocole de l'étude 3, le fait que les participants n'aient pas réalisé un objectif moteur explicite avec la jambe allongée pourrait donc expliquer la baisse du sentiment d'appartenance observée.

En résumé, les résultats montrent que déformer un corps virtuel incarné et induire des stimulations visuotactiles incongruentes produisent des effets distincts. Lorsque la jambe était visuellement allongée, les participants ont accepté cette modification sans effort visuel supplémentaire ni perturbation du sentiment d'incarnation, suggérant que le système de contrôle du regard tolère les altérations des proportions corporelles. À l'inverse, les signaux visuotactiles incongruents ont généré de l'incertitude et perturbé le schéma du regard, reflétant un besoin accru de surveiller et de résoudre le conflit entre vision et toucher. L'entropie visuelle capture ainsi simultanément la stabilité de l'acceptation d'un corps déformé et le conflit produit par un décalage sensoriel. Ces

résultats soulignent la complexité de l'incarnation : l'image corporelle s'ajuste aux changements visuels de l'anthropométrie de l'avatar, tandis que les conflits sensoriels déclenchent une exploration active du regard et un effort cognitif accru. Combinée aux scores d'incarnation et à la dérive proprioceptive, l'entropie du regard apparaît comme une mesure pertinente pour mettre en lumière les processus latents d'intégration multisensorielle. L'hypothèse **H4**, statuant qu'une jambe allongée induirait une dérive proprioceptive vers la position perçue du pied virtuel et augmenterait le balayage visuel, est donc **soutenue**.

Finalement, ce projet de thèse est le premier à montrer qu'une déformation précise de l'égo-avatar affecte non seulement l'image corporelle, mais aussi le schéma corporel de manière spécifique. L'analyse des signaux cinétiques et cinématiques durant l'initiation de la marche a révélé qu'un allongement de la jambe virtuelle modifie la répartition du poids corporel pendant la préparation au mouvement, impactant ainsi la stabilité dynamique lors de l'exécution du pas. Ces modifications motrices présentent des similitudes avec celles observées chez les patients hémiparétiques lors de l'initiation de la marche : ces patients transfèrent initialement leur poids du côté de la jambe non affectée. Cela suggère une application possible en rééducation pour guider, de manière inconsciente, les patients à transférer leur poids vers le côté parétique. Le sentiment d'incarnation, lorsqu'il est généré par des retours visuotactiles et visuomoteurs congruents, reste inchangé malgré la déformation de la jambe virtuelle. De plus, les analyses d'entropie visuelle montrent que les participants acceptent l'anthropométrie altérée sans perturber les processus descendants du contrôle visuel. L'allongement de la jambe s'accompagne d'une dérive proprioceptive, indépendamment du sentiment d'incarnation, ce qui concorde avec les observations de la littérature précédente. Cette dérive pourrait avoir contribué aux modifications motrices observées durant la tâche dynamique, car aucun changement biomécanique n'a été observé durant le élargissement de la jambe.

7.2 Limites et recommandations

Dans l'étude 1, bien qu'une attention particulière ait été portée à préserver l'incarnation dans un avatar avec une jambe plus volumineuse, en appliquant des stimulations visuotactiles avant

chaque initiation de la marche ou en projetant l'ombre de l'avatar déformé devant les participants, les retours proprioceptifs indiquant que la jambe ne semblait pas réellement plus lourde lors du soulèvement du pied ont probablement réduit l'incarnation. Modifier le son du pas d'une jambe plus lourde, comme l'ont fait Tajadura Jiménez et al. (Tajadura-Jiménez *et al.*, 2015a), aurait pu renforcer l'illusion. Les auteurs ont montré que la modulation des retours visuels et auditifs affecte les représentations corporelles, modifiant ainsi les processus d'intégration sensorimotrice : lorsque les retours sensoriels consécutifs à une action diffèrent des sensations prédites, le système met à jour ses prédictions sensorielles pour les commandes motrices ultérieures. Dans notre étude 1, l'augmentation du volume de la jambe n'était accompagnée d'aucune réafférence sonore ou tactile pouvant soutenir la prédiction d'une jambe plus lourde, signalant ainsi au SNC qu'il n'était pas nécessaire d'adapter le mouvement pour utiliser un membre supposément plus lourd. Enfin, la question visant à déterminer si les participants ressentaient leur jambe élargie comme plus lourde n'a été posée qu'à la fin de l'expérience, ce qui ne nous a pas permis d'examiner une éventuelle corrélation entre perception du poids et mesures biomécaniques.

Dans l'étude 2, l'écartement initial des pieds diminuait lorsqu'une jambe était allongée, avec une différence maximale de 8.9 mm observée entre les conditions incluant une jambe non déformée ou une jambe allongée. Cette diminution survenait probablement parce que la perception d'un pied virtuel plus éloigné compliquait l'alignement avec les empreintes initiales. De plus, l'absence de cinématique inverse durant la phase debout précédant la préparation du pas a amené certains participants à percevoir un léger glissement du pied au sol lors de la flexion du genou, ce qui rendait plus difficile la consigne de maintenir le pied sur les empreintes. Lyon et al. (Lyon & Day, 1997) ont montré qu'un écart initial plus large entre les pieds pouvait influencer le déplacement et la vitesse du CdM. Toutefois, leur manipulation portait sur un écart de dix centimètres, alors que la différence n'était que de 8.9 mm dans notre étude, ce qui suggère un effet beaucoup moins marqué sur les variables biomécaniques. Malgré tout, il reste possible que cette diminution significative de l'écartement entre les pieds ait introduit une certaine variabilité dans nos mesures biomécaniques.

Les études 1 et 2 mesurent l'impact d'une altération morphologique asymétrique, mais il n'y avait pas de condition où les deux jambes étaient déformées. Il reste difficile de déterminer si les résultats biomécaniques proviennent d'une modification asymétrique ou de la déformation de la jambe. L'impact de l'asymétrie pourrait avoir mené à des différences significatives en comparant les résultats obtenus avec une condition impliquant un égo-avatar avec deux jambes élargies ou allongées.

Dans l'étude 3, nous nous sommes intéressés aux mesures entropiques du regard plutôt qu'à une analyse basée sur des régions d'intérêt (*Areas of Interest - AOIs*). Bien que l'objectif était d'analyser les dynamiques globales des mouvements oculaires reflétant les processus cognitifs descendants, examiner si les participants regardaient plutôt la position du pied réel ou du pied virtuel quand la jambe était allongée aurait pu nous fournir des renseignements additionnels quant aux mécanismes cognitifs sous-jacents lors de la déformation du corps virtuel. Selon Erro et al. (Erro *et al.*, 2018), une dérive visuelle vers le membre réel survient lors d'une dérive proprioceptive, suggérant que le cerveau intègre les signaux visuels et proprioceptif en un percept unifié. Dans notre cas, l'allongement de la jambe virtuelle aurait pu produire une dérive visuelle envers la position du pied réel. Cependant, comme nos participants étaient en position debout, l'AOI du pied virtuel apparaissait plus petite et était superposée à l'AOI du pied réel du point de vue utilisateur, rendant toute analyse AOI irréalisable. De plus, une analyse basée sur les AOI aurait nécessité de calculer les positions du regard dans un repère de coordonnées lié au monde afin de distinguer les emplacements du pied réel et du pied virtuel. Les futurs travaux voulant étudier le phénomène de dérive visuelle devraient donc considérer un protocole impliquant un point de vue de l'avatar différent pour contrecarrer ces limitations.

En outre, dans l'étude 3, de futures études devraient déformer la jambe aussi bien pour l'allonger que la raccourcir afin de valider que les mesures de dérives proprioceptives s'alignent avec celles de Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2012b) qui a testé différentes longueurs de bras virtuels. Dans ce contexte, étendre la position maximale de l'indicateur pourrait indiquer si les participants perçoivent leur pied comment étant plus proche ou plus loin que le pied virtuel.

Par ailleurs, alors que Crea et al. (Crea *et al.*, 2015) laissaient visible la jambe artificielle dans leur paradigme d'illusion du pied en caoutchouc, d'autres travaux ont choisi de masquer le membre artificiel ou virtuel lors de l'estimation de la position perçue. Ainsi, dans une expérience utilisant une jambe en caoutchouc, Flögel et al. (Flögel *et al.*, 2016) plaçaient la pièce dans l'obscurité au moment où le participant devait estimer la position de son pied, tandis que Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2012b) affichaient un écran noir dans le casque de réalité virtuelle lors de l'estimation de la position perçue d'un bras virtuel allongé. Dans notre étude, le maintien du visuel du pied virtuel a probablement influencé la perception du participant et orienté le positionnement de l'indicateur. Néanmoins, cette mesure permet toujours de mettre en évidence l'intégration des signaux multisensoriels durant une dérive proprioceptive, et la variabilité interindividuelle observée suggère qu'elle reste sensible aux processus descendants. Toutefois, de futures études devraient envisager d'invisibiliser l'égo avatar lors de l'estimation de la position du pied afin de limiter l'influence directe du retour visuel.

7.3 Futurs travaux et retombées cliniques

7.3.1 Effet Proteus et adaptation des corrélats comportementaux

L'effet Proteus, démontré par Yee et al. (Yee & Bailenson, 2007), décrit la tendance des utilisateurs d'avatars virtuels à adopter un comportement qu'ils pensent que les autres attendent d'eux. Leur conduite se conforme ainsi à leur représentation numérique, indépendamment de la manière dont ils sont effectivement perçus. Sur le plan psychologique, Peña et al. (Peña, Hancock & Merola, 2009) ont examiné cet effet à travers le mécanisme d'amorçage. L'amorçage consiste à présenter un stimulus préliminaire qui influence, sans conscience de l'individu, la manière dont un stimulus cible sera traité. Il survient lorsque des personnes pensent ou agissent en cohérence avec des indices situationnels associés à des expériences passées ou à des stéréotypes. Dans leur étude ultérieure (Peña, Khan & Alexopoulos, 2016), des participants incarnant un avatar mince présentaient davantage de mouvements du poignet que ceux incarnant un avatar

obèse dans un jeu interactif sur Wii. Ces résultats montrent que l'apparence de l'avatar peut moduler l'activité physique dans un *exergame* (jeu nécessitant un exercice physique).

Dans le domaine de l'incarnation, Kilteni et al. (Kilteni *et al.*, 2013) ont montré que le sentiment d'appartenance à un avatar dont la morphologie diffère du corps réel est modulé par les biais implicites des participants, et que cette modulation se traduit par des corrélats comportementaux observables lors de certaines tâches. Dans leur expérience, des participants à la peau blanche incarnaient un avatar à la peau noire et jouaient des percussions africaines. Plus leur sentiment d'appartenance était élevé, plus leurs mouvements présentaient une amplitude et une fréquence accrues. Les auteurs concluaient que, dans certaines conditions, l'illusion d'incarnation n'affecte pas uniquement l'image corporelle, mais aussi l'attitude et le comportement. Le corps virtuel peut donc induire à des changements comportementaux lorsque la nouvelle morphologie est perçue comme plus adaptée à la tâche. Au-delà d'une simple identification à un corps ("ceci est mon corps"), les participants semblaient intégrer temporairement des processus cognitifs de plus haut niveau, dont une identification à un groupe social perçu auquel appartient le nouveau corps, ainsi qu'une mise à jour de certains aspects de leur cognition ("mon nouveau corps est plus approprié pour effectuer cette tâche").

