



**Vers des environnements virtuels plus écologiques :
Étude des modifications du comportement moteur en
réalité virtuelle lors de l'ajout d'informations haptiques
par un mécanisme parallèle entraîné par câbles**

Thèse

Céline Faure

Doctorat en médecine expérimentale
Philosophiæ doctor (Ph. D.)

Québec, Canada

© Céline Faure, 2019

**Vers des environnements virtuels plus écologiques :
Étude des modifications du comportement moteur en réalité
virtuelle lors de l'ajout d'informations haptiques par un
mécanisme parallèle entraîné par câbles**

Thèse

Céline Faure

Sous la direction de :

Bradford James McFadyen, directeur de recherche
Laurent Bouyer, codirecteur de recherche

Résumé

Introduction : Les nouvelles technologies qui permettent de capter et d'analyser les mouvements des utilisateurs ne cessent de se développer et représentent un potentiel intéressant dans le domaine de la santé. Grâce à l'essor de ces nouvelles technologies, des systèmes de réalité virtuelle (RV) clefs en main intègrent les services de réadaptation, et les études démontrent leur capacité à optimiser la rééducation motrice et l'évaluation des clients présentant des troubles du contrôle moteur. Le marché de la RV est ainsi en pleine expansion, et l'ajout d'informations haptiques permettant de modéliser les caractéristiques physiques des entités virtuelles représente un intérêt considérable pour améliorer l'écologie des environnements virtuels (EVs) et le transfert des apprentissages aux activités quotidiennes. Toutefois, l'effet de l'ajout de ces informations sur le comportement moteur des sujets demeure très peu connu. L'objectif principal de cette thèse était ainsi d'évaluer l'impact de l'ajout d'informations haptiques, par un mécanisme parallèle entraîné par câbles (robot à câbles), sur le contrôle moteur de sujets sains, lors de la réalisation de tâches complexes et fonctionnelles dans des EVs. Les deux hypothèses principales étaient que cet ajout améliore le contrôle du mouvement lors de tâche de manutention d'objet ayant des contraintes environnementales statiques, et modifie les stratégies locomotrices proactives en présence de contraintes dynamiques.

Méthode : Le comportement moteur de participants sains a été analysé lors de la réalisation de deux tâches. En premier lieu, une tâche de manutention de caisse nécessitant la préhension et le déplacement d'une caisse à partir d'une posture debout a été étudiée. Celle-ci a été réalisée dans un environnement réel et dans des EVs, en absence et en présence d'informations haptiques, relatives aux contraintes physiques de l'étagère et de la caisse manipulée, fournies grâce à un robot à câbles (Chapitre 3, N=12). En second lieu, une tâche nécessitant l'évitement d'avatars au cours de la marche sur un tapis roulant a été réalisée en présence et en absence de risque de contact physique avec les avatars, délivré par un robot à câbles (Chapitre 4, N=10). Les EVs étaient vus au travers d'un visiocasque.

Résultats : La première étude a démontré une amélioration des paramètres spatiaux du mouvement réalisé dans l'EV en présence d'informations haptiques, au cours des différentes phases de la tâche de manutention (préhension, montée et descente de la caisse).

L'organisation spatiale du mouvement était ainsi plus similaire à ce qui était observé dans un environnement réel, avec un meilleur respect des contraintes environnementales (éloignement plus important de la caisse avec l'étagère, trajectoire plus longue). De plus, le contrôle du mouvement était influencé par la demande de précision requise pour ne pas toucher les étagères en présence d'informations haptiques uniquement.

La deuxième étude a démontré la mise en place de stratégies motrices plus précautionneuses pour éviter les avatars lors de l'ajout d'informations haptiques. Les participants tendaient à anticiper plus précocement l'évitement des avatars. Ils maintenaient une distance minimale plus importante avec les avatars et conservaient un espace péripersonnel plus large, indépendamment de l'angle d'approche de l'avatar.

Conclusion : L'ajout d'informations haptiques dans les EVs impacte les stratégies motrices proactives des participants sains aussi bien lors de la tâche de manutention de caisse que de locomotion avec évitement d'avatars. Les résultats suggèrent que l'ajout d'informations haptiques favorise la prise en compte des entités virtuelles lors de la planification mouvement. Ces informations haptiques imposent en effet des restrictions plus réalistes dans les possibilités d'actions fournies par les EVs, et modifient probablement l'évaluation des conséquences que représente le contact avec les entités virtuelles. Il serait pertinent de poursuivre l'étude de l'influence de ces informations afin de proposer à des clients ayant des déficiences motrices des environnements encore plus écologiques, qui favorisent l'évaluation et la prise en compte des risques implicites que représentent les entités environnementales.

Abstract

Introduction: New technologies that capture and analyze user movement are constantly developing and represent a great potential in healthcare. Thanks to the recent technological advances, turnkey virtual reality (VR) systems are progressively integrated into the rehabilitation setting, and studies have demonstrated their ability to optimise sensorimotor rehabilitation and clinical assessment of people with motor control disorders. The market for VR is growing and adding haptic feedback that provides physical characteristics to virtual entities represents a great potential to improve the ecological validity of virtual environments (VE) and to the transfer of learning to daily tasks. However, the impact that adding haptic feedback has on motor behavior remains poorly understood. The main objective of this thesis was to assess the impact of adding haptic feedback, using a novel cable-driven parallel robot, on the motor control of healthy participants during complex, functional tasks in VEs. The two main hypotheses were that haptic feedback improves motor control during a handling task with static environmental constraints and modifies proactive locomotor strategies in the presence of dynamic constraints.

Method: The motor behavior of healthy participants was analysed during two tasks. First, a manual handling task was studied during which participants grasped and moved a crate while standing. This task was realised in a real environment and in VEs with the absence and the presence of haptic information. The latter simulated the physical constraints of the shelf and the crate to be manipulated using a cable-driven robot (Chapter 3, N=12). Second, avatar avoidance tasks were realised when participants walked on a self-paced treadmill in the absence and then in the presence of a risk of physical contact with avatars. Contact was simulated by a cable-driven robot (Chapter 4, N=10). VEs were viewed through a head mounted display for all tasks.

Results: The first study showed that adding haptic feedback to the VE improved spatial parameters of movement realised in a VE during all phases of movement (reaching, ascent and descent phases). The spatial organisation of movement was closer to those observed in a physical environment, and better respected environmental constraints (higher clearances from the shelf and longer trajectories). Moreover, movement control was influenced by task precision required to avoid any contact with the shelf in the presence of haptic feedback only.

The second study demonstrated that when avoiding avatars in VR, more cautious behavior was measured in the presence of potential physical contact. Participants tended to start their avoidance strategy earlier and increased minimum clearance along with a larger personal space regardless of the avatar's approach angle.

Conclusion: Adding haptic feedback in VEs impacts the proactive motor strategies of healthy participants during a manual handling task as well as a locomotor task involving the avoidance of avatars. These results suggest that adding haptic feedback enhances one's consideration of virtual entities during movement planning. Haptic information imposes more realistic restrictions on the actions afforded by EVs, and likely modifies the perceived consequences of potential contact with virtual entities. It will be important to continue to study the impact of haptic feedback within VEs to provide even more ecological environments to people with motor deficits in order to improve assessment and the consideration of implicit risks posed by the environment.

Table des matières

<i>Résumé</i>	<i>ii</i>
<i>Abstract</i>	<i>iv</i>
<i>Table des matières</i>	<i>vi</i>
<i>Liste des figures</i>	<i>x</i>
<i>Liste des tableaux</i>	<i>xii</i>
<i>Liste des abréviations</i>	<i>xiii</i>
<i>Remerciements</i>	<i>xv</i>
<i>Avant-propos</i>	<i>xvii</i>
<i>Introduction</i>	<i>1</i>
1. Le contrôle moteur dans un environnement physique	2
1.1. Une intégration multisensorielle optimale	4
1.2. Une commande motrice orientée vers un but	6
1.3. Une commande motrice qui repose sur la prédiction des conséquences de nos actions	7
1.4. Prédiction, perception, correction : un contrôle moteur dit optimal	8
1.5. Apprentissage moteur et applications cliniques	8
1.6. Limites des pratiques cliniques actuelles	10
2. Utilisation de la réalité virtuelle en réadaptation	11
2.1. Définitions et généralités sur la réalité virtuelle	11
2.2. Atouts et plus-values de la RV pour l'apprentissage moteur	13
2.3. Utilisation de la RV en réadaptation	16
2.4. Limite des EVs actuels et pertinence de développer des EVs multisensoriels	20
2.5. Informations haptiques et interfaces	21
2.6. Interfaces haptiques et réadaptation	24
3. Le contrôle moteur en RV	26
3.1. Le contrôle de la marche avec obstacles	27
3.2. Manutention d'objets en RV	30
4. Objectifs et Hypothèses	32
<i>Chapitre 1 : Méthodologie générale</i>	<i>35</i>
1. Choix des tâches	35
2. Présentation des interfaces utilisées	36
2.1. Interfaces sensorielles	37
2.2. Interfaces motrices	39

2.3. Systèmes d'intégration et de rendu	41
3. Environnements virtuels	42
4. Protocoles de familiarisation	42
5. Analyses de mouvement	43
6. Analyse du sentiment de présence	44
<i>Chapitre 2: Adding Haptic Feedback to Virtual Environments with a Cable-Driven Robot Improves Upper Limb Spatio-temporal Parameters During a Manual Handling Task</i>	46
1. Résumé	46
2. Abstract	47
3. Introduction	48
4. Methods	50
4.1. Participants	50
4.2. Handling task protocol	51
4.3. VE rendering and data collection	53
4.4. Data analysis	53
4.5. Statistical Analysis	54
5. Results	54
5.1. Effects of haptic feedback on reaching and grasping phases	54
5.2. Effect of VE and HMD on the reaching and grasping phases	56
5.3. Effect of haptic feedback on the descent phase	56
5.4. Effect of VE and HMD on the descent phase	59
5.5. Effect of haptic feedback on the ascent phase	59
5.6. Effect of VE and HMD on the ascent phase	60
5.7. Presence	61
6. Discussion	61
6.1. Effect of haptic feedback on the reaching and grasping phase	61
6.2. Effect of haptic feedback on the handling phases	62
6.3. Effect of the visual information presented through an HMD	64
6.4. Limits	65
7. Conclusions	65
8. Acknowledgments	66
<i>Chapitre 3 : Impact of Adding Potential Physical Contact when Avoiding Avatars in Virtual Reality</i>	67
1. Résumé	67

2. Abstract	68
3. Introduction	69
4. Methods	71
4.1. Participants	71
4.2. Protocol	71
4.3. Instrumentation	72
4.4. Data analysis	73
4.5. Statistical Analysis	74
5. Results	74
5.1. Questionnaires scores	74
5.2. Collisions	74
5.3. Impact of potential physical contact on avoidance strategies	75
5.4. Impact of approach angle on avoidance strategies	76
6. Discussion	77
6.1. Effect of potential physical contact	77
6.2. Feeling of presence	78
6.3. Effect of avatar's approach angle	79
7. Conclusion	80
8. Acknowledgments	80
<i>Chapitre 4 : Discussion générale</i>	81
1. Synthèse des résultats	81
2. Mise en perspective des résultats avec les théories du contrôle moteur	83
3. Forces et limites de la thèse	86
4. Perspectives	88
<i>Conclusion</i>	92
<i>Bibliographie</i>	93
<i>Annexe 1: The perspective of rehabilitation health care professionals regarding the clinical utility of a body-environment proximity measurement device</i>	118
1. Résumé	118
2. Abstract	119
3. Introduction	119
4. Method	121
4.1. Participants	122

4.1.	Procedure	122
4.2.	Data analysis	123
5.	Results	124
5.1.	Description of participants	124
5.2.	Focus group results	125
6.	Discussion	133
6.1.	Appropriateness	134
6.2.	Accessibility	136
6.3.	Practicability	136
6.4.	Acceptability	137
	Conclusion	138
	Acknowledgements	139
	Funding	139
	Disclosure statement	139
	Citation information	139
	References	139
	<i>Annexe 2: Development of a virtual-reality system with large scale haptic interface and accessible motion capture for rehabilitation</i>	<i>144</i>
1.	Résumé	144
2.	Abstract	144
3.	Introduction	145
4.	Method	145
4.1.	Description of the overall system	145
4.2.	Experimental design and data analysis	146
5.	Preliminary results	147
5.1.	Validation of the Kinect motion capture	147
5.2.	Virtual rendering of the VR-system	147
6.	Discussion and conclusions	148
7.	Acknowledgments	148
8.	References	148
	<i>Annexe 3 : Questionnaire de Présence</i>	<i>150</i>
	<i>Annexe 4 : Questionnaire du malaise causé par le simulateur</i>	<i>155</i>

Liste des figures

Figure 0-1 : Illustration de la boucle sensation-action	4
Figure 0-2 : Schéma des différents composants de la réalité virtuelle	12
Figure 0-3 : Illustration du dispositif de réalité virtuelle (A.) et des environnements virtuels (B-D) utilisés dans l'étude de Yang et al. (2008)	17
Figure 0-4 : A. Illustration du dispositif de réalité virtuelle et de l'environnement virtuel (EV) utilisé dans l'étude de Camaeiro et al. (2010) B-C. EVs utilisés dans l'étude de Kiper et al. (2014) D-E. EVs utilisés dans l'étude de Turolla et al. (2013)	19
Figure 0-5 : A. Percro Grab (Percro Lab, Pisa) B. CyberGlove couplé au CyberGrasp (CyberGlove Systems LLC, California) C. Mobility simulator (Deutsch et al., 2008) D. Lokomat (Hocoma, Switzerland)	22
Figure 0-6 : A. Robot à mécanisme parallèle de type Gough-Stewart à liens rigides utilisé dans l'étude Deutsch et al. (2008) B. Robot à mécanisme parallèle entraîné par câble (Fortin-Côté, 2017) C. Robot à mécanisme parallèle entraîné par câbles utilisé comme interface haptique et couplé à un système de réalité virtuelle (Fortin-Côté, 2017)	24
Figure 0-7 : Dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans l'étude de Cameirão et al. (2012) A. En absence d'informations haptiques B. Lors de l'utilisation de l'interface haptique (Percro Grab, Percro Lab, Pisa) C. Lors de l'utilisation de l'exosquelette (Arneo, Hocoma, Switzerland)	26
Figure I-1 : Schéma synthétisant le fonctionnement global du système de RV utilisé au cours des deux expérimentations	37
Figure I-2 : Utilisation du robot à câbles lors de la tâche de manipulation de caisse (à gauche) et de locomotion (à droite)	37
Figure I-3 : Visualisation de l'espace de travail du robot à câbles en vert avec une représentation symbolique d'un utilisateur et d'une étagère	38
Figure I-4 : Environnement virtuel utilisé lors du deuxième temps de familiarisation de la tâche de locomotion	43
Figure II-1 : Scheme of the three analysed phases of the handling task	51
Figure II-2 : Visual rendering of the virtual environment	51
Figure II-3 : Use of the cable-driven robot and head mounted display	52

Figure II-4 : Midpoint wrists trajectories of one participant for all conditions, for the reaching and grasping phase (sagittal view)	56
Figure II-5 : Mean crate trajectory for two participants (sagittal view)	58
Figure III-1 : Experimental set-up	71
Figure III-2 : Top view of the interaction with one avatar indicating all dependent variables	73
Figure III-3 : Effect of haptic and angle on the position of the initial speed variation (a), and on the speed variation (b).	75
Figure III-4 : Step length (a) and duration (b) for the 6 steps before the collision _{point}	75
Figure III-5 : Peripersonal space's analysis	76

Liste des tableaux

Table II-1 : Mean (SD) values for the reaching and grasping phase _____ 55

Table II-2 : Mean (SD) values for the descent phase _____ 56

Table II-3 : Mean (SD) values for the ascent phase _____ 59

Liste des abréviations

ANOVA : Analyse de Variance

Ant. : Anterior

AVC : Accident Vasculaire Cérébral

CDPM : Cable-Driven Parallel Mechanism

DOF : Degrees-Of-Freedom

EPP : Espace Péripersonnel

EV : Environnement Virtuel

HMD : Head Mounted Display

SNC : Système Nerveux Central

Lat. : Lateral

Max. : Maximum

Min. : Minimum

PE : Physical Environment

PS : Personal Space

RHCP : Rehabilitation Health Care Professionals

rmANOVA: Repeated-Measures Analyses of Variance

ROM : Range Of Motion

RV : Réalité Virtuelle

SD : Déviation Standard

SEM : Standard Error of the Mean

VE : Virtual Environment

VR : Virtual Reality

*«Qu'il devienne un jour d'usage courant, malgré sa valeur, est extrêmement douteux ;
parce que son utilisation nécessite beaucoup de temps et donne beaucoup de peine au
patient et au praticien ; parce que sa couleur et son caractère sont étrangers et opposés à
toutes nos habitudes.»*

Traduction d'un extrait de préface écrite en 1821 par John Forbes M.N. à propos d'une
nouvelle technologie connue sous le nom de stéthoscope (Laennec, 1821)

Remerciements

Traverser l'Atlantique pour travailler sur des projets à la croisée de plusieurs disciplines scientifiques a été une aventure d'une grande richesse. Celle-ci a été rendue possible grâce à de nombreuses personnes qu'il convient de remercier.

Dans un premier temps, je souhaite remercier Dr Bradford McFadyen, mon directeur de recherche, qui m'a encadré tout au long de cette thèse et m'a offert l'opportunité de travailler avec des spécialistes d'un très large éventail disciplinaire. Je tiens à le remercier pour son écoute, sa disponibilité, ses conseils face à des projets parfois déconcertants, et la confiance qu'il m'a accordée dès le début de mon doctorat. J'aimerais également remercier Dr Laurent Bouyer, mon codirecteur, pour ses discussions et ses conseils qui m'ont donné un nouveau regard sur mes projets. Vous m'avez tous deux permis d'explorer bien au-delà de mes connaissances, pour trouver ma voie, pour me perdre, et surtout pour me retrouver. Je remercie également Dr Karl Zabjek, pour son accueil lors de ma venue à Toronto, pour sa bienveillance et ses conseils. Je tiens aussi à remercier Philippe Cardou et Denis Laurendeau pour m'avoir permis de découvrir les Laboratoires de Robotique et de Vision et Système Numérique de l'Université Laval, aux outils des plus incroyables, et remplis d'hommes et de femmes passionnés, passionnants et curieux.

J'adresse également mes remerciements aux professionnels de recherche : à Simon Foucault, pour son soutien technique à distance, pour m'avoir appris à réinstaller entre deux participants tout un dispositif que je n'aurais jamais cru comprendre un jour. Merci à Steve Forest pour son soutien technique au CIRRIIS, et ses idées ingénieuses qui permettent aux projets de se réaliser. Merci à Thierry Moszkowicz pour son accompagnement, pour avoir patiemment vulgarisé, expliqué et détaillé des lignes de code et le fonctionnement de nombreux composants techniques. Merci à Nicolas Robitaille d'avoir fait de même au CIRRIIS, agrémenté des plus belles phrases de culture québécoise ; d'ailleurs, je suis assez fière que nous ayons réussi à faire converger toute ça !

Je remercie Frédéric Dupuis, et Félix pour leur précieuse aide lors des expérimentations, Marie-Eve Lamontagne, Geneviève Sirois et Elisabeth Inness pour leurs encouragements et leurs conseils, et enfin à Michaël et Alexis pour avoir construit un tel dispositif !

Un grand merci à l'ensemble des étudiants et amis du CIRRIS, à Ludovic, Cécilia, Nicolas, Marion, Alice, Anne, Simon, Isabelle, Mathieu, Charline, Mickaël, Benoît, Jean-Philippe, Mikaël, Vincent, sans qui cette expérience n'aurait pas été la même. Grâce à eux ces bureaux et ces laboratoires ont été des lieux de travail agréables, mais également riches en échanges, découvertes, vie, blagues, *stop motion* des plus réussis, générosité et soutien à toute épreuve. Un merci tout particulier à Élodie et Clémentine pour m'avoir permis d'y croire et pour m'avoir donné des conseils avisés pour avancer. Merci également à Thomas pour les soirées jeux avec Léo et Lucille, les soirées sushis avec Ed, pour m'avoir écouté raconter mes plans saugrenus, conseillé des films des plus farfelus, fais tester des plats tout aussi étranges, et pour ne m'avoir jamais souhaité bon courage, mais «*amuse-toi bien*» au début des journées de travail.

Je n'oublie pas non plus les rencontres que j'ai faites tout au long de ces années, à commencer par Manue, merci d'avoir été là; qui aurait cru que Kijiji permette une si belle amitié ? Merci à Mylène, mais également à Pen, Marguerite et Marie-Michelle, pour tous ces bons moments, des plus fous aux plus sérieux, et pour m'avoir montré que «*oui ! C'est beau le Québec*»; vous aviez bien raison. Merci également à Béné d'avoir chamboulé mes idées.

Je souhaite également remercier tous les amis qui ont su garder le contact malgré la distance. Merci à Claire pour ses appels et son soutien en tout temps, merci à Hélène pour ses conseils impromptus. Merci à Nadège, Audrey, Hortense, Martin, d'être venus jusqu'ici. Merci aux amis ergos, Amélie, Domi, Flo, Marie, Laure, Suzie pour n'avoir pas arrêté de partager tous vos moments du quotidien et m'avoir permis de suivre l'évolution des p'tits bouts et de vos aventures.

Je finirai par remercier ma famille : mes grands-parents qui ont tous appris avec talent à se servir des nouvelles technologies pour échanger régulièrement quelques nouvelles, Jérémy et Marine pour leur visite surprise, merci à vous deux d'avoir attendu mon retour pour que je sois tata! Merci frerot pour ton soutien inconditionnel. Et enfin, je remercie mes parents, qui m'ont donné le goût du voyage et de la découverte. Merci de m'avoir toujours encouragé et soutenu dans mes projets, même s'ils impliquent souvent de partir un peu plus loin.

Avant-propos

Cet ouvrage présenté sous la forme d'une thèse avec insertion d'articles scientifiques représente l'aboutissement des travaux réalisés en trois ans et demi au vu de l'obtention du diplôme de doctorat en médecine expérimentale. Cette thèse se compose de sept parties distinctes.

Au cours de l'**introduction**, les principaux concepts permettant d'expliquer le rationnel des études sont abordés, à savoir, les principes du contrôle moteur, l'intérêt de la réalité virtuelle pour la réadaptation ainsi que ses limites, et le contrôle moteur en réalité virtuelle.

Le **Chapitre 1** présente la **méthodologie générale** des études. Il aborde des détails concernant les différentes technologies, les environnements virtuels, les protocoles de familiarisation et les analyses employées au cours des études, qui ont fait l'objet d'un important travail de développement.

Les **Chapitres 2** et **3** sont présentés sous la forme d'articles scientifiques, dont je suis l'auteure principale, et sont rédigés en anglais. Le contenu de ces articles est identique ou très proche des versions qui seront soumises aux différents journaux scientifiques. Seules leurs mises en page ont été adaptées au format de la thèse.

L'article présenté dans le **Chapitre 2** a été soumis au journal « Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering » le 22 novembre 2019 et est actuellement en cours de revue. L'article s'intitule « **Adding Haptic Feedback to Virtual Environments with a Cable-Driven Robot Improves Upper Limb Spatio-temporal Parameters During a Manual Handling Task** ». Les co-auteurs sont : Alexis Fortin-Côté, Nicolas Robitaille, Philippe Cardou, Clément Gosselin, Denis Laurendeau, Catherine Mercier, Laurent Bouyer (co-directeur), Bradford James McFadyen (directeur).

L'article présenté dans le **Chapitre 3** est également en fin de préparation pour une soumission prochaine au journal « *Gait and Posture* ». Il s'intitule « **Impact of Adding Potential Physical Contact when Avoiding Avatars in Virtual Reality** ». Les co-auteurs sont : Nicolas Robitaille, Philippe Cardou, Clément Gosselin, Denis Laurendeau, Bradford James McFadyen (directeur), Laurent Bouyer (co-directeur).

Ces deux études ont été réalisées au Centre Interdisciplinaire de Recherche en Réadaptation et Intégration Sociale (CIRRS) à Québec. J'ai rédigé les documents relatifs à l'éthique, élaboré les protocoles, participé à l'évaluation des systèmes de captures de mouvement initialement utilisés (Annexe 2), contribué au développement des environnements virtuels et du tapis roulant (utilisés pour l'étude du Chapitre 4), réalisé les collectes de données et les algorithmes nécessaires aux analyses de données, fait les analyses des données, l'interprétation des résultats et la rédaction des articles en tant qu'auteure principale.

Alexis Fortin-Côté a réalisé au cours de son doctorat en génie mécanique le robot à câbles utilisé pour la première étude sous la direction de Philippe Cardou et de Clément Gosselin. Bradford James McFadyen, Laurent Bouyer, mes directeur et codirecteur ainsi que Catherine Mercier ont contribué à l'élaboration des documents relatifs à l'éthique, à l'élaboration de la recherche, aux collectes de données, à l'interprétation des résultats et à la rédaction des articles. Philippe Cardou a également participé à l'élaboration des documents relatifs à l'éthique, à l'élaboration des recherches et à la rédaction des articles. Denis Laurendeau a participé à la rédaction des articles et encadré Michaël Bonenfant qui a développé une partie du matériel utilisé initialement pour cette recherche. Nicolas Robitaille a participé à l'élaboration du matériel nécessaire pour réaliser les recherches et à la rédaction des articles.

Le **Chapitre 4** est une **discussion générale** de l'ensemble des résultats obtenus dans ces deux études. Il présente également les limites des études, ainsi que les perspectives de recherches et les applications cliniques.

Enfin, une **Conclusion** en lien avec les objectifs de la thèse est présentée dans une dernière partie.

Les **Annexes 1** et **2** sont également présentées sous forme d'articles scientifiques dont je suis l'auteure principale. Ils sont rédigés en anglais et sont identiques aux versions publiées.

Tout comme le projet principal détaillé dans le corps de cette thèse, l'étude présentée dans l'**Annexe 1** s'inscrit dans une thématique générale de développement de nouvelles technologies pour la réadaptation. En effet, ceci représentait initialement la thématique générale de cette thèse, qui était illustrée avec l'exemple de deux technologies à différents

stades de développement. Toutefois, étant donné l'ampleur de la thèse, l'exemple de la réalité virtuelle est présenté ici en tant que projet principal, tandis que les autres technologies développées sont devenues un projet secondaire.

Le projet secondaire a été réalisé en parallèle du projet principal. Il a été mené en collaboration avec une équipe de chercheurs à Toronto (University Health Network-Toronto Rehabilitation Institute : UHN-TRI) et à Québec (CIRRIIS). L'objectif général était de développer une technologie permettant de mesurer la proximité des clients avec les contraintes environnementales. L'étude présentée en Annexe 1 évalue l'opinion et les besoins des professionnels de santé en réadaptation quant à l'utilisation de cette nouvelle technologie, ainsi que les facteurs pouvant influencer son implémentation en milieu clinique.

L'étude de l'**Annexe 1** s'intitule « **The Perspective of rehabilitation health care professionals regarding the clinical utility of a body-environment proximity measurement device** ». Elle a été publiée dans la revue « Cogent Medicine » dans la section Physiology & Rehabilitation le 13 mai 2019.

Les co-auteurs sont : Elizabeth L. Inness, Marie-Eve Lamontagne, Geneviève Sirois, Geoffrey Edwards, Bradford J. McFadyen (directeur) et Karl Zabjek.

Au cours de cette étude, quatre groupes de discussions ont été menés avec des cliniciens, au CIRRIIS et à l'UHN-TRI. J'ai collaboré à la collecte de donnée en participant à l'animation des deux groupes de discussions de Québec. J'ai également réalisé les analyses qualitatives de l'ensemble des données, l'interprétation des résultats et la rédaction de l'article en tant qu'auteure principale.

Elizabeth L. Inness, Geneviève Sirois, Marie-Eve Lamontagne, Geoffrey Edwards, ont contribué à l'élaboration du protocole de recherche, à l'interprétation des résultats et à la rédaction de l'article. Bradford J. McFadyen (directeur) et Karl Zabjek ont contribué à l'élaboration des documents relatifs à l'éthique, à l'élaboration de la recherche, à l'interprétation des résultats et à la rédaction de l'article.

À la suite de cette étude, présentée dans l'Annexe 1, d'autres études visant à évaluer l'exactitude et la précision des nouvelles technologies développées pour ce projet secondaire

ont été réalisées, mais ne sont pas présentées dans ce présent écrit. Ces technologies ont été évaluées dans des conditions optimales, en laboratoire, puis ultérieurement au cours de tâches plus écologiques de franchissement d'obstacles avec des sujets sains. J'ai participé à la mise en place de la plupart de ces études, réalisées de manière itérative au cours du développement et de l'amélioration des technologies développées.

Le projet présenté dans le corps de la thèse et le projet secondaire sont ainsi complémentaires par la vision qu'ils offrent sur le développement de technologies pour un contexte clinique. En effet, le projet secondaire fournit une vision plus globale d'une approche « centrée-utilisateur », où les cliniciens participent dès le début du projet à l'élaboration du cahier des charges des technologies en développement. Ce projet met en perspective les différentes étapes et facteurs technologiques, mais également humains, à prendre en compte lors du développement de technologies pour un contexte clinique. Le projet principal approfondit et illustre quant à lui une étape clef, dans ce grand processus, que représente l'évaluation d'une technologie au stade de prototype.

L'étude insérée dans l'**Annexe 2** présente les résultats préliminaires de l'évaluation du système de capture de mouvement, initialement utilisé pour le projet principal, et détaillé dans le Chapitre 2 de méthodologie générale. Cette étude s'intitule «**Development of a virtual-reality system with large-scale haptic interface and accessible motion capture for rehabilitation**». Elle a été publiée en août 2017 dans «*International Conference on Virtual Rehabilitation* » à la suite de ma participation à ces conférences en juin 2017.

Les co-auteurs sont : Michaël Bonenfant, Alexis Fortin-Côté, Nicolas Robitaille, Philippe Cardou, Clément Gosselin, Denis Laurendeau, Catherine Mercier, Laurent Bouyer (co-directeur), Bradford James McFadyen (directeur).

Michaël Bonenfant a réalisé au cours de sa maîtrise en génie électrique le système de capture de mouvement utilisé en début de projet, sous la direction de Denis Laurendeau. J'ai réalisé la collecte des données, présentées dans l'article de l'annexe 2, avec Michaël Bonenfant, en début de thèse. Michaël Bonenfant a développé les algorithmes nécessaires aux analyses et fais les analyses des données. J'ai réalisé la rédaction de l'article en tant qu'auteure principale en collaboration avec les co-auteurs.

Introduction

Au Canada, tout comme à l'échelle mondiale, la demande pour les services de réadaptation ne cesse de croître depuis les dernières décennies (Landry *et al.*, 2008; Kamenov *et al.*, 2018). En Ontario, au cours des 10 dernières années, une étude prévoyait une augmentation de 26 % de la demande de prestataires de service de réadaptation, tels que les physiothérapeutes (Landry *et al.*, 2008). Face à ces nombreuses contraintes, une étude québécoise montre par exemple que peu de services de réadaptation sont capables d'offrir des services de réadaptation à l'intensité requise pour des clients qui ont subi un accident vasculaire cérébral (AVC) (Fournier & Institut de la statistique du Québec, 2013). De plus, après leur retour à domicile, 60 % des clients déclarent avoir besoin d'aide dans leur vie quotidienne (Agence de la santé publique du Canada, 2009). Ainsi, toutes causes confondues, les incapacités les plus répandues dans la population de plus de 15 ans sont celles liées à l'agilité (difficulté à se pencher ou à manipuler des objets) et à la mobilité (marcher sur 400 m, transporter un objet de 5 kg sur 10 m). Elles atteignent une prévalence respective de 15 % et 13 % (Institut de la statistique du Québec, 2013). Ces incapacités ont ainsi des incidences sur les revenus et la qualité de vie des habitants présentant ces incapacités, mais également sur la productivité économique du Canada (Agence de la santé publique du Canada, 2009). Face à l'importance de la demande et aux limites actuelles de la réadaptation, il convient donc de développer de nouveaux outils pour optimiser la réadaptation fonctionnelle des clients et leur permettre de retrouver une plus grande indépendance dans leur quotidien.

Les nouvelles technologies, au développement substantiel, s'introduisent dans de nombreux domaines. Dans le domaine de la santé, le marché de la réalité augmentée et virtuelle (RV) a ainsi doublé depuis 2012 et est désormais estimé à environ 1 milliard \$ US en 2017 aux États-Unis (Kalorama Information, 2017). La chirurgie représente la part majoritaire de ce marché, mais les technologies se sont également développées pour la gestion de la douleur, les thérapies comportementales et la réadaptation physique. Ces trois derniers domaines confondus représentent un marché de 14 millions \$ US en 2017, et un taux de croissance annuel de 18 % est estimé d'ici 2022 (Kalorama Information, 2017). Le développement des technologies a alors permis de rendre les systèmes de RV, autrefois onéreux et imposants, plus accessibles et clefs en main pour les centres de réadaptation (Weiss *et al.*, 2014).

Cette thèse s'inscrit dans le contexte de développement de technologies pour la réadaptation, et fait suite à un travail de doctorat en génie mécanique au cours duquel une interface haptique pour la réadaptation en milieu virtuel a été réalisée (Fortin-Côté, 2017). L'objectif général de la présente thèse est alors d'étudier l'impact de l'ajout d'informations haptiques par cette interface, sur le contrôle moteur, lors de la réalisation de tâches en RV. Pour ce faire, les travaux présentés dans cette thèse analysent le comportement moteur de participants sains lors de la réalisation de tâches dans des environnements virtuels (EV), avec et sans informations haptiques.

Afin de remettre en contexte ces travaux, plusieurs concepts seront présentés en introduction. Dans la première partie de cette introduction, les principes du contrôle moteur seront abordés afin de comprendre les éléments sur lesquels reposent le contrôle moteur et ceux qui favorisent l'apprentissage moteur lors de séance de réadaptation. Dans un second temps, la RV et son intérêt pour la réadaptation seront présentés. Les limites des outils actuels seront alors abordées, en lien avec les concepts d'apprentissage moteur, et la pertinence d'ajouter des informations haptiques sera plus particulièrement expliquée. Enfin, dans une dernière partie, les tâches de manutention et de locomotion avec évitement d'obstacle seront prises en exemple afin d'illustrer l'importance des informations sensorielles sur le contrôle du mouvement, dans un environnement physique réel et en RV. Cette dernière partie mettra plus particulièrement en lumière les connaissances actuelles quant à l'impact des informations haptiques sur le comportement moteur en RV.

1. Le contrôle moteur dans un environnement physique

«Le mouvement est vraiment un aspect critique de la vie. Sans mouvement, nous ne pourrions pas nous nourrir, nous ne pourrions pas nous reproduire, et nous ne survivrions pas» (Schmidt et Lee, 2005, p.4). La capacité fonctionnelle d'un individu repose sur sa capacité à réaliser des mouvements qui sont adaptés aux contraintes environnementales et atteignent le but désiré (Shumway-Cook et Woollacott, 2001). Contrairement au mouvement automatique ou réflexe, qui est généré de manière immédiate et stéréotypée à la suite d'un stimulus externe, le mouvement volontaire, que nous étudierons au cours de cet écrit, requiert un certain niveau d'attention et possède un caractère intentionnel (Krieghoff *et al.*, 2011). Afin de réaliser un mouvement adapté au contexte et d'assurer un bon contrôle moteur, le système

nerveux central (SNC) doit être capable de gérer la relation entre la commande motrice volontaire et les rétroactions sensorielles. Le contrôle du mouvement est ainsi rendu possible grâce à de vastes circuits neuronaux spinaux et supraspinaux qui permettent de produire une commande motrice rapide et adaptée au contexte, et de corriger, si nécessaire, le mouvement grâce aux rétroactions sensorielles (Scott, 2004, 2012). Tel que schématisé sur la Figure 0-1 adaptée de Ernst & Bühlhoff (2004), le mouvement repose donc sur une interaction étroite entre l'individu et l'environnement. Les différents concepts relatifs à l'intégration sensorielle et au contrôle moteur qui sont illustrés sur cette figure seront expliqués dans les sections suivantes. Puisque cette thèse s'inscrit dans un contexte de développement d'environnements virtuels multisensoriels, il est nécessaire de comprendre l'importance des informations sensorielles en provenance de l'environnement sur le contrôle moteur. Les notions abordées dans cette première partie fourniront les bases nécessaires pour comprendre certains concepts clés telles que la synchronie spatio-temporelle qui permet de favoriser l'intégration multisensorielle (Ernst & Bühlhoff, 2004). De plus, l'importance de ces informations sensorielles sur le contrôle du mouvement sera détaillée en utilisant les principes de la théorie du contrôle optimal du mouvement (Scott, 2012). La notion de copie d'efférence (Von Holst, 1954; Von Holst & Mittelstaedt, 1950) telle que présentée par Scott (2012) a été ajoutée sur la Figure 0-1 afin de mettre en évidence l'importance de la notion de prédiction sensorielle pour le contrôle du mouvement. En effet, selon le point de vue actuel dans le domaine du contrôle moteur, celui-ci se place dans un schéma circulaire où l'action prédit la perception et la perception évoque l'action (Wolpert & Flanagan, 2001).