Dans l'étude 1, nous avons observé qu'une jambe élargie pouvait être incarnée, mais aucune différence statistique n'a été relevée dans les mesures biomécaniques durant l'initiation de la marche. La variabilité interindividuelle était importante, probablement liée à des interprétations divergentes de la déformation (certains participants la percevant comme un renforcement musculaire, d'autres comme un gonflement). Il convient également de noter que l'article 1 n'incluait pas les résultats complémentaires d'analyse de l'impact d'un élargissement instantané de la jambe sur la posture debout statique que nous avons effectués. Comme pour l'IM, cette analyse montrait une forte variabilité des mesures biomécaniques, en particulier de l'aire de l'ellipse du CdP. Le protocole et les résultats de cette partie sont présentés en Annexe II. L'interprétation de la déformation pourrait donc avoir fait office de mécanisme d'amorçage sur la tâche subséquente d'IM. Afin de diminuer cette variabilité interindividuelle, de futurs travaux pourraient examiner si l'observation préalable d'un avatar morphologiquement congruent avec

l'égo-avatar du participant, exécutant une tâche avec un comportement moteur spécifique (par exemple un balancement médiolatéral accentué), incite ce dernier à reproduire ce comportement lors de sa propre action. En mettant à jour ses corrélats comportementaux, ce mécanisme pourrait alors permettre des ajustements moteurs ciblés, utiles en rééducation pour guider les patients vers les stratégies souhaitées par le clinicien.

7.3.2 Allongement d'un membre virtuel sur une population hémiparétique

Les études 2 et 3 soulignent qu'allonger un membre virtuel pourrait avoir un intérêt clinique, notamment auprès de patients hémiparétiques. L'étude 2 indiquait que les participants dotés d'une jambe virtuelle allongée adoptaient un comportement proche de celui observé chez les patients hémiparétiques lors de l'initiation de la marche, en transférant leur poids vers la jambe non déformée, un schéma similaire à celui observé chez les patients hémiparétiques lors du déplacement initial du poids vers la jambe non affectée, ce qui altère la stabilité dynamique subséquente.

Chez les patients, allonger la jambe virtuelle du côté non parétique pourrait ainsi favoriser un transfert de poids inconscient vers le côté parétique, sollicitant davantage les muscles posturaux du membre atteint. Cela est particulièrement pertinent puisque, comme le rappellent Osada et al. (Osada *et al.*, 2022), l'initiation de la marche représente un défi en stabilité médiolatérale pour les personnes post-AVC, qui présentent des difficultés variées à charger le membre parétique (déficits sensoriels, faiblesse musculaire, appréhension liée au risque de chute). Elles adoptent alors une posture asymétrique en diminuant la charge du côté parétique, aussi bien en position debout qu'en marche. Dans cette logique, les physiothérapeutes recommandent souvent de débiter la marche avec la jambe non affectée chez les patients présentant un bon équilibre, l'idée étant d'entraîner plus efficacement la capacité de charge du membre parétique (Hesse *et al.*, 1997) et, en définitive, d'améliorer la symétrie posturale (Osada *et al.*, 2022).

L'étude 3 apporte un autre élément : les patients hémiparétiques présentent également des altérations neuroplastiques de l'image corporelle et du schéma corporel (Matamala-Gomez *et al.*,

2020), lesquelles perturbent l'intégration des signaux proprioceptifs nécessaires au maintien de l'équilibre (Mullie & Duclos, 2014). Restaurer ces représentations corporelles constitue donc une étape clé avant la rééducation motrice (Matamala-Gomez *et al.*, 2020). Étant donné le rôle central de la proprioception dans le contrôle moteur, les interventions ciblent souvent le réentraînement proprioceptif pour soutenir la récupération fonctionnelle (Aman *et al.*, 2015). Ainsi, allonger la jambe virtuelle du côté parétique pourrait induire une dérive proprioceptive susceptible de faciliter la réorganisation corticale et de recalibrer l'image corporelle et le schéma corporel.

Au final, de futurs travaux pourraient examiner le comportement de patients hémiparétiques lorsqu'ils s'incarnent dans un avatar doté d'une jambe allongée, en analysant leurs réponses cinétiques et cinématiques ainsi que l'évolution de leur représentation corporelle, notamment à travers la dérive proprioceptive. Bien que ces patients rapportent un sentiment d'incarnation comparable à celui d'individus sains (Borrego, Latorre, Alcañiz & Llorens, 2019), leurs difficultés d'intégration proprioceptive les conduisent à s'appuyer de façon excessive sur les informations visuelles (Bonan *et al.*, 2004). Cette dépendance accrue au système visuel pourrait alors engendrer des réponses motrices et perceptuelles très hétérogènes, avec une forte variabilité selon les protocoles utilisés dans ce projet.

7.3.3 Incarnation et suivi oculaire

Comme indiqué par Fuchs *et al.* (Fuchs *et al.*, 2016), lors de l'expérience de l'IMC, la dérive proprioceptive ne représente pas un simple rapprochement de la main réelle vers la main artificielle, mais une intégration multisensorielle des signaux conflictuels en un "compromis" où la vision et la proprioception fusionnent en un nouveau percept. Se basant sur ce constat, Erro *et al.* (Erro *et al.*, 2018) ont montré qu'une dérive visuelle, opposée à la dérive proprioceptive, avait lieu. La dérive visuelle était calculée comme la différence entre l'erreur de localisation de la main en caoutchouc mesurée avant et après le toucher induisant l'illusion, dans la condition où les participants devaient localiser spécifiquement la main en caoutchouc. En complément de notre étude 3, qui a montré que l'agrandissement de la jambe de l'ego-avatar n'entraînait pas de

modulation cognitive mesurable lors du balayage visuel, de futurs travaux pourraient étudier directement la dérive visuelle à l'aide du suivi oculaire, en définissant des régions d'intérêt (AOI) sur les positions de la main réelle et de la main virtuelle, afin de quantifier plus précisément l'intégration visuo-proprioceptive.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Ce projet de doctorat a exploré l'impact d'une modulation de l'image corporelle sur le schéma corporel. La littérature ne permettant pas de comprendre comment l'intégration sensorimotrice intègre une déformation morphologique du corps virtuel, nous avons étudié les conséquences perceptuelles, attentionnelles et biomécaniques d'une déformation localisée d'un membre inférieur virtuel. À travers trois études expérimentales, nous avons développé des protocoles combinant divers systèmes de capture cinématique et cinétique, intégrés dans une application Unity 3D automatisant à la fois la collecte de données et l'application de déformations corporelles.

La première contribution de ce projet a été de montrer que le sentiment d'incarnation restait stable lorsque l'égo-avatar présentait une déformation asymétrique des membres inférieurs, qu'il s'agisse d'un élargissement ou d'un allongement de la jambe. Ce résultat confirme la plasticité de notre image corporelle, capable de s'adapter à des déformations rendues plausibles par des stimulations multisensorielles congruentes, conduisant ainsi à un nouveau percept de notre corps.

Deuxièmement, aucune étude n'avait encore étudié l'impact sur des paramètres biomécaniques d'une déformation corporelle pendant la planification et l'exécution d'une tâche dynamique. Plus précisément, nous avons analysé l'évolution des CdM et CdP durant l'IM, depuis la position debout statique jusqu'à la fin du premier pas. Observer les modulations du CdP pendant la préparation du pas permet d'analyser toute modification motrice dû à une adaptation du schéma corporel au nouveau corps virtuel, sans interférence de possibles ajustements et les automatismes moteurs durant l'exécution du mouvement.

Alors que l'élargissement d'une jambe virtuelle n'a entraîné aucune modification notable des paramètres biomécaniques, son allongement a induit des différences significatives au niveau du CdP et du CdM pendant la préparation du pas, affectant la stabilité dynamique du premier pas.

Cette étude constitue ainsi la première démonstration d'une modification précise du schéma corporel suite à une déformation spécifique de l'égo-avatar.

Ensuite, ce projet de thèse a montré pour la première fois le phénomène de dérive proprioceptive sur des membres inférieurs allongés, non seulement en réalité virtuelle, mais également en position debout. Nous avons également observé comment l'incarnation d'une jambe allongée influence les processus cognitifs descendants pendant la dérive proprioceptive, tel que reflété par l'entropie visuelle. Il en ressort que, si des stimulations visuotactiles incongruentes perturbent le balayage visuel en raison du conflit entre les signaux visuels et tactiles, l'incarnation dans un avatar présentant une déformation morphologique ne modifie pas le système de contrôle du regard. Cela témoigne d'une acceptation et d'une adaptation de cette déformation dans l'image corporelle.

Les études de ce projet de thèse ont donné lieu à trois publications dans la revue *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, ainsi qu'à de multiples présentations orales et affiches scientifiques lors des conférences internationales *RehabWeek* et *IEEE VR*.

Pour conclure, ce projet apporte de nouvelles connaissances sur l'adaptation de nos représentations corporelles à des déformations morphologiques introduites en réalité virtuelle, pouvant induire des modifications motrices précises. Ces modifications pourraient être exploitées en rééducation fonctionnelle chez des populations hémiparétiques, en incitant de manière inconsciente les patients à transférer leur poids du côté affecté et à entraîner plus efficacement la capacité de charge du membre parétique. De plus, la déformation de l'égo-avatar permettrait de restaurer les images et schémas corporels souvent altérés chez ces patients, tout en améliorant l'entraînement proprioceptif en amont de la récupération fonctionnelle.

ANNEXE I

REVUE DE LITTÉRATURE

1. Tableaux en annexe

Tableau-A I-1 Synthèse de la revue de littérature portant sur les impacts sur l'image corporelle

Catégorie	Auteur	Titre	Année
Modification texture	Guterstam	The invisible hand illusion : multisensory integration leads to the embodiment of a discrete volume of empty space	2013
	Maselli	The building blocks of the full body ownership illusion	2013
	Peck	Putting yourself in the skin of a black avatar reduces implicit racial bias	2013
	Lugrin	Avatar Anthropomorphism and Illusion of Body Ownership in VR	2015
	Martini	The body fades away : Investigating the effects of transparency of an embodied virtual body on pain threshold and body ownership	2015
	Tajadura-Jiménez	Action sounds update the mental representation of arm dimension : contributions of kinaesthesia and agency	2015
	Latoschik	The Effect of Avatar Realism in Immersive Social Virtual Realities	2017
	Kondo	Illusory body ownership of an invisible body interpolated between virtual hands and feet via visual-motor synchronicity	2018
Déformation			

Catégorie	Auteur	Titre	Année
	Pavani	The role of hand size in the fake-hand illusion paradigm	2007
	Slater	First Person Experience of Body Transfer in Virtual Reality	2010
	Normand	Multisensory Stimulation Can Induce an Illusion of Larger Belly Size in Immersive Virtual Reality	2011
	Van der Hoort	Being Barbie : The Size of One's Own Body Determines the Perceived Size of the World	2011
	Kilteni	Extending Body Space in Immersive Virtual Reality : A Very Long Arm Illusion	2012
	Banakou	Illusory ownership of a virtual child body causes overestimation of object sizes and implicit attitude changes	2013
	Linkenauger	Welcome to wonderland : the influence of the size and shape of a virtual hand on the perceived size and shape of virtual objects	2013
	Piryankova	Owning an Overweight or Underweight Body : Distinguishing the Physical, Experienced and Virtual Body	2014
	Sikstrom	Wings and Flying in Immersive VR : Controller Type, Sound Effects and Experienced Ownership and Agency	2015
	Kilteni	Decreased Corticospinal Excitability after the Illusion of Missing Part of the Arm	2016
	Van der Hoort	Illusions of having small or large invisible bodies influence visual perception of object size	2016
	Kaiser	A Virtual Reality Full Body Illusion Improves Body Image Disturbance in Anorexia Nervosa	2016
	Ratcliffe	The Effect of Visual, Spatial and Temporal Manipulations on Embodiment and Action	2017

Catégorie	Auteur	Titre	Année
	Wittkopf	Changing the size of a mirror-reflected hand moderates the experience of embodiment but not proprioceptive drift	2017
	Andreasen	Agency Enhances Body Ownership Illusion of Being a Virtual Bat	2018
	Byrne	Mr Fantastic Meets The Invisible Man : An Illusion of Invisible Finger Stretching	2019
	Provenzano	Characterizing Body Image Distortion and Bodily Self-Plasticity in Anorexia Nervosa via Visuo-Tactile Stimulation in Virtual Reality	2019
	Keenaghan	Alice in Wonderland : The effects of body size and movement on children's size perception and bodily awareness in virtual reality	2020
	Buck	The Impact of Embodiment and Avatar Sizing on Personal Space in Immersive Virtual Environments	2022
	Sato	Illusory deformation of the finger is more extensive in the distal than the lateral direction	2024
	Lin	ArmDeformation : Inducing the Sensation of Arm Deformation in Virtual Reality Using Skin-Stretching	2024
Déformation et douleur	Moseley	Visual distortion of a limb modulates the pain and swelling evoked by movement	2008
	Mancini	Visual Distortion of Body Size Modulates Pain Perception	2011
	Preston	Analgesic effects of multisensory illusions in osteoarthritis	2011
	Osumi	Factors associated with the modulation of pain by visual distortion of body size	2014
	Wittkopf	Changing the size of a mirror-reflected hand does not affect pain perception	2017

Catégorie	Auteur	Titre	Année
	Stanton	Illusory resizing of the painful knee is analgesic in symptomatic knee osteoarthritis	2018

Tableau-A I-2 Synthèse de la revue de littérature portant sur les impacts sur le schéma corporel

Catégorie	Auteur	Titre	Année
Ajout de membres	Newport	Fake hands in action : embodiment and control of supernumerary limbs	2010
	Steptoe	Human Tails : Ownership and Control of Extended Humanoid Avatars	2013
	Won Anderson	Homuncular Flexibility in Virtual Reality	2015
	Laha	Evaluating Control Schemes for the Third Arm of an Avatar	2016
Modification texture	Kilteni	Drumming in Immersive Virtual Reality	2013
	Tajadura-Jimenez	As light as your footsteps : altering walking sounds to change perceived body weight	2015
	Argelaguet	The Role of Interaction in Virtual Embodiment : Effects of the Virtual Hand Representation	2016
	Reinhard	Acting your avatar's age : effects of virtual reality avatar embodiment on real life walking speed	2019
	Ogawa	Effect of Avatar Appearance on Detection Thresholds for Remapped Hand Movements	2020
Déformation	de Vignemont	Bodily Illusions Modulate Tactile Perception	2005
	Schaefer	Morphing the body : Illusory feeling of an elongated arm affects somatosensory homunculus	2007
	Marino	Distorting the visual size of the hand affects hand pre-shaping during grasping	2010
	Van der Hoort	Being Barbie : The Size of One's Own Body Determines the Perceived Size of the World	2011

Catégorie	Auteur	Titre	Année
	Bernardi	Grasping in wonderland : altering the visual size of the body recalibrates the body schema	2013
	Pena	I Am What I See : How Avatar and Opponent Agent Body Size Affects Physical Activity Among Men Playing Exergames	2015
	Charbonneau	Gaitzilla : Exploring the Effect of Embodying a Giant Monster on Lower Limb Kinematics and Time Perception	2017
	Ossmy	Short-Term Motor Skill Acquisition improves with size in VR	2017
	Feuchtner	Extending the Body for Interaction with Reality	2017
	Kondo	Invisible Long Arm Illusion : Illusory Body Ownership by Synchronous Movement of Hands and Feet	2018
	Buetler	“Tricking the Brain” Using Immersive Virtual Reality : Modifying the Self-Perception Over Embodied Avatar Influences Motor Cortical Excitability and Action Initiation	2022
	Berger	Follow Your Nose : Extended Arm Reach After Pinocchio Illusion in Virtual Reality	2022
	Dupraz	Impact of an overweight body representation in virtual reality on locomotion in a motor imagery task	2022
	Ponton	Stretch your reach : Studying Self-Avatar and Controller Misalignment in Virtual Reality Interaction	2024
	Hansford	Multisensory processing and proprioceptive plasticity during resizing illusions	2024
	Pazzaglia	Plasticity and Awareness of Bodily Distortion	2016

2. Algorithmes en annexe

Algorithme-A I-1 Code C# pour calculer la position de la cible IK durant l'initiation de la marche. "tibia.R.real" et "tibia.L.real" étant les positions des tibias virtuels, "FKObject" la position du corps rigide du pied réel, et "footTargetManager.CurrentDeformation" la valeur de la mise à l'échelle actuelle du tibia

```

1: FixedUpdate()
2: {
3:   if applyIK then
4:     if this.gameObject.name == "RightFootEffector" then
5:       shin = GameObject.FindGameObjectWithTag("tibia.R.real");
6:     end if
7:     if this.gameObject.name == "LeftFootEffector" then
8:       shin = GameObject.FindGameObjectWithTag("tibia.L.real");
9:     end if
10:    transformedDifference =
        shin.transform.InverseTransformPoint(FKObject.transform.position)
11:    – shin.transform.InverseTransformPoint(FKObject.transform.position) *
        footTargetManager.CurrentDeformation ;
12:    this.transform.position = FKObject.transform.position + transformedDifference ;
13:  end if
14: }

```

Algorithme-A I-2 Code MatLab pour calculer le CdP net à partir des données du tapis roulant
AMTI

```

1: // Paramètres courroie-1, Serial Number 8221 M
2: x01 = -0.709;
3: y01 = 11.398;
4: z01 = -43.798;
5:
6: // Paramètres courroie-2, Serial Number 8222 M
7: x02 = 2.63;
8: y02 = -6.461;
9: z02 = -44.303;
10:
11: // COP courroie-1 droite
12: x_cop1 = -(My1 + z01*Fx1) ./ Fz1 + x01;
13: x_cop1 = x_cop1 + 162.3; // Décalage de la courroie 1
14: y_cop1 = ((Mx1 - z01*Fy1) ./ Fz1) + y01;
15:
16: // COP courroie-2 gauche
17: x_cop2 = -(My2 + z02*Fx2) ./ Fz2 + x02;
18: x_cop2 = x_cop2 - 167.3; // Décalage de la courroie 2
19: y_cop2 = ((Mx2 - z02*Fy2) ./ Fz2) + y02;
20:
21: copG = [x_cop1, y_cop1];
22: copD = [x_cop2, y_cop2];
23:
24: ForceD_z = ForcesD(3, :);
25: ForceG_z = ForcesG(3, :);
26:
27: ForceG_z = ForceG_z';
28: ForceD_z = ForceD_z';
29:
30: ForceG = (ForceG_z ./ (ForceD_z + ForceG_z));
31: ForceD = (ForceD_z ./ (ForceD_z + ForceG_z));
32:
33: netCOP_X = (x_cop1 .* ForceG) + (x_cop2 .* ForceD);
34: netCOP_Y = (y_cop1 .* ForceG) + (y_cop2 .* ForceD);
35:
36: // Inversion de l'axe Y car le participant va dans le sens contraire du tapis
37: netCOP_Y = -netCOP_Y;

```

Algorithme-A I-3 Code MatLab pour calculer le CdM à chaque *frame* à partir des segments du corps selon Winter et al. (Winter, 2009)

```

1: // Masse des segments
2: Segments.Tronc.Masse = 0.678*masse;
3: Segments.CuisseG.Masse = 0.100*masse;
4: Segments.CuisseD.Masse = 0.100*masse;
5: Segments.TibiaG.Masse = 0.0465*masse;
6: Segments.TibiaD.Masse = 0.0465*masse;
7: Segments.PiedG.Masse = 0.0145*masse;
8: Segments.PiedD.Masse = 0.0145*masse;
9:
10: // Positions des segments du corps
11: SegmentPiedD = (Corps.METAHIIR - Corps.MALER);
12: SegmentPiedG = (Corps.METAHIIL - Corps.MALEL);
13: SegmentTibiaG = (Corps.MALIL - Corps.KneeL);
14: SegmentTibiaD = (Corps.MALIR - Corps.KneeR);
15: SegmentCuisseG = (Corps.KneeL - Corps.GTROCL);
16: SegmentCuisseD = (Corps.KneeR - Corps.GTROCR);
17: SegmentTronc = (Corps.ACRO - Corps.GTROC);
18:
19: // Calcul du CoM de chaque segment
20: Segments.Tronc.COM = Corps.GTROC(:, :) + (SegmentTronc * 0.626);
21: Segments.PiedD.COM = Corps.MALER(:, :) + (SegmentPiedD * 0.50);
22: Segments.PiedG.COM = Corps.MALEL(:, :) + (SegmentPiedG * 0.50);
23: Segments.TibiaD.COM = Corps.KneeR(:, :) + (SegmentTibiaD * 0.433);
24: Segments.TibiaG.COM = Corps.KneeL(:, :) + (SegmentTibiaG * 0.433);
25: Segments.CuisseD.COM = Corps.GTROCR(:, :) + (SegmentCuisseD * 0.433);
26: Segments.CuisseG.COM = Corps.GTROCL(:, :) + (SegmentCuisseG * 0.433);
27:
28: // Calcul du CoM total
29: COM(:, :) = (Segments.PiedD.COM(:, :) * Segments.PiedD.Masse +
30:   Segments.PiedG.COM(:, :) * Segments.PiedG.Masse +
31:   Segments.TibiaD.COM(:, :) * Segments.TibiaD.Masse +
32:   Segments.TibiaG.COM(:, :) * Segments.TibiaG.Masse +
33:   Segments.CuisseD.COM(:, :) * Segments.CuisseD.Masse +
34:   Segments.CuisseG.COM(:, :) * Segments.CuisseG.Masse +
35:   Segments.Tronc.COM(:, :) * Segments.Tronc.Masse) / masse;

```

Algorithme-A I-4 Code MatLab pour calculer la SGE et la GTE à partir des coordonnées de fixation normalisées

```

1:
2: // Discrétise les coordonnées X et Y en "numDivisions" cellules
3: edges = linspace(-1, 1, numDivisions + 1);
4: xBin = discretize(X, edges);
5: yBin = discretize(Y, edges);
6:
7: // Regroupe les cellules X et Y en états uniques
8: states = (yBin - 1) * numDivisions + xBin;
9:
10: // Supprime les NaNs
11: validIdx = isnan(states);
12: states = states(validIdx);
13:
14: // — STATE ENTROPY (SGE) —
15: counts = histcounts(states, 0.5 : 1 : (numStates + 0.5));
16: probs = counts / sum(counts);
17: probsNonzero = probs(probs > 0);
18: SGE = -sum(probsNonzero .* log2(probsNonzero));
19: SGEnorm = SGE / log2(numStates);
20:
21: // — TRANSITION MATRIX —
22: transitions = zeros(numStates);
23:
24: // Remplit la matrice de transition
25: for k = 1 :length(states)-1 do
26:     from = states(k);
27:     to = states(k+1);
28:     transitions(from, to) = transitions(from, to) + 1;
29: end for
30:
31: // Normalise chaque ligne pour obtenir P(j|i)
32: transitionProb = transitions ./ sum(transitions, 2);
33: transitionProb(isnan(transitionProb)) = 0;
34:
35: // Calcul de l'entropie de transition
36: logP = log2(transitionProb + eps);
37: pLogP = transitionProb .* logP;
38: rowEntropy = -sum(pLogP, 2);
39:
40: // — GAZE TRANSITION ENTROPY (GTE) —
41: GTE = sum(probs( :) .* rowEntropy( :));
42: GTEnorm = GTE / log2(numStates);

```

ANNEXE II

ÉTUDE 1 - RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES - PHASE STATIQUE

1. Protocol

The static phase was carried out to measure how the postural control system reacts following a sudden change in the self-avatar morphology. Participants wore the HMD and viewed their normal self-avatar (no deformation) from a 1PP. They were asked to perform different movements (e.g., squats, raising the legs, moving the arms) while observing their self-avatar's reflection in a virtual mirror positioned in front of them. This step lasted 60s and was done to induce the feeling of embodiment through visuomotor synchronicity (Kokkinara & Slater, 2014). They were then provided with synchronous visuotactile stimuli to strengthen the embodiment feeling. After these two steps, the participants were asked to stand still on the treadmill, in a comfortable posture, with their arms resting at their sides while looking at their reflection in the virtual mirror for 60s (a period of time frequently used to observe changes in parameters related to postural balance (Alonso *et al.*, 2012; Doyle, Hsiao-Wecksler, Ragan & Rosengren, 2007)). After a randomized period of 1 to 3s, one of three different conditions was presented : either the avatar remained intact, with no deformation, the shank of either their dominant or non-dominant leg was enlarged (N : Normal, LD : Large dominant, LND : Large non-dominant). Between each condition, the avatar returned to normal (deformations were removed) and participants repeated the two embodiment steps (movements in front of the mirror and visuotactile stimulation). Following the static phase, participants removed the HMD and rested for approximately 5 minutes.