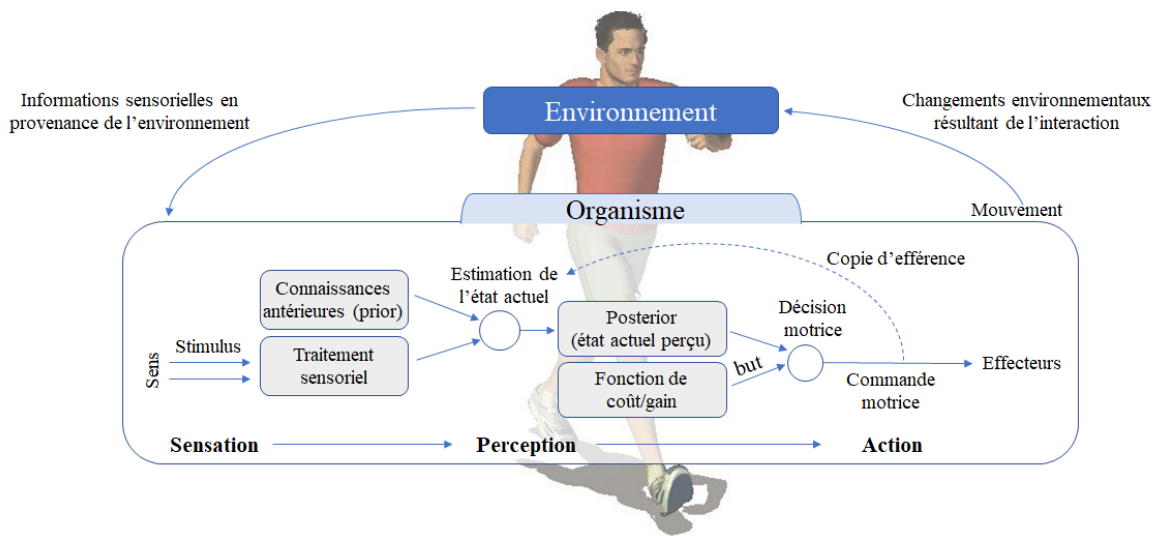


Figure 0-1 : Illustration de la boucle sensation-action. (figure traduite et adaptée de Ernst et Bühlhoff (2004) avec l'ajout de la notion de copie d'efférence de Scott (2012)).

1.1. Une intégration multisensorielle optimale

Les informations sensorielles, provenant des différentes modalités, permettent de générer un percept robuste de l'environnement qui nous entoure et de l'état actuel de notre corps (van Beers *et al.*, 2002a; Ernst & Bühlhoff, 2004). L'intégration des informations sensorielles repose sur une stratégie d'intégration optimale basée sur un modèle statistique bayésien qui permet de réduire l'incertitude perceptive. Cette théorie avance que chaque information sensorielle contribue à l'élaboration du percept final en fonction de sa fiabilité. Ainsi, plus une information sensorielle transporte de bruit (variance élevée), plus sa contribution à l'élaboration du percept final sera basse (faible fiabilité) (Ernst & Banks, 2002). L'intégration d'informations multimodales est également fonction de la congruence temporelle et spatiale des signaux. En effet, plus la synchronie spatio-temporelle entre deux signaux est élevée, plus les informations ont de chance de référer à un même objet ou évènement (Jack & Thurlow, 1973; Choe *et al.*, 1975; Parise *et al.*, 2012). Cette similarité renforce leur intégration et améliore la perception (Gepshtein *et al.*, 2005). Ce phénomène de «renforcement multisensoriel» est mis en évidence par plusieurs études qui démontre une augmentation de l'activité des aires cérébrales en réponse à des stimuli bimodaux congruents, en comparaison à des stimuli non congruents (Stein *et al.*, 1988; Wallace *et al.*, 1996). En revanche, en absence de synchronie spatio-temporelle entre deux signaux, une incertitude

dans les processus d'estimation du maximum de vraisemblances (*maximum likelihood estimation*) des signaux sensoriels se crée, et l'intégration multisensorielle sensorielle se verra limitée (Gepshtein *et al.*, 2005). Ce modèle d'intégration multisensorielle s'applique à de nombreuses tâches perceptives telles que la perception des distances (Hillis *et al.*, 2004), de la localisation spatiale (Alais & Burr, 2004), de la taille ou forme d'un objet (Ernst & Banks, 2002; Helbig & Ernst, 2007a), de la vitesse d'un stimulus (Stocker & Simoncelli, 2006), de la texture (Guest & Spence, 2003), ou encore du mouvement de soi (Butler *et al.*, 2010).

Lors du mouvement, la copie de la commande motrice (nommée copie d'efférence et détaillée à la section 1.3) permet également de réguler, compenser et filtrer les différentes entrées sensorielles, et influence ainsi la perception de l'état actuel du système (Scott, 2012). Les mécanismes de prédiction qui repose sur l'utilisation de cette copie d'efférence expliquent par exemple les différences de perception lorsqu'on se chatouille soi-même ou lorsqu'une tierce personne nous chatouille (Blakemore *et al.*, 1998).

Enfin, les connaissances antérieures sont également combinées à l'estimation du maximum de vraisemblance des signaux sensoriels et vont influencer la perception de l'environnement (Ernst & Bühlhoff, 2004; Körding & Wolpert, 2006). Ces connaissances antérieures (*prior*) sont le reflet des connaissances que l'individu a du monde qui l'entoure et peuvent être acquise au cours des expériences antérieures (Ernst & Bühlhoff, 2004; Körding & Wolpert, 2006). Elles permettent d'améliorer l'intégration multisensorielle malgré la présence de disparité (Helbig & Ernst, 2007b) ou d'ambiguïté dans les signaux (Kersten *et al.*, 2004). Par exemple, dans des situations d'ombrage ambiguës, pour interpréter si un objet est concave ou convexe, un individu assumera que la source de lumière est unique et qu'elle est positionnée au-dessus de lui puisque cela est plus souvent le cas dans notre vie quotidienne (Champion & Adams, 2007).

De plus, ces connaissances antérieures permettent d'inférer des propriétés de l'environnement non perçues directement, telles que la fragilité d'un objet (Patla, 1997), ou les possibles intentions ou actions des autres individus (Creem-Regehr *et al.*, 2013). Les propriétés de l'environnement, inférées ou directement perçues, vont ainsi influencer le choix des stratégies motrices mis en place par un individu (Patla, 1997; Creem-Regehr *et al.*, 2013).

La perception repose ainsi sur l'intégration combinée des connaissances antérieures, de la copie d'efférence et des différentes informations sensorielles, et joue un rôle prépondérant pour la production et le contrôle d'une commande motrice adaptée au contexte (Scott, 2012, 2016).

1.2. Une commande motrice orientée vers un but

La plupart des comportements humains sont orientés vers un but, qu'il soit généré par des éléments endogènes ou des stimuli exogènes (Pezzulo & Castelfranchi, 2009). Le SNC va donc produire une commande motrice qui permet de programmer la dynamique nécessaire pour atteindre ce but ou l'état désiré (Scott, 2016). Cette programmation est dépendante du but, mais aussi de la perception de l'état actuel du corps et de l'environnement (Körding & Wolpert, 2006; Scott, 2016). La perception de cet état est un processus actif qui permet d'extraire les informations pertinentes pour la réalisation d'une action donnée (Scott, 2016). Avec l'expérience, on observe ainsi une capacité d'extraction et d'utilisation des informations de l'environnement plus efficaces, qui témoigne d'un apprentissage moteur (Abernethy, 1990; Land & Tatler, 2001; Scott, 2016). La perception des affordances, considérées comme les possibilités d'actions fournies par l'environnement, guide ainsi l'action du sujet en fonction des caractéristiques de l'individu et des propriétés perçues de l'environnement (Gibson, 1986; Greeno, 1994; Frith *et al.*, 2000; Fajen, 2013). De même, les contraintes contextuelles telles que la nature de l'objet ou de l'obstacle à éviter, ou encore sa taille et sa position par rapport à l'individu, influencent la planification et l'exécution de la commande motrice (Marteniuk *et al.*, 1987; Greeno, 1994; Fajen, 2013). La commande motrice permet alors d'activer les muscles appropriés à la réalisation du mouvement. Pour se faire, le SNC sélectionne une commande motrice unique, malgré les diverses possibilités d'actions offertes par l'environnement (principe de redondances extrinsèques) (Cisek & Kalaska, 2010; Comalli *et al.*, 2017). De plus, le SNC devra choisir parmi le grand nombre de possibilités de configurations articulaires et musculaires liées à la gestion d'un mouvement dans un espace en trois dimensions (principe de redondance cinématique et dynamique) (Todorov & Jordan, 2002; Schmidt & Lee, 2005; Hilt, 2015).

1.3. Une commande motrice qui repose sur la prédiction des conséquences de nos actions

L'observation de propriétés invariantes et robustes dans les mouvements réalisés par différents individus démontre que le SNC ne choisit pas de manière arbitraire la commande motrice (MacKenzie & Iberall, 1994; Desmurget *et al.*, 1998). L'une des conceptions largement répandues considère que les processus de décision motrice respectent le principe d'optimisation (Todorov & Jordan, 2002). Le choix de la commande motrice viserait ainsi à minimiser le coût ou l'effort, tout en maximisant les récompenses (Todorov & Jordan, 2002; Rigoux & Guigon, 2012). La connaissance du coût et de la récompense d'un mouvement est ainsi combinée à l'estimation de l'état actuel, et permet au SNC de programmer une commande motrice dite optimale (Körding & Wolpert, 2006). Le choix de la commande motrice dépend donc de notre perception, mais également de nos connaissances relatives aux propriétés physiques du corps humain (système biomécanique) et de l'environnement qui nous entoure (Scott, 2012).

Lorsque la commande motrice est envoyée aux effecteurs (les muscles), une copie de cette commande (la copie d'efférence) est envoyée en parallèle à des réseaux neuronaux prédictifs. À partir de la copie d'efférence et de l'état actuel du système, les réseaux neuronaux prédisent l'état futur du système biomécanique et les conséquences sensorielles du mouvement (Miall & Wolpert, 1996; Wolpert & Kawato, 1998; Kawato, 1999; Desmurget & Grafton, 2000). Ces mécanismes prédictifs permettent d'anticiper les conséquences de nos actions, mais également d'adapter notre mouvement. Ces prédictions sont mises en évidence dans des études expérimentales qui évaluent par exemple des tâches de manipulation d'objets (Flanagan & Wing, 1997; Augurelle *et al.*, 2003; Nowak *et al.*, 2007). Elles démontrent ainsi que la force de préhension est légèrement supérieure à celle nécessaire pour éviter que l'objet saisi ne tombe, et varie au cours de son déplacement par anticipation des modifications de la force de charge (Augurelle *et al.*, 2003). Ces prédictions permettent donc d'adapter de manière proactive le mouvement afin d'assurer et de maintenir la précision nécessaire à la tâche (Frith *et al.*, 2000). La capacité de modélisation des conséquences futures permet également de compenser les délais lors des processus d'intégration des rétroactions sensorielles. En effet, dans la plupart des boucles sensori-motrices, il existe des délais dus à la conduction et au traitement du signal, qui peuvent atteindre 250 ms (Frith *et al.*, 2000).

Lors de mouvement rapide, les mécanismes prédictifs permettent ainsi de fournir une estimation des conséquences de la commande motrice qui peut être utilisée afin de corriger le mouvement sans avoir besoin d'attendre les rétroactions sensorielles (Miall & Wolpert, 1996).

1.4. Prédiction, perception, correction : un contrôle moteur dit optimal

Lors de la réalisation d'un mouvement, la comparaison entre les conséquences prédites ou désirées et les conséquences sensorielles réelles permet de détecter toute différence et d'ajuster au besoin le mouvement (Frith *et al.*, 2000; Scott, 2012). Selon le principe de contrôle optimal, la commande motrice n'est modifiée que si la différence détectée interfère avec le but de la tâche (Todorov & Jordan, 2002; Shadmehr & Krakauer, 2008; Scott, 2012). Un tel contrôle du mouvement repose sur le principe d'intervention minimum et permet ainsi d'accepter une plus grande variabilité du mouvement dans les dimensions redondantes, ou non pertinentes pour la tâche (Todorov & Jordan, 2002).

Le SNC est particulièrement sensible pour détecter un événement inattendu ou l'absence d'un événement attendu (Wolpert & Flanagan, 2001; Wolpert & Kawato, 1998). Par exemple, si une boîte est plus lourde que ce que les informations visuelles pouvaient laisser prédire, et que le sujet échoue à la soulever, la détection d'une différence entre l'état prédit et l'état réel entraînera une modification de la commande motrice. Le SNC semble ainsi contrôler ces moments critiques pour confirmer le bon déroulement de la tâche et engager les phases subséquentes du mouvement (Wolpert & Flanagan, 2001).

La détection de différence entre l'état prédit ou désiré et l'état actuel permet d'ajuster la commande au cours de la tâche, mais également de modifier la commande pour les essais suivants. Dans un contexte d'apprentissage, l'expérience permet ainsi d'améliorer progressivement le fonctionnement des mécanismes prédictifs et de contrôle afin d'optimiser le contrôle moteur et la performance des sujets.

1.5. Apprentissage moteur et applications cliniques

La réalisation d'un mouvement implique ainsi de nombreux réseaux neuronaux qui possèdent la capacité de se réorganiser avec l'expérience motrice. Cette capacité de réorganisation du système nerveux, appelée neuroplasticité, est fondamentale pour l'apprentissage sensori-moteur (Wolpert & Flanagan, 2001; Schmidt & Lee, 2011). Elle permet l'acquisition de

nouvelles habiletés motrices ainsi que l'amélioration et le perfectionnement de nos habiletés existantes (Berlucchi & Buchtel, 2009). Schmidt et Lee définissent cette notion d'apprentissage moteur comme un «*ensemble de processus cognitivo-moteur associés à la pratique ou à l'expérience qui conduisent à des changements relativement permanents des habiletés motrices*» (Schmidt & Lee, 2011, p. 302). Ce phénomène s'observe par exemple chez un pianiste expérimenté chez qui l'aire motrice corticale associée au mouvement des doigts sera plus étendue et recrutée de manière différente en comparaison à un pianiste non expérimenté (Münte *et al.*, 2002; Pascual-Leone *et al.*, 2005)..

Ce phénomène d'apprentissage sensori-moteur est également important dans un contexte clinique, notamment pour des personnes présentant des troubles du contrôle moteur à la suite d'une atteinte du système nerveux (Kleim & Jones, 2008). Au cours de la rééducation, les cliniciens cherchent alors à promouvoir l'apprentissage moteur des clients et donc à favoriser la neuroplasticité (Hallett, 2001; Kleim & Jones, 2008; Turolla *et al.*, 2018).

De manière générale, la pratique répétée et intensive de tâches orientées vers un but, avec une complexité croissante et adaptée à la performance du client, est recommandée (Kleim & Jones, 2008; Spooren *et al.*, 2011; Schweighofer *et al.*, 2012). Dans la mesure où le mouvement émerge de l'interaction entre l'individu, la tâche et l'environnement, la complexité dépend des capacités du client, mais évolue également en fonction du contexte environnemental et de la tâche (Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Gentile, 2000). Le mouvement est ainsi plus complexe si l'environnement est dynamique (plutôt que statique), si la tâche nécessite des déplacements et requière l'utilisation des membres supérieurs avec rapidité et précision (Gentile, 2000). Des tâches parfois considérées comme plus artificielles, comme le fait de venir pointer une cible saillante sur une table, dans des environnements épurés, fixes et prévisibles ont ainsi tendance à restreindre la complexité de la tâche (Wulf & Shea, 2002). A contrario, des tâches telles que venir poser une caisse de lait sur une étagère ou marcher dans une rue pleine de monde sont considérées comme étant plus complexes. Celles-ci impliquent de nombreux degrés de liberté avec une base de support mobile voire le recrutement des membres supérieurs pour manier des objets du quotidien. De plus, elles ont lieu dans des environnements enrichis, voire dynamiques et imprévisibles. Elles présentent ainsi une plus grande validité écologique (Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Wulf & Shea, 2002). La similitude entre les tâches entraînées et les tâches de la vie quotidienne

favorise ainsi le transfert et la généralisation des habiletés entraînées au cours de la thérapie dans les tâches de la vie quotidienne (Schmidt & Lee, 2011; Weiss *et al.*, 2014).

La modification de certaines caractéristiques de l'environnement, telles que l'orientation ou la position de l'objet à saisir, augmente la variabilité de la pratique et favorise également le transfert et la généralisation de l'apprentissage (Schmidt & Lee, 2011; Levin *et al.*, 2015b). En effet, en augmentant la variabilité de la pratique, le client devra en permanence trouver une nouvelle solution motrice optimale et adaptée pour atteindre le but souhaité. Les réseaux neuronaux prédictifs et de contrôle devront ainsi continuellement se mettre à jour (Gentile, 2000). Il est alors important de réaliser des tâches qui tendent à être au plus proche des situations de la vie quotidienne afin de favoriser le recrutement de réseaux neuronaux partagés (Howard, 2017). Au cours de la pratique, l'intégration des informations multisensorielles est nécessaire pour mettre en place une stratégie adaptée, et les rétroactions sensorielles inhérentes au mouvement fournissent quant à elles des informations relatives à la performance et au résultat du mouvement (par ex. voir et sentir qu'un objet est bien attrapé) (Schmidt & Lee, 2011). La présence de ces informations est cruciales pour permettre tout apprentissage moteur, et la capacité de l'individu à les traiter évolue progressivement (Guadagnoli & Lee, 2004).

1.6. Limites des pratiques cliniques actuelles

Les principes qui permettent d'améliorer l'apprentissage moteur et le transfert des habiletés, ne sont pas toujours appliqués au cours des séances de réadaptation. En effet, peu de services de réadaptation sont capables d'offrir des services de réadaptation à l'intensité requise (Lang *et al.*, 2009; Fournier & Institut de la statistique du Québec, 2013). L'analyse de séances de réadaptation au Canada et aux États-Unis montre également que les exercices réalisés n'impliqueraient des tâches fonctionnelles orientées vers un but qu'à peine la moitié du temps pour les membres supérieurs (Lang *et al.*, 2009). Les tâches utilisées sont ainsi souvent éloignées de celles réalisées dans la vie quotidienne des clients (Jurado & Rosselli, 2007; Parsons *et al.*, 2017). De plus, les environnements utilisés lors des exercices de rééducation, mais également lors des évaluations cliniques, sont peu écologiques. Ils sont majoritairement statiques, peu variables, et impliquent peu d'interactions avec l'environnement (Pardasany *et al.*, 2013; Balasubramanian *et al.*, 2014). Les limites des pratiques actuelles pourraient alors avoir un impact direct sur l'apprentissage sensori-moteur (i.e. sur la neuroplasticité) et

limiter la récupération fonctionnelle des clients. A titre d'exemple, 80 % des clients qui ont subi un AVC rapportent des restrictions dans leurs activités de la vie quotidienne qui persistent après leur retour à domicile, plaçant ainsi les AVC comme la principale cause d'incapacité chez les adultes au Canada (Agence de la santé publique du Canada, 2009).

Face aux limites actuelles de la réadaptation, il est donc important de trouver des outils permettant d'assister les thérapeutes et d'optimiser l'apprentissage sensori-moteur des clients. Le développement des nouvelles technologies a permis de rendre certaines de ces approches plus accessibles aux centres de réadaptation (Weiss *et al.*, 2014). C'est le cas par exemple de la RV, qui, en immergeant les utilisateurs dans des environnements virtuels enrichis, sécuritaires et paramétrables, est petit à petit apparue comme un outil ayant un fort potentiel pour soutenir l'apprentissage sensori-moteur des clients (Rizzo & Kim, 2005).

2. Utilisation de la réalité virtuelle en réadaptation

2.1. Définitions et généralités sur la réalité virtuelle

L'oxymore «réalité virtuelle» renvoie à la notion de vicariance, c'est-à-dire à un environnement tenant lieu de réalité pour son utilisateur (Fuchs & Moreau, 2006). La RV exploite ainsi l'informatique et des interfaces afin de simuler un environnement dans lequel l'utilisateur est immergé et interagit en temps réel. La finalité de la RV est ainsi de permettre à un utilisateur d'avoir une activité sensori-motrice dans un monde artificiel, pouvant simuler ou non certains aspects du monde réel (Fuchs & Moreau, 2006). Pour cela, le mouvement de l'utilisateur est capté et transmis à l'ordinateur par l'intermédiaire d'interfaces motrices telles que des caméras vidéo ou optoélectroniques, des centrales inertielle, ou des joysticks. L'ordinateur calcule et envoie des commandes aux différentes interfaces sensorielles, telles que les visiocasques pour les informations visuelles, les écouteurs pour les informations auditives, les interfaces vibrotactiles pour les informations somatosensorielles, ou les interfaces à retour de force pour les informations kinesthésiques (Fuchs & Moreau, 2006). Ces interfaces sensorielles vont transmettre les caractéristiques de l'évolution de l'environnement virtuel (EV) à l'utilisateur, par le biais de ses sens. Les fonctions cognitives et motrices de l'utilisateur, qui sont impliquées dans le contrôle moteur, seront ainsi sollicitées. Cette interaction entre l'utilisateur et les différents composants de la RV est schématisée dans la Figure 0-2.

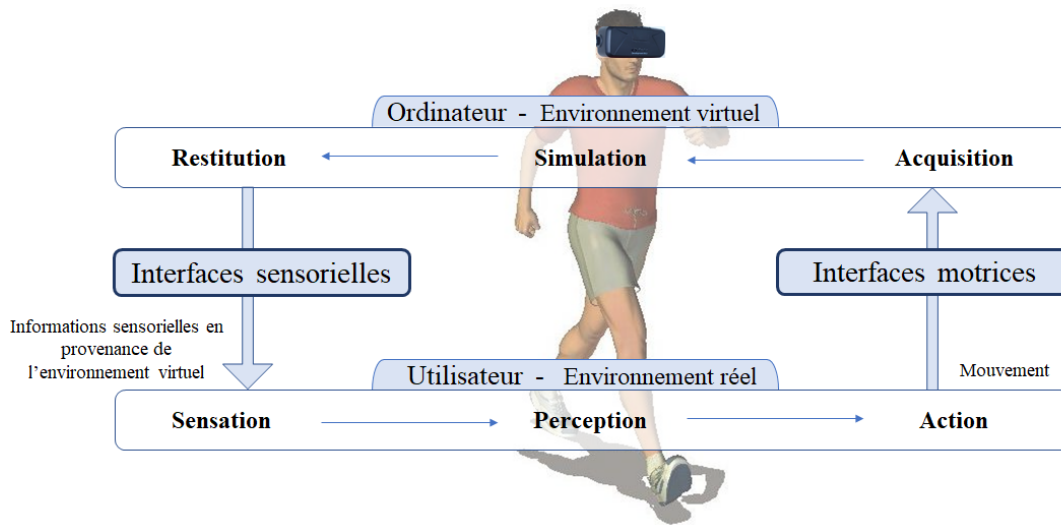


Figure 0-2 : Schéma des différents composants de la réalité virtuelle (extrait de Fuchs & Moreau (2006) et adapté avec le rendu visuel de Ernst & Bühlhoff (2004)).

Le comportement du sujet est dépendant des caractéristiques de l'EV et du type d'interface utilisée, ce qui réfère en partie à la notion d'immersion. En effet, un système de RV peut être décrit en termes d'immersion. Parmi les différentes écoles de pensée, l'une des positions dominantes considère l'immersion comme une mesure objective qui correspond au «*degré et à la qualité avec lesquels l'interface du système contrôle les entrées sensorielles pour chaque modalité de perception et d'action*» (Burkhardt *et al.*, 2003, p.4). Plus précisément, comme le détaille Slater *et al.* (1999) cette notion d'immersion décrit dans quelle mesure un système de RV délivre une expérience qui est : 1. Large, en termes de nombre de modalités sensorielles simulées (Slater & Wilbur, 1997) ; 2. Englobante, en termes de degré de naturalité du mode de présentation sensorielle, incluant la simulation de stimuli omnidirectionnels (Tan *et al.*, 2003) ; 3. Exclusive, en termes d'exclusion des informations sensorielles du monde réel ; 4. Vive, en termes de résolution et de fidélité des stimuli (Steuer, 1992) ; et 5. Cohérente, en termes de synchronie spatiale et temporelle (Slater & Wilbur, 1997). La qualité de l'immersion repose ainsi sur ces cinq composants qui s'améliorent progressivement avec l'évolution des nouvelles technologies. Un système de RV qui utilise un écran d'ordinateur va par exemple limiter l'expérience sensorielle de l'utilisateur. Un tel système sera considéré comme moins immersif qu'un système qui utilise un écran panoramique, lui-même moins immersif qu'un visiocasque (Rose *et al.*, 2018). Ce dernier engage en effet les systèmes visuels, vestibulaires et somatosensoriels de l'utilisateur et lui

permet de se déplacer de manière naturelle dans un EV qui suit les mouvements de sa tête et de ses déplacements (Steinicke, 2013).

Cette définition d'immersion, qui est objective et en lien avec les composants techniques de la RV, est étroitement liée à la notion de présence. La présence réfère quant à elle à l'expérience subjective de l'utilisateur «d'être là», dans l'EV, qui est un environnement différent de celui où il se situe physiquement (Bouvier, 2009). Ce concept est considéré par de nombreux auteurs comme une illusion perceptive de non-médiation (Lombard & Ditton, 1997). L'utilisateur sait que l'environnement n'est pas réel, mais agit comme s'il l'était (Sanchez-Vives & Slater, 2005; Slater, 2018). Il est ainsi capable de créer des percepts à partir des informations sensorielles de l'EV et d'y répondre comme s'ils étaient réels et qu'aucune interface n'était présente (notion de transparence de l'interface) (Lombard & Ditton, 1997; Bouvier, 2009; Slater *et al.*, 2009). Ainsi, plus le degré de présence est élevé, plus le participant se comportera dans l'EV de manière similaire à ce qu'il ferait dans la vie de tous les jours, dans des circonstances similaires (Slater *et al.*, 1999).

La présence peut être renforcée en améliorant l'immersion avec par exemple l'ajout de rétroactions tactiles (Hoffman *et al.*, 2003; Meehan *et al.*, 2005) ou l'utilisation de modes d'interaction et de contrôle plus naturels (Slater *et al.*, 1995). Toutefois, d'autres facteurs, tels que la facilité d'adaptation à l'EV (Witmer *et al.*, 2005), le degré de contrôle (Lombard & Ditton, 1997; Witmer *et al.*, 2005), la possibilité d'action offerte par l'EV (Bouvier, 2009), ou encore l'implication du sujet (Witmer & Singer, 1998), peuvent améliorer ce sentiment de présence. Une tâche qui requiert plus d'attention aux stimuli ayant un sens pour l'activité réalisée va ainsi améliorer l'implication du sujet et sa présence (Witmer *et al.*, 2005).

Dans la suite de cette section d'introduction, nous nous intéresserons plus particulièrement aux facteurs de la RV à prioriser dans un contexte de réadaptation.

2.2. Atouts et plus-values de la RV pour l'apprentissage moteur

De nombreux facteurs tels que le coût de la technologie et son utilisabilité vont tout particulièrement influencer l'implémentation de nouvelles technologies en clinique (Glegg *et al.*, 2017; Glegg & Levac, 2018). L'Annexe 1 présente une étude réalisée au cours de ce doctorat qui permet de déterminer les facteurs qui influencent l'implémentation d'une nouvelle technologie (en général) en clinique, selon le point de vue des cliniciens. Toutefois, nous ne nous intéresserons dans la suite de cette introduction qu'aux facteurs qui favorisent,

plus particulièrement, l'apprentissage moteur, le transfert des habiletés motrices entraînées en RV dans les activités quotidiennes, et l'évaluation des clients dans des environnements écologiques.

De nombreux auteurs, soutenus par des métaanalyses, soulignent l'importance de développer des systèmes de RV et des EV qui respectent les principes d'apprentissage moteur (Weiss *et al.*, 2014; Levin *et al.*, 2015b; de Rooij *et al.*, 2016; Aminov *et al.*, 2018; Maier *et al.*, 2019). En effet, l'utilisation de systèmes et d'EV du commerce, créés à des fins ludiques, peut avoir des retombées plus limitées pour la rééducation motrice puisqu'ils ne permettent pas d'améliorer les fonctions motrices et la capacités à réaliser des activités des clients (Maier *et al.*, 2019). Il est donc important de comprendre les caractéristiques à respecter dans un contexte de développement de système de RV pour la réadaptation.

D'un point de vue comportemental, l'utilisation des systèmes de RV permet d'augmenter la motivation et l'engagement des participants (Bryanton *et al.*, 2006; Brüttsch *et al.*, 2011; Zimmerli *et al.*, 2013; Howard, 2017). Ces derniers sont des paramètres primordiaux pour maintenir l'investissement et l'adhérence des clients et ainsi augmenter le nombre de répétitions et l'efficacité de la pratique (Holden, 2005; Betker *et al.*, 2007; Schuler *et al.*, 2011). C'est notamment grâce à la présence de rétroaction sur la réussite de la tâche (Subramanian *et al.*, 2013), à la possibilité d'ajouter un caractère compétitif (Song *et al.*, 2013), ou à l'augmentation progressive de la complexité de la tâche en fonction des objectifs de la réadaptation et de la performance du client (Cameirao *et al.*, 2010; Kooiman & Sheehan, 2015; Lee *et al.*, 2016) que ces paramètres motivationnels sont favorables. Dans un contexte d'apprentissage moteur, l'augmentation progressive de la complexité de la tâche permet de maintenir le participant dans une zone d'expérience optimale dite de «flow» dans laquelle il maintient un haut niveau de concentration. En étant dans cette zone, le participant trouve que le temps passe plus vite, prend plaisir à réaliser l'activité et est confronté à un juste équilibre entre défis et compétence (Abuhamdeh & Csikszentmihalyi, 2012; Bian *et al.*, 2016). Le participant se trouve ainsi dans des conditions favorables à un apprentissage moteur (Guadagnoli & Lee, 2004).

D'un point de vue fonctionnel, les systèmes de RV favorisent la réalisation de tâches orientées vers un but, dans des environnements plus écologiques que ceux utilisés lors de thérapies conventionnelles (Rizzo & Kim, 2005; Lang *et al.*, 2009; Balasubramanian *et al.*,

2014). En effet, les EVs sont entièrement modélisés et contrôlés par le biais d'un ordinateur. Il est donc facile pour le clinicien de sélectionner des EVs qui répliquent les environnements de la vie quotidienne, tels que des centres commerciaux (Rand *et al.*, 2009) ou des cuisines par exemple (Davies *et al.*, 2002). Ces environnements permettent de réaliser de manière sécuritaire des tâches spécifiques, de contrôler et d'augmenter progressivement la complexité de la tâche et la variabilité de la pratique, de manière adaptée à la performance du participant et aux objectifs thérapeutiques (Adamovich *et al.*, 2009b; Cameirao *et al.*, 2010). De plus, les EVs peuvent fournir des rétroactions augmentées pour favoriser l'apprentissage moteur, et limiter le développement de mouvements compensatoires indésirés (Levin *et al.*, 2015b; Maier *et al.*, 2019). Les rétroactions augmentées permettent entre autres de concentrer l'attention du sujet sur des éléments importants du mouvement. L'apprentissage est ainsi favorisé grâce à la focalisation de l'attention de l'apprenant sur les composants critiques à la réalisation de la tâche (Levin *et al.*, 2015b) et qui seront également présents dans l'environnement réel (Todorov *et al.*, 1997). L'apprentissage de tâches complexes dans des EVs avec des rétroactions augmentées a ainsi démontré une plus grande efficacité en comparaison à un apprentissage dans un environnement physique réel (Todorov *et al.*, 1997). Ainsi, même si les informations de l'environnement physique réel ne sont pas toutes représentées dans l'EV, la modélisation des composants avec lesquels l'individu est en interaction apparaît comme critique pour favoriser le transfert de l'apprentissage à des environnements réels (Todorov *et al.*, 1997).

La RV possède ainsi un fort potentiel pour améliorer et soutenir l'apprentissage moteur, grâce à des EVs motivants et sécuritaires qui favorisent la pratique répétée de tâches orientées vers un but, et au plus près des activités quotidiennes des clients. Les systèmes de RV permettent la création de tâches qui ont une certaine variabilité et une complexité croissante, facilement ajustable à la performance des clients. Enfin, ils permettent de contrôler les rétroactions sensorielles fournies à l'utilisateur, et de travailler dans des environnements multisensoriels enrichis avec la possibilité de rajouter des rétroactions augmentées. Comme nous l'avons vu précédemment, tous ces facteurs sont cruciaux pour améliorer l'apprentissage moteur et la neuroplasticité, et permettent ainsi une rétention à long terme et une généralisation des acquis (Levin *et al.*, 2015b; Maier *et al.*, 2019).

2.3. Utilisation de la RV en réadaptation

Dans de récentes lignes directrices des recommandations des meilleures pratiques cliniques pour la réadaptation d'adultes qui ont subi un AVC, on retrouve à plusieurs reprises des recommandations en faveur de l'utilisation de la RV (Winstein *et al.*, 2016). Son utilisation y est entre autres décrite comme pouvant être bénéfique pour la rééducation des membres supérieurs, bien que les recherches demeurent pour l'instant restreintes à une population limitée (niveau d'évidence B, classe IIa). Son utilisation est également décrite comme intéressante à considérer pour améliorer la marche, malgré la persistance de quelques évidences conflictuelles (niveau d'évidence B, classe IIb). Bien que de telles recommandations n'existent pas pour des personnes ayant un traumatisme craniocérébral, d'autres recherches démontrent des résultats positifs de l'utilisation de la RV pour améliorer la marche, l'équilibre et les troubles cognitifs de ces clients (Aida *et al.*, 2018). Enfin, la RV présente également un fort potentiel pour optimiser les interventions thérapeutiques auprès de clients qui ont des douleurs aiguës et chroniques (Keefe *et al.*, 2012; Trost *et al.*, 2015). L'utilisation de RV lors de thérapies d'exposition progressive permettrait par exemple de diminuer la kinésiophobie de clients qui ont des lombalgies chroniques, et d'encourager la réalisation de tâches qui requiert des flexions du tronc (Thomas *et al.*, 2016).

Des études démontrent que les habilités acquises en RV sont transférables à des environnements physiques réels (Rose *et al.*, 2000; Holden, 2005; Bossard *et al.*, 2008). On observe ainsi une amélioration des fonctions motrices, au niveau des membres supérieurs et inférieurs, mais également de la capacité des clients à réaliser des activités de la vie quotidienne à la suite de séances de réadaptation utilisant la RV (Darekar *et al.*, 2015b; de Rooij *et al.*, 2016; Aminov *et al.*, 2018; Maier *et al.*, 2019). De plus, ces améliorations sont corrélées à une réorganisation des aires corticales (You *et al.*, 2005a, 2005b; Jang *et al.*, 2005; Orihuela-Espina *et al.*, 2013; Wang *et al.*, 2017). De nombreux auteurs suggèrent que le transfert est favorisé par plusieurs facteurs tel que la fidélité cognitive et physique des EVs (Weiss *et al.*, 2014). La tâche réalisée dans un EV devrait ainsi requérir un traitement cognitif similaire à celui nécessaire lors de la réalisation de la tâche de la vie quotidienne, et fournir les informations sensorielles pertinentes à la réalisation de la tâche pour favoriser ce transfert (Howard, 2017).

Dans les deux sous-sections qui suivent, nous illustrerons les systèmes et EVs utilisés dans les études cliniques. Dans un premier temps, nous nous intéresserons aux études qui réalisent des tâches de locomotion, et dans un second temps à celles qui réalisent des tâches qui nécessitent l'utilisation des membres supérieurs.