2. Biomechanical variables

Only the CoP was calculated for the static phase. The CoP was adjusted to the heel midline in both the mediolateral and the anteroposterior axis. The CoP area was calculated by computing the 95% confidence ellipse of the CoP position. The maximal anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) amplitudes were calculated as the maximal distances of COP displacement in the AP and ML directions, respectively. The CoP mean displacements in the AP and ML, as well as the AP

and ML CoP absolute velocities were also calculated. Data with values higher than 3 median absolute deviation (MAD) from the local median of a sliding window of 25s were replaced using linear interpolation. The coefficient of variation (CV) was calculated for each variable in each condition.

3. Results

No significant effect was found for the CoP ellipse area ($\chi^2=1.267$, $P = 0.531$) (see Figure II-1), the maximal AP and ML amplitudes (AP : $\chi^2=0.200$, $P = 0.905$; ML : $\chi^2=1.400$, $P = 0.497$), the CoP AP and ML mean displacements (AP : $\chi^2=2.313$ $P = 0.108$; ML : $\chi^2=4.867$, $P = 0.088$) and the CoP AP and ML velocities (AP : $\chi^2=2.467$, $P = 0.291$. ; ML : $\chi^2=0.600$, $P = 0.741$) Although no effect was found for the CoP ellipse area, the mean increased by 11.8% with a large virtual dominant leg and by 43.3% with an enlarged non-dominant leg. The coefficient of variation also increased by 5.4% with a virtual large dominant leg, and by 49.3% with a virtual large non-dominant leg.

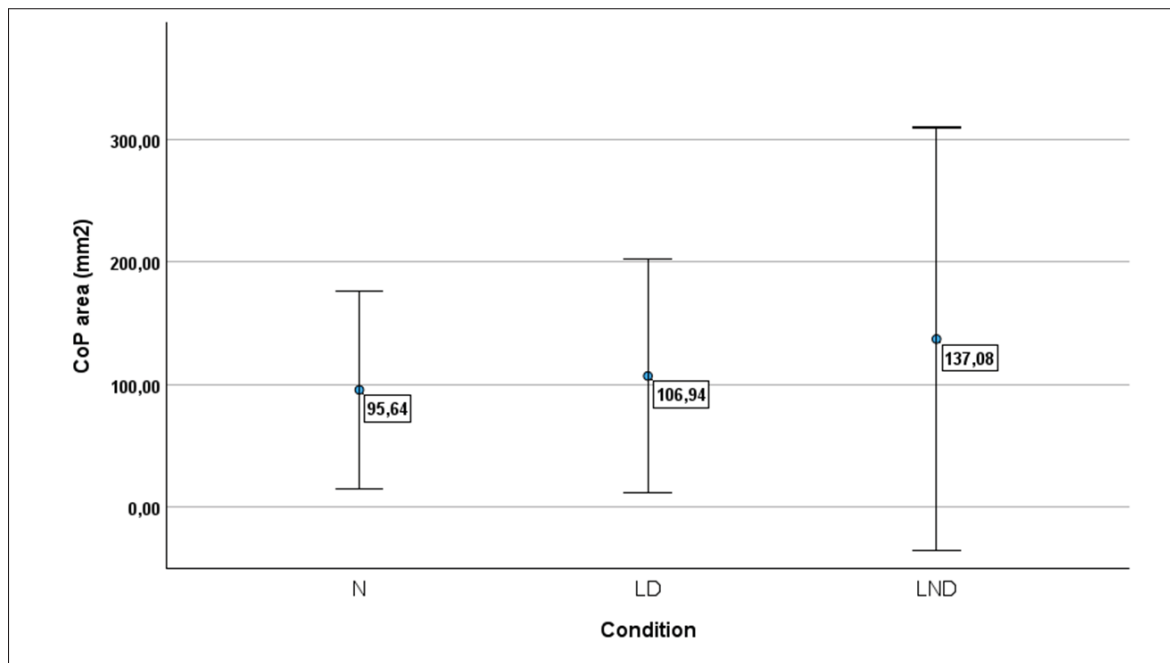


Figure-A II-1 Area of the 95% confidence ellipse of the CoP position during the static phase under the 3 conditions (N : normal, LD : avatar with a large dominant leg, LND : avatar with a large non-dominant leg). Error bars represent ± 1 SD

4. Discussion

In the matter of static posturography, CoP ML measures are based on subtle weight shifts, mainly controlled by the hip adductors and abductors muscles, and the CoP anteroposterior measures are mainly controlled by the ankle plantar and dorsiflexor muscles (Anker *et al.*, 2008). Contrary to studies observing lower limb loading asymmetry on postural stability ((Anker *et al.*, 2008; Genthon & Rougier, 2005)), the present results indicate no significant differences in the amplitude of the AP and ML CoP, which indicate no change in amplitude of movement in response to the virtual leg deformation. The 95% confidence ellipse CoP area also did not differ significantly between conditions, despite observing a 43.33% increase with a non-dominant virtual larger leg (compared to the normal avatar condition). According to Gray *et al.* (Gray, Ivanova & Garland, 2014) the ellipse area may be influenced by a non-standardized foot position, whereas the AP and ML mean displacements are not as influenced by the orientation of the base of support. In our case, all participants were starting their gait with their feet positions fixed in the anteroposterior direction to make comparisons between conditions and subjects possible. However, they were not constrained in the mediolateral position to enable any adjustments representative of a stance with an embodied larger leg. Thus, the CoP area variability may be representative of participants adapting different stance widths when embodying a larger and perceived heavier non-dominant leg. This variability could also explain the near-significant effect on the mean CoP ML displacement towards the dominant enlarged leg. The AP and ML CoP displacements have been related to the stability achieved by the postural control system (Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett & Myklebust, 1996). Thereby, participants might had some difficulty maintaining standing balance on the frontal plane when embodying an enlarged leg. Mean velocity, on the other hand, has been related to the amount of regulatory activity associated with the stability (Prieto *et al.*, 1996), and a higher ML CoP velocity reflects a tendency of hip adductor and abductor muscles reacting to a perceived added weight (Anker *et al.*, 2008). Therefore, in this study, the lack of difference in the ML CoP absolute velocity may indicate no changes in the mean frequency of regulation due to a perceived modification in the weight distribution between the legs.

ANNEXE III

QUESTIONNAIRE D'INCARNATION

Formulaires de Peck (Peck & Gonzalez-Franco, 2021) et de Kennedy (Kennedy, Lane, Berbaum & Lilienthal, 1993) traduits et modifiés pour être appliqués à l'étude du projet de thèse. Les réponses étaient distribuées sur une échelle de Likert allant de 1 (Pas du tout d'accord) à 7 (Tout à fait d'accord).

1. J'avais la sensation que le corps virtuel était mon propre corps.
2. J'avais la sensation que je pouvais contrôler le corps virtuel comme si c'était mon propre corps.
3. J'avais la sensation que les mouvements du corps virtuel influençaient mes propres mouvements.
4. Il m'a semblé avoir été touché au même endroit où le corps virtuel a été touché.
5. Il m'a semblé que la sensation de toucher était causée par le bâton virtuel touchant le corps virtuel.
6. Il m'a semblé que mon ventre et mes cuisses touchaient le bâton.
7. J'avais la sensation que mon pied droit (réel) était situé là où je voyais le pied droit virtuel.
8. J'avais la sensation que mon pied gauche (réel) était situé là où je voyais le pied gauche virtuel.
9. J'avais la sensation d'être à l'extérieur de mon corps.
10. J'avais la sensation que mon pied droit (réel) se déplaçait vers le pied droit virtuel ou que le pied virtuel se déplaçait vers mon pied (réel).
11. J'avais la sensation que mon pied gauche (réel) se déplaçait vers le pied gauche virtuel ou que le pied virtuel se déplaçait vers mon pied (réel).

12. J'avais la sensation que mon corps (réel) devenait un corps virtuel.
13. À un certain moment, j'avais la sensation que ma jambe droite réelle prenait la posture ou la forme de la jambe droite virtuelle que je voyais.
14. À un certain moment, j'avais la sensation que ma jambe gauche réelle prenait la posture ou la forme de la jambe gauche virtuelle que je voyais.
15. À un certain moment, j'avais la sensation que mon corps virtuel ressemblait à mon corps (réel) en termes de forme, de teinte de peau ou d'autres aspects visuels.
16. J'avais la sensation que je portais des vêtements différents de ceux que je portais à mon arrivée au laboratoire.
17. J'ai eu une sensation de vertige quand je regardais le sol de l'environnement virtuel. Pas du tout d'accord Pas d'accord Plutôt pas d'accord Indifférent Plutôt d'accord D'accord Tout à fait d'accord
18. J'ai ressenti des maux de tête durant l'expérience. Pas du tout d'accord Pas d'accord Plutôt pas d'accord Indifférent Plutôt d'accord D'accord Tout à fait d'accord
19. J'ai eu des nausées durant l'expérience.

ANNEXE IV

PROTOCOLE DE PRISE DE MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES

Protocole établi suivant Gordon et al (Gordon *et al.*, 2013) et traduit par Desbois et al.(Desbois *et al.*, 2017).

1. Circonférence du cou

Prendre la circonférence du cou au niveau de la membrane cricothyroïdienne (base du larynx) avec un ruban métrique. Le plan de mesure est perpendiculaire à l'axe du cou. Exercer seulement une tension du ruban suffisante pour maintenir le contact entre le ruban et la peau.

Point de repère de la membrane cricothyroïdienne (base du larynx) et point de repère ct :

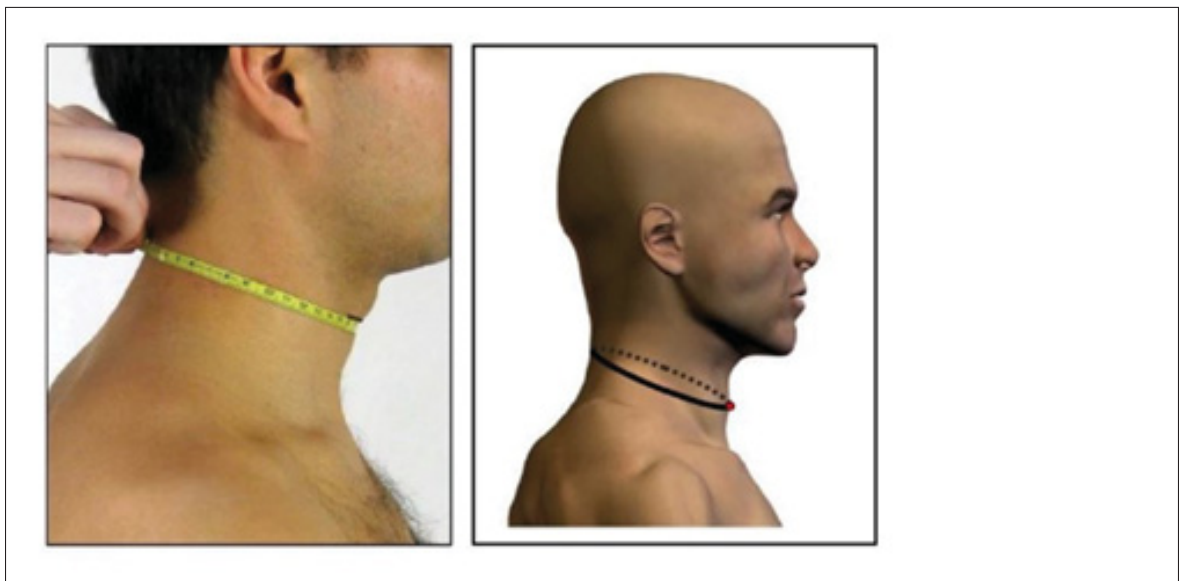


Figure-A IV-1 Prise de mesure de la circonférence du cou

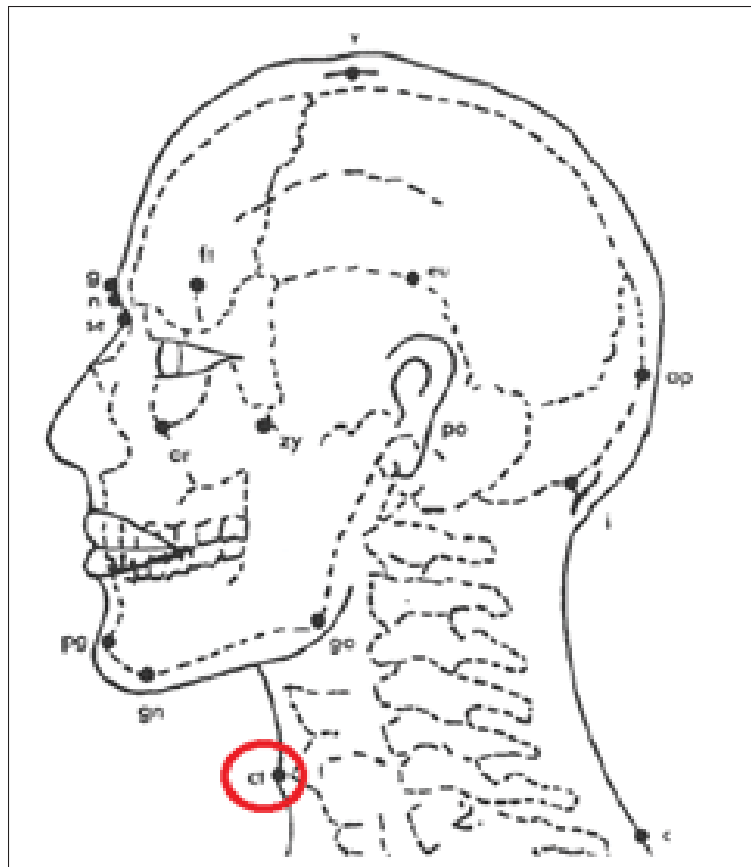


Figure-A IV-2 Point de repère ct

2. Circonférence poitrine

Prendre la circonférence de la poitrine au niveau du point de repère antérieur de la poitrine avec un ruban métrique.

Point de repère antérieur de la poitrine et point de repère th :

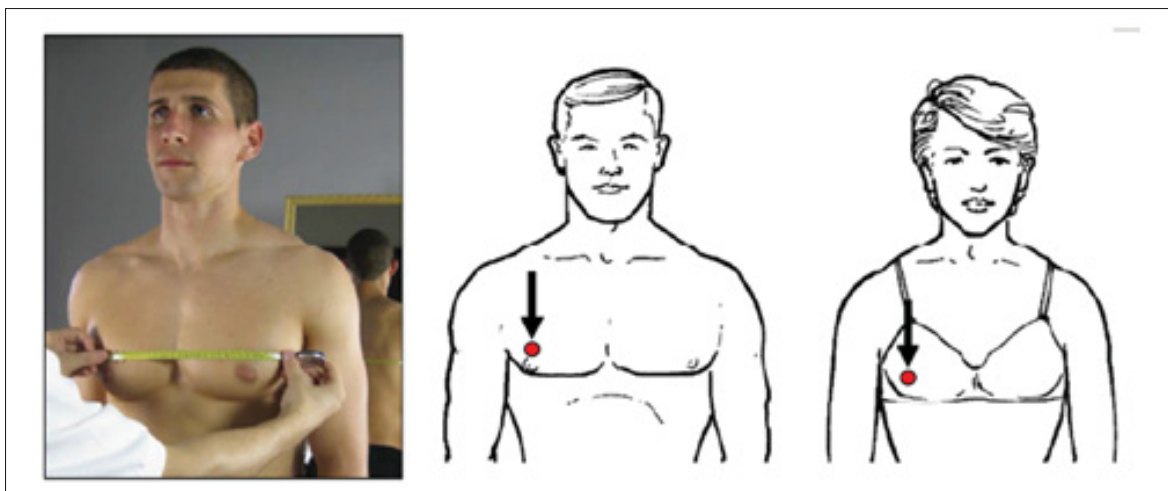


Figure-A IV-3 Prise de mesure de la circonférence de la poitrine

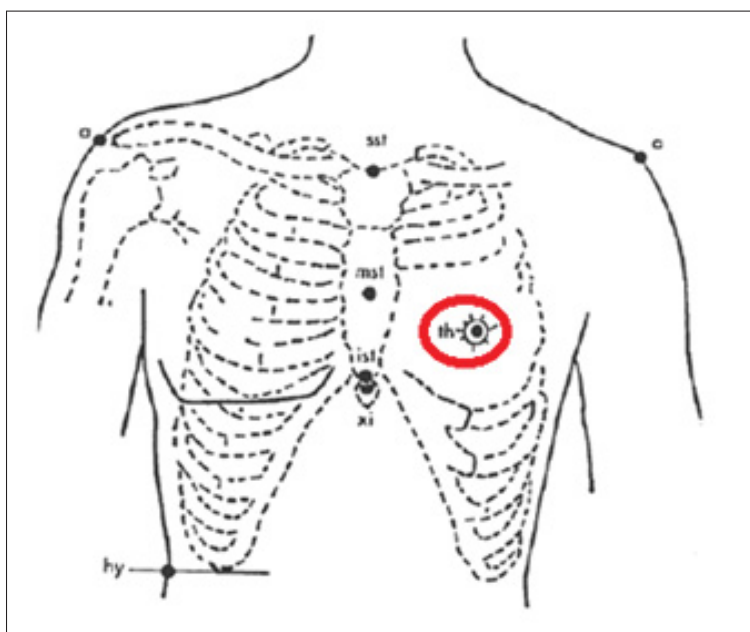


Figure-A IV-4 Point de repère th

Il s'agit du point de repère situé au 4e espace intercostal sur la ligne médio-claviculaire. Chez l'homme mince, ce point se retrouve pratiquement au niveau où se trouve le mamelon.

Précisions : prendre la mesure entre l'inspiration et l'expiration.

3. Circonférence de la taille

Prendre la circonférence du tour de taille en passant par le point de repère ombilic (nombril) avec un ruban métrique. Exercer seulement une tension du ruban suffisante pour maintenir le contact entre le ruban et la peau.

Point de repère ombilic (nombril) et point de repère Om :



Figure-A IV-5 Prise de mesure de la circonférence de la taille

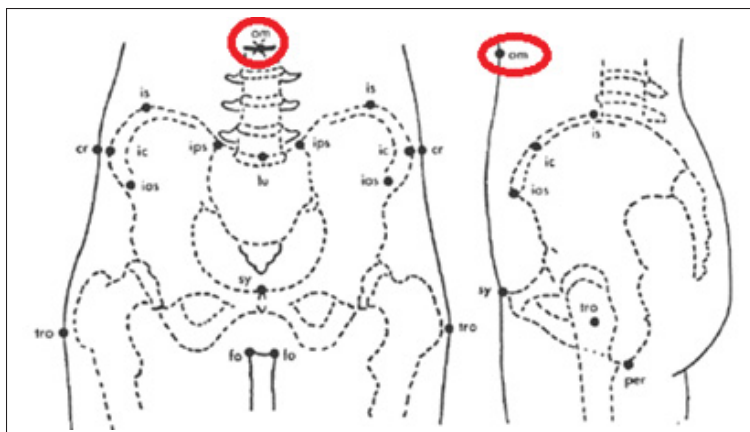


Figure-A IV-6 Point de repère Om

Précisions : pour des personnes en surpoids, le nombril peut pointer vers le bas ce qui est minimisé en position allongée sur le dos (décubitus dorsal) par rapport à la station debout. Veuillez prendre la circonférence de la taille au niveau où le nombril en position allongée sur le dos.

BIBLIOGRAPHIE

- Abdulkarim, Z., Guterstam, A., Hayatou, Z. & Ehrsson, H. H. (2023). Neural Substrates of Body Ownership and Agency during Voluntary Movement. *The Journal of Neuroscience*, 43(13), 2362–2380. doi : 10.1523/jneurosci.1492-22.2023.
- Alchalabi, B., Faubert, J. & Labbe, D. R. (2019, mar). EEG Can Be Used to Measure Embodiment When Controlling a Walking Self-Avatar. *2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, pp. 776–783. doi : 10.1109/vr.2019.8798263.
- Alonso, A. C., Luna, N. M. S., Mochizuki, L., Barbieri, F., Santos, S. & Greve, J. M. D. (2012). The influence of anthropometric factors on postural balance : the relationship between body composition and posturographic measurements in young adults. *Clinics*, 67(12), 1433–1441. doi : 10.6061/clinics/2012(12)14.
- Aman, J. E., Elangovan, N., Yeh, I.-L. & Konczak, J. (2015). The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function : a systematic review. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8. doi : 10.3389/fnhum.2014.01075.
- Anker, L. C., Weerdesteyn, V., van Nes, I. J., Nienhuis, B., Straatman, H. & Geurts, A. C. (2008). The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture*, 27(3), 471–477. doi : 10.1016/j.gaitpost.2007.06.002.
- Argelaguet, F., Hoyet, L., Trico, M. & Lecuyer, A. (2016, mar). The role of interaction in virtual embodiment : Effects of the virtual hand representation. *2016 IEEE Virtual Reality (VR)*, pp. 3–10. doi : 10.1109/vr.2016.7504682.
- Armell, K. C. & Ramachandran, V. S. (2003). Projecting sensations to external objects : evidence from skin conductance response. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B : Biological Sciences*, 270(1523), 1499–1506. doi : 10.1098/rspb.2003.2364.
- 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. doi : 10.1007/s00221-014-4153-0. Place : Germany.
- Azuma, T., Ito, T. & Yamashita, N. (2007). Effects of changing the initial horizontal location of the center of mass on the anticipatory postural adjustments and task performance associated with step initiation. *Gait & Posture*, 26(4), 526–531. doi : 10.1016/j.gaitpost.2006.11.203.
- Banakou, D., Groten, R. & Slater, M. (2013). Illusory ownership of a virtual child body causes overestimation of object sizes and implicit attitude changes. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 110(31), 12846–12851. doi : 10.1073/pnas.1306779110.