2.3.1. Rééducation de la marche en RV

Dans la vie de tous les jours, les environnements communautaires sont des environnements complexes qui nécessitent une bonne capacité à adapter sa marche aux contraintes environnementales. Cette capacité d'adaptabilité est primordiale pour permettre une marche sécuritaire et favoriser l'indépendance des clients (Patla & Shumway-Cook, 1999; Balasubramanian *et al.*, 2014). Elle dépend de l'habileté de la personne à s'adapter à huit facteurs que sont : les contraintes temporelles, la distance à parcourir, les conditions ambiantes, les caractéristiques du terrain, la charge physique externe, la demande attentionnelle, les transitions posturales et l'évitement d'obstacles (Balasubramanian *et al.*, 2014). Lors de réentraînement locomoteur, de nombreuses études cliniques utilisent des dispositifs tels que des tapis roulants couplés à des EVs pour améliorer la marche communautaire des clients (voir Darekar *et al.* (2015) pour revue). À titre d'exemple, Yang *et al.* (2008) entraînent des clients ayant subi un AVC depuis plus de 6 mois avec des EVs qui modélisent des environnements communautaires, projetés sur 3 écrans, en face d'un tapis roulant à vitesse fixe. Le dispositif et les EVs utilisés sont illustrés sur la Figure 0-3.

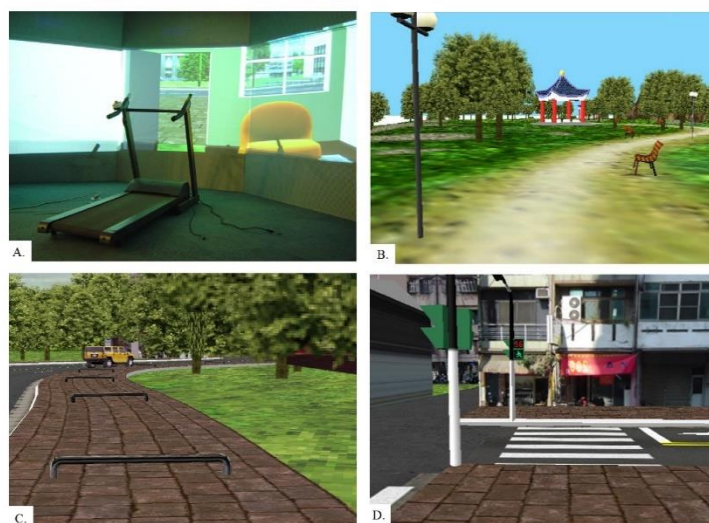


Figure 0-3 : Illustration du dispositif de réalité virtuelle (A.) et des environnements virtuels (B-D) utilisés dans l'étude de Yang *et al.* (2008).

Au fil des séances, Yang et al. (2008) fait évoluer la complexité de la tâche avec l'augmentation progressive de la vitesse de marche, l'apparition et l'augmentation de la taille d'obstacles virtuels au sol, ainsi qu'un nombre croissant de décisions à prendre afin d'éviter des collisions virtuelles. Ces facteurs environnementaux sont cruciaux pour entraîner et évaluer les clients lors de tâches de locomotion en milieu complexe. Ils sont donc également contrôlés dans d'autres études cliniques (Fung *et al.*, 2006; Mirelman *et al.*, 2016).

Dans l'étude de Yang et al. (2008), les clients entraînés avec la RV ont montré une amélioration plus importante de leur vitesse de marche, y compris dans des environnements communautaires, en comparaison avec des clients entraînés avec un protocole similaire, mais sans EV. Ces gains étaient maintenus un mois après la rééducation, avec un score d'habileté à la marche supérieur pour le groupe entraîné dans les EVs. Dans cette étude, l'entraînement en RV est également le seul à avoir permis d'améliorer la confiance des clients dans leur équilibre (mesurée par l'échelle «Activities-specific balance confidence» (Powell & Myers, 1995)), qui ne perdure toutefois pas un mois après l'entraînement. Bien que des études similaires démontrent également une amélioration de la vitesse de marche après des entraînements en EVs, très peu d'études évaluent l'impact direct de ces interventions sur le long terme et sur la marche en communauté des sujets (Darekar *et al.*, 2015b; de Rooij *et al.*, 2016). Ceci limite ainsi les possibilités de comparer les facteurs de l'EV qui facilitent le transfert.

Comme nous l'avons vu précédemment, les informations multisensorielles sont d'une grande importance pour le contrôle et l'apprentissage moteur. Lors d'un contact avec un obstacle par exemple, les informations kinesthésiques, en détectant les perturbations inattendues, jouent un rôle primordial dans le contrôle réactif de l'équilibre au cours de la marche (Patla, 1997; Zehr & Stein, 1999). Toutefois, la majorité des EVs utilisés dans les études cliniques reposent sur des informations visuelles. L'ajout de propriétés physiques à l'EV pourraient pourtant enrichir les EVs et être bénéfique pour améliorer l'efficacité à long terme des entraînements utilisant la RV (Darekar *et al.*, 2015b).

Avant d'étudier les dispositifs permettant d'enrichir ces environnements, nous reviendrons brièvement sur les dispositifs et EVs utilisés pour les tâches impliquant les membres supérieurs.

2.3.2. Rééducation impliquant les membres supérieurs en RV

Dans un contexte impliquant l'utilisation des membres supérieurs, de nombreux EVs simulent des tâches de la vie de tous les jours, tels que poster un colis ou poser un verre sur une étagère (Kiper *et al.*, 2011; Turolla *et al.*, 2013). À titre d'exemple, Camaeiro *et al.* (2010) entraînent des clients qui ont subi un AVC depuis moins de 3 semaines avec un EV affiché sur un écran d'ordinateur et simulant des balles virtuelles que le client doit venir attraper. Le type de dispositif et d'EVs utilisés dans ces études sont illustrés Figure 0-4.

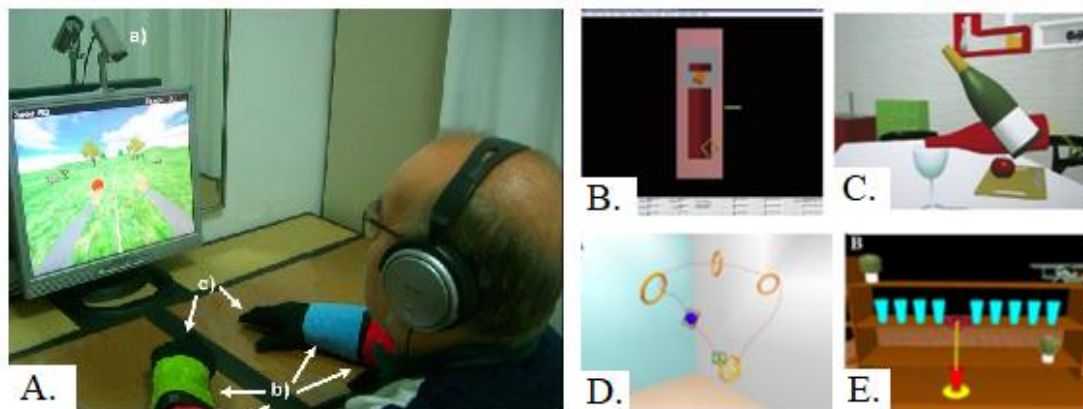


Figure 0-4 : Illustration de dispositif de réalité virtuelle et d'environnements virtuels (EVs) A. utilisés dans l'étude de Camaeiro *et al.* (2010) B-C. EVs utilisés dans l'étude de Kiper *et al.* (2014) D-E. EVs utilisés dans l'étude de Turolla *et al.* (2013).

Comme nous l'avons vu dans les sections précédentes de cette thèse, les tâches plus complexes vont impliquer de nombreux degrés de liberté, et utiliser des objets du quotidien dans des environnements enrichis, voire dynamiques. Camaeiro *et al.* (2010) accroît ainsi la complexité de la tâche en augmentant la vitesse des balles à attraper, l'intervalle de temps entre deux balles consécutives et l'amplitude du mouvement à réaliser pour atteindre les balles. En comparaison avec une rééducation impliquant les mêmes mouvements, mais sans EV, les clients entraînés avec l'EV ont montré une amélioration plus rapide de leur performance, une meilleure habileté motrice au niveau du bras et une habileté fonctionnelle pour réaliser des tâches du quotidien plus élevées en fin de suivi. Toutefois, aucune amélioration de la motricité n'est retrouvée au niveau de la main. De manière générale, cette amélioration des habiletés motrices et de la capacité à réaliser des activités qui impliquent les membres supérieurs se retrouve dans de nombreuses études, avec des effets plus ou moins importants. Ces gains semblent perdurer dans le temps, bien que l'amélioration de

l'utilisation des membres supérieurs dans le quotidien soit plus difficile à évaluer (Aminov *et al.*, 2018).

Malgré la volonté d'augmenter l'amplitude des mouvements dans les EVs et d'impliquer de nombreux degrés de liberté (Merians *et al.*, 2011; Weiss *et al.*, 2014), les dispositifs utilisés contraignent souvent les clients à des postures assises et à de petits espaces de travail, ce qui limite la nécessité de contrôle postural. De plus, les tâches travaillées dans les EVs n'impliquent souvent pas de réelle préhension ni de manipulation d'objets (Maier *et al.*, 2019). Comme le critique Cameiro *et al.* (2010), ces EVs ne permettent donc pas de contact physique et fournissent peu d'informations sensorielles aux clients pour évaluer l'efficacité de leur mouvement. L'absence d'informations multisensorielles pourrait ainsi avoir un impact direct sur l'apprentissage moteur des clients et expliquerait par exemple que l'amélioration de la motricité ne s'observe pas au niveau de la main dans l'étude de Cameiro *et al.* (2010). Ces limitations restreindraient ainsi les retombées positives de la RV, et pourraient expliquer que les différences d'amélioration des clients soient parfois modestes entre l'utilisation de la RV et les thérapies conventionnelles (Levin *et al.*, 2012).

2.4. Limite des EVs actuels et pertinence de développer des EVs multisensoriels

Au cours des dernières sections, nous avons ainsi vu que les systèmes de RV représentent un potentiel intéressant pour améliorer la marche des clients dans des environnements complexes et réaliser des activités qui impliquent l'utilisation des membres supérieurs (Darekar *et al.*, 2015b; Aminov *et al.*, 2018). Toutefois, la plupart des EVs utilisés reposent sur des informations majoritairement visuelles, ce qui pourrait être un facteur limitant l'apprentissage moteur et le transfert des habiletés dans le quotidien des clients (Cameirao *et al.*, 2010). En effet, les informations multisensorielles jouent un rôle prépondérant dans le contrôle du mouvement et l'apprentissage moteur. Par exemple, bien qu'il soit possible de saisir et de manipuler un objet en absence de rétroaction tactile (lors d'anesthésie locale par exemple), ces informations sont nécessaires pour maintenir et adapter la force nécessaire à la manipulation d'objet (Collins *et al.*, 1999; Augurelle *et al.*, 2003). En leur absence, le contrôle moteur est altéré, ce qui entraîne la chute régulière des objets. De plus, la modélisation des composants avec lesquels l'individu est en interaction est cruciale pour favoriser le transfert de l'apprentissage réalisé dans des EVs à des environnements réels (Todorov *et al.*, 1997). L'absence de modélisation des propriétés physiques des entités

présentes dans les EVs pourrait donc limiter ce transfert. Enfin, l'ajout d'informations multisensorielles, en améliorant le sentiment de présence des utilisateurs dans l'EV, pourrait également modifier le comportement des utilisateurs pour qu'il soit similaire à ce qu'ils feraient dans la vie de tous les jours (Slater *et al.*, 2009).

En résumé, l'utilisation d'EVs qui reposent majoritairement sur des informations visuelles peut être un facteur qui limite l'apprentissage moteur et le transfert des habiletés dans le quotidien des clients. L'ajout d'informations sensorielles supplémentaires lors d'interaction avec l'environnement pourrait ainsi améliorer le contrôle moteur grâce à une utilisation réactive, mais également proactive de ses informations multisensorielles. Ce type d'EV multisensoriel lors de séances de réadaptation pourrait très probablement améliorer la plasticité cérébrale des clients grâce à un recrutement de réseaux neuronaux similaire à ceux impliqués lors de la réalisation de tâches similaires réalisées dans des environnements physiques réels (Howard, 2017).

Il est toutefois intéressant de noter qu'on retrouve dans certaines études cliniques cette volonté d'ajouter d'autres informations sensorielles, principalement lors de la manipulation d'objet. Dans quelques études par exemple, les clients manipulent de vrais objets qui sont modélisés visuellement dans des EVs projetés en temps réel sur des écrans (Kiper *et al.*, 2011; Turolla *et al.*, 2013). Ces études démontrent des résultats supérieurs aux thérapies conventionnelles au niveau de la récupération motrice et fonctionnelle des clients (Kiper *et al.*, 2011; Turolla *et al.*, 2013). Toutefois, ces dispositifs sont limités dans leur possibilité d'ajouter des caractéristiques physiques aux EVs et les obstacles présents dans les EVs demeurent par exemple uniquement visuels. Il existe pourtant des technologies, appelées interfaces haptiques, qui permettent d'ajouter des caractéristiques physiques aux EVs.

2.5. Informations haptiques et interfaces

Le terme haptique vient du grec haptikos et se rapporte au sens du toucher. Gibson (1966) le définit comme «*la sensibilité d'un individu au monde adjacent à son corps par l'utilisation de son propre corps*» (Gibson, 1966, p. 97). Les informations haptiques regroupent ainsi les informations tactiles et kinesthésiques qui permettent de fournir des caractéristiques relatives aux propriétés physiques du monde extérieur, telles que la texture, la rigidité ou même le poids d'un objet (Gibson, 1962; Lederman & Klatzky, 2009). Les informations tactiles sont fournies grâce aux mécanorécepteurs situés dans la peau, et les informations kinesthésiques

grâce aux mécanorécepteurs situés au niveau des muscles, tendons ou articulations (Lederman & Klatzky, 2009). Les informations haptiques résultent ainsi de l'interaction physique d'un sujet avec l'environnement extérieur, lors de l'exploration active d'objets ou de contact avec d'autres personnes par exemple (Haans & IJsselsteijn, 2006). Elles jouent un rôle crucial dans de nombreux contextes tels que la manipulation d'objet, pour permettre un bon contrôle du mouvement, mais également lors d'interactions sociales (Haans & IJsselsteijn, 2006; Carello & Turvey, 2017). Elles permettent en effet d'avoir une interaction physique avec l'environnement et d'établir un contact qui peut être réconfortant (lors d'un contact avec un proche) ou apparaître comme dangereux (lors d'une collision avec un étranger) (Haans & IJsselsteijn, 2006).

Les interfaces haptiques sont des technologies qui permettent de modéliser des informations tactiles grâce à des vibrations par exemple, et/ou des informations kinesthésiques par l'émission d'une force qui induit une résistance (Demain *et al.*, 2013). De manière générale, ces informations sont fournies au niveau des membres supérieurs lors de la réalisation de tâche de type manipulation d'objet (voir Piggott *et al.* (2016) pour une revue détaillée des technologies existantes), au niveau des membres inférieurs lors de tâches de locomotion (voir Chen *et al.* (2013) et Marchal-Crespo & Riener (2018) pour une revue détaillée), voire au niveau du tronc grâce au récent développement de vestes haptiques (Garcia-Valle *et al.*, 2018; Krogmeier *et al.*, 2019a). La Figure 0-5 illustre des exemples de systèmes permettant d'ajouter des informations haptiques lors des tâches de manipulation d'objet (A-B) et de locomotion en milieu complexe (C-D).

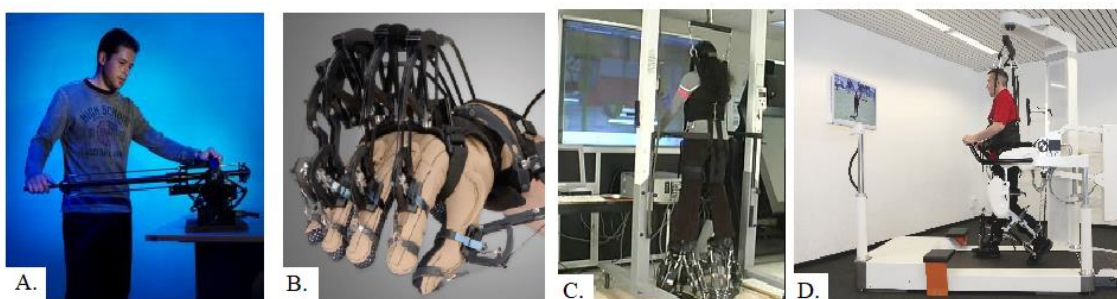


Figure 0-5 : Illustration d'interfaces haptiques

A. Percro Grab (Percro Lab, Pisa) **B.** CyberGlove couplé au CyberGrasp (CyberGlove Systems LLC, California) **C.** Mobility simulator (Deutsch et al., 2008) **D.** Lokomat (Hocoma, Switzerland).

Afin de classer les différents systèmes haptiques existants, certaines taxonomies distinguent les dispositifs tactiles, kinesthésiques ou mixtes mais également ceux à bases portatives

(« body-based », Figure 0-5.B.D.) de type exosquelettes par exemple, ceux à bases fixes (« ground-based », Figure 0-5.A.C.), voire les hybrides qui combinent les caractéristiques des deux types (Srinivasan & Basdogan, 1997; Bluteau, 2010).

Les dispositifs de type exosquelettes sont des structures mécaniques articulées qui possèdent plusieurs degrés de liberté, qui suivent et supportent les différents segments corporels de l'utilisateur. Ils s'attachent à une ou plusieurs parties spécifiques du corps, telles que la main, le bras ou la jambe, et permettent une interaction entre l'utilisateur et les EVs en appliquant des retours de forces qui simulent des contacts avec des objets virtuels (Fesharakifard, 2008; Frisoli, 2018; Moreno *et al.*, 2018). Certains de ces exosquelettes permettent également d'assister, guider ou perturber le mouvement du client (Nordin *et al.*, 2014; Moreno *et al.*, 2018), mais nous n'étudierons pas ces fonctions au cours de cet écrit. Ces dispositifs mobiles présentent toutefois quelques limitations puisqu'ils sont imposants et peuvent contraindre le mouvement de l'utilisateur (Park *et al.*, 2018). De plus, ils ne permettent pas de modéliser les propriétés physiques telles que la masse d'un objet manipulé (Piggott *et al.*, 2016).

Les dispositifs à bases fixes possèdent quant à eux une base indépendante de l'utilisateur. Certains possèdent alors une interface manipulable par le biais duquel l'utilisateur peut interagir avec l'EV. Ces dispositifs génèrent des forces lors d'un contact avec un objet virtuel et peuvent modéliser les propriétés physiques, telle que la masse d'un objet (Piggott *et al.*, 2016; Lambercy *et al.*, 2018). Le développement de ces technologies permet progressivement d'augmenter le nombre de degrés de liberté et l'espace de travail offert par ses outils. Ainsi, contrairement au Novint Falcon (Novint Technologies, New York) dont l'espace de travail est un cube de 10 cm, le Percro Grab (Percro Lab, Pisa) possède un espace de travail de 30 cm x 40 cm x 60 cm qui permet des mouvements des membres supérieures de plus grandes amplitudes. L'espace de travail de ces interfaces haptiques demeure toutefois limité lors de tâches de manipulation d'objet et contraint les utilisateurs à une posture assise ou quasi statique (Piggott *et al.*, 2016; Park *et al.*, 2018).

Les recherches dans le domaine de l'haptique se développent de plus en plus et de nombreux systèmes n'ont cessé de voir le jour au cours de ces dernières années. Les technologies utilisées sont très variées avec l'utilisation de bras articulés robotisés (Vonach *et al.*, 2017; Ewerton *et al.*, 2018), de système de vibreurs (Lee *et al.*, 2019; Krogmeier *et al.*, 2019a), mais aussi de robot à mécanisme parallèle entraîné par câbles (robot à câbles) (Fortin-Côté,

2017). Les robots à câbles sont des systèmes où les liens rigides utilisés dans les mécanismes parallèles traditionnels (Figure 0-6.A. et 0-5.C) sont remplacés par des câbles légers et flexibles (Figure 0-6.B.C.).

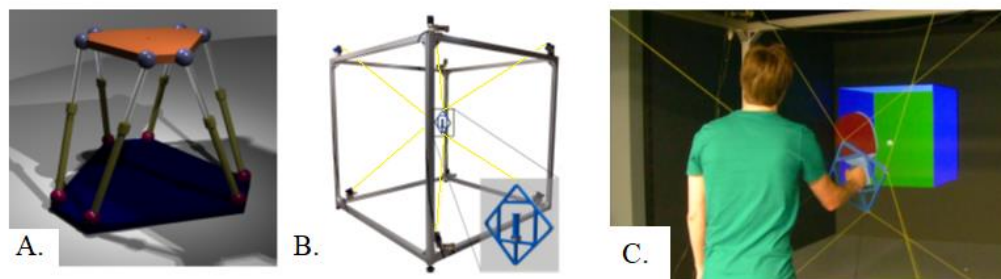


Figure 0-6 : Illustration de mécanismes parallèle.

A. Robot à mécanisme parallèle de type Gough-Stewart à liens rigides¹ utilisé dans l'étude Deutsch et al. (2008)
B. Robot à mécanisme parallèle entraîné par câble (Fortin-Côté, 2017) **C.** Robot à mécanisme parallèle entraîné par câbles utilisé comme interface haptique et couplé à un système de réalité virtuelle (Fortin-Côté, 2017).

L'une des premières utilisations populaires de ce type de mécanisme est par exemple la caméra aérienne SkyCam des années 80 (Skycam, US). Elle est utilisée pour filmer de nombreux sports, et est déplacée à grande vitesse au travers de stades grâce aux mécanismes à câbles (Qian *et al.*, 2018). Au cours des dernières décennies, ces mécanismes ont connu un intérêt grandissant dans de nombreux domaines y compris l'haptique et/ou la réadaptation (Mao *et al.*, 2015; Hachmia *et al.*, 2016; Fortin-Côté, 2017; Kang *et al.*, 2017; Xiao *et al.*, 2018). En effet, ces mécanismes présentent l'avantage d'offrir de larges espaces de travail, d'être capable de soulever des charges importantes, tout en étant léger et avec une faible inertie, ce qui en fait des outils intéressants pour la création d'interface haptique (Fortin-Côté, 2017; Qian *et al.*, 2018).

2.6. Interfaces haptiques et réadaptation

L'utilisation des dispositifs haptiques couplés à des EVs a démontré des effets positifs au niveau de la récupération des fonctions motrices des membres supérieurs et inférieurs (Mirelman *et al.*, 2009; Nordin *et al.*, 2014; Bertani *et al.*, 2017; Marchal-Crespo & Riener, 2018). Plus précisément, chez des clients post-AVC les études ont démontré une amélioration de la motricité des membres supérieurs, avec des mouvements plus rapides, plus fluides et dans de plus grandes amplitudes, ainsi qu'une amélioration des capacités à réaliser des

¹ (Pantoin, CC BY 2.5, <https://commons.wikimedia.org/>)

activités fonctionnelles (Adamovich et al., 2005; Fluet et al., 2014; Merians et al., 2011). De même, chez des clients post-AVC ou blessés médullaires on observe des améliorations telles qu'une augmentation de la distance de marche, ainsi qu'une amélioration du patron de marche au sol, et du niveau fonctionnel de mobilité (Srivastava *et al.*, 2015; Nam *et al.*, 2017). Toutefois, face à la diversité des méthodologies et des dispositifs utilisés il est parfois difficile de démontrer l'impact réel de l'ajout d'informations haptiques sur l'efficacité des interventions cliniques. En effet, les exosquelettes ont parfois d'autres fonctions, telles qu'assister le mouvement des clients (Nordin *et al.*, 2014; Nam *et al.*, 2017), ce qui ne permet pas de distinguer l'apport des informations haptiques qui ajoutent des caractéristiques physiques dans les EVs, de celles qui guident le mouvement. De plus, la plupart des études ne comparent pas l'impact de leur intervention dans des EVs avec et sans l'utilisation d'interfaces haptiques (Adamovich *et al.*, 2005; Merians *et al.*, 2011; Fluet *et al.*, 2014). Une étude de Cameirão et al. (2012) démontre toutefois l'intérêt d'ajouter des caractéristiques physiques aux EVs utilisés lors de la réadaptation de clients qui ont subi un AVC, en comparant trois systèmes de RV différents. Dans un premier groupe, l'EV ne fournit que des informations visuelles. Dans un second groupe, l'EV est couplé à l'utilisation d'un exosquelette qui soutient le poids des bras et prévient de l'utilisation de stratégies compensatoires (Armeo, Hocoma, Suisse). Dans un dernier groupe, l'EV est couplé à une interface haptique qui fournit des informations tactiles et un retour de force grâce à des poignées que l'utilisateur peut saisir (Percro Grab, Percro Lab, Italie). Ces dispositifs sont illustrés à la Figure 0-7 et sont couplés à l'EV, avec les balles virtuelles, décrit précédemment dans la section 2.3.2.

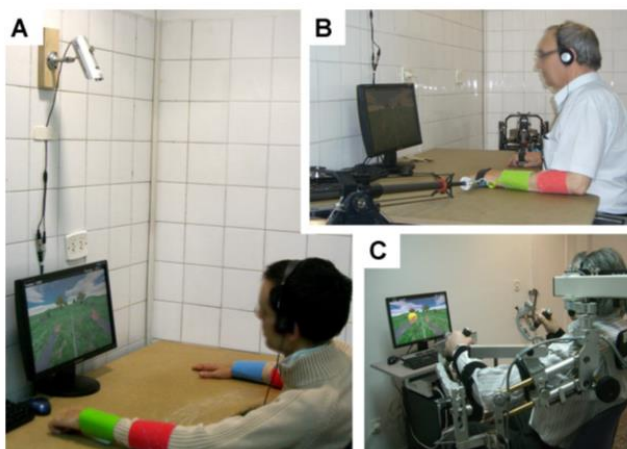


Figure 0-7 : Dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans l'étude de Cameirão et al. (2012) **A.** En absence d'informations haptiques **B.** Lors de l'utilisation de l'interface haptique (Percro Grab, Percro Lab, Pisa) **C.** Lors de l'utilisation de l'exosquelette (Armeo, Hocoma, Switzerland).

En comparaison aux deux autres conditions, les clients qui ont utilisé l'interface haptique (Percro Grab) ont démontré une amélioration plus importante de leur motricité aux membres supérieurs (incluant les mains) et de leurs capacités à réaliser des activités qui impliquent les membres supérieurs. De plus, ces clients sont les seuls à avoir maintenu la totalité de ces gains 16 semaines après la fin des séances de réadaptation, et à montrer une tendance à de nouvelles améliorations. Cette étude montre ainsi le potentiel des interfaces haptiques qui permettent l'ajout de caractéristiques physiques dans les EVs pour améliorer l'apprentissage moteur. Ces résultats suggèrent également que ces informations haptiques favorisent la rétention de cet apprentissage moteur, avec un transfert et une utilisation ultérieure du membre supérieur atteint dans la vie quotidienne très probablement plus importante.

En conclusion de cette section de la thèse, nous avons vu que les systèmes de RV représentent un potentiel intéressant pour améliorer la réadaptation motrice. De plus, bien que les EVs reposent principalement sur des informations visuelles, il existe également des interfaces haptiques qui permettant d'immerger les utilisateurs dans des EVs multisensoriels. Quelques études cliniques attestent de l'impact réel de ces interfaces haptiques (p. ex. Cameirão et al., 2012), et appuient ainsi l'idée que ces EVs multisensoriels favorisent l'apprentissage moteur et le transfert des acquis. Le développement de ces technologies présente ainsi un potentiel intéressant pour enrichir les EVs et optimiser la récupération fonctionnelle des clients.

L'ajout d'informations sensorielles permet ainsi d'améliorer la fidélité des EVs, et améliore probablement le contrôle moteur des utilisateurs. Nous nous intéressons donc dans une dernière partie de cette introduction au contrôle moteur dans les EVs, afin de mieux comprendre comment les utilisateurs se comportent dans les EVs et en quoi ces informations haptiques peuvent impacter leur mouvement.

3. Le contrôle moteur en RV

Le développement d'EVs écologiques a pour but d'améliorer la fidélité physique et cognitive des EVs pour que le comportement moteur des sujets dans les EVs soit similaire à celui dans le monde physique réel. Il est donc important de bien comprendre comment les informations

sensorielles fournies dans ces EVs vont influencer la planification et le contrôle du mouvement. C'est dans cet objectif que nous décrirons, dans cette dernière partie d'introduction, le contrôle moteur de sujets sains dans le monde réel en comparaison à dans des EVs, au travers l'exemple de tâches de locomotion, puis de manipulation d'objets.

3.1. Le contrôle de la marche avec obstacles

Au cours de la marche, un individu reçoit de nombreuses informations des systèmes périphériques. Le flux visuel optique revêt une grande importance pour le contrôle de la locomotion (Bardy *et al.*, 1996; Gibson, 1998). En effet, l'extraction des informations présentes dans ce flux permet de renseigner la personne sur les propriétés de son propre déplacement, telles que la direction ou sa vitesse de progression (Patla, 1997). De plus, l'expansion optique et la parallaxe de mouvement jouent plus particulièrement un rôle dans le contrôle adaptatif de l'équilibre au cours de la marche (Bardy *et al.*, 1996). Ainsi, lors de l'entraînement à la marche sur tapis roulant, l'ajout d'un EV permet de rétablir un flux optique plus proche de celui présent dans des environnements de la vie de tous les jours. Un ralentissement du flux optique entraînera alors une augmentation de la vitesse de marche et de la longueur des pas des sujets, et inversement (Lamontagne *et al.*, 2007; Salinas *et al.*, 2017). De plus, l'utilisation de la RV permet de rétablir un patron de marche sur tapis roulant (à vitesse fixe ou ajustable par le participant) légèrement plus proche de celui observé lors de la marche au sol (Sheik-Nainar & Kaber, 2007; Sloom *et al.*, 2014). Toutefois, la marche dans des EVs est plus précautionneuse, et on observe ainsi une vitesse de marche légèrement inférieure et une longueur de pas plus court (Mohler *et al.*, 2007; Sloom *et al.*, 2014).

Lors d'un contact avec un obstacle au sol par exemple, les informations kinesthésiques en détectant les perturbations inattendues jouent un rôle primordial dans le contrôle réactif de l'équilibre au cours de la marche (Patla, 1997; Zehr & Stein, 1999). Toutefois, dans la mesure où les obstacles environnementaux représentent un risque pour notre stabilité et notre sécurité, l'évitement proactif des perturbations est privilégié (Patla, 1997). Notre capacité à adapter notre marche en fonction du but de la tâche et des demandes environnementales est ainsi cruciale pour assurer un déplacement indépendant et sécuritaire dans la vie de tous les jours (Balasubramanian *et al.*, 2014). La mise en place de stratégie proactive repose ainsi en grande partie sur les informations visuelles qui vont permettre d'identifier et de prévenir les

hasards environnementaux lointains (McFadyen *et al.*, 1993; Patla, 1997; Cinelli & Patla, 2008). Le choix de la stratégie d'adaptation à mettre en place va entre autres dépendre du but de la tâche et des contraintes environnementales. Selon Gérin-Lajoie *et al.* (2005), lors d'un évitement d'obstacle avec le maintien de la direction de marche, la stratégie locomotrice anticipatoire se découpe en deux phases. Durant la phase initiale, le sujet dévie sa trajectoire six ou quatre pas (environ 4,5 ou 2,5 m) avant le croisement, selon l'incertitude du mouvement de l'obstacle. Durant la phase finale, ayant lieu lors de la dernière foulée qui précède le croisement, le sujet effectue une réorganisation plus importante au niveau du positionnement des pieds. Le sujet contrôle alors la trajectoire de son centre de masse grâce à une modulation de la largeur et de la longueur de ses pas qui deviennent plus larges et moins longs (Gérin-Lajoie *et al.*, 2005). Au cours de la stratégie d'évitement d'obstacle, un espace péripersonnel, plus petit du côté dominant du sujet, est alors maintenu autour de la personne (Gérin-Lajoie *et al.*, 2005, 2008). Cette zone protectrice robuste permettrait ainsi de fournir suffisamment de temps pour percevoir les hasards environnementaux, mais également de planifier et réaliser une stratégie d'adaptation locomotrice (Gérin-Lajoie *et al.*, 2005, 2008; Olivier *et al.*, 2013). Cet espace, de forme elliptique, est plus long dans l'axe antéro-postérieur que médio-latéral, et sa taille varie en fonction des ressources attentionnelles allouées à la tâche (Gérin-Lajoie *et al.*, 2005).

En s'inspirant des systèmes de contrôle de robots mobiles de Schönner *et al.* (1995), Fajen et Warren (2003) proposent un modèle dynamique de formation de chemin locomoteur qui permet de prédire la trajectoire moyenne d'un sujet humain. Ces auteurs considèrent que la trajectoire émerge de l'interaction du sujet avec l'environnement. La cible à atteindre agit de manière attractive tandis que les obstacles agissent de manière répulsive, faisant varier la direction du sujet («*heading direction*») en fonction de l'angle et de la position des obstacles. Ce modèle capture ainsi le comportement des sujets en EVs, dont les trajectoires sont similaires à celles observées en environnement réel (Fajen & Warren, 2003; Fink *et al.*, 2007). De nombreuses études rapportent un comportement semblable entre les EVs et physique avec la présence d'un espace péripersonnel de forme similaire (Gérin-Lajoie *et al.*, 2005, 2008), ainsi que le maintien d'un éloignement minimum et d'un éloignement dynamique («*dynamic clearance*») lors d'évitement d'obstacles dans les EVs (Darekar *et al.*, 2015a). De plus, tout comme dans les environnements physiques, cet éloignement minimal

est plus grand lorsque les obstacles virtuels modélisent des humains (avatars) plutôt que des objets (Sanz *et al.*, 2015).

Bien que ces stratégies d'évitements soient similaires entre les environnements physiques et virtuels, on observe également des différences. En effet, les stratégies mises en place dans les EVs sont plus sécuritaires, et l'on observe une diminution de la vitesse de marche d'environ 0,17 m/sec, ainsi qu'un espace péripersonnel plus grand dans les EVs, qui maintient toutefois une forme elliptique semblable (Gérin-Lajoie *et al.*, 2008; Bühler & Lamontagne, 2019). On observe également une plus grande déviation de la trajectoire et une augmentation de l'éloignement minimal dans les EVs, d'environ 0,10 m à 0,16 m, entre le sujet et l'obstacle (Fink *et al.*, 2007; Bühler & Lamontagne, 2019). Ce comportement plus précautionneux des sujets peut sembler surprenant dans la mesure où ces EVs ne présentent aucun risque réel de collision. De plus, ces modifications de la trajectoire ne s'expliquent pas par la modification de la vitesse de marche ni par la possible compression des distances perçues dans les EVs (Fink *et al.*, 2007). En revanche, elles peuvent en grande partie s'expliquer par les caractéristiques des technologies utilisées. En effet, l'utilisation d'anciens visiocasques entraîne par exemple une diminution du champ visuel horizontal qui est alors réduit à 40° (Gérin-Lajoie *et al.*, 2008) ou 60° (Fink *et al.*, 2007), contre 200° chez l'individu sain (Werner & Rossi, 1991). Ceci restreint ainsi le flux visuel latéral et augmente l'incertitude de la position des obstacles, ce qui peut expliquer la diminution de la vitesse de marche des sujets, et l'augmentation de l'éloignement avec les obstacles (Hassan *et al.*, 2007; Toet *et al.*, 2008; Jansen *et al.*, 2010a). Ces différences tendent ainsi à se réduire avec l'évolution des technologies (Sanz *et al.*, 2015).

Comme nous l'avons vu précédemment, notre perception de l'environnement repose également sur les propriétés de l'environnement que nous inférons. Dans la mesure où l'utilisateur a conscience d'être dans un EV, nous pouvons alors nous demander si l'absence de caractéristiques physiques dans ces EVs impacte le choix de la stratégie d'évitement mis en place. Toutefois, les études qui s'intéressent aux conséquences de l'ajout d'informations haptiques sur le comportement moteur en RV utilisent principalement ces informations pour améliorer la stabilité du sujet lors de la marche, grâce à un léger contact (Fung & Perez, 2011), voire l'ajout d'une force de traction haptique (modélisation d'une laisse de chien)

(Sorrento *et al.*, 2018). Seules quelques études utilisent ces informations haptiques pour ajouter des propriétés physiques aux contraintes environnementales (Deutsch *et al.*, 2008; Vonach *et al.*, 2017). L'une d'entre elles modélise la présence de terre et de glace au sol et suggère que cet ajout haptique modifie la cinématique de la marche en RV avec la réalisation de pas plus courts et une diminution de la vitesse de marche (Deutsch *et al.*, 2008). Cependant, aucune étude n'analyse si les stratégies d'évitement mises en place par les sujets dans les EVs diffèrent par l'ajout de caractéristiques physiques à des avatars.

3.2. Manutention d'objets en RV

La manutention d'un objet est un mouvement qui nécessite une phase d'atteinte, de saisie et de manipulation de l'objet (Woodworth, 1899; Jeannerod, 1984). L'atteinte permet d'approcher la main de l'objet. La phase de saisie se caractérise par l'ouverture et la fermeture des doigts afin de créer un contact avec l'objet. Enfin, la manipulation de l'objet consiste en la modification de sa position. Toutes ces phases nécessitent l'intégration des informations sensorielles préalable au mouvement afin de connaître la position initiale du corps et les caractéristiques de l'objet à atteindre (Prablanc *et al.*, 1979; Desmurget *et al.*, 1995).

La vision joue ainsi un rôle critique pour connaître les caractéristiques telles que la position ou l'orientation de l'objet, mais également la taille ou la forme de l'objet à saisir (Jeannerod, 1981). Le choix de la prise va dépendre des propriétés de l'objet et du but de la tâche, avec par exemple l'utilisation de prise en puissance ou de précision (Geronimi, 2008). Au cours du mouvement, les informations visuelles relatives à la trajectoire de la main sont comparées aux conséquences sensorielles attendues et prédites, et permettent des ajustements tels que la vitesse ou la direction du mouvement (Elliott *et al.*, 2010). Les informations relatives à la position de la main par rapport à la cible permettent la correction du mouvement afin d'ajuster la position de la main à la position de l'objet (Keele & Posner, 1968; Meyer *et al.*, 1988). De plus, en cas d'incertitude au niveau des informations visuelles, les sujets auront tendance à laisser plus d'espace lors du contournement d'obstacles au cours du déplacement de l'objet (Cohen *et al.*, 2010). Les informations haptiques, en revanche, vont permettre de confirmer la saisie de l'objet, d'ajuster et de moduler la force de la prise de manière prédictive au cours des déplacements (Augurelle *et al.*, 2003). Ces informations sont également utilisées pour

détecter tout contact avec un autre objet ou surface présent dans l'environnement (Zahariev & MacKenzie, 2007).

Plusieurs caractéristiques spatiales et temporelles se retrouvent dans le mouvement de préhension d'un objet (Desmurget *et al.*, 1998). En effet, la trajectoire d'atteinte d'une cible est proche d'une ligne droite, qui peut être légèrement courbée lorsque le mouvement est réalisé dans le plan vertical (Morasso, 1981; Flash & Hogan, 1985). De plus, de manière générale, on observe un profil de la vitesse tangentielle du poignet caractérisé par un profil dit «en cloche» qui sera asymétrique en présence d'une contrainte de précision qui nécessite un ajustement de la trajectoire. La phase de décélération augmente ainsi avec la difficulté de la tâche (Lim *et al.*, 2004; Krüger *et al.*, 2012). Ce profil de vitesse reste similaire même lorsque la préhension nécessite l'implication du tronc (Saling *et al.*, 1996). En effet, le système nerveux utilise la redondance des degrés de liberté et modifie les angles des différentes articulations du corps telles que l'épaule et le coude pour ajuster la trajectoire du point final («*endpoint*») (Saling *et al.*, 1996). La compensation du mouvement du tronc montre ainsi l'importance du point final dans la planification de la trajectoire du mouvement (Gordon *et al.*, 1994; Saling *et al.*, 1996).

En RV, dans les environnements en 2D vus sur des écrans d'ordinateur, la performance et la qualité des mouvements de pointage et de préhension sont diminuées en comparaison à des environnements physiques. Plus précisément, les mouvements d'atteinte sont souvent plus lents, plus courts, moins droits, moins précis et impliquent des amplitudes plus petites au niveau du coude et des épaules (Liebermann *et al.*, 2012). Tout comme dans les EVs 3D vus au travers d'un visiocasque, la trajectoire de la main est toutefois fluide et le mouvement implique des mouvements du tronc similaires (Subramanian & Levin, 2011). Dans les environnements 3D, les mouvements demeurent toutefois plus lents (d'environ 35 %) et moins précis dans la direction verticale/sagittale en comparaison à des environnements physiques (Knaut *et al.*, 2009; Subramanian & Levin, 2011; Wang *et al.*, 2011). Enfin, lors de tâches de préhension, en absence de rétroaction haptique, on observe des pics de vitesse moins importante lors de la phase de saisie, en comparaison à des environnements réels (Kuhlen *et al.*, 2000).

L'utilisation de l'exosquelette CyberGlove couplé au CyberGrasp (CyberGlove Systems LLC, Californie) permet d'ajouter des informations haptiques aux objets virtuels manipulés. Avec l'ajout de ces informations, les mouvements de préhension et de déplacement d'objets présentent des paramètres spatiaux temporels similaires à ceux réalisés dans des environnements réels. On observe ainsi un temps pour réaliser la tâche, des moments de pic de vitesse et des indices de courbures de trajectoire similaires (Viau *et al.*, 2004). Toutefois, lors de la phase de transport, les participants réalisent une plus grande extension de coude et une plus petite extension de poignet dans les EVs. Comme le précisent les auteurs, cette différence est probablement due à l'absence de rétroaction haptique lors de collision avec les obstacles environnementaux. Ceci permet en effet aux participants de passer l'objet virtuel au travers l'étagère sur laquelle ils doivent déposer l'objet (Viau *et al.*, 2004). Dans une étude similaire utilisant le même exosquelette, les auteurs démontrent également que les trajectoires sont similaires entre les EVs et les environnements physiques (Magdalon *et al.*, 2011). Toutefois, les mouvements de préhension sont plus lents, avec des pics de vitesse plus précoces, et une phase de décélération plus longue lors de l'utilisation de l'exosquelette. Comme suggéré par les auteurs, malgré l'intérêt que représente ces interfaces haptiques, il semblerait que l'imposante structure de l'exosquelette et son poids peuvent causer des limitations, tout comme l'utilisation du visiocasque et la qualité de l'EV. Cependant, aucune condition contrôlée ne permet d'attester cette hypothèse.

Les études qui analysent le contrôle moteur dans les EVs laissent ainsi supposer que l'ajout d'informations haptiques permet d'améliorer la performance et la qualité des mouvements au cours de la manipulation d'objet. Toutefois, les études sont peu nombreuses et les tâches sont souvent limitées à de simples préhensions d'objets, qui impliquent peu d'adaptation aux contraintes environnementales et contraignent l'utilisateur à une posture assise.

4. Objectifs et Hypothèses

Au cours de cette introduction nous avons ainsi vu que le mouvement repose sur une interaction entre la personne, son environnement et la tâche à effectuer. L'intégration optimale des informations multisensorielles joue un rôle capital pour la planification et l'ajustement du mouvement. Au cours de l'expérience motrice, la neuroplasticité du SNC va permettre un apprentissage moteur qui permet l'acquisition et l'amélioration des habiletés

motrices. Au cours de la réadaptation, la répétition de tâches orientées vers un but, dans des environnements enrichis et qui présentent une complexité croissante va ainsi favoriser l'apprentissage moteur des clients. Les clients vont ainsi devoir intégrer les informations sensorielles pertinentes à la tâche et trouver la solution motrice permettant d'atteindre le but désiré de manière optimale et adaptée au contexte. Ceci favorise ainsi le transfert de cet apprentissage dans la vie quotidienne, et améliorer leurs capacités fonctionnelles.

La RV apparaît ainsi comme un outil ayant un fort potentiel pour favoriser cet apprentissage puisqu'elle offre la possibilité de modéliser des EVs facilement paramétrables et adaptables à la performance du client. Le sentiment de présence, c'est-à-dire l'expérience subjective d'être dans ces EVs, se concrétise alors dans le fait d'agir comme ils le feraient dans un environnement physique similaire. Toutefois, les systèmes de RV actuels reposent sur des environnements principalement visuels, ce qui peut être considéré comme un facteur qui limite l'apprentissage moteur et le transfert des habiletés dans le quotidien des clients. Le développement des interfaces haptiques qui permettent l'ajout de caractéristiques physiques aux EVs, démontre un réel intérêt pour améliorer la neuroplasticité, et favoriser la récupération fonctionnelle des clients à long terme. Toutefois, les interfaces existantes et la connaissance de l'impact de ces informations haptiques sur le contrôle du mouvement demeurent limitées.

L'objectif principal de la thèse est donc d'étudier l'impact de l'ajout d'informations haptiques par un robot à mécanisme parallèle entraîné par câbles sur le comportement moteur de sujets sains, lors de la réalisation de tâches complexes et fonctionnelles en EV. Plus particulièrement, les objectifs spécifiques sont les suivants :

1. Étudier l'impact de l'ajout d'informations haptiques dans un contexte d'utilisation rétroactive et proactive de ces informations, lors d'une tâche de manutention d'objet, impliquant de nombreux degrés de liberté et la gestion de contraintes environnementales statiques.
2. Étudier l'impact de l'ajout d'informations haptiques sur la mise en place de stratégies locomotrice adaptative, en présence des contraintes environnementales dynamiques.

L'objectif secondaire de la thèse sera d'étudier l'impact de l'ajout d'informations haptiques sur le sentiment de présence des participants dans ces deux contextes de mouvement.

Les hypothèses de recherche sont que :

1. Les informations haptiques permettront d'améliorer le contrôle du mouvement lors d'une tâche de manutention d'objet, avec des paramètres spatiaux temporels du mouvement similaires à ceux observés dans un environnement physique.
2. Les informations haptiques modifieront les stratégies locomotrices proactives mises en place par les sujets, qui adopteront un comportement plus sécuritaire.
3. Le sentiment de présence sera amélioré par l'ajout d'informations haptiques dans les EVs utilisés pour la tâche de manutention et de locomotion.

Chapitre 1 : Méthodologie générale

Ce chapitre explique les principaux aspects méthodologiques des études présentées dans cette thèse. Le choix des tâches, présentées aux chapitres 2 et 3, sera brièvement expliqué, les dispositifs techniques qui permettent de fournir des rétroactions visuelles et haptiques seront plus particulièrement détaillés ainsi que les protocoles de familiarisation en lien avec les EVs et les analyses de mouvements spécifiques aux deux études. Les autres aspects méthodologiques, seront présentés plus en détail dans les articles.

1. Choix des tâches

Pour étudier l'impact des informations haptiques au cours de manutention d'objet, une tâche impliquant la préhension et le déplacement d'une caisse à partir d'une posture debout a été réalisée. Cette tâche nécessitait la gestion de nombreux degrés de liberté avec l'implication du tronc ainsi que la gestion de contraintes environnementales du fait de la présence d'étagères lors des déplacements de la caisse. Cette tâche était ainsi plus complexe et écologique que les tâches de manipulation étudiant l'impact des informations haptiques précédemment analysées dans la littérature (Levin et al., 2015; Magdalon et al., 2011; Viau et al., 2004).

Pour étudier l'impact des informations haptiques sur la mise en place de stratégie locomotrice adaptative, une tâche de locomotion nécessitant l'évitement d'humains virtuels (avatars) a été réalisée. Celle-ci s'inspirait de la méthodologie de l'étude de Gérin-Lajoie et al. (2005) qui analyse les stratégies locomotrices d'évitement dans des environnements réels. Une tâche d'évitement similaire a ainsi été réalisée. Elle nécessitait l'évitement d'avatars qui croisaient le chemin des participants à 5 m en avant d'eux. Toutefois, contrairement à l'étude de Gérin-Lajoie et al. (2005), celle-ci avait lieu dans un EV et impliquait l'utilisation d'un tapis roulant unidirectionnel qui s'adaptait à la vitesse de marche des participants. La similitude méthodologique avec l'étude de Gérin-Lajoie et al. (2005) au niveau du comportement des avatars, mais également des mesures réalisées avaient pour but de faciliter la discussion des résultats en lien avec les stratégies d'évitements de cette précédente étude.

Pour les deux expérimentations, les participants avaient pour consigne de réaliser la tâche de manière similaire à ce qu'ils auraient fait dans la vie de tous les jours. Ils étaient donc libres d'utiliser les stratégies motrices de leur choix. Dans la tâche de locomotion, les avatars

marchaient à la même vitesse que les participants, mais étaient un mètre plus proche du point de croisement que ne l'étaient les participants, encourageant ainsi les participants à passer derrière, plutôt que devant eux. En effet, tel que spécifié par Fajen (2013), cette décision repose en partie sur la détection de la limite d'action possible. Celle-ci est fonction de l'estimation visuelle de la vitesse minimale nécessaire pour passer en avant, et de la vitesse maximale possible du participant. Dans notre cas, en marchant à une vitesse d'environ 1,3 m/s, pour passer devant l'avatar tout en préservant un espace de sécurité de 0,50 m, le participant aurait dû atteindre une vitesse de marche proche de 2,0 m/s. Cette vitesse est inférieure à la vitesse maximale moyenne d'une population de 50 ans et moins (-0,3 m/sec) dans un environnement réel (Bohannon, 1997). Toutefois, dans un contexte de RV où la marche est plus lente, passer derrière semblait donc plus facile.

2. Présentation des interfaces utilisées

Le système de RV utilisé au cours des expérimentations fait intervenir de nombreuses technologies qui ont fait l'objet d'importants travaux de développement. Ceux-ci ont été réalisés en collaboration avec des étudiants et professionnels de recherche de l'Université Laval et du CIRRIIS. Tel que décrit dans l'introduction, un système de RV est composé d'interfaces motrices qui captent et transmettent le mouvement du participant aux systèmes d'intégration et de rendu sensoriel. Ces derniers calculent et envoient les commandes aux interfaces sensorielles qui fournissent les rétroactions visuelles et parfois haptiques en fonction des mouvements du participant et de l'évolution des EVs. La Figure I-1 synthétise le fonctionnement du système, détaillé ci-après, avec les différentes interfaces utilisées au cours des expérimentations.

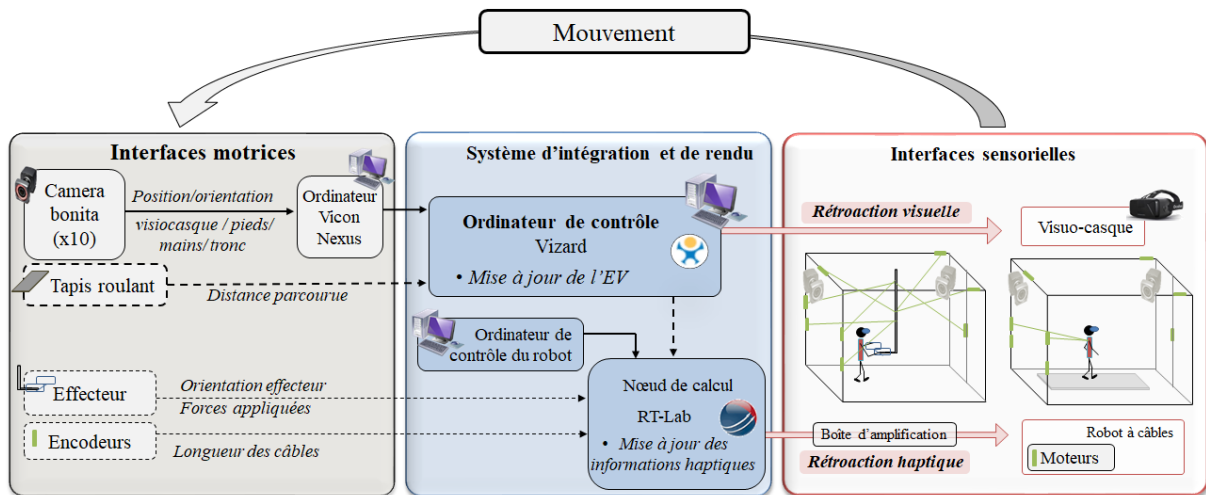


Figure I-1 : Schéma synthétisant le fonctionnement global du système de RV utilisé au cours des deux expérimentations. Les cases et flèches en pointillés correspondent aux interfaces et aux signaux spécifiques à la tâche de manutention de caisse (en fin), et à la tâche d'évitement d'avatar (en gras). Les configurations du robot à câbles pour la tâche de manutention et pour la tâche d'évitement d'avatar sont illustrées dans la case des interfaces sensorielles (respectivement à gauche et à droite).

2.1. Interfaces sensorielles

Un visiocasque (Oculus Rift DK2, Oculus VR, USA, 70 Hz) a été utilisé dans les deux expérimentations pour fournir une rétroaction visuelle à la première personne et favoriser l'immersion des participants dans les EVs. Afin d'augmenter les capacités des dispositifs haptiques existants, dans le cadre de sa thèse en génie mécanique, Fortin-Côté (Fortin-Côté, 2017) a développé un robot à mécanisme parallèle à entraînement par câbles permettant de

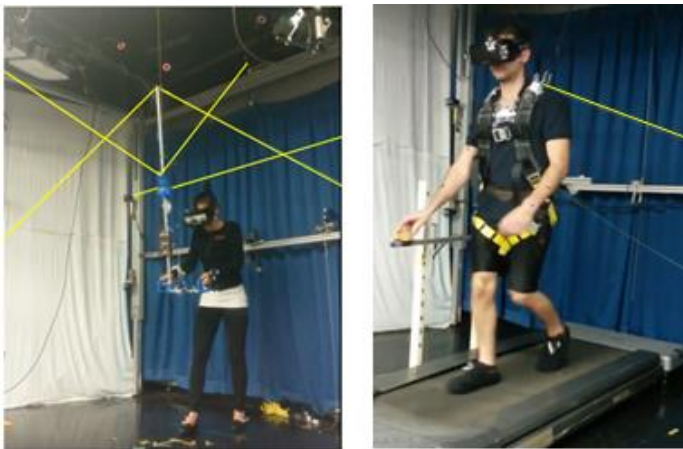


Figure I-2 : Utilisation du robot à câbles lors de la tâche de manipulation de caisse (à gauche) et de locomotion (à droite).

fournir des informations haptiques dans des EVs immersifs de grands volumes. L'avantage de ce robot est de permettre la réalisation de plusieurs tâches différentes dans de grands espaces de travail. Une illustration de l'utilisation de ce robot lors de la tâche de manutention de caisse et de locomotion est représentée sur la Figure I-2.

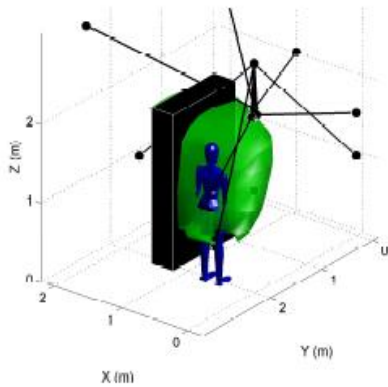


Figure I-3 : *Visualisation de l'espace de travail du robot à câbles en vert avec une représentation symbolique d'un utilisateur et d'une étagère (extrait du manuscrit de thèse de A. Fortin Côté (2017)).*

L'espace de travail du robot dépend de la taille de la pièce dans laquelle la structure fixe du robot est installée et du positionnement des câbles. Une visualisation de cet espace adapté pour la tâche de manutention de caisse est représentée dans la Figure I-3. Ce robot peut être rapidement configuré pour réaliser les différentes tâches pour lesquelles il est programmé, en choisissant les paramètres relatifs aux contraintes environnementales souhaitées sur la console de contrôle de l'ordinateur, et en modifiant les points d'ancrage de ses câbles. Il est ainsi possible de spécifier le poids de la caisse, la position des étagères ou la force de contact avec l'avatar. Les câbles sont des fils Spectra (Honeywell International, Inc.) non extensibles, d'environ 1 mm de diamètre, qui s'enroulent et se déroulent autour d'enrouleurs vissés à une structure métallique fixe. Ces câbles à la fois solides et ultralégers peuvent s'attacher sur le participant, par l'intermédiaire de son harnais de sécurité par exemple, ou à un effecteur avec lequel le participant est en interaction. Pour la tâche de manutention de caisse, l'effecteur que le participant peut saisir et déplacer est composé de poignées en plastique (Acrylonitrile Butadiene Styrene) permettant de simuler les poignées d'une caisse de lait. Cet effecteur est fixé à une tige de métal sur laquelle huit câbles sont attachés. Dans le cadre de la tâche d'évitement d'avatar, seuls deux câbles sont fixés à un harnais porté par le participant et ancrés au niveau des épaules. Au cours des deux tâches, le participant peut alors se déplacer ou déplacer l'effecteur sans contraintes, grâce aux moteurs rotatifs des enrouleurs qui maintiennent les câbles à une tension minimale. L'envoi de consignes aux boîtes d'amplifications qui contrôlent les moteurs permet alors de contrôler et modifier la tension des câbles. Ceci génère des forces qui peuvent simuler un contact avec une entité virtuelle, telle qu'une étagère ou un avatar, ainsi que le poids de la caisse manipulée. La tension minimale générée par les enrouleurs est de 2,6N pour maintenir une tension dans les câbles, et elle peut atteindre 19,8N. Ces consignes sont envoyées par le système d'intégration et de rendu haptique, présenté dans la section 2.3, en fonction du mouvement du participant et des valeurs paramétrées en amont par l'expérimentateur.

2.2. Interfaces motrices

2.2.1. *Suivi des mouvements du participant*

Pour permettre aux interfaces sensorielles de fournir des rétroactions sensorielles adaptées, il est nécessaire d'avoir des interfaces motrices qui suivent les mouvements du participant. Initialement, une interface motrice développée par Bonenfant (Bonenfant, 2017) permettait de suivre les déplacements du participant dans un espace de travail d'environ 3 m x 3m x 2m grâce à 4 caméras Kinect V2 (Microsoft, USA). Un algorithme de fusion et un filtrage particulière permettaient ainsi de combiner les données de suivi du participant des quatre caméras. De plus, ce traitement des données réduisait le bruit de l'acquisition multivues et la rendait plus robuste aux occlusions. L'exactitude de ce dispositif a été évaluée puis testée avec l'utilisation du robot à câbles en début de doctorat (voir Bonenfant et al. 2017 ainsi que l'annexe 2). Toutefois, lorsque ce dispositif était couplé à l'utilisation du robot à câble, le manque d'exactitude et le délai dû à la faible fréquence d'acquisition des caméras (30Hz) venaient détériorer les rétroactions visuelles fournies au participant. Ces limitations techniques créaient des conflits sensorimoteurs qui altéraient les performances des participants et leur présence dans l'EV. Plusieurs participants reportaient ainsi « avoir l'impression d'être saoul », et l'utilisation de ce montage aurait pu créer des malaises de simulateur lors d'expérimentation plus longue.

Étant donné de l'inexactitude du système Kinect, un système de capture de mouvement constitué de 12 caméras infrarouges Vicon Bonita et du logiciel Vicon Nexus (Vicon motion system Ltd., Oxford, Royaume-Unis), réglé à une fréquence d'acquisition de 100 Hz, a donc été utilisé comme interface motrice. Ce système permettait de suivre des triades de marqueurs réfléchissants passifs positionnés sur les pieds, le tronc, le visiocasque voire les mains et l'effecteur du robot, selon la tâche réalisée. La position de ces marqueurs était envoyée au système d'intégration et de rendu visuel, présenté section 2.3., pour modéliser visuellement ces éléments. Selon la fiche technique du fabricant (www.vicon.com), la précision d'un tel système de capture de mouvement est de l'ordre de 0,5 mm. Ce système a également permis de collecter les données nécessaires à l'analyse de mouvement détaillée dans la section 4.

2.2.2. *Suivi du déplacement du participant*

Pour la tâche de locomotion, un tapis roulant motorisé unidirectionnel (0,6 m x 1,5 m) s'adaptant à la vitesse de marche des participants a été développé. Un compteur de tours du moteur permettait de connaître la distance parcourue par le participant et envoyait cette valeur au système d'intégration et de rendu visuel pour adapter l'avancée de la scène virtuelle. Lors de l'utilisation du tapis roulant, la position du participant était obtenue grâce à un potentiomètre à câble attaché à sa ceinture. Le moteur du tapis était alors contrôlé par un contrôleur PD qui ajustait la vitesse du moteur en fonction de la position (P) du participant sur le tapis, et de la dérivée (D) de cette position. L'objectif de l'algorithme de contrôle utilisé était de garder le participant près d'une position de référence (le centre du tapis roulant), quelle que soit sa vitesse de marche, tout en maintenant les changements de vitesse du tapis aussi discret que possible. Les gains associés aux deux valeurs P et D permettaient d'ajuster la rapidité à laquelle le participant était ramené au centre du tapis et la réactivité de réponse du tapis au changement de vitesse du participant. Un bon paramétrage de ces gains est crucial afin d'éviter au participant de marcher en dehors du tapis ou de perdre l'équilibre lors de l'arrêt ou de la reprise de la marche (Souman *et al.*, 2010). Le paramétrage est donc fonction de la taille du tapis. Les gains doivent être les moins élevés possible, pour limiter la perception des changements de vitesse du tapis et tout déséquilibre, mais suffisamment élevés pour maintenir le participant entre les extrémités du tapis, quels que soient ses changements de vitesse de marche (Souman *et al.*, 2010). Ces paramètres ont été déterminés et fixés après plusieurs participants pilotes en augmentant progressivement les gains du tapis, jusqu'à ce qu'ils puissent marcher à 1,3 m/sec, s'arrêter et accélérer rapidement et de manière sécuritaire sur le tapis. Du fait de la courte longueur de la courroie du tapis, une grande réactivité était nécessaire pour éviter que le participant ne marche en dehors. Cependant, ceci pouvait déstabiliser les participants s'ils amorçaient la marche trop rapidement. Une rampe à glissière a donc été fabriquée et ajoutée à hauteur du 3^e métacarpe des participants lors qu'ils sont en position debout avec le membre supérieur au long du corps. Cette rampe permettait aux participants de maintenir un léger contact avec les doigts de la main de leur choix sur un cube qui pouvait suivre le balancement de leur main en couissant sur la glissière (Figure I-2). Il a en effet été démontré qu'un léger contact légèrement inférieur à 2N était suffisant pour

améliorer la stabilité posturale statique et dynamique d'un participant (Jeka & Lackner, 1994; Jeka *et al.*, 1996; Fung *et al.*, 2006).

2.2.3. Suivi de la position, de l'orientation et de la force appliquée à l'effecteur

Pour la tâche de manutention, les encodeurs situés dans les enrouleurs du robot déterminaient la longueur des câbles afin de connaître la position et la vitesse de l'effecteur. La résolution sur la longueur du câble était de 0,013 mm. Toutefois, avec le jeu et la compliance du système, ainsi que l'incertitude dans la phase d'étalonnage, l'incertitude de la mesure était de +/- 1cm (Fortin-Côté, 2017). De plus, un capteur d'effort ainsi qu'un potentiomètre étaient intégrés à l'effecteur du robot afin de connaître la force appliquée et l'orientation de l'effecteur. Ces informations étaient envoyées au système d'intégration et de rendu haptique pour adapter les informations haptiques.

2.3. Systèmes d'intégration et de rendu

Le système d'interaction et de rendu visuel (Vizard, WorldViz LLC, Santa Barbara, USA) traitait les signaux de positions des triades des marqueurs réfléchissants à une fréquence de 100 Hz. Il envoyait les commandes permettant de mettre à jour les EVs avec la modélisation des pieds, voire des mains et de la caisse, vus à la première personne dans le visiocasque.

Pour la tâche d'évitement d'avatar, ce système calculait la distance entre le corps du participant et celui des avatars. Lorsqu'une collision était détectée, il envoyait un signal au système d'interaction et de rendu haptique (RT-Lab, Opal-RT Technologies, Montréal, Canada) qui envoyait une commande pour augmenter la tension du câble concerné. De plus, ce système traitait également les signaux de position du participant en provenance du tapis afin d'ajuster l'avancée de la scène virtuelle.

Pour la tâche de manutention, le système d'interaction et de rendu haptique fonctionnait en parallèle et de manière indépendante au système de rendu visuel. Il traitait les signaux des encodeurs du robot ainsi que ceux du capteur d'effort et du potentiomètre intégrés à l'effecteur, afin d'envoyer les consignes aux moteurs, permettant ainsi de générer le rendu haptique à une fréquence de contrôle de 500 Hz. Cette fréquence d'échantillonnage élevée, en comparaison au dispositif visuel, est nécessaire pour un bon rendu haptique et éviter par exemple que la surface virtuelle des étagères ne semble molle (Bluteau, 2010). Elle est

imposée par le seuil élevé de 320 Hz au-deçà duquel un être humain peut discriminer deux signaux de forces consécutifs (Shimoga, 1992), et contrainte par la vitesse de calcul des algorithmes contrôlant le robot.

3. Environnements virtuels

Les EVs présentés dans les études ont été créés à l'aide du logiciel de modélisation 3D, Blender (Fondation Blender, Amsterdam, Pays-Bas). Pour la tâche de manutention de caisse, l'EV modélisait le laboratoire dans lequel la tâche a été réalisée en condition réelle. Cet EV fournissait donc des informations visuelles similaires à celles du laboratoire. Pour la tâche d'évitement d'avatar, l'EV simulait un environnement extérieur fictif. La structure de celui-ci a été réfléchi de manière à favoriser l'équilibre des participants, la perception de leur vitesse de marche et la localisation des avatars en mouvement, en fournissant un flux visuel et plus particulièrement une parallaxe de mouvement (Bardy *et al.*, 1996; Varraine *et al.*, 2002; Royden & Moore, 2012). Au cours des essais préliminaires, il a ainsi été observé qu'en absence d'éléments virtuels tels que des arbres et des bancs répartis dans l'EV, les participants avaient plus de difficultés à maintenir leur équilibre.

4. Protocoles de familiarisation

Pour contrôler le mal de simulateur, un premier temps de familiarisation était réalisé au début des expérimentations afin que les participants s'acclimatent aux EVs. Au cours de celui-ci une exploration progressive de l'EV impliquant des mouvements des yeux puis de la tête était réalisée. Après le changement de l'interface motrice Kinect par le système Vicon aucun participant n'a reporté d'effet secondaire lors des tests pilotes de la tâche de manutention.

Pour que les participants se familiarisent avec le dispositif et la tâche, un deuxième temps de familiarisation était également réalisé. Lors des tests pilotes de la tâche de manutention, les participants arrivaient rapidement à s'adapter à l'EV et à la tâche. Le protocole de familiarisation des expérimentations était donc rapide. Il permettait aux participants d'attraper, de soulever la caisse et d'entrer en contact avec le bord des étagères pour ressentir les effets des informations haptiques lors de l'utilisation du robot, puis de réaliser plusieurs fois de suite la tâche.

Pour la tâche d'évitement d'avatar en revanche, le protocole était plus long du fait de l'utilisation du tapis roulant. En effet, un temps de familiarisation de 6 minutes de marche à



Figure I-4 : Environnement virtuel utilisé lors du deuxième temps de familiarisation de la tâche de locomotion. En fonction de la couleur des poteaux les participants devaient s'arrêter (rouge), ralentir (orange), ou accélérer (vert).

vitesse constante est habituellement recommandé pour stabiliser les paramètres de marche sur un tapis roulant (Matsas *et al.*, 2000; Oude Lansink *et al.*, 2017). De plus, l'intérêt de l'étude portant sur les stratégies d'évitement des participants, il était primordial qu'ils puissent facilement moduler et contrôler leur vitesse de marche. Le protocole se divisait donc en deux temps. Dans un premier temps, les participants marchaient 3 min à vitesse constante sur le tapis roulant, puis modifiaient leur vitesse selon des consignes orales données par l'expérimentateur.

Durant un second temps, réalisé dans l'EV, les participants marchaient 6 minutes à vitesse constante, puis modifiaient leur vitesse en fonction de poteaux de couleurs disposés le long du chemin tel qu'illustré Figure I-4. À la fin de ce protocole, tous les participants

arrivaient à modifier leur vitesse de marche en moins de 3 m et à s'arrêter à des endroits précis indiqués par les poteaux virtuels.

5. Analyses de mouvement

En début d'expérimentation, des marqueurs réfléchissants de calibration anatomique étaient positionnés sur le participant en plus des triades de marqueurs situés au niveau des pieds, du tronc, et des mains. La position de tous les marqueurs était enregistrée pour permettre leur identification dans le logiciel Nexus ainsi que celle des segments analysés. Pour l'identification du tronc, les marqueurs de calibration individuels se trouvaient au niveau des articulations glénohumérales et de la fourchette sternale. L'identification des pieds étaient quant à elle rendue possible grâce aux marqueurs situés au niveau du talon, du bout antérieur de la chaussure et de tête du 5^e métatarse. Ces marqueurs individuels étaient enlevés après la calibration. Au cours des expérimentations, les données cinématiques des marqueurs des triades étaient enregistrées à l'aide du logiciel Vicon Nexus à une fréquence de 100 Hz. De plus, la position des différentes entités présentes dans les EVs (caisse ou avatars) était

spatialement synchronisée avec l'environnement réel et enregistrée par Vizard à une fréquence de 100Hz.

Le filtrage, la découpe des données ainsi que l'extraction des variables d'intérêts sont détaillés dans les deux articles. Pour analyser le positionnement des pieds de la tâche d'évitement d'avatar, un algorithme permettant de détecter les contacts des talons sur le tapis roulant a dû être développé. Celui-ci a été conçu par la candidate avec le logiciel Matlab (MathWorks version R2017, Massachusetts, Etats-Unis) et était inspiré d'algorithmes validés pour l'utilisation de tapis roulant (Hendershot *et al.*, 2016). Toutefois, ceux-ci sont habituellement validés pour la détection de contact avec le tapis lors de la marche à vitesse constante. L'algorithme a donc été légèrement modifié pour améliorer la détection des contacts du talon lors des changements de vitesse que les participants devaient nécessairement réaliser pour éviter les avatars. Les contacts du talon étaient définis comme le temps où la vitesse verticale de déplacement du centre de masse du pied atteignait un minimum local inférieur à 0,01 m/sec. Le talon devait être proche du tapis, à un seuil inférieur à 35 % de la hauteur maximale atteinte au cours du temps de marche. De plus, l'avant du pied devait être au moins 0,01 m plus haut que le talon. Cet algorithme a été validé en comparant les détections réalisées à l'aide des données de plateformes de force d'un tapis instrumenté (Bertec corporation, Ohio, Etats-Unis) ayant une fréquence d'acquisition de 1000 Hz, avec un seuil de détection de la force de réaction verticale de 5 N. Afin de comparer les détections réalisées avec les données de plateforme de force, les données cinématiques du Vicon enregistrées à une fréquence de 100Hz lors de la marche sur le tapis instrumenté étaient rééchantillonnées à 1000 Hz. L'algorithme présentait alors de bons résultats lors d'une marche à vitesse variable. Il détectait les contacts en moyenne $6\text{msec} \pm 6$ plus tôt, avec une absence de détection de 4 % des contacts lors d'importantes variations dans la cinématique de la marche.

6. Analyse du sentiment de présence

Il existe de nombreux questionnaires autoadministrés permettant d'évaluer le sentiment de présence des participants (voir Youngblut (2003) pour une revue détaillée des questionnaires existants). La plupart des questionnaires utilisent des échelles de Likert pour évaluer le degré d'accord ou de désaccord relatifs à différentes affirmations. Parmi ces questionnaires, l'un

des plus utilisés est le questionnaire de présence de Witmer et Singer (1998) (Youngblut, 2003). Plusieurs études démontrent qu'il existe une corrélation entre le score de ce questionnaire et le rythme cardiaque ou la réponse électrodermique lorsque les EVs sont susceptibles de susciter des émotions (participants s'approchant du vide par exemple) (Meehan *et al.*, 2005; Wiederhold *et al.*, 2003). La version 2.0 de ce questionnaire est composée de 19 items, évalués avec des échelles de Likert à 7 niveaux. Ces items permettent de mesurer quatre facteurs qui influencent le sentiment de présence, à savoir : 1. le niveau de contrôle et d'implication; 2. la fidélité sensorielle perçue; 3. le niveau d'adaptation et d'immersion; et 4. la qualité de l'interface (Witmer *et al.*, 2005). Ce questionnaire démontre une bonne fiabilité, avec un alpha de Cronbach's de 0.88 (Witmer & Singer, 1998). La version canadienne-française de ce questionnaire, validée et accessible sur le site du laboratoire de cyberpsychologie de l'Université du Québec en Outaouais (<http://w3.uqo.ca/cyberpsy/>), est présentée en annexe 3. Dans cette version, deux questions relatives à la présence d'informations haptiques, ainsi que trois relatives à la présence d'informations auditives ont été ajoutées. Ces questions sont également présentes dans la dernière version (3.0) du questionnaire de Witmer *et al.* (2005) qui ne possède pas de traduction française. La version française 2.0 a donc été utilisée pour les deux expériences. Les deux questions relatives aux informations haptiques n'étaient adaptées qu'à la tâche de manutention et ont donc été ajoutées au questionnaire pour cette tâche uniquement. Les scores de présence correspondaient à la somme des 21 items (score sur un total de 147) pour la tâche de manutention et des 19 items (score sur un total de 133) pour la tâche de locomotion.