- Bensoussan, L., Mesure, S., Viton, J.-M. & Delarque, A. (2006). Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 38(5), 287–294. doi : 10.1080/16501970600694859.
- Berger, C. C., Lin, B., Lenggenhager, B., Lanier, J. & Gonzalez-Franco, M. (2022). Follow Your Nose : Extended Arm Reach After Pinocchio Illusion in Virtual Reality. *Frontiers in Virtual Reality*, 3. doi : 10.3389/frvir.2022.712375.
- Bernardi, N. F., Marino, B. F., Maravita, A., Castelnuovo, G., Tebano, R. & Bricolo, E. (2013). Grasping in wonderland : altering the visual size of the body recalibrates the body schema. *Experimental Brain Research*, 226(4), 585–594. doi : 10.1007/s00221-013-3467-7.
- Blanke, O. & Metzinger, T. (2009). Full-body illusions and minimal phenomenal selfhood. *Trends in Cognitive Sciences*, 13(1), 7–13. doi : 10.1016/j.tics.2008.10.003.
- Bonan, I. V., Colle, F. M., Guichard, J. P., Vicaut, E., Eisenfisz, M., Tran Ba Huy, P. & Yelnik, A. P. (2004). Reliance on visual information after stroke. Part I : balance on dynamic posturography. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(2), 268–273. doi : 10.1016/j.apmr.2003.06.017.
- Bonnet, C. (2014). Contrasted mediolateral postural control mechanisms in varied foot positions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(sup1), 180–181. doi : 10.1080/10255842.2014.931669. PMID : 25074224.
- Borrego, A., Latorre, J., Alcañiz, M. & Llorens, R. (2019). Embodiment and Presence in Virtual Reality After Stroke. A Comparative Study With Healthy Subjects. *Frontiers in Neurology*, 10. doi : 10.3389/fneur.2019.01061.
- Botvinick, M. & Cohen, J. (1998). Rubber hands 'feel' touch that eyes see. *Nature*, 391(6669), 756–756. doi : 10.1038/35784.
- Buck, L. E., Chakraborty, S. & Bodenheimer, B. (2022). The Impact of Embodiment and Avatar Sizing on Personal Space in Immersive Virtual Environments. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 28(5), 2102–2113. doi : 10.1109/tvcg.2022.3150483.
- Buetler, K. A., Penalver-Andres, J., Ozen, O., Ferriroli, L., Müri, R. M., Cazzoli, D. & Marchal-Crespo, L. (2022). “Tricking the Brain” Using Immersive Virtual Reality : Modifying the Self-Perception Over Embodied Avatar Influences Motor Cortical Excitability and Action Initiation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15, 787487. doi : 10.3389/fnhum.2021.787487.

- Buurke, T. J. W., Lamothe, C. J. C., van der Woude, L. H. V., Hof, A. L. & den Otter, R. (2019). Bilateral temporal control determines mediolateral margins of stability in symmetric and asymmetric human walking. *Scientific Reports*, 9(1). doi : 10.1038/s41598-019-49033-z.
- Byrne, A. & Preston, C. (2019). Mr Fantastic Meets The Invisible Man : An Illusion of Invisible Finger Stretching. *Perception*, 48(2), 185–188. doi : 10.1177/0301006618821068.
- Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., de Viviés, X., Bonazzi, B. & Dalleau, G. (2017). Effects of Changing Body Weight Distribution on Mediolateral Stability Control during Gait Initiation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11. doi : 10.3389/fnhum.2017.00127.
- Camponogara, I. (2023). The integration of action-oriented multisensory information from target and limb within the movement planning and execution. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 151, 105228. doi : 10.1016/j.neubiorev.2023.105228.
- Canzoneri, E., Ubaldi, S., Rastelli, V., Finisguerra, A., Bassolino, M. & Serino, A. (2013). Tool-use reshapes the boundaries of body and peripersonal space representations. *Experimental Brain Research*, 228(1), 25–42. doi : 10.1007/s00221-013-3532-2.
- Charbonneau, P., Dallaire-Cote, M., Cote, S. S.-P., Labbe, D. R., Mezghani, N., Shahnewaz, S., Arafat, I., Irfan, T., Samaraweera, G. & Quarles, J. (2017). Gaitzilla : Exploring the effect of embodying a giant monster on lower limb kinematics and time perception. *2017 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*, pp. 1–8. doi : 10.1109/ICVR.2017.8007535.
- Cohn, B. A., Maselli, A., Ofek, E. & Gonzalez-Franco, M. (2020, dec). SnapMove : Movement Projection Mapping in Virtual Reality. *2020 IEEE International Conference on Artificial Intelligence and Virtual Reality (AIVR)*, pp. 74-81. doi : 10.1109/AIVR50618.2020.00024.
- Crea, S., D’Alonzo, M., Vitiello, N. & Cipriani, C. (2015). The rubber foot illusion. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1), 77. doi : 10.1186/s12984-015-0069-6.
- Darling, W. G. & Yem, J. (2023). Acuity of Proprioceptive Localization Varies with Body Region. *Neuroscience*, 516, 100–112. doi : 10.1016/j.neuroscience.2023.02.015.
- Day, B. L. & Bancroft, M. J. (2018). Voluntary steps and gait initiation. Dans *Handbook of Clinical Neurology* (vol. 159, pp. 107–118). Elsevier. doi : 10.1016/B978-0-444-63916-5.00006-9.
- de Vignemont, F. (2010). Body schema and body image—Pros and cons. *Neuropsychologia*, 48(3), 669-680. doi : <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2009.09.022>. The Sense of Body.

- de Vignemont, F. (2011). Embodiment, ownership and disownership. *Consciousness and Cognition*, 20(1), 82–93. doi : 10.1016/j.concog.2010.09.004.
- De Vignemont, F., Ehrsson, H. H. & Haggard, P. (2005). Bodily Illusions Modulate Tactile Perception. *Current Biology*, 15(14), 1286–1290. doi : 10.1016/j.cub.2005.06.067.
- Desbois, A., Perreault, I., Chartrand, G., Cresson, T., Gervais, S. & Guise, J. A. D. (2017). Toward a quantified assessment of total body surface area from anthropometric measurements for patients with burn injuries. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 5(4), 306–313. doi : 10.1504/IJHFMS.2017.087016.
- Devetak, G. F., Bohrer, R. C. D., Rodacki, A. L. F. & Manfra, E. F. (2019). Center of mass in analysis of dynamic stability during gait following stroke : A systematic review. *Gait & Posture*, 72, 154–166. doi : <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.06.006>.
- Doyle, R. J., Hsiao-Wecksler, E. T., Ragan, B. G. & Rosengren, K. S. (2007). Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait & Posture*, 25(2), 166–171. doi : 10.1016/j.gaitpost.2006.03.004.
- Dupraz, L., Barra, j., Beaudoin, M. & Guerraz, M. (2023). Impact of an overweight body representation in virtual reality on locomotion in a motor imagery task. *Psychological Research*, 87(2), 462–473. doi : 10.1007/s00426-022-01675-x.
- D’Angelo, M., Di Pellegrino, G., Seriani, S., Gallina, P. & Frassinetti, F. (2018). The sense of agency shapes body schema and peripersonal space. *Scientific Reports*, 8(1), 13847. doi : 10.1038/s41598-018-32238-z.
- Ehrsson, H. H. (2012). The Concept of Body Ownership and Its Relation to Multisensory Integration. Dans *The New Handbook of Multisensory Processing* (pp. 775–792). The MIT Press. doi : 10.7551/mitpress/8466.003.0067.
- Ehrsson, H. H., Spence, C. & Passingham, R. E. (2004). That’s my hand ! Activity in premotor cortex reflects feeling of ownership of a limb. *Science*, 305(5685), 875–877.
- Ehrsson, H. H., Holmes, N. P. & Passingham, R. E. (2005). Touching a Rubber Hand : Feeling of Body Ownership Is Associated with Activity in Multisensory Brain Areas. *The Journal of Neuroscience*, 25(45), 10564–10573. doi : 10.1523/jneurosci.0800-05.2005.
- Elkin, L. A., Kay, M., Higgins, J. J. & Wobbrock, J. O. (2021). *An Aligned Rank Transform Procedure for Multifactor Contrast Tests*. Conference paper présentée à UIST 2021 - Proceedings of the 34th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology (pp. 754 – 768). doi : 10.1145/3472749.3474784.

- Erro, R., Marotta, A., Tinazzi, M., Frera, E. & Fiorio, M. (2018). Judging the position of the artificial hand induces a “visual” drift towards the real one during the rubber hand illusion. *Scientific Reports*, 8(1). doi : 10.1038/s41598-018-20551-6.
- Fabre, M., Chavet, P., Fornerone, T., Juan, B., Abossolo, O., Pardo, F., Blouin, J., Dany, L. & Mouchnino, L. (2020). Somatosensory cortical facilitation during step preparation restored by an improved body representation in obese patients. *Gait & Posture*, 80, 246–252. doi : 10.1016/j.gaitpost.2020.06.002.
- Feuchtnner, T. & Müller, J. (2017, may). Extending the Body for Interaction with Reality. *Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, (CHI '17), 5145–5157. doi : 10.1145/3025453.3025689.
- Flögel, M., Kalveram, K. T., Christ, O. & Vogt, J. (2016). Application of the rubber hand illusion paradigm : comparison between upper and lower limbs. *Psychological Research*, 80(2), 298–306. doi : 10.1007/s00426-015-0650-4.
- Fuchs, X., Riemer, M., Diers, M., Flor, H. & Trojan, J. (2016). Perceptual drifts of real and artificial limbs in the rubber hand illusion. *Scientific Reports*, 6(1), 24362. doi : 10.1038/srep24362.
- Genthon, N. & Rougier, P. (2005). Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *Journal of Biomechanics*, 38(10), 2037–2049. doi : 10.1016/j.jbiomech.2004.09.024.
- Gonzalez-Franco, M., Cohn, B., Ofek, E., Burin, D. & Maselli, A. (2020). The Self-Avatar Follower Effect in Virtual Reality. *2020 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, pp. 18–25. doi : 10.1109/VR46266.2020.00019.
- González-Franco, M., Peck, T. C., Rodríguez-Fornells, A. & Slater, M. (2013). A threat to a virtual hand elicits motor cortex activation. *Experimental Brain Research*, 232(3), 875–887. doi : 10.1007/s00221-013-3800-1.
- Gordon, C. C., Blackwell, C. L., Bradtmiller, B., Parham, J. L. & Hotzman, J. (2013). *2010 Anthropometric Survey of U.S. Marine Corps Personnel : Methods and Summary Statistics* (Rapport n°NATICK/TR-13/018). Natick, MA, USA.
- Gray, V. L., Ivanova, T. D. & Garland, S. J. (2014). Reliability of center of pressure measures within and between sessions in individuals post-stroke and healthy controls. *Gait & Posture*, 40(1), 198–203. doi : 10.1016/j.gaitpost.2014.03.191.