Chapitre 2: Adding Haptic Feedback to Virtual Environments with a Cable-Driven Robot Improves Upper Limb Spatio-temporal Parameters During a Manual Handling Task

Co-auteurs:

Céline Faure^{a,b}, Alexis Fortin-Côté^c, Nicolas Robitaille^a, Philippe Cardou^c, Clément Gosselin^c, Denis Laurendeau^d, Catherine Mercier^{a,b}, Laurent Bouyer^{a,b}, Bradford James McFadyen^{a,b}

Affiliations:

^a Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration (CIRRIS), 525 Blvd. Wilfrid-Hamel, Quebec City, QC, Canada, G1M 2S8;

^bDepartment of Rehabilitation; ^cDepartment of Mechanical engineering;

^dDepartment of Electrical and Computer Engineering, Laval University, 1065 av. De la Médecine, Quebec City, QC, Canada, G1V 0A6;

1. Résumé

En dépit du potentiel que représente la réalité virtuelle (RV) pour améliorer la réadaptation, les interactions physiques avec les environnements virtuels (EV) sont souvent limitées à de simples informations visuelles présentées dans un espace de travail restreint. Un nouveau système utilisant un mécanisme parallèle entraîné par câbles a été développé afin de fournir un environnement plus écologique pour les évaluations cliniques. Celui-ci permet de combiner les informations visuelles et haptiques relatives aux contraintes environnementales telles que les contraintes physiques d'une étagère et le poids d'une caisse. Le but de cette étude était d'évaluer l'influence de l'ajout d'informations haptiques sur le comportement de l'utilisateur. Douze participants sains ont réalisé une tâche de manutention qui consistait à déplacer une caisse sous trois conditions différentes : 1) dans un EV ayant des informations haptiques (VE-Haptique) ; 2) Dans un EV sans informations haptiques (VE-NoHaptique) ; 3) dans un environnement physique (EP). Pour évaluer l'influence des informations visuelles

présentes dans l'EV et vues au travers du visiocasque, une condition contrôle additionnelle a été réalisée dans l'EP mais avec les rétroactions visuelles de l'EV (VE+PE). Les paramètres temporeux (durée du mouvement, pic de vitesse, fluidité du mouvement, temps au maximum de flexion du tronc, temps au pic de vitesse maximale des poignets), et les paramètres spatiaux du mouvement (flexion maximale du tronc, amplitude de flexion du tronc, longueur de la trajectoire, index de courbure et l'éloignement maximal avec l'étagère) ont été analysés pour les trois phases du mouvement : l'atteinte de la caisse, la descente et la remontée. Nos résultats suggèrent que l'ajout d'informations haptiques améliore le contrôle des paramètres spatiaux du mouvement, avec un meilleur respect des contraintes environnementales. Cependant, les informations visuelles présentées dans l'EV au travers du visiocasque semblent influencer les paramètres temporeux du mouvement et entraînent un mouvement plus lent. L'ensemble de ses résultats suggère que le robot à câbles peut être un outil prometteur pour fournir des contextes plus écologiques durant la réalisation de tâches complexes impliquant les membres supérieurs.

2. Abstract

Despite the potential of virtual reality (VR) to improve rehabilitation, physical interactions within virtual environments (VE) are often limited to visual information within a restricted workspace. A new system exploiting a cable-driven parallel robot to combine visual and haptic information related to environmental constraints (e.g. physical constraint of a shelf, weight of a manipulated box), has been developed to provide a more ecological environment for clinical assessment. The aim of this study was to evaluate the impact on user behaviour of adding haptic feedback in a VE. Twelve healthy participants executed a manual handling task consisting of the displacement of a crate under three conditions: 1) in a VE with haptic feedback (VE-Haptic); 2) in VE without haptic feedback (VE-NoHaptic); 3) in a real physical environment (PE). To assess the impact of the visual information presented in the VE through a head mounted display (HMD) an additional control condition consisting of PE while seeing the VE (VE+PE) was used. Temporal parameters (movement time, peak velocity, movement smoothness, time to maximum flexion, time to peak wrist velocity) and spatial parameters of movement (maximum trunk flexion, range of motion of the trunk, length of the trajectory, index of curvature and maximum clearance from the) were analysed in three phases of

movement : reaching, descent and ascent. Our results suggest that adding haptic feedback to a VE improves movement control of spatial parameters to better respect with environmental constraints. However, the visual information presented in the VE through the HMD appears to have an impact on temporal parameters of movement, leading to slower movement. Taken together, our results suggest that a parallel cable-driven robot can be a promising device to provide a more ecological context during complex upper limb tasks.

3. Introduction

Virtual Reality (VR) is a computer-based technology that provides a virtual environment (VE) in which a person can interact in real-time via multiple sensory channels (Weiss *et al.*, 2014). Over the past several years VR technology has become much more accessible and has emerged as a new tool for intervention in rehabilitation. The main strength of VR technology is its ability to harness neuroplastic mechanisms by providing meaningful, motivating, repetitive practice with salient and multimodal sensory feedback which can engage cognitive processes, and promote motor learning (Levin *et al.*, 2015*b*). Studies have progressively demonstrated the potential of VR, and its use has even been recently recommended in a clinical practice guideline for adult stroke rehabilitation (Winstein *et al.*, 2016). VR rehabilitation programs have also been shown to be as or more effective than traditional therapy to improve balance, gait, strength or motor control (Howard, 2017).

However, despite the benefits of VR, previous studies have found that movement in a VE exploiting visual feedback only differ from performing the same task within a physical environment. For example, reaching movements were less straight, less accurate, slower, and involved a smaller range of shoulder and elbow joint excursion in a VE in absence of haptic feedback (Knaut *et al.*, 2009; Liebermann *et al.*, 2012; Levin *et al.*, 2015*a*). Reaching or grasping movements in VEs were inaccurate in the absence of haptic feedback (Bingham *et al.*, 2001) and haptic feedback with visual input seems critical for normal grasping (Whitwell *et al.*, 2015). Thus, the quality of sensory information, including the absence of haptic feedback, in the virtual environment will affect one's movements for a given task. Moreover, training a task in an enriched environment with sensory information that matches those present in real situations enhances transfer to real-world function (Proteau *et al.*, 1992;

Schmidt & Lee, 2011). Therefore, it is important to understand how different sensory information affect one's motor behavior and sense of presence when interacting with a VE with the goal of creating a more ecologically valid environment for a given task.

Haptic systems involving robots to provide tactile and/or interaction forces between the user and the predominantly visual VE represent a major development for VR-based rehabilitation. The increased use of haptic devices in VE can provide enriched sensory experience, add physical task constraints (Adamovich *et al.*, 2009a), has the potential to engage similar neural structures than similar tasks executed in physical environments (Rakusa *et al.*, 2013) and may facilitate motor learning through enhanced sensory-motor integration (Demain *et al.*, 2013). Most current force feedback devices involve exoskeletons, such as the CyberGrasp (CyberGlove Systems LLC, USA) for prehensile movements, or end-effector systems, such as the Phantom (3D Systems, USA), the Falcon (Novint Technologies, USA), the MIT-MANUS (Interactive Motion Technologies, USA), or the HapticMaster (Moog Inc., USA). End-effector systems are less cumbersome than exoskeletons, but often have smaller workspace or restricted degrees-of-freedom (DOF). Presence and performance have been shown to be improved in VEs with haptic feedback, with shorter time to complete tasks involving manipulation of objects (Sallnäs *et al.*, 2000). In addition, in the presence of haptic feedback, spatial and temporal kinematics for reaching, grasping and transporting a ball have been shown to be similar to those obtained in a physical environment (Viau *et al.*, 2004).

Yet, despite technical evolution (Milot *et al.*, 2016), and the potential of cable-driven mechanism for rehabilitation (Surdilovic *et al.*, 2004; Kang *et al.*, 2017; Tappeiner *et al.*, 2018), current haptic devices still have limited DOF and/or workspace which can limit their use in more complex tasks within more natural applications such as a manual handling task from a standing posture. Recently, a new prototype of a full body haptic interface has been created to add haptic feedback to complex virtual tasks in a large workspace (Fortin-Côté, 2017). A cable-driven architecture composed of eight cables allows the user to move an end-effector in six degrees of freedom within a workspace to provide haptic rendering of the weight of a virtual crate and any collisions with the VE constraints such as shelving. This prototype, with its potential to provide a more natural, enriched environment for the participant to train manual handling tasks with visual and haptic feedback, is the focus of the present work. Knowing how haptic feedback enhances visual information during complex

virtual tasks will be important for the optimization of the use of VR for skills training, rehabilitation and clinical assessment.

The main objective of this study was, therefore, to assess the impact of adding haptic feedback to a VE, using a cable-driven robot during a manual handling task, on user behavior and the sense of presence. We hypothesized that the temporal and spatial parameters of grasping and free style handling kinematics made in VE with haptic feedback would be closer to those within the real physical environment than VE without haptic feedback. Moreover, we hypothesized that adding haptic feedback would improve one's feeling of presence in VE. A secondary objective was to assess the impact of the visual information presented in a VE through a head mounted display (HMD) on one's movement. We hypothesized that the temporal and spatial parameters of movement when seeing the VE through an HMD while interacting with the physical environment would be close to that made in a physical environment, suggesting that visual information presented in VE through an HMD does not negatively impact movement.

4. Methods

4.1. Participants

Twelve healthy participants (5 males, 7 females, mean age 28.1 ± 4.7 years) were recruited. They had normal or corrected-to-normal vision, and did not report any neurological, orthopaedic or musculoskeletal disorders that could affect task performance. This study was approved by the local ethics committee of the "Centre Intégré Universitaire de Santé et de Services Sociaux de la Capitale-Nationale" (CER-2016-524) and all subjects provided written informed consent.

4.2. Handling task protocol

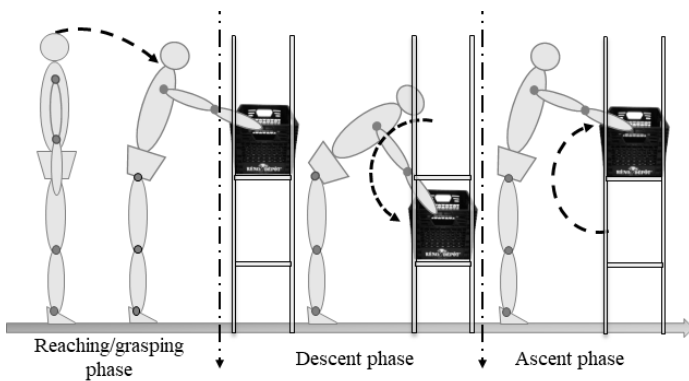


Figure II-1: Scheme of the three analysed phases of the handling task

Participants were asked to perform a freestyle manual handling task to move a crate in a bidirectional motion between two shelves set to 59 % and 36% of the participant's standing height. Participants stood with arms resting along their sides at a distance from the shelf corresponding to the length from the glenohumeral joint to the middle of the palm. Initial position of the feet was indicated by a green virtual or real line on the floor. A virtual or real crate (30cm x 30cm x 28cm) was positioned on a green target on the top shelf and a red target was positioned on the bottom shelf. With this configuration, the participant had to flex the trunk or move closer to the shelf in order to grasp the crate. At a verbal signal, participants were asked to grasp the box, move it and place it on the lower target, bring the crate back to the higher target, then wait for a signal and return to the initial upright posture with their feet on the green line (Figure II-1). The task required more precision at the end of the descent phase in order to pass the crate between shelves. For all conditions, participants were instructed to perform the task at a comfortable pace and in a manner that felt most natural.

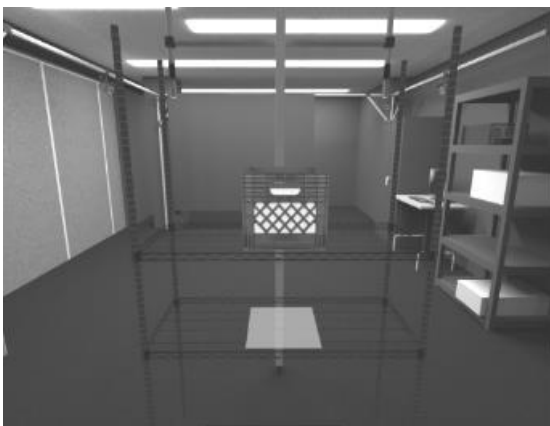


Figure II-2: Visual rendering of the virtual environment

The trials were collected for this task in 3 environments involving the real, physical environment (PE), a virtual environment presented in an HMD (Oculus Rift DK2, Oculus VR, USA) with haptic feedback (VE-Haptic) and without haptic feedback (VE-NoHaptic). In the PE, the real crate had a mass of 2kg. For both the VE-Haptic and VE-NoHaptic conditions, the PE was synthesized graphically (Figure II-2).

In the VE-Haptic condition, a six-degree-of-freedom cable-driven parallel mechanism (cable-driven robot; (Fortin-Côté *et al.*, 2018)) was used to mimic the crate mass as well as the physical constraints of the shelves (mechanical stops in the vertical and horizontal directions; Figure II-3). The cable-driven robot was composed of 8 cables wound on actuated pulleys and attached to a mobile rod. A 3D printed plastic end-effector which mimicked the handles of the real crate was mounted on this rod such that it could rotate about its main axis.



Figure II-3 : Use of the cable-driven robot and head mounted display

In this condition, the participant manipulated the end-effector.

In the VE-NoHaptic condition, participants manipulated the virtual crate without haptic feedback. The virtual crate attached to and followed the participant's hand movements while they were within 5 cm of the middle of the virtual handles. To become familiar with the VE, the robot and the task, participants first grasped and moved the crate in many directions several times. Then, they practiced trials prior to beginning the experiment until they indicated they were comfortable with the task. All participants practiced at least five reaching movements. The order of presentation of the three environment blocks was pseudo-randomized between subjects. There were rest periods of approximately five minutes between all conditions during which participants completed presence (Witmer & Singer, 1998) and simulator-sickness questionnaires (Kennedy *et al.*, 1993). SSQ scores were used to monitor for any negative effects induced by the VR system. The presence and SSQ scores were calculated as explained in [24] and [25].

After data collection for the three conditions described above, a last condition within the VE while manipulating the real crate (VE+PE) was added to assess the direct impact of the VE seen through the HMD on task performance. In this condition, the participant manipulated a real crate with real shelving while seeing everything as the VE within the HMD. To avoid bias on other conditions due to increasing fatigue, or in the VE-NoHaptic condition due to too many practice trials with haptic feedback, this condition for this secondary objective was always presented last.

4.3. VE rendering and data collection

Triads of three noncollinear reflective markers were placed on the back of the trunk (at the level of the fourth thoracic vertebra), on both feet and hands, as well as on the crate, the end-effector, and the head mounted display. Kinematic data were collected by a motion capture system composed of 12 infrared cameras (100 Hz; Vicon motion system Ltd. and Vicon Bonita, Oxford, UK). Part of these data were used for motion analysis as described below. Data were also sent to a visual interaction and rendering software (Vizard, WorldViz LLC, Santa Barbara, CA) which rendered, in real-time, the visual representation of the crate as well as the feet and hands of the participant. The first-person view of the VE was displayed in the HMD with a field of view of 110° and a refresh rate of 70Hz. The position of the center of the virtual crate was also recorded in Vizard (100 Hz).

4.4. Data analysis

Before data collection, additional markers were temporarily placed on the glenohumeral joints, sternal notch, heels, mid-toes and 5th metatarsals as anatomical references for a first calibration in a standing upright position with the trunk vertical. Raw coordinate marker data were filtered with a Butterworth, fourth-order, zero-lag filter with a cut-off frequency of 7Hz for the wrist and 8Hz for the trunk. Cut-off frequencies were chosen following a residual analysis procedure (Winter, 2009) from two pilot participants by plotting the root mean square error of different filtered data as a function of the raw data and choosing the cut-off frequency at which this error curve broke linearity. Absolute trunk flexion was calculated as indicated in Winter (2009), and wrist velocity as the derivative of wrist position.

The manual handling task was broken down into three phases: 1) reaching and grasping phase; 2) descent phase; 3) ascent phase. Onset of the initial reaching and grasping phase to get the crate was defined as the time at which the linear velocity of the midpoint between the two wrists exceeded 0.5 cm/s along the antero-posterior axis (movement towards the shelf) and remained above this value for at least 0.3 seconds. The end of this phase was defined as the time the wrists were above the top shelf and the velocity fell below 0.5 cm/s and remained below this value for at least 0.5 s. The onsets and offsets of the subsequent descent and ascent phases were defined in the same way for wrist velocity when the wrists were either just above the top or bottom shelves in accordance with the direction of movement. The main difference in movement control demand between the descent and ascent phases was that the descent

phase required more precision at the end of the movement to pass the crate between the shelves.

To describe temporal parameters, phase movement times (between onset and end, in seconds), mean peak tangential velocity of both wrists together (in cm/sec), movement smoothness (number of times the wrist acceleration crossed zero), percentage of time to maximum trunk flexion (in %) and to peak wrist velocity (in %) were calculated for all phases. To describe the spatial parameters of movement, maximum trunk flexion (in degrees), range of motion (ROM) of trunk flexion/extension (in degrees), the length of the wrists' or crate's trajectory (in cm) were calculated for all phases. For the descent and the ascent phases, the crate trajectory curvature index (ratio of crate trajectory length to the linear distance between onset and end positions), and the maximum clearance of the center of the crate from the shelf in the antero-posterior axis were also calculated.

4.5. Statistical Analysis

Statistical analyses were performed using SPSS (Statistical Packages for Social Science, 16.0, SPSS Inc, Chicago, IL). For the primary objective, the kinematic variables were analysed for three main environmental conditions using a repeated-measures analyses of variance (rmANOVA). A separate rmANOVA was performed for each phase of movement (reaching and grasping / descent / ascent). Post-hoc tests with Bonferroni corrections for multiples comparison were performed. Statistical significance was set at $p < 0.05$. P-values were Huynh-Feldt corrected for sphericity when necessary. The presence scores in VE-NoHaptic and VE-Haptic were compared with paired t-tests. For the secondary objective, the VE+PE and PE conditions were compared with paired t-tests.

5. Results

5.1. Effects of haptic feedback on reaching and grasping phases

Average group data are presented in Table II-1.

Table II-1 : Mean (SD) values for the reaching and grasping phase

	PE (a)	VE-noHaptic (b)	VE-Haptic (c)	P	VE+PE	P
<i>Temporal parameters</i>						
Movement time (sec)	1.22 (0.23)	1.51 (0.20) a	1.36 (0.21)	<0.01	1.40 (0.25)	0.016
Peak velocity (cm/sec)	122.65 (13.69)	100.81 (16.32) a	104.88 (12.70) a	<0.01	107.47 (13.20)	0.001
Smoothness (number of zero-crossing)	2.48 (0.93)	2.51 (0.65)	2.64 (0.86)	0.851	3.23 (1.11)	0.037
Time to max. trunk flexion (%)	90.20 (20.41)	84.95 (29.21)	90.00 (21.11)	0.459	82.63 (29.90)	0.199
Time to peak wrist velocity (%)	37.75 (5.32)	38.81 (7.87)	37.15 (6.68)	0.682	38.08 (6.71)	0.756
<i>Spatial parameters</i>						
Maximum trunk flexion (°)	15.21 (8.48)	15.28 (9.87)	14.00 (9.76)	0.499	12.74 (8.98)	0.067
ROM trunk flexion (°)	14.78 (6.92)	15.70 (7.66)	13.27 (7.31)	0.157	14.72 (11.67)	0.987
Trajectory length (cm)	63.38 (6.09)	70.12 (6.30) c	64.46 (6.47) b	<0.01	64.92 (5.26)	0.144

max. : maximum, ROM : range of motion, PE : physical environment, VE-noHaptic : virtual environment without haptic feedback, VE-Haptic : virtual environment with the cable-driven robot, VE+PE: virtual environment while manipulating the real crate in the physical environment, a,b,c $P < 0.05$ Post-Hoc, values in bold are significantly different from the PE condition.

5.1.1. Temporal parameters

There was a main effect of condition on time to reach the crate ($F(2,11)=10.58$; $P=0.001$) and peak velocity ($F(2,11)=18.97$; $P < 0.001$). However, there was no effect of condition on movement smoothness ($F(2,11)=0.16$; $P=0.85$), time to maximum trunk flexion ($F(2,10)=0.81$; $P=0.46$), nor time to peak wrist velocity ($F(2,11)=0.39$; $P=0.68$).

More precisely, post-hoc analyses showed that in comparison with PE, in VE-NoHaptic participants took more time to reach the crate ($P=0.007$; +24.0%), with lower peak velocity ($P=0.001$; -17.8%) and tended to take more time in VE-Haptic ($P=0.053$; +12.1 %), with lower peak velocity also ($P=0.004$; -14.5%). The time to reach the crate and the peak velocity were not different between VE-Haptic and VE-NoHaptic ($P=0.108$ and $P=0.31$, respectively).

5.1.2. Spatial parameters

Figure II-4 illustrates the mean wrist trajectories for one participant for all conditions. There was a main effect of condition on trajectories length ($F(2,11)=7.08$; $P < 0.01$) and no effect on maximum trunk flexion ($F(2,10)=0.72$; $P=0.50$), nor trunk ROM ($F(2,10)=2.02$; $P=0.16$).

In comparison with PE, the wrists' trajectory to reach the crate had a tendency to be longer in VE-NoHaptic ($P=0.058$; +10.6%) and was no different from VE-Haptic ($P=1.00$). The wrists' trajectory to reach the crate was also longer in VE-NoHaptic than in VE-Haptic ($P=0.006$; +8.8%).

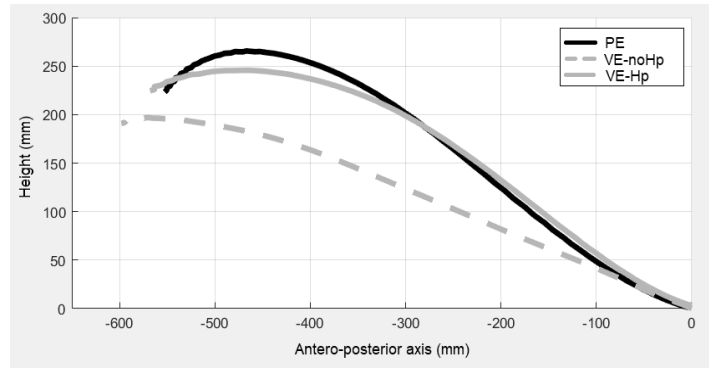


Figure II-4 :Midpoint wrists trajectories of one participant for all conditions, for the reaching and grasping phase (sagittal view).

5.2. Effect of VE and HMD on the reaching and grasping phases

Compared to PE, participants took more time to reach the crate (+15.5%, $P=0.016$), with lower peak velocity ($P=0.008$; -12.4%,) and less movement smoothness ($P=0.037$; +30.3%,) in VE+PE. The time to maximum trunk flexion, the time to peak wrist velocity, the maximum trunk flexion, the trunk ROM and the trajectory length were similar between both conditions ($P=0.199$, $P=0.756$, $P=0.067$, $P=0.987$, $P=0.144$ respectively).

5.3. Effect of haptic feedback on the descent phase

The average group data are presented in Table II-2.

Table II-2 : Mean (SD) values for the descent phase

	PE (a)	VE-noHaptic (b)	VE-Haptic (c)	P	VE+PE	P
<i>Temporal parameters</i>						
Movement time (sec)	2.53 (0.30)	2.84 (0.45) ^c	4.01 (0.66) ^{a,b}	<0.01	2.97 (0.51)	0.002
Peak velocity (cm/sec)	91.37 (17.39)	74.16 (14.78) ^{a,c}	59.93 (10.62) ^{a,b}	<0.01	79.01 (15.16)	0.002
Smoothness (number of zero-crossing)	7.90 (1.55)	7.68 (1.80) ^c	16.25 (3.36) ^{a,b}	<0.01	9.87 (2.11)	0.003
Time to max. trunk flexion (%)	79.70 (21.96)	81.35 (17.45)	83.06 (18.23)	0.798	82.74 (18.04)	0.325
Time to peak wrist velocity (%)	27.21 (12.05)	45.82 (13.52) ^a	32.56 (10.43)	<0.01	25.16 (8.81)	0.400
<i>Spatial parameters</i>						
Maximum trunk flexion (°)	70.49 (16.00)	71.14 (18.50)	65.57 (20.12)	0.189	71.32 (16.43)	0.640
ROM trunk flexion (°)	58.95 (14.85)	60.75 (19.22)	58.94 (18.72)	0.807	64.91 (17.57)	0.012
Trajectory length (cm)	135.44 (13.54)	122.38 (10.88) ^c	139.43 (7.54) ^b	<0.01	134.61 (9.41)	0.766
Index of curvature	3.47 (0.36)	2.80 (0.21) ^{a,c}	3.50 (0.20) ^b	<0.01	3.51 (0.29)	0.500
Clearance Max. from shelf (cm)	33.92 (4.49)	30.11 (5.16) ^c	36.05 (3.71) ^b	<0.01	34.22 (4.14)	0.655

max. : maximum, *ROM* : range of motion, *PE* : physical environment, *VE-noHaptic* : virtual environment without haptic feedback, *VE-Haptic* : virtual environment with the cable-driven robot, *VE+PE*: virtual environment while manipulating the real crate in the physical environment, *a,b,c* $P<0.05$ Post-Hoc, values in bold are significantly different from the PE condition.

5.3.1. Temporal parameters

There was a main effect of condition on time to descend the crate ($F(2,11)=48.83$; $p<0.001$), peak velocity ($F(2,11)=33.94$; $P<0.001$), movement smoothness ($F(2,11)=63.15$; $P<0.001$), and time to peak wrist velocity ($F(2,11)=7.69$; $P=0.003$). There was no effect of condition on time to maximum trunk flexion ($F(2,11)=0.23$; $P=0.80$).

More precisely, post-hoc analyses showed that, when participants used the cable-driven robot (VE-Haptic), they took more time to descend the crate in comparison with PE (+58.7%) and VE-NoHaptic (+41.1%) ($P<0.001$ for both), with lower peak velocity (PE; $P<0.001$, -34.4%, VE-NoHaptic; $P<0.001$, -19.2%), and less smooth movement (PE; +105.7%, VE-NoHaptic; +111.7%, $P<0.001$ for both). There were no differences between PE and VE-NoHaptic in the time to descend the crate ($P<0.216$), nor for movement smoothness ($P=1.00$), but the peak velocity was lower in VE-NoHaptic than PE ($P=0.01$; -18.8%). Moreover, the time to peak wrist velocity was earlier in PE ($P=0.004$; -18.61%), and tended to be earlier in VE-Haptic ($P=0.059$; -13.26%) in comparison with VE-NoHaptic, with no difference between VE-Haptic and PE ($P=1.00$).

5.3.2. Spatial parameters

Figure II-5A and C illustrate the mean crate trajectories for two participants for all conditions. It can be seen that while participants used different movements (P1 passed through the virtual shelving), qualitatively, trajectories for VE-Haptic were closer to PE than VE-NoHaptic for both of them. This was true for the whole group, excepted for one participant who has a trajectory for VE-NoHaptic close to PE.

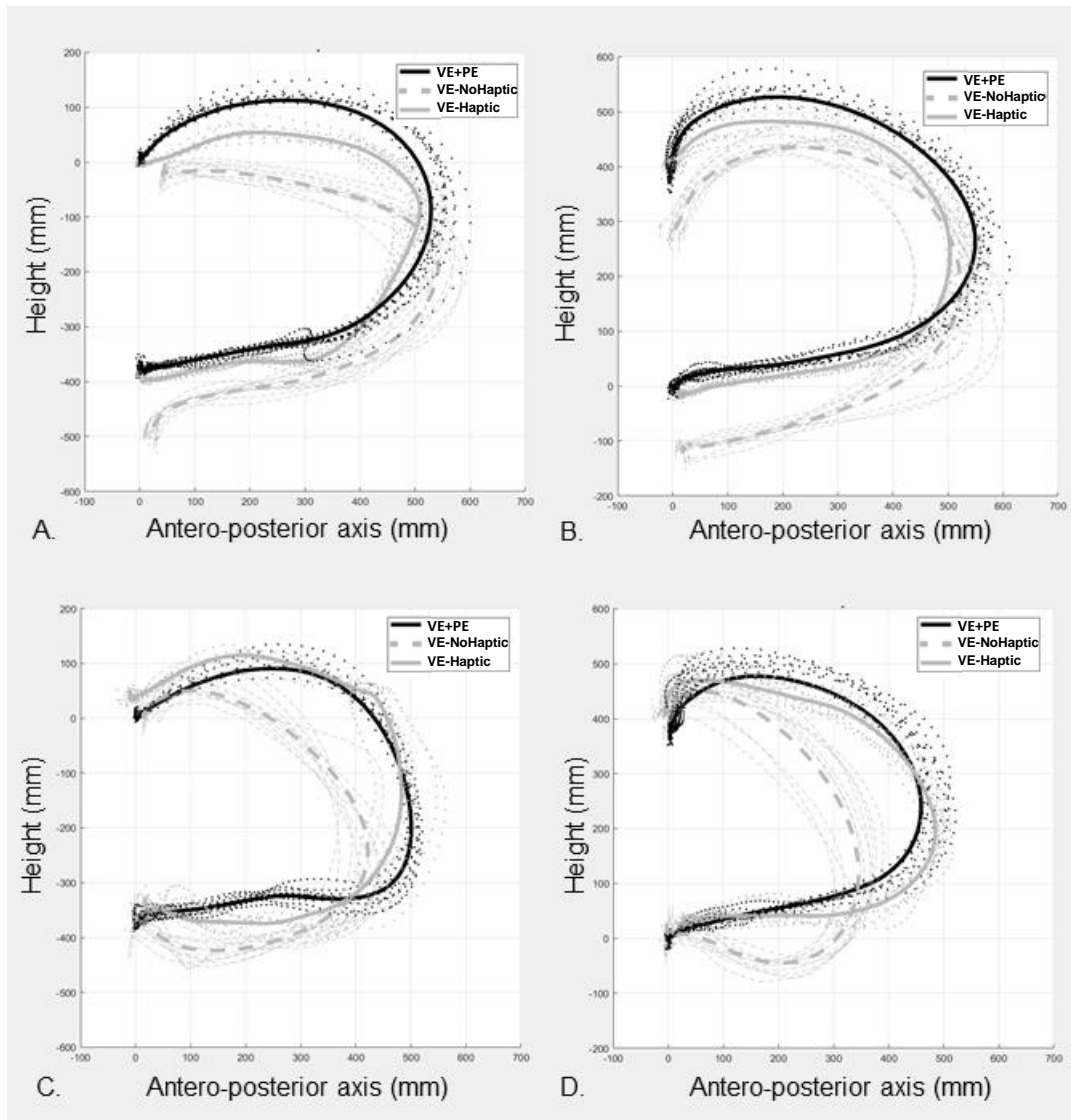


Figure II-5 : Mean crate trajectory for two participants (sagittal view) during A.C. descent phase B.D. ascent phase, in physical environment (PE), virtual environment without haptic feedback (VE-NoHaptic), and virtual environment with the cable-driven robot (VE-Haptic).

There was a main effect of condition on trajectory length ($F(2,11)=9.15$; $P=0.001$), crate trajectory curvature index ($F(2,11)=24.60$; $P<0.001$), and on maximum shelf clearance ($F(2,11)=7.31$; $P=0.004$). However, there was no effect of condition on the maximum trunk flexion, trunk's ROM ($F(2,11)=1.87$; $P=0.19$, $F(2,11)=0.21$; $P=0.81$, respectively).

More precisely, crate trajectory curvature index was smaller in VE-NoHaptic compared to VE-Haptic ($P<0.001$; -19.9%,) and PE ($P=0.001$; -19.1%). The trajectory length was shorter in VE-NoHaptic compared to VE-Haptic ($P<0.001$; -12.2%) and tended to be shorter

compared to PE (P=0.057; -9.6%). Between PE and VE-Haptic, there were no differences in the curvature index (P=1.00), nor the trajectory length (P=1.00). The maximum shelf clearance was shorter in VE-NoHaptic compared to VE-Haptic (P=0.001; -16.5%). There was no difference between PE compared to VE-NoHaptic and VE-Haptic (P=0.19 P=0.68 respectively).

5.4. Effect of VE and HDM on the descent phase

Compared to PE, participants took more time in VE+PE to descend the crate (P=0.002; +17.5%), had lower peak velocity (P=0.002; -13.5%), movement was less smooth (P=0.003; +24.9%), and there was a higher trunk ROM (P=0.012; +10.0%).

Between PE and VE+PE, there were no differences in the time to maximum trunk flexion (P=0.325), the time to peak wrist velocity (P=0.400), the maximum trunk flexion (P=0.640), the trajectory length (P=0.766), the curvature index (P=0.500) nor the maximum shelf clearance (P=0.655).

5.5. Effect of haptic feedback on the ascent phase

Average group data are presented in Table II-3.

Table II-3 : Mean (SD) values for the ascent phase

	PE (a)	VE-noHaptic (b)	VE-Haptic (c)	P	VE+PE	P
<i>Temporal parameters</i>						
Movement time (sec)	2.62 (0.33)	2.74 (0.37) ^c	3.51 (0.54) ^{a,b}	<0.01	2.75 (0.41)	0.211
Peak velocity (cm/sec)	86.29 (11.96)	81.16 (11.34) ^c	62.39 (7.91) ^{a,b}	<0.01	80.35 (8.22)	0.064
Smoothness (number of zero-crossing)	7.83 (1.77)	6.33 (1.58) ^c	14.59 (3.48) ^{a,b}	<0.01	8.03 (2.16)	0.734
Time to max. trunk flexion (%)	14.66 (15.92)	19.93 (28.53)	14.31 (16.29)	0.606	12.29 (14.94)	0.260
Time to peak wrist velocity (%)	49.13 (11.40)	42.71 (10.93)	44.58 (13.21)	0.181	53.08 (9.28)	0.162
<i>Spatial parameters</i>						
Maximum trunk flexion (°)	67.76 (18.89)	68.75 (19.51)	64.09 (20.01)	0.417	69.39 (16.91)	0.545
ROM trunk flexion (°)	59.62 (15.78)	52.42 (18.67)	52.37 (18.55)	0.102	60.69 (14.38)	0.617
Trajectory length	135.00 (12.95)	125.20 (13.56) ^c	135.94 (9.67) ^b	<0.05	137.59 (14.51)	0.217
Index of curvature	3.41 (0.34)	3.04 (0.38) ^c	3.30 (0.24) ^b	<0.05	3.41 (0.33)	0.990
Clearance Max. from shelf (cm)	34.08 (3.76)	28.16 (5.82) ^{a,c}	36.59 (3.63) ^b	<0.01	35.21 (4.88)	0.136

max. : maximum, *ROM* : range of motion, *PE* : physical environment, *VE-noHaptic* : virtual environment without haptic feedback, *VE-Haptic* : virtual environment with the cable-driven robot, *VE+PE*: virtual environment while manipulating the real crate in the physical environment, *a,b,c* $P < 0.05$ Post-Hoc, values in bold are significantly different from the PE condition

5.5.1. Temporal parameters

There was a main effect of condition on time to ascend the crate ($F(2,11)=22.81$; $p<0.001$), on the peak velocity ($F(2,11)=32.86$; $P<0.001$), on the movement smoothness ($F(2,11)=56.77$; $P<0.001$),

More precisely, post-hoc analyses showed that, when participants used the cable-driven robot (VE- Haptic), in comparison with PE and VE-NoHaptic, more time was needed to ascend the crate (PE; $P=0.001$, +33.7%, VE-NoHaptic; $P<0.001$, +28.1 %), with lower peak velocity ($P<0.001$ for both ; PE; -27.7%, VE-NoHaptic; -23.1 %), and less movement smoothness ($P<0.001$ for both , PE; +86.3%, VE-NoHaptic; +130.5%). There were no differences between PE and VE-NoHaptic in the time to ascend the crate ($P=1.00$), or for the peak velocity ($P=0.35$), or movement smoothness ($P=0.11$).

5.5.2. Spatial parameters

Figures II-5 B. and D illustrate the mean crate trajectories for the same two participants for all conditions. There was a main effect of condition on the trajectory length ($F(2,11)=4.43$; $P=0.024$), on the curvature index ($F(2,11)=5.42$; $P=0.012$), and on the maximum shelf clearance ($F(2,11)=16.52$; $P<0.001$).

There was no effect of condition on the time to maximum trunk flexion ($F(2,11)=0.51$; $P=0.61$), time to peak wrist velocity ($F(2,11)=1.85$; $P=0.18$), maximum trunk flexion ($F(2,11)=0.91$; $P=0.42$) nor trunk's ROM ($F(2,11)=2.54$; $P=0.10$).