- Grechuta, K., Ulysse, L., Rubio Ballester, B. & Verschure, P. F. M. J. (2019). Self Beyond the Body : Action-Driven and Task-Relevant Purely Distal Cues Modulate Performance and Body Ownership. *Frontiers in Human Neuroscience*, 13. doi : 10.3389/fnhum.2019.00091.
- Guterstam, A., Gentile, G. & Ehrsson, H. H. (2013). The Invisible Hand Illusion : Multisensory Integration Leads to the Embodiment of a Discrete Volume of Empty Space. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 25(7), 1078–1099. doi : 10.1162/jocn_a_00393.
- Guy, M., Normand, J.-M., Jeunet-Kelway, C. & Moreau, G. (2023). The sense of embodiment in Virtual Reality and its assessment methods. *Frontiers in Virtual Reality*, 4. doi : 10.3389/frvir.2023.1141683.
- Haans, A. & IJsselstein, W. A. (2012). Embodiment and telepresence : Toward a comprehensive theoretical framework. *Interacting with Computers*, 24(4), 211–218. doi : 10.1016/j.intcom.2012.04.010.
- Han, J., Waddington, G., Adams, R., Anson, J. & Liu, Y. (2016). Assessing proprioception : A critical review of methods. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 80-90. doi : <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.10.004>.
- Hansford, K. J., Baker, D. H., McKenzie, K. J. & Preston, C. E. J. (2024). Multisensory processing and proprioceptive plasticity during resizing illusions. *Exp. Brain Res.*, 242(2), 451–462.
- Hapuarachchi, H., Ishimoto, H., Kitazaki, M., Sugimoto, M. & Inami, M. (2023). Temporal visuomotor synchrony induces embodiment towards an avatar with biomechanically impossible arm movements. *i-Perception*, 14(6). doi : 10.1177/20416695231211699.
- Hatem, S. M., Saussez, G., della Faille, M., Prist, V., Zhang, X., Dispa, D. & Bleyenheuft, Y. (2016). Rehabilitation of Motor Function after Stroke : A Multiple Systematic Review Focused on Techniques to Stimulate Upper Extremity Recovery. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10. doi : 10.3389/fnhum.2016.00442.
- Hesse, S., Reiter, F., Jahnke, M., Dawson, M., Sarkodie-Gyan, T. & Mauritz, K.-H. (1997). Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(7), 719–724. doi : 10.1016/S0003-9993(97)90079-4.
- Hillier, S., Immink, M. & Thewlis, D. (2015). Assessing Proprioception : A Systematic Review of Possibilities. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 29(10), 933-949. doi : 10.1177/1545968315573055. PMID : 25712470.

- Hof, A., Gazendam, M. & Sinke, W. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1–8. doi : 10.1016/j.jbiomech.2004.03.025.
- Holmes, N. P., Snijders, H. J. & Spence, C. (2006). Reaching with alien limbs : Visual exposure to prosthetic hands in a mirror biases proprioception without accompanying illusions of ownership. *Perception & Psychophysics*, 68(4), 685–701. doi : 10.3758/bf03208768.
- IJsselstein, W. A., de Kort, Y. A. W. & Haans, A. (2006). Is This My Hand I See Before Me ? The Rubber Hand Illusion in Reality, Virtual Reality, and Mixed Reality. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 15(4), 455–464. doi : 10.1162/pres.15.4.455.
- Imaizumi, S., Asai, T. & Koyama, S. (2016). Embodied prosthetic arm stabilizes body posture, while unembodied one perturbs it. *Consciousness and Cognition*, 45, 75–88. doi : 10.1016/j.concog.2016.08.019.
- Imaoka, Y., Flury, A. & de Bruin, E. D. (2020). Assessing Saccadic Eye Movements With Head-Mounted Display Virtual Reality Technology. *Frontiers in Psychiatry*, 11. doi : 10.3389/fpsyt.2020.572938.
- Jordan, J. & Slater, M. (2009). An Analysis of Eye Scanpath Entropy in a Progressively Forming Virtual Environment. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 18(3), 185–199. doi : 10.1162/pres.18.3.185.
- Keenaghan, S., Bowles, L., Crawford, G., Thurlbeck, S., Kentridge, R. W. & Cowie, D. (2020). My body until proven otherwise : Exploring the time course of the full body illusion. *Consciousness and Cognition*, 78, 102882. doi : <https://doi.org/10.1016/j.concog.2020.102882>.
- Kennedy, R. S., Lane, N. E., Berbaum, K. S. & Lilienthal, M. G. (1993). Simulator Sickness Questionnaire : An Enhanced Method for Quantifying Simulator Sickness. *The International Journal of Aviation Psychology*, 3(3), 203–220. doi : 10.1207/s15327108ijap0303_3.
- Kilteni, K. & Ehrsson, H. H. (2017). Sensorimotor predictions and tool use : Hand-held tools attenuate self-touch. *Cognition*, 165, 1–9. doi : 10.1016/j.cognition.2017.04.005.
- Kilteni, K., Groten, R. & Slater, M. (2012a). The Sense of Embodiment in Virtual Reality. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 21(4), 373–387. doi : 10.1162/PRES_a_00124.
- Kilteni, K., Normand, J.-M., Sanchez-Vives, M. V. & Slater, M. (2012b). Extending Body Space in Immersive Virtual Reality : A Very Long Arm Illusion. *PLoS ONE*, 7(7), e40867. doi : 10.1371/journal.pone.0040867.

- Kilteni, K., Bergstrom, I. & Slater, M. (2013). Drumming in immersive virtual reality : the body shapes the way we play. *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.*, 19(4), 597–605.
- Kilteni, K., Grau-Sánchez, J., Veciana De Las Heras, M., Rodríguez-Fornells, A. & Slater, M. (2016). Decreased Corticospinal Excitability after the Illusion of Missing Part of the Arm. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10. doi : 10.3389/fnhum.2016.00145.
- Kokkinara, E. & Slater, M. (2014). Measuring the Effects through Time of the Influence of Visuomotor and Visuotactile Synchronous Stimulation on a Virtual Body Ownership Illusion. *Perception*, 43(1), 43–58. doi : 10.1068/p7545.
- Kondo, R., Sugimoto, M., Minamizawa, K., Hoshi, T., Inami, M. & Kitazaki, M. (2018a). Illusory body ownership of an invisible body interpolated between virtual hands and feet via visual-motor synchronicity. *Scientific Reports*, 8(1). doi : 10.1038/s41598-018-25951-2.
- Kondo, R., Ueda, S., Sugimoto, M., Minamizawa, K., Inami, M. & Kitazaki, M. (2018b). *Invisible Long Arm Illusion : Illusory Body Ownership by Synchronous Movement of Hands and Feet* (pp. 21 – 28). doi : 10.2312/egve.20181310.
- Körding, K. P. & Wolpert, D. M. (2006). Bayesian decision theory in sensorimotor control. *Trends in Cognitive Sciences*, 10(7), 319–326. doi : 10.1016/j.tics.2006.05.003.
- Küçüktütüncü, E., Macia-Varela, F., Llobera, J. & Slater, M. (2025). The Role of Sensorimotor Contingencies and Eye Scanpath Entropy in Presence in Virtual Reality : a Reinforcement Learning Paradigm. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 1–13. doi : 10.1109/tvcg.2025.3547241.
- Lafond, D., Duarte, M. & Prince, F. (2004). Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1421–1426. doi : 10.1016/S0021-9290(03)00251-3.
- Laha, B., Bailenson, J. N., Won, A. S. & Bailey, J. O. (2016). Evaluating Control Schemes for the Third Arm of an Avatar. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 25(2), 129–147. doi : 10.1162/PRES_a_00251.
- Latoschik, M. E., Roth, D., Gall, D., Achenbach, J., Waltemate, T. & Botsch, M. (2017). The effect of avatar realism in immersive social virtual realities. *Proceedings of the 23rd ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology - VRST '17*, pp. 1–10. doi : 10.1145/3139131.3139156.
- Lilija, K., Kyllingsbaek, S. & Hornbaek, K. (2021). Correction of Avatar Hand Movements Supports Learning of a Motor Skill. *2021 IEEE Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, pp. 1–8. doi : 10.1109/VR50410.2021.00069.

- Linkenauger, S. A., Leyrer, M., Bühlhoff, H. H. & Mohler, B. J. (2013). Welcome to Wonderland : The Influence of the Size and Shape of a Virtual Hand On the Perceived Size and Shape of Virtual Objects. *PLoS ONE*, 8(7), e68594. doi : 10.1371/journal.pone.0068594.
- Llanes-Jurado, J., Marín-Morales, J., Guixeres, J. & Alcañiz, M. (2020). Development and Calibration of an Eye-Tracking Fixation Identification Algorithm for Immersive Virtual Reality. *Sensors*, 20(17), 4956. doi : 10.3390/s20174956.
- Llorens, R., Borrego, A., Palomo, P., Cebolla, A., Noé, E., i Badia, S. B. & Baños, R. (2017). Body schema plasticity after stroke : Subjective and neurophysiological correlates of the rubber hand illusion. *Neuropsychologia*, 96, 61–69. doi : 10.1016/j.neuropsychologia.2017.01.007.
- Longo, M. R., Schüür, F., Kammers, M. P., Tsakiris, M. & Haggard, P. (2008). What is embodiment? A psychometric approach. *Cognition*, 107(3), 978–998. doi : 10.1016/j.cognition.2007.12.004.
- Lotze, M., Erb, M., Flor, H., Huelsmann, E., Godde, B. & Grodd, W. (2000). fMRI Evaluation of Somatotopic Representation in Human Primary Motor Cortex. *NeuroImage*, 11(5), 473–481. doi : 10.1006/nimg.2000.0556.
- Lyon, I. N. & Day, B. L. (1997). Control of frontal plane body motion in human stepping :. *Experimental Brain Research*, 115(2), 345–356. doi : 10.1007/PL00005703.
- Lyon, I. N. & Day, B. L. (2005). Predictive control of body mass trajectory in a two-step sequence. *Experimental Brain Research*, 161(2), 193–200. doi : 10.1007/s00221-004-2058-z.
- Martini, M., Kilteni, K., Maselli, A. & Sanchez-Vives, M. V. (2015). The body fades away : investigating the effects of transparency of an embodied virtual body on pain threshold and body ownership. *Scientific Reports*, 5(1). doi : 10.1038/srep13948.
- Maselli, A. & Slater, M. (2013). The building blocks of the full body ownership illusion. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7. doi : 10.3389/fnhum.2013.00083.
- Matamala-Gomez, M., Malighetti, C., Cipresso, P., Pedroli, E., Realdon, O., Mantovani, F. & Riva, G. (2020). Changing Body Representation Through Full Body Ownership Illusions Might Foster Motor Rehabilitation Outcome in Patients With Stroke. *Frontiers in Psychology*, 11. doi : 10.3389/fpsyg.2020.01962.
- Mille, M.-L. & Mouchnino, L. (1998). Are human anticipatory postural adjustments affected by a modification of the initial position of the center of gravity? *Neuroscience Letters*, 242(2), 61–64. doi : 10.1016/S0304-3940(98)00047-0.

- Mölbert, S. C., Thaler, A., Mohler, B. J., Streuber, S., Romero, J., Black, M. J., Zipfel, S., Karnath, H.-O. & Giel, K. E. (2017). Assessing body image in anorexia nervosa using biometric self-avatars in virtual reality : Attitudinal components rather than visual body size estimation are distorted. *Psychological Medicine*, 48(4), 642–653. doi : 10.1017/s0033291717002008.
- Moseley, G. L., Parsons, T. J. & Spence, C. (2008). Visual distortion of a limb modulates the pain and swelling evoked by movement. *Current Biology*, 18(22), R1047–R1048. doi : 10.1016/j.cub.2008.09.031.
- Mullie, Y. & Duclos, C. (2014). Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals. *Gait & Posture*, 40(4), 610–615. doi : 10.1016/j.gaitpost.2014.07.008.
- Naito, E., Nakashima, T., Kito, T., Aramaki, Y., Okada, T. & Sadato, N. (2007). Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities. *European Journal of Neuroscience*, 25(11), 3476–3487. doi : 10.1111/j.1460-9568.2007.05587.x.
- Newport, R., Pearce, R. & Preston, C. (2010). Fake hands in action : embodiment and control of supernumerary limbs. *Experimental Brain Research*, 204(3), 385–395. doi : 10.1007/s00221-009-2104-y.
- Normand, J.-M., Giannopoulos, E., Spanlang, B. & Slater, M. (2011). Multisensory Stimulation Can Induce an Illusion of Larger Belly Size in Immersive Virtual Reality. *PLoS ONE*, 6(1), e16128. doi : 10.1371/journal.pone.0016128.
- Ogawa, N., Narumi, T., Kuzuoka, H. & Hirose, M. (2020, apr). Do You Feel Like Passing Through Walls ? : Effect of Self-Avatar Appearance on Facilitating Realistic Behavior in Virtual Environments. *Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, (CHI '20), 1–14. doi : 10.1145/3313831.3376562.
- Ogawa, N., Narumi, T. & Hirose, M. (2021). Effect of Avatar Appearance on Detection Thresholds for Remapped Hand Movements. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 27(7), 3182–3197. doi : 10.1109/tvcg.2020.2964758.
- Osada, Y., Motojima, N., Kobayashi, Y. & Yamamoto, S. (2022). Differences in mediolateral dynamic stability during gait initiation according to whether the non-paretic or paretic leg is used as the leading limb. *PLoS One*, 17(4), e0267577.
- Patchay, S. & Gahéry, Y. (2003). Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young healthy adults. *Gait & Posture*, 18(1), 85–94. doi : 10.1016/S0966-6362(02)00167-4.