More precisely, in comparison with VE-NoHaptic, the maximum shelf clearance was higher in VE-Haptic and PE ($P<0.001$; +23.1% and $P=0.017$; +17.4% respectively), the curvature index was higher in VE-Haptic ($P=0.047$; +8.1%) and tended to be higher in PE ($P=0.058$; +10.9%). There was no difference between PE and VE-Haptic on the maximum shelf clearance ($P=0.39$), nor the curvature index ($P=1.00$). Moreover, the trajectory length was shorter in VE-NoHaptic compared to VE-Haptic ($P=0.003$; +7.9%), and there were no differences between PE and either VE-NoHaptic or VE-Haptic ($P=0.186$, $P=1.00$ respectively).

5.6. Effect of VE and HMD on the ascent phase

During the ascent phase there were no differences between PE and VE+PE for all variables ($P>0.05$).

5.7. Presence

The presence scores were not statistically different ($P=0.52$) between VE-NoHaptic and VE-Haptic. Mean scores out of 147 (SD) were 112.8 (13.5) for VE-NoHaptic and 109.9 (10.8) for VE-Haptic.

6. Discussion

Previous studies have compared movements between physical and virtual environments. However, this study investigated a more complex task involving manual handling during standing while introducing haptic feedback related to the physical constraints of both the environment and object to be manipulated using a cable-driven robot. The results suggest that adding haptic feedback to the VE improves spatial parameters of movement that better respect environmental constraints. However, temporal parameters such as movement time and velocity appear to be more related to visual feedback. These results show that adding haptic feedback to VEs are important to develop more complex tasks for VR in rehabilitation. These richer, multisensory VEs provide more ecological feedback influencing the planning and control for more realistic movement important to improving motor learning and transfer of skills to real life.

6.1. Effect of haptic feedback on the reaching and grasping phase

As described in earlier studies, the wrist velocity profile during reaching to grasp is asymmetrically bell-shaped with a peak at 30-40% of total movement time (Jeannerod, 1984). Our results reproduced this profile (not shown) with a time to peak wrist velocity on average at 37.9% of total movement time across conditions. Thus, the temporal organisation of reaching in VE was close to PE whether haptic feedback was present or not. However, the movement seemed to be slowed down in VE conditions, even in the presence of haptic feedback. This was surprising as the presence of information about physical contact with the environment has been shown to decrease movement time (Zahariev & MacKenzie, 2007). However, on-line control of the hand in VE may have been more difficult (see section Effect of VE through the HMD below).

With respect to spatial changes, the length of the movement trajectory to grasp the crate was increased (+5.6cm on average) with no haptic constraint at the end of movement (VE-

NoHaptic). Adding haptic feedback seemed to improve the spatial organisation of movement, with participants reaching more realistically towards the crate. It is known that prior information about contact cues and local constraints is used to organize one's movements to grasp objects (Zahariev & MacKenzie, 2007; Verheij *et al.*, 2013). The differences in movement trajectories for VE-NoHaptic may also have been due to a need to have a better viewing angle in order to see the hands and their path without haptic feedback (Ustinova *et al.*, 2010), or even by the difference in physical manipulation following the grasping of the crate (Armbrüster & Spijkers, 2006). Further work is therefore required in order to better understand differences in spatial organisation of movements during the grasping phase.

6.2. Effect of haptic feedback on the handling phases

The main difference between the descent and ascent phases was that participants had to pass the 28 cm high crate between shelves with a vertical spacing of about 38cm (± 1.5 cm) during the descent phase. This required more movement precision than during the ascent phase in order to avoid contact with the shelves. However, participants were instructed to perform the task in a manner that felt most natural, without any instruction about precision or collision avoidance.

With respect to spatial changes, in the absence of haptic feedback, the trajectory of the crate was different from that of other conditions throughout movement. From the participants' perspective, visual evaluation of the relative distance between the crate and the shelf could be difficult. Indeed, the visual system is known to be limited in estimating depth distance (i.e. in the radial direction relative to the observer) on the basis of binocular cues alone (Hibbard & Bradshaw, 2003) and the precision of visual information is higher in the azimuth side-to-side direction than in the orthogonal depth direction (van Beers *et al.*, 2002b). Adding haptic feedback within the VE improved the spatial performance of the crate trajectory during both descent and ascent phases. It could be hypothesized that haptic feedback of the shelf allowed one to calibrate depth perception by providing an error signal when the crate hit the shelf. As described in previous studies, the lack of opportunity for the system to calibrate itself could change performance (Bingham & Pagano, 1998; Fajen, 2005a; Bingham *et al.*, 2007; Fajen, 2013; Bingham & Mon-Williams, 2013). However, the different VE-NoHaptic trajectory of the crate could also be a strategy to minimize effort and maximize performance (less movement time compared to VE-Haptic) in absence of any real risk of collision. Indeed,

during manual obstacle avoidance, straighter paths reduce biomechanical costs, but increase the risk of collision (Cohen *et al.*, 2010).

As would be expected for the less precise ascent phase, the time to peak wrist velocity ranged from 42.7 to 49.1% of movement time across conditions with no significant differences. During descent, we hypothesized that the presence of haptic feedback would have an effect, but it was not clear exactly how it would affect movement performance. When movement requires more precision, deceleration tends to begin sooner (Mackenzie *et al.*, 1987; Marteniuk *et al.*, 1987). This was found for the time to peak wrist velocity for PE (27% of movement time for descent versus 49 % for ascent) as well as VE-Haptic (32.6% versus 44.6%) but not VE-NoHaptic (45.8% versus 42.7%). It thus appears that in the absence of haptic feedback descent phase movement control was not influenced by task precision. The physical constraints associated with the visual environment render such control in the VE more realistic. As suggested in the previous paragraph, in the absence of haptic feedback and therefore of any risk of collision, biomechanical cost reduction may have had a higher contribution than spatial error to movement planning.

While the VE-Haptic condition appeared to render spatial parameters of movement closer to that seen for the PE condition, movement was still slower and less smooth during VE-Haptic even during the less precise ascent phase. A possible reason for this difference in VE-Haptic could be due to the constant minimal cable tension and friction in the winches during movement. This may have had an effect on the fidelity of the “virtual touch” of the environment and is known in robotics as the transparency issue (Gurari & Baud-Bovy, 2014). In addition, a lack of experience with the cable-driven robot could also be a factor, and longer practice could improve the participant’s performance. However, this does not negate the general effects observed here and the potential of this device to improve the virtual experience. Further work to reduce cable noise and explore practice effects is required.

Haptic feedback did not affect trunk flexion. This may suggest that reaching is primary controlled through the upper limb while the trunk only assisted general transport, as has been observed in prehensile tasks involving trunk movement (Saling *et al.*, 1996). Perhaps a heavier crate could have decreased trunk flexion to reduce external back moments in the presence of haptic feedback. Further work is required to assess other variables than endpoint motion.

Surprisingly, adding haptic feedback with the cable-driven robot did not improve the presence scores compared with the VE-NoHaptic condition. As described by Witmer *et al.* (2005), presence is influenced by four main factors: involvement/control, adaptation/immersion, sensory fidelity, and interface quality. The fact that adding haptic feedback did not improve presence scores could be due, in part, to the transparency issue noted above. As suggested by Witmer and al. (2005), transparency issues could alter participant performance, and negatively impact presence in VE (Witmer *et al.*, 2005).

Overall in relation to the first objective, our results did not fully support our hypothesis that haptic feedback improved movement quality, performance, and presence. More precisely, adding haptic feedback in VE improved spatial organisation of movement rendering it closer to that seen for the PE condition, whereas temporal parameters of performance such as velocity and movement time appeared to be more related to visual feedback. The cable-driven robot seems to be a promising device to provide haptic feedback during complex manipulation tasks. These results are important to create ecological VEs for assessments and rehabilitation, especially when the task requires obstacle avoidance and precision.

6.3. Effect of the visual information presented through an HMD

Regarding the secondary objective, our results did not fully support the hypothesis that there is no negative effect of the visual information presented within the VE through a HMD. In fact, movement was slower, less smooth and with lower peak wrists velocities for VE+PE compared to PE. However, this difference disappeared during the ascent phase. As explained above, the reaching phase and descent phase require greater precision to grasp the crate and to avoid collision with the shelving. Thus, the VE through the HMD influenced temporal parameters of the end-effector movement only when the task required precision.

Visual feedback of one's hands plays an important role during on-line control of pointing or grasping movements (Desmurget & Grafton, 2000; Proteau & Isabelle, 2002; Gritsenko *et al.*, 2009), in addition to visual feedback of the target or any obstacle along the hand path (Gritsenko *et al.*, 2009; Cohen *et al.*, 2010). Indeed, visual feedback is important for on-line control of movement, to correct for deviations that could interfere with task goals (Todorov & Jordan, 2002). Slower movement or a tendency towards slower movement was often reported during reaching and grasping movements in a VE (Viau *et al.*, 2004; Knaut *et al.*,

2009; Magdalon *et al.*, 2011). It has been suggested that latency in displaying visual information in the HMD could explain this higher movement time (Magdalon *et al.*, 2011). Differences observed between VE+PE and PE conditions could also be due to difficulty in visually estimating distances within the VE (Renner *et al.*, 2013) which could have a specific effect when controlling movement requiring precision within a VE. Finally, finger movements were not visually available in the present VE. Using newer systems such as the Leap Motion Controller (LMC; Leap Motion Inc., USA) (Smeragliuolo *et al.*, 2016) and newer HMD (Kelly *et al.*, 2017) with more accurate spatial perception could reduce the effects of the VE presented through an HMD.

6.4. Limits

This study had a small sample size and further work should therefore confirm our results with larger cohorts and different populations. The VE+PE condition was always performed last after more than 30 handling tasks. This may affect the results for the secondary objective but was necessary in order to not overly influence behaviour in the VE-NoHaptic by having different haptic experiences.

7. Conclusions

The aim of this study was to assess the impact on user behaviour and sense of presence of adding haptic feedback using a cable-driven robot during a manual handling task in a VE. A secondary objective was to assess the impact of presenting the VE through an HMD on user behaviour. The results showed that adding haptic feedback within the VE improves the spatial organisation of movement, resulting in more realistic end-effector trajectories and general motor behaviours. The precision demands of the task were particularly dependant on whether haptic information was involved or not. However, temporal parameters appear more influenced by visual feedback, and only when the task required precision. Finally, despite those differences in user behaviour, the sense of presence remained similar in absence or presence of haptic feedback provide by the cable-driven robot.

These results are important to inform future ecological VEs designs for rehabilitation to improve motor learning and transfer training to real life. While technical limitations in the visual and haptic interfaces need further attention, the cable-driven robot has been shown to be a promising device to provide more ecological haptic feedback during complex tasks.

The growth and the development of technologies will continue to improve, making such systems more realistic. Finally, this cable-driven robot system has the advantage of being reconfigurable to other mobility-based scenarios and complex tasks such as physical interaction with the environment during navigation, something that is currently further explored by this team.

8. Acknowledgments

The authors are grateful to Guy St-Vincent, Simon Foucault, Thierry Laliberté, Steve Forest, Félix Fiset and Frédéric Dumont. This study was funded by the Fond de recherche du Québec - Nature et Technologies (FRQ-NT; PC) and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (BJM: RGPIN/191782-2017, LB: RGPIN-2018-06184). CM is supported by an Emeritus Research Scholar Award from Fonds de recherche du Québec - Santé (FRQS).

Chapitre 3 : Impact of Adding Potential Physical Contact when Avoiding Avatars in Virtual Reality

Co-auteurs:

Faure C. ^{a,b}, Robitaille N. ^a, Cardou P. ^c, Gosselin C. ^c, Laurendeau D. ^d, Mercier C. ^{a,b},
McFadyen B.J. ^{a,b}, Bouyer L.J. ^{a,b*}

Affiliations:

^a Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration (CIRRIS),
525 Blvd. Wilfrid-Hamel, Quebec City, QC, Canada, G1M 2S8;

^b Department of Rehabilitation; ^c Department of Mechanical Engineering;

^d Department of Electrical and Computer Engineering, Université Laval, 1065 av. De la
Médecine, Quebec City, QC, Canada, G1V 0A6.

1. Résumé

Introduction : Les systèmes de réalité virtuelle (RV) ne présentent généralement pas de risque pour l'équilibre postural des utilisateurs lors de contacts avec un objet virtuel. Ceci limite le potentiel des thérapies exploitant la RV à réentraîner les évitements d'obstacles. Un mécanisme parallèle entraîné par câble a donc été conçu afin d'engendrer des perturbations posturales en cas de contact avec un avatar lors de la marche sur un tapis roulant qui s'adapte à la vitesse des utilisateurs. **Objectifs :** Les objectifs de cette étude étaient de mesurer les effets : 1) de contacts physiques potentiels avec des avatars sur les stratégies d'évitement et le sentiment de présence ; 2) de l'angle d'approche des avatars sur ces stratégies d'évitement. **Méthode :** Dix participants sains ont réalisé des tâches d'évitement d'avatars ayant deux angles d'approches différents (30° et 45°), en absence (VR-Ghost) puis en présence (VR-Hit) de contacts physiques potentiels. La vitesse de marche, la longueur des pas, la durée des pas, l'éloignement minimal des participants avec l'avatar, et l'espace péripersonnel (EPP) ont été analysés. **Résultats :** En dépit du faible taux de collisions observé au cours des conditions, lorsqu'il y avait un risque de contact physique (VR-Hit), les participants tendaient à initier la stratégie d'évitement plus tôt, et agrandissaient la distance d'éloignement minimale et la largeur de l'EPP, quel que soit l'angle d'approche de l'avatar. Lorsque l'avatar

approchait avec un angle de 30° la stratégie d'évitement différait légèrement au niveau de l'ajustement des pas : le dernier pas était plus grand et durait plus longtemps en comparaison avec les moments où l'avatar approchait à 45°. De plus, l'EPP et l'éloignement minimum étaient plus petits lorsque l'avatar avait un angle d'approche de 30°. Cependant, quelle que soit la variable analysée, aucun effet d'interaction entre les conditions Hit/Ghost et les angles n'a été trouvé. Enfin, le sentiment de présence a été amélioré dans la condition VR-Hit.

Conclusion : Ces résultats suggèrent que les participants avaient un comportement plus prudent, une présence accrue et prenaient plus en compte les contraintes environnementales en présence de contact physique potentiel, pour les deux angles d'approche de l'avatar. Cette étude pilote suggère que l'ajout de contact physique potentiel pourrait améliorer les entraînements aux évitements d'obstacles dynamiques en RV et la confiance des patients dans les activités locomotrices qui représentent une menace pour leur équilibre postural.

2. Abstract

Background: Virtual Reality (VR) systems generally pose no threat to postural balance when contact is made with an object. This limits the ability of VR-based therapy for retraining obstacle avoidance. Therefore, a cable mechanism was designed to induce postural perturbations when making contact with avatars during self-paced treadmill walking.

Objectives: The objectives of this study were to measure the effects of: 1) potential physical contact with avatars on avoidance strategies and the feeling of presence in VR; 2) the avatar approach angle on avoidance strategies.

Methods: Ten healthy participants performed avatar avoidance tasks in VR with two approach angles (30° and 45°), in the absence (VR-Ghost) and then in the presence (VR-Hit) of potential physical contact. Walking speed, step length, step duration, minimum clearance with the avatar, and the personal space (PS) were quantified.

Results: Despite a low collision rate across conditions, when there was a risk of physical contact (VR-Hit), participants tended to start their avoidance strategy earlier and increased minimum clearance along with a larger PS regardless of avatar approach angle. In addition, when the avatar approached with an angle of 30°, the last step was slightly shorter and lasted longer. PS and minimum clearance were also smaller. No interactions effects were found between conditions Hit/Ghost and angles. Finally, the feeling of presence was improved in the VR-Hit condition.

Conclusion: These results suggest that when avoiding

avatars in VR, more cautious behavior, greater presence and better consideration of environmental constraints are measured in the presence of potential physical contact, regardless of avatar approach angle. This pilot study therefore suggests that physical contact in VR can potentially help to better retrain dynamic obstacle avoidance and patient confidence in locomotor activities that threaten their dynamic posture.

3. Introduction

Mobility limitations represent the third cause of disability in Canada, with a prevalence of 7.2% of the population aged 15 years or older (Statistics Canada, 2015). Limited mobility is associated with a decrease in community participation and subsequent deterioration in quality of life (Lord *et al.*, 2004). Walking adaptability is crucial for safe ambulation and can be affected by eight environmental dimensions, namely : ambient conditions, terrain characteristics, external physical load, attentional demands, postural transition, time constraints, walking distance and traffic level (Patla & Shumway-Cook, 1999). The ability to meet external demands relative to these dimensions is often severely compromised for individuals with mobility limitations (Balasubramanian *et al.*, 2014). Particularly, these individuals experience a heightened risk of collision or falls and avoid walking in challenging contexts with dynamic obstacles such as other pedestrians (Balasubramanian *et al.*, 2014). However, there is a lack of clinical assessment and even training involving dynamic obstacle avoidance in order to improve community mobility of such individuals (Balasubramanian *et al.*, 2014; Darekar *et al.*, 2015b).

Detecting and avoiding dynamic obstacles require the processing of visuospatial information in order to plan and execute online locomotor adjustments (Fajen & Warren, 2003; Gérin-Lajoie *et al.*, 2005). Avoidance strategies require one to modulate their walking path, gait speed and a “safety zone” between themselves and the obstacles called personal space (PS) (Gérin-Lajoie *et al.*, 2005). The minimum clearance from the obstacle (Gérin-Lajoie *et al.*, 2005; Fink *et al.*, 2007), or the dynamic clearance (Darekar *et al.*, 2015a), can also be used to relate to this safe clearance maintained during avoidance strategy, and has been found to be different in pathological populations such as post-stroke individuals (Darekar *et al.*, 2015a).

Virtual reality systems have a great potential to train and evaluate obstacle avoidance, and improve community mobility of patients by simulating dynamic and ecological environments in a safe and controlled manner (Winstein *et al.*, 2016; Darekar *et al.*, 2017). Using a self-paced treadmill coupled with virtual reality is of real interest for training gait adaptations for obstacle avoidance (Jaffe *et al.*, 2004; Fung *et al.*, 2006).

However, current VEs used in clinics, as well as most laboratories, are mainly based on visual information from the environment (Darekar *et al.*, 2015*b*). Without the physical properties, VEs do not represent great risk for postural balance. This absence of risk in VR training could explain, for example, why scores on the activity-specific balance confidence questionnaire are not maintained long term after these training sessions (Yang *et al.*, 2008). Moreover, richer multisensory information improves participants' sense of presence in VR (Meehan *et al.*, 2005), which would allow them to behave more closely to what they do in everyday life (Slater & Wilbur, 1997). Technical evolution provide new opportunities to add physical properties and improve physical interactions, which could modify the locomotor strategies of participants in VE (Deutsch *et al.*, 2004; Vonach *et al.*, 2017; Krogmeier *et al.*, 2019*a*).

Given the potential benefits of adding physical properties to VE, the main objective of this study was to assess the impact of potential physical contact on avoidance strategies and on the sense of presence. We hypothesized that with the potential for physical contact with a virtual pedestrian (avatar) participants would show more cautious behaviors with larger PS, as well as a greater feeling of presence. In addition, as avoiding dynamic obstacles can also be impacted by the approach angle of the obstacle (Fajen & Warren, 2003; Fajen, 2013), a secondary objective of the study was to characterize the effect of two different approach angles on these avoidance strategies in relation to potential contact. We hypothesized that the avoidance strategy will be affected by avatar approach angle, but effect of potential contact on the expansion of PS will be robust. To address these objectives, a new device was built to apply physical contact from avatars creating a slight postural disturbance while walking on a self-paced treadmill.

4. Methods

4.1. Participants

Ten healthy participants (5 females, age 27.6 ± 4 years, height 1.72 ± 0.07 m, mass 67.2 ± 9.0 kg) participated in the study. The local ethics committee of the Integrated University Health and Social Services Centre for the National Capital Region (CIUSSS-CN) approved the study and all participants provided written informed consent.

4.2. Protocol

Participants walked on a self-paced treadmill, while looking at a virtual park within a head mounted display (HMD; Oculus Rift DK2, Oculus VR, USA) (Figures III-1A and B). They were asked to walk until the end of a 400 m virtual pathway as they would in a park, with the potential of 14 avatars crossing their path at different times (Figures III-1C and D). To avoid any fatigue, or any potential difference due to avatars being positioned on different sides

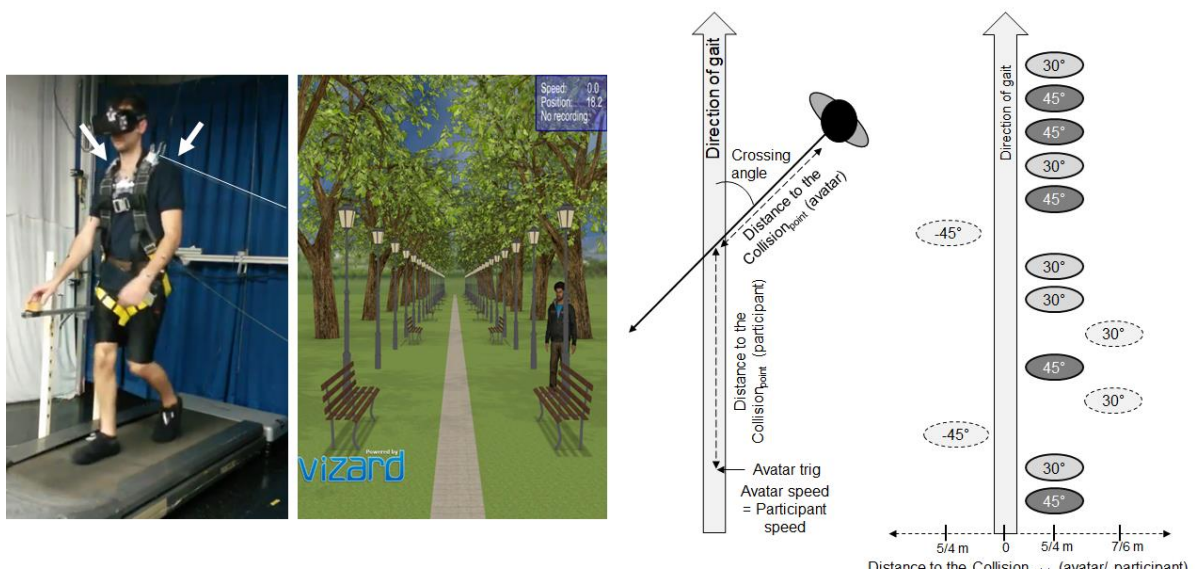


Figure III-1 : Experimental set-up

A. Participant walking on the self-paced treadmill while looking at the virtual scene **B.** Visual rendering of the environment **C.** Top view of the interaction with one avatar. When participant arrived at the “avatar trig”, the avatar started walking at the same speed than the participant. **D.** Avatars’ position along the way, with 10 analysed avatars (bold line) and 4 avatars used to decrease the predictability of analysed avatars’ movement (dash line). Varying positions reduced any learning effects and ensure that participants used on-line information to avoid avatars. Avatars were spaced from 26 ± 4 meters to allow participant to retrieve a constant speed between each avatar avoidance.

within a same participant, five participants had avatars approaching only from their right, and five from their left. To assess the impact of adding potential physical contact on their avoidance strategy, all participants performed the task under two conditions. First, they were instructed that if they did not avoid the avatars, the avatars would pass through them “like a ghost” (VR-Ghost). For the second condition with potential contact, participants were instructed that if avatars were not avoided, they would feel a light perturbation, as if someone hit their shoulder (VR-Hit). Before each condition, participants experienced collisions (visual or physical) while standing on the treadmill. The order of conditions was necessary so that behaviour during the VR-Ghost condition was not influenced by the VR-Hit condition. To characterise the effect of the approach angle on avoidance strategies, half of the avatars crossed the path at 45° and the others at 30°. There was a 5-10 min rest period after each condition during which participants completed presence (Witmer & Singer, 1998) and simulator-sickness questionnaires (Kennedy *et al.*, 1993).

Prior to testing, all participants performed familiarisation blocks without avatars until they were comfortable to be immersed in the virtual environment while standing, then they accommodated to walking on the self-paced treadmill at a constant, self-selected speed without the VE and they modulated their speed within the VE by practicing stopping in less than 3 meters indicated by virtual poles. Finally, immediately before each condition (Ghost or Hit), participants performed an avoidance task with 5 avatars.

4.3. Instrumentation

Three triads of reflective markers were placed on the participant (chest and feet), and one on the HMD. Six markers were also placed on the glenohumeral joints, sternal notch, heels, mid-toes and 5th metatarsals to digitize anatomical references during an initial calibration period in an upright standing position. Kinematic data were collected by a motion capture system composed of 12 infrared cameras (Vicon motion system Ltd. and Vicon Bonita, Oxford, UK) at a frequency of 100Hz and sent to a visual interaction and rendering software (Vizard, WorldViz LLC, Santa Barbara, CA) that controlled and synchronized the virtual scene’s progression with treadmill speed. This software also detected any collision between virtual avatars and participants. Kinematic data were also used for movement analysis (see below). Participants wore a safety harness and also had low force, fingertip contact with a cube-shaped object that slid along a low friction horizontal handrail in order to provide dynamic

stability (Fung & Perez, 2011). A new cable driven parallel mechanism was built to apply physical contact from avatars. Two cables wound on actuated pulleys were attached to the harness on the shoulders of the participant. The pulleys were actuated by a computer running RT-Lab (RT-Lab, Opal-RT Technologies, Montréal, Canada) connected to Vizard through User Datagram Protocol (UDP). In the VR-Hit condition, when a virtual collision event was detected by Vizard related to the relative position of the person and avatar in the VE, a signal was transmitted to RT-Lab to activate the pulley on the corresponding side. The force applied to the shoulder increased from a near 0N level (to maintain tension) to 10N over 0.25 seconds via torque control of the actuated pulley. The pulleys were not activated when a collision was detected in the VR-Ghost condition.

4.4. Data analysis

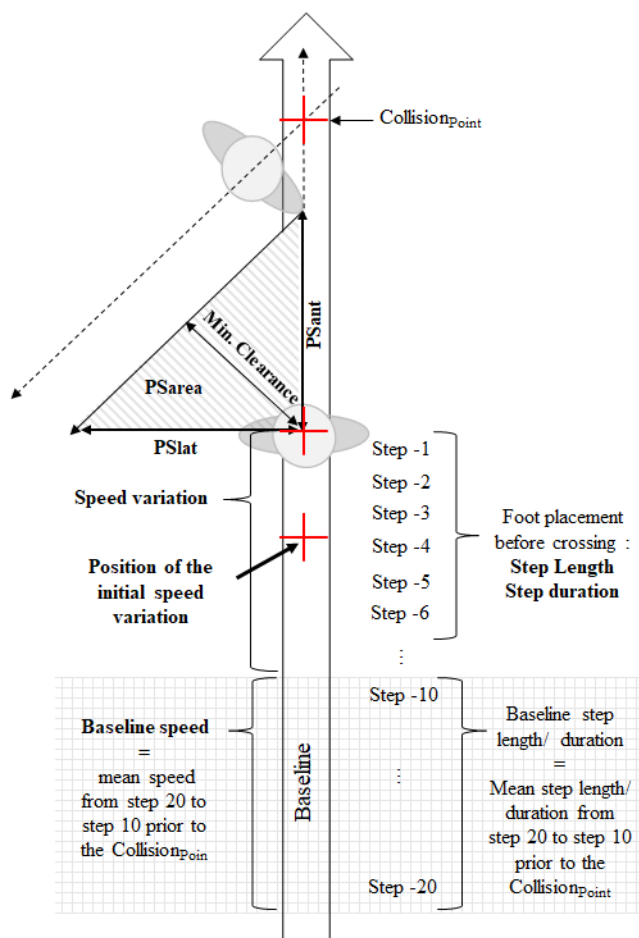


Figure 0-2 : Top view of the interaction with one avatar indicating all dependent variables (**bold**) PS : personal space, ant.: anterior, lat : lateral, min.: minimum.

During off-line data analysis, raw coordinate marker data were filtered with a 2nd order, double-pass Butterworth filter with a cut off frequency of 8Hz. The position of the avatars' and participants' shoulders within the scene and the speed of the participant were provided by the Vizard software.

Four variables characterized personal space (PS). PS_{area} (m²) corresponded to the personal space previously described in Gérin-Lajoie et al. (Gérin-Lajoie *et al.*, 2005), with the vectors defined by the position of a point located midway between participant's shoulders and the closest shoulder of the avatar. PS_{ant} (m) was defined as the first vector used to calculate PS_{area}, PS_{lat} (m) as the last

one, and minimum clearance (m) as the shortest vector during avatar approach (Figure III-2).

The collision_{point} was the intersection point between the avatar's and the participant's paths. Two variables characterized the point of speed modification. First, the position of the initial speed reduction was defined as the distance with the collision_{point} (m) when the participant's speed decreased and remained below 90% of baseline speed. Second, speed reduction was calculated as the difference between baseline speed and the participant's speed when the avatar was at the collision_{Point}. The participant's baseline speed was defined as their average speed from step 20 to step 10 prior to each collision_{Point} (Figure III-2).

Step length (distance between two consecutive heel strikes) and step duration (time between two consecutive heel strikes) were calculated for the 6 steps before the avatar crossed the collision_{point} and normalized to baseline step length and duration (Figure III-2). For each condition, the number of actual collisions were provided by the Vizard software.

4.5. Statistical Analysis

Statistical analyses were performed in SPSS (version 16.0, SPSS Inc, Chicago, IL) using a two-factor block design (Haptic_{Hit/Ghost} x Angle). T-tests were used to compare scores of presence and simulator-sickness across both VR-Ghost and VR-Hit conditions. A repeated-measures analysis of variance (rmANOVA) was used to determine the within-group effects for all other variables. Statistical significance was set at $p < 0.05$.

5. Results

5.1. Questionnaires scores

The average simulator-sickness scores (VR-Ghost = 9.72 ± 12.98 , VR-Hit = 11.22 ± 15.06) were not statistically different between VR-Hit and VR-Ghost (t-test; $p = 0.40$). Participants reported a strong feeling of presence that was significantly higher in VR-Hit than VR-Ghost (t-test; $p = 0.002$). Mean scores out of 133 were 104.6 ± 6.47 for VR-Ghost and 113.3 ± 8.42 for VR-Hit.

5.2. Collisions

Nine collisions were observed over a total of 280 avatar interactions. Seven occurred during VR-Ghost (6 with the 30° angle / 1 with the 45° angle) and 2 in VR-Hit condition (at the 30°

angle). Collisions were distributed among 3 participants. There were no main effects of haptic_{Hit/Ghost} ($F(1,9)=3.46$; $p=0.096$) or angle ($F(1,9)=3.65$; $p=0.089$), nor interaction effects ($F(1,9)=1.98$; $p=0.193$) on collisions.

5.3. Impact of potential physical contact on avoidance strategies

On average participants walked at a baseline speed of 1.24 m/sec ($SD=0.15$ m/sec). There were no main effects of haptic_{Hit/Ghost} ($F(1,9)=0.869$; $p=0.376$), angles $F(1,9)=2.387$; $p=0.157$), nor interaction effects ($F(1,9)=2.29$; $p=0.164$) on baseline speed.

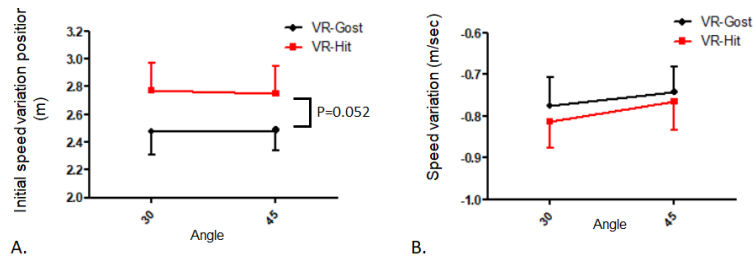


Figure III-3 : Effect of haptic and angle on the position of the initial speed variation (a), and on the speed variation (b).

There was a tendency for participants to slow down farther from the collision_{point} during the VR-Hit condition ($F(1,9)=5.027$; $p=0.052$, $\eta^2=0.358$) (Figure III-3A) but there were no effects of haptic_{Hit/Ghost} on the actual speed variations ($F(1,9)=2.069$; $p=0.184$, $\eta^2=0.187$) (Figure III-3B), nor on step length or duration for the 6 steps before the collision_{point} (length; $P=0.280$, $P=0.303$, $P=0.441$, $P=0.749$, $P=0.277$, $P=0.360$, from step-6 to step-1 respectively, duration; $P=0.844$, $P=0.975$, $P=0.601$, $P=0.343$, $P=0.498$, $P=0.719$, from step-6 to step-1 respectively) (Figure III-4A and 4B).

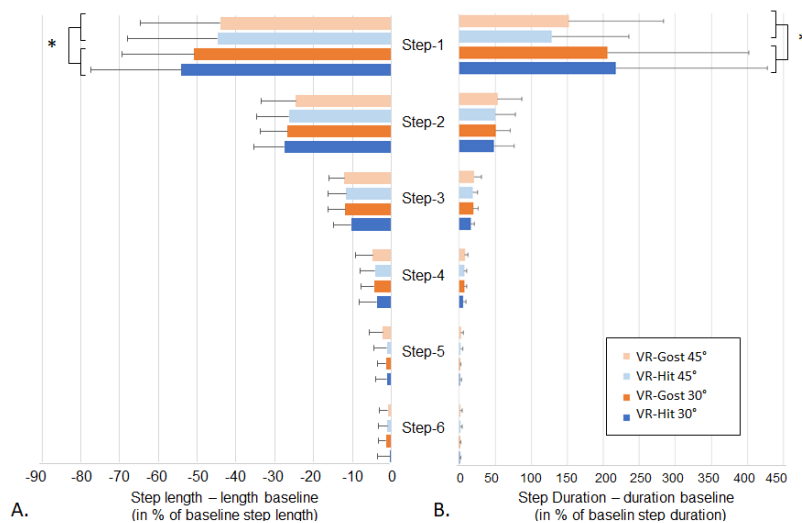


Figure III-4 : Step length (a) and duration (b) for the 6 steps before the collision_{point}

Figure III-5A and B illustrate the PS of one participant for all haptic_{Hit/Ghost} and angles. PS has a tendency to have a longer PS_{ant} ($F(1,9)=4.702$; $p=0.058$, $\eta^2=0.343$), and a significantly wider PS_{lat} ($F(1,9)=6.052$; $p=0.036$, $\eta^2=0.402$) than in VR-Ghost condition (Figure III-5D,E respectively). There was a large main effect of haptic_{Hit/Ghost} on minimum clearance from the avatar ($F(1,9)=8.198$; $p=0.019$, $\eta^2=0.477$) with a shorter minimum clearance in VR-Ghost than VR-Hit (Figure III-4.F). There was no effect of haptic_{Hit/Ghost} on PS_{sarea} ($F(1,9)=3.948$; $p=0.078$, $\eta^2=0.305$) (Figure III-5C).

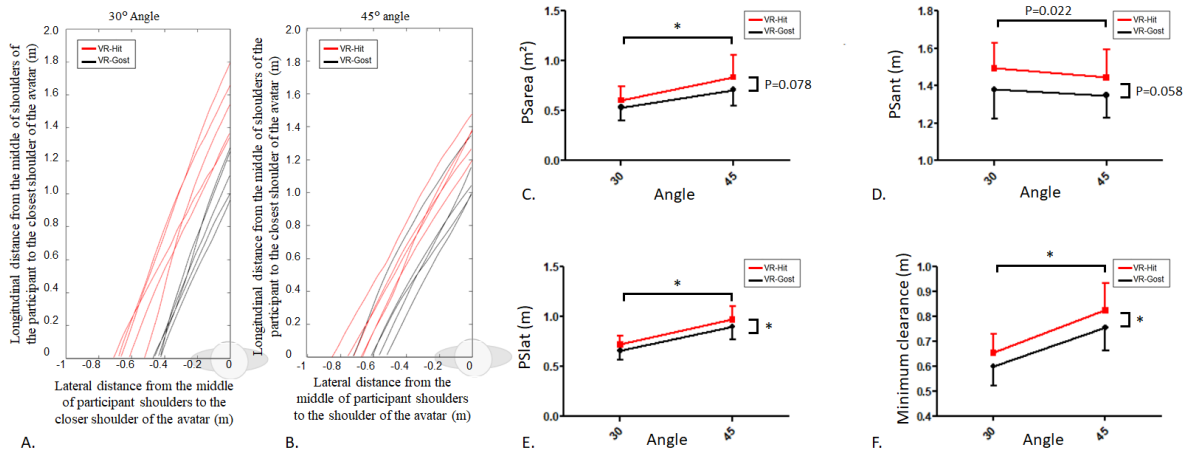


Figure III-5 : Peripersonal space's analysis

A.B. Peripersonal space of one participant (represented in grey) during VR-Hit (red line) and VR-Ghost (dark line) condition, with avatar crossing the way at a 30° angle (A.) and 45° angle (B.) **C.** Mean PS_{sarea}, **D.** Mean PS_{ant}, **E.** Mean PS_{lat} **F.** minimum clearance, during VR-Ghost (black) and VR-Hit-(red) for a 30° and 45° crossing angles. Error bar represent standard error of the mean (SEM).

5.4. Impact of approach angle on avoidance strategies

There was no effect of angle on the initial speed variation position ($F(1,9)=0.010$; $p=0.922$, $\eta^2=0.001$) nor on speed variation ($F(1,9)=2.458$; $p=0.151$, $\eta^2=0.214$) (Figures III-3A and 3B respectively).

There was also no effect of angle on step length or duration for the 6 steps before the collision_{point}. The last step, however, was significantly shorter and took more time when the avatar crossed at 30° than 45° ($F(1,9)=12.817$; $p=0.006$, and $F(1,9)=6.610$; $p=0.03$, respectively) (length; $P=0.927$, $P=0.724$, $P=0.956$, $P=0.465$, $P=0.328$, from step-6 to step-2 respectively, duration; $P=0.134$, $P=0.235$, $P=0.291$, $P=0.295$, $P=0.612$, from step -6 to -1 respectively (Figure III-4A and B).

Large effects of angle were observed on PS_{area} ($F(1,9)=10.461$; $p=0.01$, $\eta^2=0.538$), PS_{lat} ($F(1,9)=24.967$; $p=0.001$, $\eta^2=0.735$) and minimum clearance ($F(1,9)=31.765$; $p<0.001$, $\eta^2=0.779$) all of which increased when the avatar crossed at 45° (Figure III-5C,E,F). There was no effect of angle on PS_{ant} ($F(1,9)=1.699$; $p=0.225$, $\eta^2=0.159$) (Figure III-5D). In addition, no interaction effects between haptic_{Hit/Ghost} and angles were found for any variables.

6. Discussion

To our knowledge, this study is the first to investigate the impact of potential physical contact on avatar avoidance strategies in VR with a self-paced treadmill. On average, participants walked at the same baseline speed on both contact conditions and slowed down by 37.6 % to avoid avatars, by both reducing their step length and increasing their step duration.

6.1. Effect of potential physical contact

Our main hypothesis was that with the potential for physical contact with a virtual pedestrian (avatar), participants would show a more cautious behavior. The findings of a tendency to start the avoidance strategy earlier and to keep a significantly larger minimum clearance and PS_{lat} , during VR-Hit regardless of the approach angle support this hypothesis.

Several factors could explain the differences observed on the PS between VR-Ghost and VR-Hit conditions. Some authors considered PS as a protective zone (Gérin-Lajoie *et al.*, 2005) or a buffer zone (Hackney *et al.*, 2015b) that individuals maintain around their bodies when avoiding obstacles. Its role is thought to provide enough time to perceive and react to the potential upcoming hazard. One possible explanation is therefore that PS expansion in the VR-Hit condition could suggest that participants are acting more cautiously due to the higher risk for postural imbalance. Indeed, as observed by previous studies, participants make more conservative decisions when the negative consequences for error are high. For example, when walking on an elevated surface, individuals increase this buffer zone when passing through an aperture (Hackney *et al.*, 2015a) or over an obstacle (McKenzie & Brown, 2004). An alternative explanation for PS's size modification is that it is caused by a better representation of participants' own body in VR. Indeed, the cognitivist approach considers that locomotor control is impacted by the participant's knowledge of his/her body size (Fajen, 2013). This knowledge is learned through active exploration, calibrating the perceptual

system (Fajen, 2005b; Bingham & Mon-Williams, 2013). Contrary to VR-Ghost, during VR-Hit familiarisation before collection, participants received haptic feedback during collision, even if it occurred out of their field of view. This could have improved their knowledge of body size and led to an increase of PS and minimum clearance to avoid future potential collisions.

To parse out these two possibilities, the analysis of mean PS_{lat} variability between both, VR-Hit and VR-Ghost, conditions was performed. A decrease in variability could reveal an improvement of body representation and better on-line movement control (Rhea & Rietdyk, 2007). No difference was found ($SD_{VR-Ghost} = 0.11$ vs. $SD_{VR-Hit} = 0.12$; $F(1,9)=0.21$; $P=0.66$) suggesting that the increase in PS was likely more related to a higher risk of postural imbalance than a perceptual recalibration of body size in VR.

Furthermore, as participants could freely choose their motor strategy, it could also be hypothesized that in the presence of potential physical contact, participants chose a more cautious and smoother avoidance strategy initiated early enough to avoid the need for additional speed adjustments at the late phase, thereby also minimizing step adjustments (Patla *et al.*, 1999; Huber *et al.*, 2014). Moreover, as visual cues are used to control obstacle clearance distance (Jansen *et al.*, 2010a), the absence of visual cue when the avatar was on the side of participant, due to the HDM field of view, could have limited on-line movement control modifications, thereby increasing the risk of contact and leading to a more cautious behaviour for lateral clearance. This could explain the stronger effect observed on PS_{lat} than PS_{ant} . However, despite the technical constraints of the devices, under similar experimental conditions that Gérin-Lajoie *et al.* (2005) (Gérin-Lajoie *et al.*, 2005) used for overground walking with a real obstacle (45° approach angle), we obtained results with similar values for PS in the VR-Hit condition ($PS_{areaVR-hit} = 0.84m^2$, $PS_{antVR-hit} = 1.45m$, $PS_{latVR-hit} = 0.97m$ vs. $PS_{area} = 0.78m^2$, $PS_{ant} = 2.11m$, $PS_{lat} = 0.96m$) suggesting ecological validity of our results. We must be cautious about the interpretation of these results, however, as PS can be influenced by other environmental characteristics such as the height and width of the participant and whether the environment is virtual or real (Fajen, 2013).

6.2. Feeling of presence

Adding potential physical contact improved the presence score, as hypothesized. As the two conditions were not pseudo-randomized between subjects, a better control of the treadmill in

the VR-Hit condition could have influenced this score. However, this could also reveal a higher attention to relevant stimuli due to higher involvement which is characterised by Witmer as one of the four factors that influence presence in VR (Witmer *et al.*, 2005). In line with this hypothesis, additional analyses on presence scores revealed a higher increase of the adaptation and involvement factors, assessed by the Presence Questionnaire (P=0.007 and P=0.005 respectively) (Witmer *et al.*, 2005). Further studies involving dual-task situations to assess attentional demand (Smulders *et al.*, 2012) would now be necessary to validate this hypothesis.

6.3. Effect of avatar's approach angle

Our secondary hypothesis was that the avatar's approach angle would have an effect, but it was not clear exactly how it would be reflected in the avoidance strategy. According to Gérin-Lajoie *et al.* (2005), circumvention strategies include 2 deviation points at early and late planning. A parallel can be made with the present study with the early planning phase related to the moment when walking speed changed until the avatar arrived at the collision_{point}, and the late planning phase when the avatar crossed the collision_{point} until the participant crossed the avatar. With such phases, walking speed decreased in the early phase, in a similar way regardless of the approach angle, and fine-tuning step adjustments appeared at the end of this phase that were dependant on the approach angle. Similar behaviors across conditions during the initiation of avoidance strategies, regardless of the approach angle, was also observed by Souza Silva *et al.* (2018). Participants could have used the time-to-contact information (Cinelli & Patla, 2007) to initiate their strategy, as it was the same for all avatars. The difference on the last step adjustment could denote a fine-tuning strategy, at the end of this early phase, to adjust PS according to the approach angle. These results are in line with the Dynamical Model of Locomotor Path Formation (Fajen & Warren, 2003; Fajen, 2013) that is validated for over ground walking in VEs (Fink *et al.*, 2007), where the position and approach angle of an obstacle is predicted and used to influence the clearance from the obstacle.

Strengths and Limitations

This study has several strengths including using a cable mechanism coupled with a self-paced treadmill to make a more ecological yet controlled testing environment. Moreover, this study also characterized for the first time the effect of such a VR-system with physical contact of

avatars on avoidance strategies. This study also has limitations including a small sample size. Further work should therefore confirm our results in larger cohorts, different populations and other environmental constraints including other attentional demands.

7. Conclusion

This study revealed that adding physical contact of avatars with a cable mechanism has a real potential to better train obstacle avoidance using VR by leading to changes in behavior towards more cautious avoidance strategies, probably due to the higher perceived risk for postural imbalance. As fear of falling is a factor that influences obstacle avoidance, the present set-up, by providing a more ecological environment can help to retrain or assess locomotor activities that threaten dynamic posture.

8. Acknowledgments

The authors are grateful to Simon Foucault, Thierry Laliberté, Steve Forest, and Frédéric Dumont. This study is funded by the Fond de recherche de Québec- Nature et Technologies (FRQ-NT; PC) and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (BJM, LB).

Chapitre 4 : Discussion générale

L'objectif principal de cette thèse était d'évaluer l'impact de l'ajout d'informations haptiques par un robot à câbles sur le comportement moteur de sujets sains lors de la réalisation de tâches complexes et fonctionnelles dans des EVs. L'objectif secondaire était d'évaluer l'impact de cet ajout sur le sentiment de présence des participants.

Pour répondre à ces objectifs, nous avons analysé le comportement moteur et le sentiment de présence de participants sains lors de la réalisation d'une tâche de manutention de caisse et d'une tâche de locomotion nécessitant l'évitement d'avatars. Ces tâches étaient réalisées dans des EVs avec et sans informations haptiques. De plus, pour la tâche de manutention, une condition similaire a également été réalisée dans un environnement physique réel. La tâche de manutention requérait une utilisation proactive et rétroactive des informations sensorielles, tandis que l'évitement d'avatars nécessitait une utilisation principalement proactive de ces informations. Lors des deux expérimentations, les participants recevaient pour consigne de réaliser la tâche de manière similaire à ce qu'ils auraient fait dans la vie de tous les jours. Aucune consigne complémentaire ne venait contraindre le choix de la stratégie motrice.

La première hypothèse de recherche était que l'ajout d'informations haptiques améliorera le contrôle du mouvement lors d'une tâche de manipulation d'objet, avec des paramètres spatiaux temporels des mouvements similaires à ceux observés dans un environnement physique. La seconde hypothèse était que l'ajout de ces informations modifiera les stratégies locomotrices proactives mises en place par les participants, qui adopteront un comportement plus sécuritaire lors de l'évitement d'avatar. Enfin, la dernière hypothèse était que le sentiment de présence sera amélioré par l'ajout d'informations haptiques dans les EVs utilisés pour la tâche de manutention et de locomotion.

Dans une première partie, la synthèse des résultats sera présentée en lien avec les hypothèses de cette thèse.

1. Synthèse des résultats

Au cours de la tâche de manutention, l'ajout d'informations haptiques dans l'EV a permis d'améliorer les paramètres spatiaux du mouvement des mains (ou de la caisse déplacée) au cours des 3 phases du mouvement (préhension de la caisse, descente et remontée). En effet, en présence d'informations haptiques, les participants saisissaient et déplaçaient la caisse de

manière plus réaliste. L'organisation spatiale du mouvement était ainsi plus proche de ce qui était observé dans un environnement réel, avec des trajectoires qui respectaient davantage les contraintes environnementales (index de courbure ou éloignement plus important de la caisse avec l'étagère par exemple). De plus, le contrôle du mouvement était influencé par la demande de précision requise pour ne pas toucher les étagères en présence d'informations haptiques uniquement. À la fin de la phase de descente, lorsque des étagères étaient plus rapprochées, le pic de vitesse maximale de la caisse était ainsi plus précoce. En accord avec notre hypothèse, en présence d'informations haptiques, le comportement moteur des participants était ainsi plus proche de celui analysé dans l'environnement réel, avec une amélioration de certains paramètres spatiaux et temporels. Toutefois, notre hypothèse n'est que partiellement confirmée puisque tous les paramètres temporels du mouvement ne sont pas améliorés lors de l'ajout des informations haptiques. En effet, les contraintes techniques, liées à la vision de l'EV au travers du visiocasque et à l'utilisation du robot à câbles, ont entraîné un mouvement plus lent dans les EVs (avec et sans le robot à câbles), et moins fluide (lors de l'utilisation du robot à câbles).

Lors de la tâche de locomotion, tous les participants ont ralenti pour laisser passer les avatars en avant d'eux dans les EVs. Qu'il y ait ou non des informations haptiques, le nombre de collisions était alors très limité. Les stratégies d'évitement reposaient sur une modification dans le placement des pieds qui variait en fonction de l'angle d'approche de l'avatar. Ces modifications étaient similaires en présence ou non d'informations haptiques, mais elles étaient mises en place tendanciellement plus précocement en leur présence. De plus, en présence d'informations haptiques, les participants conservaient entre les avatars et eux-mêmes un éloignement minimal plus grands, ainsi qu'un espace péripersonnel plus large et tendanciellement plus long. En accord avec la seconde hypothèse, les participants ont ainsi mis en place une stratégie d'évitement d'avatars plus sécuritaire dans l'EV ayant des informations haptiques.

Ces deux expérimentations démontrent ainsi que l'ajout d'informations haptiques dans les EVs impacte de manière proactive les stratégies motrices des participants aussi bien lors de la tâche de manutention de caisse que celle de locomotion avec évitement d'avatars. Plus précisément, lorsqu'un risque de contact physique avec les entités virtuelles (étagère ou avatar) était présent, une anticipation plus précoce de l'évitement de ces entités était

observée. De plus, la distance laissée par les participants avec ces entités était plus importante. Lors de l'utilisation du robot à câbles dans la tâche de manutention, le contrôle du mouvement grâce à l'utilisation rétroactive de ces informations haptique semble toutefois complexifié avec une diminution de la fluidité du mouvement probablement due à la friction des câbles.

Enfin, le sentiment de présence évalué dans la tâche de manutention était similaire avec ou sans informations haptiques. La troisième et dernière hypothèse n'est donc validée que pour la tâche de locomotion où l'ajout d'informations haptiques dans les EVs a effectivement permis d'améliorer le sentiment de présence subjectif.

Certains de ces résultats seront discutés plus en détail dans la suite de la discussion.

2. Mise en perspective des résultats avec les théories du contrôle moteur

Les résultats de cette thèse démontrent que dans des EVs identiques en termes d'informations visuelles, et pour une même consigne donnée, l'ajout d'informations haptiques lors d'interactions avec des entités virtuelles vient modifier la réalisation du mouvement. Dans un premier temps, nous discuterons des différences observées entre les mouvements réalisés dans des EVs par rapport aux environnements réels afin de mieux comprendre pourquoi l'interprétation de ces différences peut être distincte de celles observées entre les EVs avec et ceux sans informations haptiques.

Au cours de la tâche de manutention, les participants avaient une moins bonne performance dans les EVs par rapport à l'environnement physique. En effet, le mouvement était plus lent dans tous les EVs. Les modifications de la performance des participants dans la tâche de manutention peuvent ainsi révéler une plus grande complexité de contrôle du mouvement. Ceci peut être causé par une plus grande incertitude sensorielle dans les EVs qui sont moins riches que les environnements physiques réels. De plus, au niveau sensorimoteur, les interfaces utilisées dans les systèmes de RV agissent comme des médiateurs sur lesquels l'interaction entre l'individu et l'EV repose (Fuchs & Moreau, 2006). Les légers délais qui existent entre le mouvement et l'affichage visuel des visiocasques (Raaen & Kjellmo, 2015), ou la friction au niveau des câbles du robot induisent un « bruit » (perturbations aléatoires et imprévisibles qui s'ajoutent au mouvement voulu (Faisal *et al.*, 2008)). Celui-ci s'ajoute aux

bruits physiologique (e.g. bruit cellulaire dans les motoneurones, non-linéarités dans l'activation des muscles) et environnemental (e.g. faible niveau d'éclairage) déjà présents lors du mouvement en environnement physique (Körding & Wolpert, 2006; Faisal *et al.*, 2008; Scott, 2016). Dans notre vie quotidienne, le SNC doit tenir compte des différents bruits pour envoyer des commandes motrices fonctionnelles, c'est-à-dire permettant de réaliser un mouvement approprié et de le corriger lorsque nécessaire (Körding & Wolpert, 2006; Scott, 2016). Dans des conditions où le bruit augmente, de nombreuses études ont mis en évidence une diminution de la vitesse et une augmentation de la durée du mouvement (Connolly & Goodale, 1999; Schettino *et al.*, 2003; Loftus *et al.*, 2004). Du fait de l'incertitude sensorimotrice générée par les systèmes de RV, un parallèle peut ainsi être fait entre la réalisation de tâches dans les EVs et la réalisation d'un mouvement dans des environnements physiques réels ayant une certaine incertitude sensorimotrice.

Comme nous l'avons vu dans l'introduction de cette thèse, l'intégration d'informations multisensorielles permet de construire un percept plus robuste de l'environnement qui nous entoure (Ernst & Bühlhoff, 2004). Dans la continuité de la réflexion précédente, nous pourrions alors penser que l'ajout d'informations haptiques dans les EVs permet de réduire les incertitudes sensorimotrices, en comparaison aux EVs uniquement visuels. Le protocole et les analyses de ces études ne permettent toutefois pas de valider ou d'infirmer une telle hypothèse. Il est cependant intéressant de noter que l'ajout d'informations haptiques entraîne une modification des paramètres spatiaux du mouvement, avec un éloignement plus important entre le participant (ou la caisse déplacée) et les entités virtuelles (étagère ou avatar). Ces résultats sont à l'opposé de ceux analysés dans d'autres études où l'on observe un éloignement plus petit lors d'évitements d'obstacles avec la main (Cohen *et al.*, 2010) ou le pied (Jansen *et al.*, 2010b) dans les environnements ayant moins d'incertitudes sensorielles. L'interprétation de ces résultats pourrait donc également reposer sur d'autres facteurs qu'il convient d'aborder.

Comme le stipulent les théories du contrôle optimal du mouvement (Scott, 2012) en présence de bruit ou d'erreur au cours du mouvement, il est possible de profiter des possibilités d'actions offertes par l'environnement pour rediriger la trajectoire vers une autre localisation sur la cible à atteindre, plutôt que de corriger de manière importante la trajectoire. Cette idée

a été démontrée lors d'atteinte manuel d'une cible dont le mouvement est perturbé en cours du trajet (Knill *et al.*, 2011; Nashed *et al.*, 2012). Comme soulevé et illustré au chapitre 2, il apparaît clairement qu'au cours de la tâche de manutention les trajectoires des caisses sont variables d'un participant à un autre en absence d'informations haptiques. En effet, dans ce contexte les étagères et la cible à atteindre ne sont que visuelles et ne représentent donc pas de réelles contraintes à respecter au cours du mouvement. Au contraire, l'ajout d'informations haptiques vient modifier les possibilités d'actions offertes par l'EV (i.e. affordances) et contraint les participants à davantage prendre en considération les entités virtuelles lors du contrôle du mouvement. Ceci pourrait ainsi expliquer que le mouvement soit moins fluide en présence d'étagères tangibles qui doivent être évitées pour atteindre la cible et obligent alors les participants à rediriger leur mouvement en cas de déviation.

L'ajout d'informations haptiques influence également la planification de la trajectoire, en amont même de la réalisation du mouvement. Ceci s'observe par une anticipation plus précoce de l'évitement des entités virtuelles lors de la phase de descente de la tâche de manutention ou par un ralentissement tendanciellement plus précoce dans la tâche de locomotion. Il est important de souligner qu'en absence d'informations haptiques, toutes les trajectoires des caisses virtuelles ne passent pas au travers des étagères, et peu de collisions avec les avatars sont également à dénombrer. Dans les EVs avec des informations haptiques, des participants auraient ainsi pu mettre en place des stratégies motrices identiques à celles utilisées dans les EVs sans informations haptiques. Comme suggéré dans les chapitres 2 et 3, il est donc possible que les différences observées proviennent d'une évaluation différente des risques de collisions potentielles associées au mouvement et à leurs conséquences. Il a en effet été démontré que le comportement moteur des sujets est plus conservateur lorsque la pénalité liée à l'erreur est élevée. Par exemple, le choix de stratégie motrice est plus sécuritaire lorsque le risque de chute est plus important ou que les conséquences de la chute sont plus graves (Mckenzie & Brown, 2004). De même, les participants sont moins disposés à passer en courant sous des obstacles en fer plutôt qu'en mousse (Wagmen et Malek 2009). De plus, il est intéressant de constater qu'un nombre même limité de collisions semble suffisant pour entraîner des différences significatives dans le comportement, voire le sentiment de présence des participants, dans les EVs ayant des informations haptiques.

En résumé, il est indéniable que l'ajout d'informations haptiques dans des EVs réduit les possibilités d'action puisqu'elles induisent certaines contraintes physiques qui bloquent les mouvements du participant et empêche ainsi de passer au travers des entités virtuelles. Toutefois, l'intérêt de cet ajout ne réside pas uniquement dans la restriction des possibilités d'actions, mais plutôt dans la modification des choix des stratégies motrices qui semblent prendre en compte de manière plus réaliste les entités virtuelles présentes dans l'environnement, et donc être plus écologiques. Cette prise en compte des contraintes serait ainsi probablement présente lors du contrôle du mouvement en cas de déviation de la trajectoire au cours du mouvement, mais également en amont, lors de la planification du mouvement.

3. Forces et limites de la thèse

Les deux études présentées dans cette thèse possèdent des forces et des limites liées aux choix méthodologiques.

L'utilisation de robots à câbles pour étudier l'impact des informations haptiques représente un grand intérêt. En effet, ceux-ci présentent l'avantage de ne pas contraindre les mouvements des participants, contrairement par exemple à certains exosquelettes qui ont des structures imposantes que le participant doit porter (comme par exemple dans l'étude de Magdalon *et al.*, 2011). De plus, ces robots à câbles permettent d'ajouter des informations haptiques en lien avec les objets que le participant manipule, mais également en lien avec les autres entités virtuelles présentes dans l'EV. Ainsi, bien que le participant n'entre pas toujours en contact avec ces entités (avatar ou rebord de l'étagère), il a tout de même conscience qu'elles possèdent des propriétés physiques qu'il convient de prendre en compte. Les tâches utilisées sont ainsi complémentaires et pertinentes pour étudier l'importance de cet ajout puisque la tâche de manutention permet l'utilisation rétroactive des informations haptiques de la caisse déplacée, tandis que les contraintes physiques doivent être prises en compte de manière principalement proactive lors de la tâche de locomotion, pour éviter tout déséquilibre.

Enfin, la tâche de manutention ne se limite pas à un simple pointage de cible ou une simple préhension d'objet, mais replace le geste dans un contexte plus écologique : le participant saisit une caisse à partir de la position debout, dans le but de la déplacer sur d'autres étagères.

Ceci représente un grand intérêt puisque l'exécution d'un mouvement dépend des mouvements consécutifs et du but de tâche (Armbrüster & Spijkers, 2006). Ces deux tâches comportent ainsi des exigences proches de celles proposées durant les séances de rééducation : ce sont des tâches orientées vers un but, réalisées dans des contextes similaires aux tâches réalisées dans la vie quotidienne, et requérant l'intégration et la prise en compte des rétroactions multisensorielles pour adapter son mouvement au contexte, selon les possibilités d'actions offertes par l'EV.

Ces deux expériences sont ainsi les premières à analyser l'impact de l'ajout d'informations haptiques sur le comportement moteur de sujets sains lors de la réalisation de tâches complexes et fonctionnelles dans des EVs. Elles ont ainsi permis d'avoir une vision globale des modifications qu'elles entraînent, mais présentent quelques limites. Premièrement, les deux études sont réalisées avec un nombre réduit de participants en bonne santé qui sont pour la majorité des étudiants, jeunes et de même culture. Ceci limite donc les possibilités de généralisation des résultats auprès d'une population plus large. En effet, il a été démontré par exemple que l'espace peripersonnel laissé entre les personnes variaient en fonction de leur âge et de leur culture (Beaulieu, 2004; Ozdemir, 2008). De plus, il existe des différences entre les stratégies motrices mises en place par des personnes saines et des personnes ayant subi un AVC lors d'évitement d'obstacles avec la main, et lors de la locomotion (Baniña *et al.*, 2017; Darekar *et al.*, 2017).

Deuxièmement, afin d'éviter toute fatigue ou tout mal de simulateur qui auraient pu limiter les performances des participants, les protocoles ont été réfléchis afin de ne pas être trop longs. Ceci limite donc les possibilités de généralisation des résultats pour la réalisation de tâches de plus longue durée et avec des sujets plus expérimentés. En effet, il a été démontré par exemple que l'éloignement minimum laissé avec les obstacles lors de tâche d'évitement manuel d'obstacle diminuait avec la pratique (Cohen *et al.*, 2010).

Troisièmement, les limites des outils utilisés sont également à prendre en compte dans l'interprétation des résultats. Comme expliqué en introduction, le sentiment de présence est considéré comme une illusion perceptive où le participant a l'impression d'être présent dans un monde différent de celui où il se situe physiquement. Bien que l'utilisateur sache que l'environnement n'est pas réel, il agit comme s'il l'était (Sanchez-Vives & Slater, 2005;

Slater, 2018). En étudiant les modifications du sentiment de présence, les chercheurs cherchent ainsi à comprendre quels sont les éléments à prioriser dans les EVs pour améliorer ce sentiment, et faire ainsi en sorte que le comportement du participant soit au plus proche du comportement qu'il aurait dans des environnements physiques similaires (Sanchez-Vives & Slater, 2005). Il est donc étonnant de constater que le comportement des sujets est différent au cours de la tâche de manutention entre les EVs avec et sans informations haptiques bien qu'aucune différence ne soit retrouvée au niveau des scores de présence. L'utilisation et la pertinence des questionnaires de présence sont peut-être ainsi limitées pour rechercher les paramètres permettant d'améliorer l'écologie des EVs dans un contexte de développement de tâches motrices complexes. Leur pertinence est en effet controversée, et certains auteurs préfèrent utiliser des mesures physiologiques au cours de la réalisation de la tâche (Slater, 1999, 2018; Sanchez-Vives & Slater, 2005; Krogmeier *et al.*, 2019b). Dans des contextes pouvant déclencher de l'anxiété, des auteurs ont ainsi trouvé une augmentation plus importante de la réponse galvanique lors d'illusion plus forte, au cours de la «rubber hand illusion» par exemple (Armel & Ramachandran, 2003). Récemment, d'autres chercheurs ont également mis en évidence que cette réponse galvanique augmentait davantage en présence d'information haptique lors d'interaction avec un avatar (Krogmeier *et al.*, 2019b). Il serait ainsi intéressant de voir si ces mesures permettent de prédire un comportement plus réaliste dans des situations où l'ajout d'informations haptiques vient induire un risque de collision avec les entités virtuelles.

4. Perspectives

Il serait important de poursuivre ces recherches afin d'approfondir la compréhension des effets observés et les connaissances nécessaires au développement d'interfaces haptiques pour la clinique. Au cours de la discussion, il a été suggéré que les modifications observées proviennent d'une augmentation de la prise en considération des entités virtuelles en présence d'informations haptiques. Il serait donc pertinent d'analyser si cette modification perdure au cours de tâches plus longues, mais également d'évaluer l'influence de l'expérience des participants sur les modifications de leur comportement. En effet, il a été démontré que le simple avertissement d'un risque de contact avec un obstacle au sol modifie légèrement le dégagement du pied au sol (Pijnappels *et al.*, 2001). Il serait donc intéressant de voir si

l'expérimentation des contacts avec les entités haptiques, plutôt qu'un simple avertissement, est nécessaire en amont de la réalisation des tâches pour entraîner une augmentation de l'éloignement des participants avec les entités. De plus, il serait pertinent de voir si cette expérimentation est régulièrement nécessaire pour que l'effet perdure dans le temps (p. ex. contacts inévitables réguliers). Ceci permettrait d'améliorer la connaissance relative aux paramètres à respecter pour la conception des EVs ayant des informations haptiques, pour que ces informations aient une influence sur le comportement des participants, qui perdure dans le temps.

Au cours de la discussion, il a également été suggéré que la modification de la stratégie induite par l'ajout d'informations haptiques provient d'une modification dans l'évaluation des risques associés à une éventuelle collision. Puisque les valeurs qui guident les choix moteurs sont des valeurs internes indirectement accessibles, certains auteurs s'inspirent de protocoles de neuroéconomie pour analyser la prise de décision motrice en induisant des gains et des risques explicites (tel qu'une perte monétaire) (Trommershäuser *et al.*, 2008). Afin de tester notre hypothèse, il serait donc possible d'analyser l'influence de l'ajout d'un risque explicite en cas de contact avec une entité virtuelle sur la réalisation du mouvement dans des EVs avec et sans informations haptiques. Ceci permettrait de voir si le contrôle et la planification du mouvement sont modifiés de manière similaire entre les EVs sans informations haptiques, mais avec un risque explicite, et les EVs avec informations haptiques sans risque explicite.

Afin de garder des tâches plus écologiques, la notion de risques explicites pourrait être testée et induite par des stimulations douloureuses expérimentales phasiques, de type électrique, ou mécanique plutôt que par des gains monétaires. En effet, l'utilisation de tels modèles de douleur expérimentale auprès de participants sains est souvent utilisée afin d'établir des relations reproductibles et directes des effets induits par la douleur, ou son anticipation, sur les variables étudiées (Bank *et al.*, 2013). Cette notion de risque douloureux est importante dans des contextes de thérapie d'exposition graduée mise en place auprès de clients présentant une peur du mouvement importante (kinésiophobie) (Vlaeyen *et al.*, 2002; de Jong *et al.*, 2012). En effet, certains clients qui ont des douleurs lombaires et présentent une kinésiophobie vont mettre en place des stratégies d'évitement de certaines tâches impliquant

des flexions lombaires. Ces comportements entraînent un déconditionnement physique, et sont souvent associés à la transition de la douleur aiguë vers la douleur chronique avec une augmentation des incapacités (Vlaeyen *et al.*, 1995, 2002). À l'inverse, un faible niveau d'évitement est associé à une meilleure récupération un an après un épisode de lombalgie (Dunn *et al.*, 2013). Les thérapies d'exposition graduée vont donc progressivement entraîner les clients à réaliser des activités qui sont une source de peur et d'anxiété, afin de favoriser leur récupération (Vlaeyen *et al.*, 2002; de Jong *et al.*, 2012). De récentes études ont démontré que les systèmes de RV, uniquement basés sur des informations visuelles, ont permis d'encourager la réalisation de tâches qui requiert des flexions du tronc, et de diminuer la kinésiophobie (Thomas *et al.*, 2016). Toutefois, aucun transfert de ces acquis dans la vie quotidienne n'a été observé (Thomas *et al.*, 2016). L'utilisation d'un robot à câble couplé à la RV, telle que présentée dans le protocole de manutention, représente donc un intérêt considérable pour aller plus loin dans l'exposition graduelle des clients. En effet, ce type de dispositif permettrait au client d'avoir des interactions physiques avec les objets virtuels, et le clinicien pourrait ainsi proposer des tâches nécessitant des ports de charges, tout en contrôlant les informations haptiques fournies au client. L'interface de contrôle du robot qui permet de moduler les informations haptiques offrirait ainsi la possibilité au clinicien d'augmenter progressivement le poids des objets virtuels, et de diminuer la hauteur des étagères, de manière adaptée à la progression du client. Ce type de dispositif, en proposant de situations plus complexes et plus écologiques, pourrait ainsi favoriser le transfert des acquis.

Pour la tâche de locomotion, l'utilisation du robot à câble représente également un grand intérêt dans des contextes d'évaluations ou de réentraînement à la marche communautaire avec de clients ayant subi un AVC par exemple. En effet, la capacité de ces clients à adapter leur marche aux contraintes environnementales est très souvent compromise (Balasubramanian *et al.*, 2014). Ils présentent alors des risques importants de collisions et de chutes et ont donc tendance à éviter les environnements complexes tels que les environnements communautaires (Lord *et al.*, 2004; Barrett *et al.*, 2010; Balasubramanian *et al.*, 2014). L'utilisation d'un robot à câbles, telle que présentée dans le protocole de locomotion, représente donc un intérêt considérable pour entraîner ces clients dans des EVs qui représentent un risque pour leur équilibre postural. Ce dispositif leur offrirait la possibilité

d'expérimenter des collisions dans des conditions sécuritaires, et de s'entraîner à marcher dans ces environnements complexes qui peuvent habituellement être une source de peur. Ceci représente un réel intérêt pour améliorer la confiance des clients au long terme et favoriser leur marche en communauté.

De plus, il est reconnu qu'en situation de double tâche, la réalisation simultanée d'une tâche motrice et cognitive, telle que marcher tout en mémorisant une liste de course, entraîne une diminution de la performance de l'une ou des deux tâches (Al-Yahya *et al.*, 2011; Plummer *et al.*, 2013). Dans des contextes d'évitement d'obstacles en environnements complexes, la priorisation de la tâche motrice est ainsi nécessaire du fait du risque de chutes associé (Timmermans *et al.*, 2018). Pourtant, une récente étude suggère que la priorisation de la tâche motrice est plus présente dans des environnements physiques que les EVs (Timmermans *et al.*, 2018). Si, comme avancée au cours de la discussion, l'ajout d'informations haptiques entraîne une modification dans l'évaluation des risques associés à une éventuelle collision, l'ajout de ces informations lors de la réalisation de double tâche en RV pourrait ainsi favoriser la priorisation de la tâche motrice (par rapport à un EV sans informations haptiques). L'utilisation du robot à câble permettrait ainsi d'avoir des EVs d'entraînement plus écologiques, qui permettraient d'améliorer les capacités des clients à réaliser des doubles tâches et donc diminuer leur risque de chutes (Weerdesteyn *et al.*, 2008; Timmermans *et al.*, 2018).

Les outils de RV sont déjà reconnus comme ayant un potentiel intéressant pour améliorer la récupération motrice des clients (Winstein *et al.*, 2016). Les études de cette thèse proposent ainsi une utilisation novatrice des robots à câbles afin d'accroître les possibilités d'optimisation de l'apprentissage moteur qu'offre la RV. Les études présentées ont eu lieu à un stade précoce de développement du robot et permettent de fournir des preuves de concept et une première validation en laboratoire de l'utilisation de ce robot auprès de personnes saines. De nombreuses autres étapes seront donc nécessaires pour que cette technologie soit suffisamment mature pour être utilisée en clinique. Comme le montre l'étude présentée en Annexe 1, de nombreux facteurs peuvent limiter l'implémentation d'un outil en clinique. À des stades de développement plus tardif, il sera donc important de tester l'utilisation du robot

à câble couplé à la RV auprès de patients, et d'inclure les cliniciens lors d'évaluation qui devront avoir lieu en laboratoire, dans un premier temps, puis en contexte clinique.

Conclusion

Avec le développement des technologies, l'ajout d'informations haptiques présente un fort potentiel pour améliorer l'écologie des EVs et le transfert des apprentissages des clients présentant des troubles du contrôle moteur. Toutefois, peu d'études ont montré l'influence des informations haptiques dans la réalisation de tâches complexes en RV. L'objectif de cette thèse était ainsi d'évaluer l'impact de ces informations grâce à l'utilisation d'un robot à câbles sur le comportement moteur des participants lors de tâches complexes et fonctionnelles. Les résultats suggèrent que l'ajout d'informations haptiques favorise une meilleure prise en compte des entités virtuelles lors de la planification mouvement, que ce soit lors de tâche de manutention, mais également de locomotion avec évitement d'avatars. Les informations haptiques imposent en effet des restrictions des possibilités d'actions plus réalistes, et modifient probablement l'évaluation des conséquences que représente le contact avec les entités virtuelles. Compte tenu de l'importance de favoriser l'intégration des informations visuelles, mais également haptiques, pour réaliser un mouvement adapté au contexte, avoir un bon contrôle moteur, et favoriser l'apprentissage moteur, il apparaît important de poursuivre l'étude de l'influence de ces informations dans les EVs. La réalisation de tâches plus complexes, impliquant la prise en compte des incertitudes sensorimotrices ainsi que des risques encourus, présente en effet un fort potentiel pour optimiser encore plus les EVs pour la réadaptation.

Bibliographie

- Abernethy B (1990). Anticipation in squash: Differences in advance cue utilization between expert and novice players. *Journal of Sports Sciences* **8**, 17–34.
- Abuhamdeh S & Csikszentmihalyi M (2012). Attentional involvement and intrinsic motivation. *Motivation & Emotion* **36**, 257–267.
- Adamovich S, Fluet G, Tunik E & Merians A (2009a). Sensorimotor training in virtual reality: A review. *NeuroRehabilitation* **25**, 29–44.
- Adamovich SV, Fluet GG, Merians AS, Mathai A & Qinyin Qiu (2009b). Incorporating Haptic Effects Into Three-Dimensional Virtual Environments to Train the Hemiparetic Upper Extremity. *IEEE Transactions on Neural Systems Rehabilitation Engineering* **17**, 512–520.
- Adamovich SV, Merians AS, Boian R, Lewis JA, Tremaine M, Burdea GS, Recce M & Poizner H (2005). A Virtual Reality—Based Exercise System for Hand Rehabilitation Post-Stroke. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* **14**, 161–174.
- Agence de la santé publique du Canada (2009). *Suivi des maladies au coeur et des accidents vasculaires cérébraux au Canada, 2009*. Agence de la santé publique du Canada, Ottawa. Available at: <http://deslibris.ca/ID/218583> [Accessed June 12, 2019].
- Aida J, Chau B & Dunn J (2018). Immersive virtual reality in traumatic brain injury rehabilitation: A literature review. *NeuroRehabilitation* **42**, 441–448.
- Alais D & Burr D (2004). The Ventriloquist Effect Results from Near-Optimal Bimodal Integration. *Current Biology* **14**, 257–262.
- Al-Yahya E, Dawes H, Smith L, Dennis A, Howells K & Cockburn J (2011). Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* **35**, 715–728.
- Aminov A, Rogers JM, Middleton S, Caeyenberghs K & Wilson PH (2018). What do randomized controlled trials say about virtual rehabilitation in stroke? A systematic literature review and meta-analysis of upper-limb and cognitive outcomes. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*; DOI: 10.1186/s12984-018-0370-2.
- Arim R & Statistics Canada (2015). *A profile of persons with disabilities among Canadians aged 15 years or older, 2012*. Available at: <https://central.bac-lac.gc.ca/.item?id=89-654-x2015001-eng&op=pdf&app=Library> [Accessed June 24, 2019].
- Armbrüster C & Spijkers W (2006). Movement planning in prehension: do intended actions influence the initial reach and grasp movement? *Motor control* **10**, 311–329.

- Armstrong KC & Ramachandran VS (2003). Projecting sensations to external objects: evidence from skin conductance response. *Proceedings of the Royal Society London B* **270**, 1499–1506.
- Augurelle A-S, Smith AM, Lejeune T & Thonnard J-L (2003). Importance of Cutaneous Feedback in Maintaining a Secure Grip During Manipulation of Hand-Held Objects. *Journal of Neurophysiology* **89**, 665–671.
- Balasubramanian CK, Clark DJ & Fox EJ (2014). Walking Adaptability after a Stroke and Its Assessment in Clinical Settings. *Stroke Research and Treatment*; DOI: 10.1155/2014/591013.
- Baniña MC, Mullick AA, McFadyen BJ & Levin MF (2017). Upper Limb Obstacle Avoidance Behavior in Individuals With Stroke. *Neurorehabil Neural Repair* **31**, 133–146.
- Bank PJM, Peper CE, Marinus J, Beek PJ & van Hilten JJ (2013). Motor consequences of experimentally induced limb pain: A systematic review: Motor consequences of experimental limb pain. *European Journal of Pain* **17**, 145–157.
- Bardy B, Warren WilliamH & Kay BruceA (1996). Motion parallax is used to control postural sway during walking. *Experimental Brain Research* **111**;271-282.
- Beaulieu C (2004). Intercultural Study of Personal Space: A Case Study. *Journal of Applied Social Psychology* **34**, 794–805.
- van Beers RJ, Baraduc P & Wolpert DM (2002a). Role of uncertainty in sensorimotor control ed. Parker A, Derrington A & Blakemore C. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London Series B: Biological Sciences* **357**, 1137–1145.
- van Beers RJ, Wolpert DM & Haggard P (2002b). When Feeling Is More Important Than Seeing in Sensorimotor Adaptation. *Current Biology* **12**, 834–837.
- Berlucchi G & Buchtel HA (2009). Neuronal plasticity: historical roots and evolution of meaning. *Experimental Brain Research* **192**, 307–319.
- Bertani R, Melegari C, De Cola M, Bramanti A, Bramanti P & Calabrò R (2017). Effects of robot-assisted upper limb rehabilitation in stroke patients: a systematic review with meta-analysis. *Neurological Sciences* **38**, 1561–1569.
- Betker AL, Desai A, Nett C, Kapadia N & Szturm T (2007). Game-based Exercises for Dynamic Short-Sitting Balance Rehabilitation of People With Chronic Spinal Cord and Traumatic Brain Injuries. *Physical Therapy* **87**, 1389–1398.
- Bian Y, Yang C, Gao F, Li H, Zhou S, Li H, Sun X & Meng X (2016). A framework for physiological indicators of flow in VR games: construction and preliminary evaluation. *Personal and Ubiquitous Computing* **20**, 821–832.

- Bingham G, Coats R & Mon-Williams M (2007). Natural prehension in trials without haptic feedback but only when calibration is allowed. *Neuropsychologia* **45**, 288–294.
- Bingham GP, Bradley A, Bailey M & Vinner R (2001). Accommodation, occlusion, and disparity matching are used to guide reaching: A comparison of actual versus virtual environments. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* **27**, 1314–1334.
- Bingham GP & Mon-Williams MA (2013). The dynamics of sensorimotor calibration in reaching-to-grasp movements. *Journal of Neurophysiology* **110**, 2857–2862.
- Bingham GP & Pagano CC (1998). The necessity of a perception-action approach to definite distance perception: monocular distance perception to guide reaching. *Journal of experimental psychology Human perception and performance* **24**, 145–168.
- Blakemore S-J, Wolpert DM & Frith CD (1998). Central cancellation of self-produced tickle sensation. *Nature Neuroscience* **1**, 635–640.
- Bluteau J (2010). *Evaluation des effets de l'ajout d'interfaces haptiques sur le suivi manuel de trajectoires*. Ph.D. thesis, Université Joseph Fourier, Grenoble
- Bohannon RW (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20–79 years: reference values and determinants. *Age Ageing* **26**, 15–19.
- Bonenfant M (2017). *Capture de mouvement par fusion de poses multivues pour une réadaptation en environnement virtuel* Mémoire (M. Sc.) thesis. Université Laval, Québec. Available at: Accès via CorpusUL <http://hdl.handle.net/20.500.11794/27665>.
- Bonenfant, M., Laurendeau, D., Fortin-Côté A, Cardou P, Gosselin C, Faure C, McFadyen BJ, Mercier C & Bouyer LJ (2017). A Computer Vision System for Virtual Rehabilitation. In *14th Conference on Computer and Robot Vision, CRV 2017, Edmonton, AB, Canada, May 16-19, 2017*, pp. 269–276. Available at: <https://doi.org/10.1109/CRV.2017.30>.
- Bossard C, Kermarrec G, Buche C & Tisseau J (2008). Transfer of learning in virtual environments: a new challenge? *Virtual Reality* **12**, 151–161.
- Bouvier P (2009). *La présence en réalité virtuelle, une approche centrée utilisateur*, Ph.D Thesis, Université Paris-Est, Paris.
- Brütsch K, Koenig A, Zimmerli L, Mérillat (-Koencke) S, Riener R, Jäncke L, van Hedel H & Meyer-Heim A (2011). Virtual reality for enhancement of robot-assisted gait training in children with central gait disorders. *Journal of Rehabilitation Medicine* **43**, 493–499.

- Bryanton C, Bossé J, Brien M, Mclean J, McCormick A & Sveistrup H (2006). Feasibility, Motivation, and Selective Motor Control: Virtual Reality Compared to Conventional Home Exercise in Children with Cerebral Palsy. *CyberPsychology & Behavior* **9**, 123–128.
- Bühler MA & Lamontagne A (2019). Locomotor circumvention strategies in response to static pedestrians in a virtual and physical environment. *Gait & Posture* **68**, 201–206.
- Burkhardt J-M, Bardy B & Lourdeaux D (2003). Immersion, Réalisme et Présence dans la conception et l'évaluation des Environnements Virtuels. *Psychologie Française* **48**, 35-42.
- Butler JS, Smith ST, Campos JL & Bulthoff HH (2010). Bayesian integration of visual and vestibular signals for heading. *Journal of Vision* **10**, 23–23.
- Cameirão MS, Badia SB i, Duarte E, Frisoli A & Verschure PFMJ (2012). The Combined Impact of Virtual Reality Neurorehabilitation and Its Interfaces on Upper Extremity Functional Recovery in Patients With Chronic Stroke. *Stroke* **43**, 2720–2728.
- Cameirao MS, Bermudez i Badia S, Duarte Oller E & Verschure PF (2010). Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **7**, 48.
- Carello C & Turvey MT (2017). Useful Dimensions of Haptic Perception: 50 Years After *The Senses Considered as Perceptual Systems*. *Ecological Psychology* **29**, 95–121.
- Champion RA & Adams WJ (2007). Modification of the convexity prior but not the light-from-above prior in visual search with shaded objects. *Journal of Vision* **7**, 1-10.
- Chen G, Chan CK, Guo Z & Yu H (2013). A Review of Lower Extremity Assistive Robotic Exoskeletons in Rehabilitation Therapy. *Critical Reviews Biomedical Engineering* **41**, 343–363.
- Choe C, Welch R, Gilford R & Juola J (1975). The “ventriloquist effect”: Visual dominance or response bias? *Perception & Psychophysics* **18**, 55–60.
- Cinelli ME & Patla AE (2007). Travel path conditions dictate the manner in which individuals avoid collisions. *Gait & Posture* **26**, 186–193.
- Cinelli ME & Patla AE (2008). Locomotor avoidance behaviours during a visually guided task involving an approaching object. *Gait & Posture* **28**, 596–601.
- Cisek P & Kalaska JF (2010). Neural Mechanisms for Interacting with a World Full of Action Choices. *Annual Review of Neuroscience* **33**, 269–298.

- Cohen RG, Biddle JC & Rosenbaum DA (2010). Manual obstacle avoidance takes into account visual uncertainty, motor noise, and biomechanical costs. *Experimental Brain Research* **201**, 587–592.
- Collins DF, Knight B & Prochazka A (1999). Contact-Evoked Changes in EMG Activity During Human Grasp. *Journal of Neurophysiology* **81**, 2215–2225.
- Comalli DM, Persand D & Adolph KE (2017). Motor decisions are not black and white: selecting actions in the “gray zone.” *Experimental Brain Research* **235**, 1793–1807.
- Connolly JD & Goodale MA (1999). The role of visual feedback of hand position in the control of manual prehension. *Experimental Brain Research* **125**, 281–286.
- Creem-Regehr SH, Gagnon KT, Geuss MN & Stefanucci JK (2013). Relating spatial perspective taking to the perception of other’s affordances: providing a foundation for predicting the future behavior of others. *Frontiers in Human Neuroscience* **7**; DOI: 10.3389/fnhum.2013.00596.
- Darekar A, Lamontagne A & Fung J (2015a). Dynamic clearance measure to evaluate locomotor and perceptuo-motor strategies used for obstacle circumvention in a virtual environment. *Human Movement Science* **40**, 359–371.
- Darekar A, Lamontagne A & Fung J (2017). Locomotor circumvention strategies are altered by stroke: I. Obstacle clearance. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **14**; DOI: 10.1186/s12984-017-0264-8.
- Darekar A, McFadyen BJ, Lamontagne A & Fung J (2015b). Efficacy of virtual reality-based intervention on balance and mobility disorders post-stroke: a scoping review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **12**; DOI: 10.1186/s12984-015-0035-3.
- Davies RC, Löfgren E, Wallergård M, Lindén A, Boschian K, Minör U, Sonesson B & Johansson G (2002). Three applications of virtual reality for brain injury rehabilitation of daily tasks. *4th International Conference Disability, Virtual Reality & Associated Technologies, ICDVRAT, Veszprem, Hungary, 2002*, pp. 93-100.
- Demain S, Metcalf CD, Merrett GV, Zheng D & Cunningham S (2013). A narrative review on haptic devices: relating the physiology and psychophysical properties of the hand to devices for rehabilitation in central nervous system disorders. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* **8**, 181–189.
- Desmurget M & Grafton S (2000). Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements. *Trends in cognitive sciences* **4**, 423–431
- Desmurget M, Gréa H & Prablanc C (1998). Final posture of the upper limb depends on the initial position of the hand during prehension movements. *Experimental Brain Research* **119**, 511–516.

- Desmurget M, Rossetti Y, Prablanc C, Jeannerod M & Stelmach GE (1995). Representation of hand position prior to movement and motor variability. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* **73**, 262–272.
- Deutsch JE, Boian RF, Lewis JA, Burdea GC & Minsky A (2008). Haptic effects modulate kinetics of gait but not experience of realism in a virtual reality walking simulator. In *2008 Virtual Rehabilitation*, pp. 36–40. IEEE, Vancouver, BC. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4625118/> [Accessed February 27, 2019].
- Deutsch JE, Merians AS, Adamovich S, Poizner H & Burdea GC (2004). Development and application of virtual reality technology to improve hand use and gait of individuals post-stroke. *Restorative neurology and neuroscience* **22**, 371–386.
- Dunn KM, Hestbaek L & Cassidy JD (2013). Low back pain across the life course. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* **27**, 591–600.
- Elliott D, Hansen S, Grierson LEM, Lyons J, Bennett SJ & Hayes SJ (2010). Goal-directed aiming: Two components but multiple processes. *Psychological Bulletin* **136**, 1023–1044.
- Ernst MO & Banks MS (2002). Humans integrate visual and haptic information in a statistically optimal fashion. *Nature* **415**, 429–433.
- Ernst MO & Bühlhoff HH (2004). Merging the senses into a robust percept. *Trends in Cognitive Sciences* **8**, 162–169.
- Ewerton M, Rother D, Weimar J, Kollegger G, Wiemeyer J, Peters J & Maeda G (2018). Assisting Movement Training and Execution With Visual and Haptic Feedback. *Frontiers in Neurorobotics* **12**, 24.
- Faisal A, Selen L & Wolpert D (2008). Noise in the nervous system. *Nature reviews neuroscience* **9**, 292–303.
- Fajen BR (2005a). Perceiving Possibilities for Action: On the Necessity of Calibration and Perceptual Learning for the Visual Guidance of Action. *Perception* **34**, 717–740.
- Fajen BR (2005b). The Scaling of Information to Action in Visually Guided Braking. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* **31**, 1107–1123.
- Fajen BR (2013). Guiding locomotion in complex, dynamic environments. *Frontiers in Behavioral Neuroscience* **7**; DOI: 10.3389/fnbeh.2013.00085.
- Fajen BR & Warren WH (2003). Behavioral Dynamics of Steering, Obstacle Avoidance, and Route Selection. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* **29**, 343–362.

- Fesharakifard R (2008). Conception et réalisation d'une interface à retour d'effort pour les environnements virtuels à échelle humaine, Ph.D. thesis, CAD and Robotic Center, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris, Paris.
- Fink PW, Foo PS & Warren WH (2007). Obstacle avoidance during walking in real and virtual environments. *ACM Transactions on Applied Perception* **4**.
- Flanagan JR & Wing AM (1997). The role of internal models in motion planning and control: evidence from grip force adjustments during movements of hand-held loads. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience* **17**, 1519-1528.
- Flash T & Hogan N (1985). The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience* **5**, 1688–1703.
- Fluet GG, Merians AS, Qiu Q, Davidow A & Adamovich SV (2014). Comparing integrated training of the hand and arm with isolated training of the same effectors in persons with stroke using haptically rendered virtual environments, a randomized clinical trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **11**.
- Fortin-Côté A (2017). *Développement d'un mécanisme parallèle entraîné par câbles utilisé comme interface à retour haptique visant la réadaptation physique en environnement immersif*, Ph. D. Thesis, Université Laval, Québec. Available at: Accès via CorpusUL <http://hdl.handle.net/20.500.11794/27980>.
- Fortin-Côté A, Faure C, Bouyer L, McFadyen BJ, Mercier C, Bonenfant M, Laurendeau D, Cardou P & Gosselin C (2018). On the Design of a Novel Cable-Driven Parallel Robot Capable of Large Rotation About One Axis. In *Cable-Driven Parallel Robots*, ed. Gosselin C, Cardou P, Bruckmann T & Pott A, pp. 390–401. Springer International Publishing, Cham. Available at: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-61431-1_33 [Accessed July 3, 2019].
- Fournier C & Institut de la statistique du Québec (2013). *Enquête québécoise sur les limitations d'activités, les maladies chroniques et le vieillissement 2010-2011*, Institut de la statistique du Québec, Québec.
- Frisoli A (2018). Chapter 6 - Exoskeletons for upper limb rehabilitation. In *Rehabilitation Robotics*, ed. Colombo R & Sanguineti V, pp. 75–87. Academic Press. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128119952000060>.
- Frith CD, Blakemore S-J & Wolpert DM (2000). Abnormalities in the awareness and control of action. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London Series B: Biological Sciences* **355**, 1771–1788.
- Fuchs P & Moreau G (2006). *Le traité de la réalité virtuelle*, 3e éd. École des Mines de Paris, Paris. Available at: <http://ariane.ulaval.ca/cgi-bin/recherche.cgi?qu=i9782911762628>.

- Fung J & Perez CF (2011). Sensorimotor enhancement with a mixed reality system for balance and mobility rehabilitation. In *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6753–6757. IEEE, Boston, MA. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6091666/> [Accessed February 1, 2019].
- Fung J, Richards CL, Malouin F, McFadyen BJ & Lamontagne A (2006). A Treadmill and Motion Coupled Virtual Reality System for Gait Training Post-Stroke. *CyberPsychology & Behavior* **9**, 157–162.
- Garcia-Valle G, Ferre M, Brenosa J & Vargas D (2018). Evaluation of Presence in Virtual Environments: Haptic Vest and User's Haptic Skills. *IEEE Access* **6**, 7224–7233.
- Gentile, A. M. (2000). Skill acquisition: Action, movement, and neuromotor processes. In J. H. Carr, & R. D. Shepherd (Eds.), *Movement science: Foundations for physical therapy* (2nd ed., pp. 111-187). Rockville, MD: Aspen Press
- Gepshtein S, Burge J, Ernst MO & Banks MS (2005). The combination of vision and touch depends on spatial proximity. *Journal of Vision* **5**, 1013-1023.
- Gérin-Lajoie M, Richards CL, Fung J & McFadyen BJ (2008). Characteristics of personal space during obstacle circumvention in physical and virtual environments. *Gait & Posture* **27**, 239–247.
- Gérin-Lajoie M, Richards CL & McFadyen BJ (2005). The Negotiation of Stationary and Moving Obstructions during Walking: Anticipatory Locomotor Adaptations and Preservation of Personal Space. *Motor Control* **9**, 242–269.
- Geronimi M (2008). Analyse biomécanique de la préhension chez la personne âgée : effet des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacles sur les phases du mouvement, Ph.D. Thesis, Université du Sud, Toulon
- Gibson EJ (1998). Introduction: Visually Controlled Locomotion and Orientation. *Ecological Psychology* **10**, 157–159.
- Gibson JJ (1962). Observations on active touch. *Psychological Review* **69**, 477–491.
- Gibson JJ (1966). *The senses considered as perceptual systems*. Houghton Mifflin, Boston. Available at: <http://ariane.ulaval.ca/cgi-bin/recherche.cgi?qu=01-1274861>.
- Gibson JJ (1986). *The ecological approach to visual perception*. Psychology Press, New York. Available at: <http://ariane.ulaval.ca/cgi-bin/recherche.cgi?qu=a1927888>.
- Glegg SMN, Holsti L, Stanton S, Hanna S, Velikonja D, Ansley B, Sartor D & Brum C (2017). Evaluating change in virtual reality adoption for brain injury rehabilitation following knowledge translation. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* **12**, 217–226.

- Glegg SMN & Levac DE (2018). Barriers, Facilitators and Interventions to Support Virtual Reality Implementation in Rehabilitation: A Scoping Review. *Physical Medicine and Rehabilitation* **10**, 1237-1251.
- Gordon J, Ghilardi M & Ghez C (1994). Accuracy of Planar Reaching Movements .1. Independence of Direction And Extent Variability. *Experimental Brain Research* **99**, 97–111.
- Greeno JG (1994). Gibson’s Affordances. *Psychological Review* **101**, 336–342.
- Gritsenko V, Yakovenko S & Kalaska JF (2009). Integration of Predictive Feedforward and Sensory Feedback Signals for Online Control of Visually Guided Movement. *Journal of Neurophysiology* **102**, 914–930.
- Guadagnoli MA & Lee TD (2004). Challenge Point: A Framework for Conceptualizing the Effects of Various Practice Conditions in Motor Learning. *Journal of Motor Behavior* **36**, 212–224.
- Guest S & Spence C (2003). What role does multisensory integration play in the visuotactile perception of texture? *International Journal of Psychophysiology* **50**, 63–80.
- Gurari N & Baud-Bovy G (2014). Customization, control, and characterization of a commercial haptic device for high-fidelity rendering of weak forces. *Journal of Neuroscience Methods* **235**, 169–180.
- Haans A & IJsselsteijn W (2006). Mediated social touch: a review of current research and future directions. *Virtual Reality* **9**, 149–159.
- Hachmia F, Saad M, Benjelloun K, Benbrahim M & Kabbaj M (2016). Tracking Trajectory of a Cable-Driven Robot for Lower Limb Rehabilitation. *International Journal of Electrical, Computer, Energetic, Electronic and Communication Engineering* **10**, 973–978.
- Hackney AL, Cinelli ME, Denomme LT & Frank JS (2015a). The effects of narrow and elevated path walking on aperture crossing. *Human Movement Science* **41**, 295–306.
- Hackney AL, Cinelli ME & Frank JS (2015b). Does the passability of apertures change when walking through human versus pole obstacles? *Acta Psychologica* **162**, 62–68.
- Hallett M (2001). Plasticity of the human motor cortex and recovery from stroke. *Brain Research Reviews* **36**, 169–174.
- Hassan SE, Hicks JC, Lei H & Turano KA (2007). What is the minimum field of view required for efficient navigation? *Vision Research* **47**, 2115–2123.

- Helbig HB & Ernst MO (2007a). Optimal integration of shape information from vision and touch. *Experimental Brain Research* **179**, 595–606.
- Helbig HB & Ernst MO (2007b). Knowledge about a Common Source Can Promote Visual — Haptic Integration. *Perception* **36**, 1523–1533.
- Hendershot BD, Mahon CE & Pruziner AL (2016). A comparison of kinematic-based gait event detection methods in a self-paced treadmill application. *Journal of Biomechanics* **49**, 4146–4149.
- Hibbard PB & Bradshaw MF (2003). Reaching for virtual objects: binocular disparity and the control of prehension. *Experimental Brain Research* **148**, 196–201.
- Hillis JM, Watt SJ, Landy MS & Banks MS (2004). Slant from texture and disparity cues: optimal cue combination. *Journal of vision* **4**, 967.
- Hilt PM (2015). *Décision motrice et contrôle modulaire d'un système hyper-redondant* Ph.D. Thesis, Université de Bourgogne, France.
- Hoffman HG, Garcia-Palacios A, Carlin A, Furness III TA & Botella-Arbona C (2003). Interfaces That Heal: Coupling Real and Virtual Objects to Treat Spider Phobia. *International Journal of Human-Computer Interaction* **16**, 283–300.
- Holden MK (2005). Virtual Environments for Motor Rehabilitation: Review. *CyberPsychology & Behavior* **8**, 187–211.
- Howard MC (2017). A meta-analysis and systematic literature review of virtual reality rehabilitation programs. *Computers in Human Behavior* **70**, 317–327.
- Huber M, Su Y-H, Krüger M, Faschian K, Glasauer S & Hermsdörfer J (2014). Adjustments of Speed and Path when Avoiding Collisions with Another Pedestrian ed. Lappe M. *PLoS ONE* **9**.
- Jack CE & Thurlow WR (1973). Effects of degree of visual association and angle of displacement on the “ventriloquism” effect. *Perceptual and motor skills* **37**, 967.
- Jaffe DL, Brown DA, Pierson-Carey CD, Buckley EL & Lew HL (2004). Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* **41**, 283-292.
- Jang SH, You SH, Hallett M, Cho YW, Park C-M, Cho S-H, Lee H-Y & Kim T-H (2005). Cortical Reorganization and Associated Functional Motor Recovery After Virtual Reality in Patients with Chronic Stroke: An Experimenter-Blind Preliminary Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **86**, 2218–2223.
- Jansen SEM, Toet A & Delleman NJ (2010a). Restricting the Vertical and Horizontal Extent of the Field-of-View: Effects on Manoeuvring Performance. *The Ergonomics Open Journal* **3**, 19–24.

- Jansen SEM, Toet A & Werkhoven PJ (2010b). Obstacle Crossing With Lower Visual Field Restriction: Shifts in Strategy. *Journal of Motor Behavior* **43**, 55–62.
- Jeannerod M (1981). Intersegmental coordination during reaching at natural visual objects, In : Lond J, Baddeley A (eds) Attention and performance. Erlbaum, Hillsdale, pp. 153-168.
- Jeannerod M (1984). The Timing of Natural Prehension Movements. *Journal of Motor Behavior* **16**, 235–254.
- Jeka J & Lackner J (1994). Fingertip contact influences human postural control. *Experimental Brain Research* **100**, 495–502.
- Jeka JJ, Easton RD, Bentzen BL & Lackner JR (1996). Haptic cues for orientation and postural control. *Perception & Psychophysics* **58**, 409–423.
- de Jong JR, Vlaeyen JWS, van Eijsden M, Loo C & Onghena P (2012). Reduction of pain-related fear and increased function and participation in work-related upper extremity pain (WRUEP): Effects of exposure in vivo: *Pain* **153**, 2109–2118.
- Jurado MB & Rosselli M (2007). The Elusive Nature of Executive Functions: A Review of our Current Understanding. *Neuropsychology Review* **17**, 213–233.
- Kamenov K, Mills J-A, Chatterji S & Cieza A (2018). Needs and unmet needs for rehabilitation services: a scoping review. *Disability and Rehabilitation* 1–11.
- Kang J, Martelli D, Vashista V, Martinez-Hernandez I, Kim H & Agrawal S (2017). Robot-driven downward pelvic pull to improve crouch gait in children with cerebral palsy. *Science Robotics* **2**; DOI: 10.1126/scirobotics.aan2634.
- Kawato M (1999). Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology* **9**, 718–727.
- Keefe FJ, Huling DA, Coggins MJ, Keefe DF, Rosenthal ZM, Herr NR & Hoffman HG (2012). Virtual reality for persistent pain: A new direction for behavioral pain management: *Pain* **153**, 2163–2166.
- Keele SW & Posner MI (1968). Processing of visual feedback in rapid movements. *Journal of Experimental Psychology* **77**, 155–158.
- Kelly JW, Cherep LA & Siegel ZD (2017). Perceived Space in the HTC Vive. *ACM Transactions on Applied Perception* **15**, 1–16.
- Kennedy RS, Lane NE, Berbaum KS & Lilienthal MG (1993). Simulator Sickness Questionnaire: An Enhanced Method for Quantifying Simulator Sickness. *The International Journal of Aviation Psychology* **3**, 203–220.

- Kersten D, Mamassian P & Yuille A (2004). Object Perception as Bayesian Inference. *Annu Rev Psychol* **55**, 271–304.
- Kiper P, Piron L, Turolla A, Stożek J & Tonin P (2011). The effectiveness of reinforced feedback in virtual environment in the first 12 months after stroke. *Neurologia i Neurochirurgia Polska* **45**, 436–444.
- Kleim JA & Jones TA (2008). Principles of Experience-Dependent Neural Plasticity: Implications for Rehabilitation After Brain Damage. *Journal of Speech Language and Hearing Research* **51**; DOI: 10.1044/1092-4388(2008/018).
- Knaut LA, Subramanian SK, McFadyen BJ, Bourbonnais D & Levin MF (2009). Kinematics of Pointing Movements Made in a Virtual Versus a Physical 3-Dimensional Environment in Healthy and Stroke Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **90**, 793–802.
- Knill DC, Bondada A & Chhabra M (2011). Flexible, Task-Dependent Use of Sensory Feedback to Control Hand Movements. *Journal of Neuroscience* **31**, 1219–1237.
- Kooiman B & Sheehan DD (2015). Exergaming Theories: A Literature Review. *International Journal of Game-Based Learning* **5**, 1–14.
- Körding KP & Wolpert DM (2006). Bayesian decision theory in sensorimotor control. *Trends in Cognitive Sciences* **10**, 319–326.
- Kriehoff V, Waszak F, Prinz W & Brass M (2011). Neural and behavioral correlates of intentional actions. *Neuropsychologia* **49**, 767–776.
- Krogmeier C, Mousas C & Whittinghill D (2019a). Human, Virtual Human, Bump! A Preliminary Study on Haptic Feedback. In *2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, pp. 1032–1033. IEEE, Osaka, Japan. Available at: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8798139/> [Accessed September 5, 2019].
- Krogmeier C, Mousas C & Whittinghill D (2019b). Human-virtual character interaction: Toward understanding the influence of haptic feedback. *Computer Animation and Virtual Worlds*; DOI: 10.1002/cav.1883.
- Krüger M, Borbély B, Eggert T & Straube A (2012). Synergistic control of joint angle variability: Influence of target shape. *Human Movement Science* **31**, 1071–1089.
- Kuhlen T, Kraiss K-F & Steffan R (2000). How VR-Based Reach-to-Grasp Experiments Can Help to Understand Movement Organization within the Human Brain. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* **9**, 350–359.
- Laennec RTH (1962). *A treatise on the disease[s] of the chest*. Published under the auspices of the Library of the New York Academy of Medicine by Hafner Pub. Co., New York. Available at: [//catalog.hathitrust.org/Record/001561621](http://catalog.hathitrust.org/Record/001561621).

- Lambercy O, Ranzani R & Gassert R (2018). Chapter 15 - Robot-assisted rehabilitation of hand function. In *Rehabilitation Robotics*, ed. Colombo R & Sanguineti V, pp. 205–225. Academic Press. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128119952000278>.
- Lamontagne A, Fung J, McFadyen BJ & Faubert J (2007). Modulation of walking speed by changing optic flow in persons with stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **4**.
- Land MF & Tatler BW (2001). Steering with the head. the visual strategy of a racing driver. *Current biology* **11**, 1215-1220.
- Landry MD, Jaglal S, Wodchis WP, Raman J & Cott CA (2008). Analysis of factors affecting demand for rehabilitation services in Ontario, Canada: A health-policy perspective. *Disability and Rehabilitation* **30**, 1837–1847.
- Lang CE, MacDonald JR, Reisman DS, Boyd L, Jacobson Kimberley T, Schindler-Ivens SM, Hornby TG, Ross SA & Scheets PL (2009). Observation of Amounts of Movement Practice Provided During Stroke Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **90**, 1692–1698.
- Lederman SJ & Klatzky RL (2009). Haptic perception: A tutorial. *Attention, Perception & Psychophysics* **71**, 1439–1459.
- Lee M, Suh D, Son J, Kim J, Eun S-D & Yoon B (2016). Patient perspectives on virtual reality-based rehabilitation after knee surgery: Importance of level of difficulty. *Journal of Rehabilitation Research and Development* **53**, 239–252.
- Lee Y, Kim M, Lee Y, Kwon J, Park Y-L & Lee D (2019). Wearable Finger Tracking and Cutaneous Haptic Interface with Soft Sensors for Multi-Fingered Virtual Manipulation. *IEEE/ASME Trans Mechatron* **24**, 67–77.
- Levac D, Glegg SMN, Sveistrup H, Colquhoun H, Miller PA, Finestone H, DePaul V, Harris JE & Velikonja D (2016). A knowledge translation intervention to enhance clinical application of a virtual reality system in stroke rehabilitation. *BMC Health Services Research* **16**.
- Levin MF, Magdalon EC, Michaelsen SM & Quevedo AAF (2015a). Quality of Grasping and the Role of Haptics in a 3-D Immersive Virtual Reality Environment in Individuals With Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **23**, 1047–1055.
- Levin MF, Snir O, Liebermann DG, Weingarden H & Weiss PL (2012). Virtual Reality Versus Conventional Treatment of Reaching Ability in Chronic Stroke: Clinical Feasibility Study. *Neurology and Therapy* **1**.

- Levin MF, Weiss PL & Keshner EA (2015b). Emergence of Virtual Reality as a Tool for Upper Limb Rehabilitation: Incorporation of Motor Control and Motor Learning Principles. *Physical Therapy* **95**, 415–425.
- Liebermann DG, Berman S, Weiss PL & Levin MF (2012). Kinematics of Reaching Movements in a 2-D Virtual Environment in Adults With and Without Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **20**, 778–787.
- Lim S, Martin BJ & Chung MK (2004). The effects of target location on temporal coordination of the upper body during 3D seated reaches considering the range of motion. *International Journal of Industrial Ergonomics* **34**, 395–405.
- Loftus A, Servos P, Goodale Melvyn A, Mendarozqueta N & Mon-Williams M (2004). When two eyes are better than one in prehension: monocular viewing and end-point variance. *Experimental Brain Research* **158**; 317-327 DOI: 10.1007/s00221-004-1905-2.
- Lombard, M., & Ditton, T. B. (1997). At the heart of it all: The concept of presence. *Journal of Computer-Mediated Communication*, 3(2). Available: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1083-6101.1997.tb00072.x/full>
- Lord SE, McPherson K, McNaughton HK, Rochester L & Weatherall M (2004). Community ambulation after stroke: how important and obtainable is it and what measures appear predictive? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **85**, 234–239.
- MacKenzie CL & Iberall T (1994). *The grasping hand*. Elsevier, Oxford. Available at: <http://ariane.ulaval.ca/cgi-bin/recherche.cgi?qu=01-0231279>.
- Mackenzie CL, Marteniuk RG, Dugas C, Liske D & Eickmeier B (1987). Three-Dimensional Movement Trajectories in Fitts' Task: Implications for Control. *Quarterly Journal of Experimental Psychology* **39**, 629–647.
- Magdalon EC, Michaelsen SM, Quevedo AA & Levin MF (2011). Comparison of grasping movements made by healthy subjects in a 3-dimensional immersive virtual versus physical environment. *Acta Psychologica* **138**, 126–134.
- Maier M, Rubio Ballester B, Duff A, Duarte Oller E & Verschure PFMJ (2019). Effect of Specific Over Nonspecific VR-Based Rehabilitation on Poststroke Motor Recovery: A Systematic Meta-analysis. *Neurorehabilitation and Neural Repair* **33**, 112–129.
- Marchal-Crespo L & Riener R (2018). Chapter 16 - Robot-assisted gait training. In *Rehabilitation Robotics*, ed. Colombo R & Sanguineti V, pp. 227–240. Academic Press. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128119952000163>.

- Marteniuk RG, Mackenzie CL, Jeannerod M, Athenes S & Dugas C (1987). Constraints on Human Arm Movement Trajectories. *Canadian Journal of Psychology/Revue Canadienne de Psychologie* **41**, 365–378.
- Matsas A, Taylor N & McBurney H (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait & posture* **11**, 46–53.
- McFadyen BJ, Magnan GA & Boucher JP (1993). Anticipatory locomotor adjustments for avoiding visible, fixed obstacles of varying proximity. *Human Movement Science* **12**, 259–272.
- Mckenzie NC & Brown LA (2004). Obstacle negotiation kinematics: age-dependent effects of postural threat. *Gait & Posture* **19**, 226–234.
- Meehan M, Razzaque S, Insko B, Whitton M & Brooks FP (2005). Review of Four Studies on the Use of Physiological Reaction as a Measure of Presence in Stressful Virtual Environments. *Applied Psychophysiology and Biofeedback* **30**, 239–258.
- Merians AS, Fluet GG, Qiu Q, Lafond I & Adamovich SV (2011). Learning in a Virtual Environment Using Haptic Systems for Movement Re-Education: Can This Medium Be Used for Remodeling other Behaviors and Actions? *J Diabetes Sci Technol* **5**, 301–308.
- Meyer DE, Abrams RA, Kornblum S, Wright CE & Keith Smith JE (1988). Optimality in human motor performance: Ideal control of rapid aimed movements. *Psychological Review* **95**, 340–370.
- Miall RC & Wolpert DM (1996). Forward Models for Physiological Motor Control. *Neural Networks* **9**, 1265–1279.
- Milot M-H, Hamel M, Provost P-O, Bernier-Ouellet J, Dupuis M, Letourneau D, Briere S & Michaud F (2016). Exerciser for rehabilitation of the Arm (ERA): Development and unique features of a 3D end-effector robot. In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 5833–5836. IEEE, Orlando, FL, USA. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7592054/> [Accessed December 14, 2018].
- Mirelman A, Bonato P & Deutsch JE (2009). Effects of Training With a Robot-Virtual