- Pechev, A. N. (2007). Feedback-Based Steering Law for Control Moment Gyros. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, 30(3), 848–855. doi : 10.2514/1.27351.
- Pechev, A. N. (2008, may). Inverse Kinematics without matrix inversion. *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. doi : 10.1109/robot.2008.4543501.
- Peck, T. C. & Gonzalez-Franco, M. (2021). Avatar Embodiment. A Standardized Questionnaire. *Frontiers in Virtual Reality*, 1. doi : 10.3389/frvir.2020.575943.
- Peck, T. C., Seinfeld, S., Aglioti, S. M. & Slater, M. (2013). Putting yourself in the skin of a black avatar reduces implicit racial bias. *Consciousness and Cognition*, 22(3), 779–787. doi : 10.1016/j.concog.2013.04.016.
- Petkova, V. I. & Ehrsson, H. H. (2008). If I were you : perceptual illusion of body swapping. *PLoS One*, 3(12), e3832.
- Peña, J., Hancock, J. T. & Merola, N. A. (2009). The Priming Effects of Avatars in Virtual Settings. *Communication Research*, 36(6), 838–856. doi : 10.1177/0093650209346802.
- Peña, J., Khan, S. & Alexopoulos, C. (2016). I Am What I See : How Avatar and Opponent Agent Body Size Affects Physical Activity Among Men Playing Exergames : Physical Activity In Exergames. *Journal of Computer-Mediated Communication*, 21(3), 195–209. doi : 10.1111/jcc4.12151.
- Pitron, V., Alsmith, A. & de Vignemont, F. (2018). How do the body schema and the body image interact? *Consciousness and Cognition*, 65, 352–358. doi : <https://doi.org/10.1016/j.concog.2018.08.007>.
- Ponton, J. L., Keshavarz, R., Beacco, A. & Pelechano, N. (2024, may). Stretch your reach : Studying Self-Avatar and Controller Misalignment in Virtual Reality Interaction. *Proceedings of the CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, (CHI '24), 1–15. doi : 10.1145/3613904.3642268.
- Popovic, R., Pappas, I. P. I., Nakazawa, K., Keller, T., Morari, M. & Dietz, V. (2000). Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects. *Journal of Biomechanics*, 10.
- Porssut, T., Iwane, F., Chavarriaga, R., Blanke, O., Millán, J. d. R., Boulic, R. & Herbelin, B. (2023). EEG signature of breaks in embodiment in VR. *PLOS ONE*, 18(5), e0282967. doi : 10.1371/journal.pone.0282967.
- Prado-Rico, J. M. & Duarte, M. (2019). Asymmetry of Body Weight Distribution During Quiet and Relaxed Standing Tasks. *Motor Control*, 23(4), 553–565. doi : 10.1123/mc.2018-0081.

- Preston, C. & Newport, R. (2011). Evidence for dissociable representations for body image and body schema from a patient with visual neglect. *Neurocase*, 17(6), 473–479. doi : 10.1080/13554794.2010.532504.
- Prieto, T., Myklebust, J., Hoffmann, R., Lovett, E. & Myklebust, B. (1996). Measures of postural steadiness : differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9), 956–966. doi : 10.1109/10.532130.
- Qu, J., Ma, K. & Hommel, B. (2021). Cognitive load dissociates explicit and implicit measures of body ownership and agency. *Psychonomic Bulletin & Review*, 28(5), 1567–1578. doi : 10.3758/s13423-021-01931-y.
- Ramachandran, V. S., Brang, D. & McGeoch, P. D. (2009). Size reduction using Mirror Visual Feedback (MVF) reduces phantom pain. *Neurocase*, 15(5), 357–360. doi : 10.1080/13554790903081767.
- Rohde, M., Di Luca, M. & Ernst, M. O. (2011). The Rubber Hand Illusion : Feeling of Ownership and Proprioceptive Drift Do Not Go Hand in Hand. *PLoS ONE*, 6(6), e21659. doi : 10.1371/journal.pone.0021659.
- Rohde, M., Altan, G. & Ernst, M. O. (2020). When vision lags, motor prediction follows. *bioRxiv*. doi : 10.1101/2020.02.13.937235.
- Sanchez-Vives, M. V. & Slater, M. (2005). From presence to consciousness through virtual reality. *Nature Reviews Neuroscience*, 6(4), 332–339. doi : 10.1038/nrn1651.
- Schaefer, M., Flor, H., Heinze, H.-J. & Rotte, M. (2007). Morphing the body : Illusory feeling of an elongated arm affects somatosensory homunculus. *NeuroImage*, 36(3), 700–705. doi : 10.1016/j.neuroimage.2007.03.046.
- Schuetz, I. & Fiehler, K. (2022). Eye tracking in virtual reality : Vive pro eye spatial accuracy, precision, and calibration reliability. *Journal of Eye Movement Research*, 15(3). doi : 10.16910/jemr.15.3.3.
- Serino, A., Alsmith, A., Costantini, M., Mandrigin, A., Tajadura-Jimenez, A. & Lopez, C. (2013). Bodily ownership and self-location : Components of bodily self-consciousness. *Consciousness and Cognition*, 22(4), 1239–1252. doi : 10.1016/j.concog.2013.08.013.
- Shiferaw, B., Downey, L. & Crewther, D. (2019). A review of gaze entropy as a measure of visual scanning efficiency. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 96, 353–366. doi : <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2018.12.007>.

- Shiferaw, B. A., Downey, L. A., Westlake, J., Stevens, B., Rajaratnam, S. M. W., Berlowitz, D. J., Swann, P. & Howard, M. E. (2018). Stationary gaze entropy predicts lane departure events in sleep-deprived drivers. *Scientific Reports*, 8(1). doi : 10.1038/s41598-018-20588-7.
- Slater, M., Spanlang, B., Sanchez-Vives, M. V. & Blanke, O. (2010). First Person Experience of Body Transfer in Virtual Reality. *PLoS ONE*, 5(5), e10564. doi : 10.1371/journal.pone.0010564.
- Step toe, W., Steed, A. & Slater, M. (2013). Human Tails : Ownership and Control of Extended Humanoid Avatars. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 19(4), 583–590. doi : 10.1109/TVCG.2013.32.
- Tajadura-Jiménez, A., Basia, M., Deroy, O., Fairhurst, M., Marquardt, N. & Bianchi-Berthouze, N. (2015a). As Light as your Footsteps : Altering Walking Sounds to Change Perceived Body Weight, Emotional State and Gait. *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 2943–2952. doi : 10.1145/2702123.2702374.
- Tajadura-Jiménez, A., Tsakiris, M., Marquardt, T. & Bianchi-Berthouze, N. (2015b). Action sounds update the mental representation of arm dimension : contributions of kinaesthesia and agency. *Frontiers in Psychology*, 6. doi : 10.3389/fpsyg.2015.00689.
- Taylor-Clarke, M., Jacobsen, P. & Haggard, P. (2004). Keeping the world a constant size : object constancy in human touch. *Nature Neuroscience*, 7(3), 219–220. doi : 10.1038/nn1199.
- Tsakiris, M. & Haggard, P. (2005). The Rubber Hand Illusion Revisited : Visuotactile Integration and Self-Attribution. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 31(1), 80–91. doi : 10.1037/0096-1523.31.1.80.
- Tsakiris, M., Prabhu, G. & Haggard, P. (2006). Having a body versus moving your body : How agency structures body-ownership. *Consciousness and Cognition*, 15(2), 423–432. doi : 10.1016/j.concog.2005.09.004.
- Vallageas, V., Aissaoui, R., Willaert, I. & Labbé, D. R. (2024). Embodying a self-avatar with a larger leg : its impacts on motor control and dynamic stability. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 30(5), 2066-2076. doi : 10.1109/TVCG.2024.3372084.
- Walsh, L. D., Moseley, G. L., Taylor, J. L. & Gandevia, S. C. (2011). Proprioceptive signals contribute to the sense of body ownership : Contributors to body ownership. *The Journal of Physiology*, 589(12), 3009–3021. doi : 10.1113/jphysiol.2011.204941.

- Welniarz, Q., Worbe, Y. & Gallea, C. (2021). The Forward Model : A Unifying Theory for the Role of the Cerebellum in Motor Control and Sense of Agency. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 15, 644059. doi : 10.3389/fnsys.2021.644059.
- Weser, V. & Proffitt, D. R. (2019). Tool Embodiment : The Tool's Output Must Match the User's Input. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12. doi : 10.3389/fnhum.2018.00537.
- Willaert, I., Aissaoui, R., Nadeau, S., Duclos, C. & Labbe, D. R. (2022). Perception of Symmetry of Actual and Modulated Self-Avatar Gait Movements During Treadmill Walking. *2022 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces Abstracts and Workshops (VRW)*, pp. 792–793. doi : 10.1109/VRW55335.2022.00247.
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. doi : 10.1016/0966-6362(96)82849-9.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (éd. 4th ed). Wiley.
- Winter, D. A., Prince, F., Stergiou, P. & Powell, C. (1993). Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing. *Neuroscience Research Communications*, 12, 141–148.
- Wobbrock, J. O., Findlater, L., Gergle, D. & Higgins, J. J. (2011). The aligned rank transform for nonparametric factorial analyses using only anova procedures. *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 143–146. doi : 10.1145/1978942.1978963.
- Wolf, E., Merdan, N., Dolinger, N., Mal, D., Wienrich, C., Botsch, M. & Latoschik, M. E. (2021, mar). The Embodiment of Photorealistic Avatars Influences Female Body Weight Perception in Virtual Reality. *2021 IEEE Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, pp. 65–74. doi : 10.1109/vr50410.2021.00027.
- Won, A. S., Bailenson, J., Lee, J. & Lanier, J. (2015). Homuncular Flexibility in Virtual Reality. *Journal of Computer-Mediated Communication*, 20(3), 241–259. doi : 10.1111/jcc4.12107.
- Yee, N. & Bailenson, J. (2007). The Proteus Effect : The Effect of Transformed Self-Representation on Behavior. *Human Communication Research*, 33(3), 271–290. doi : 10.1111/j.1468-2958.2007.00299.x.
- Yiou, E. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World Journal of Orthopedics*, 3(6), 75. doi : 10.5312/wjo.v3.i6.75.

- Yiou, E., Fourcade, P., Artico, R. & Caderby, T. (2016). Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without an obstacle to clear. *Experimental Brain Research*, 234(6), 1363–1375. doi : 10.1007/s00221-015-4319-4.
- Yiou, E., Caderby, T., Delafontaine, A., Fourcade, P. & Honeine, J.-L. (2017). Balance control during gait initiation : State-of-the-art and research perspectives. *World journal of orthopedics*, 8(11), 815–828. doi : 10.5312/wjo.v8.i11.815. Place : United States.

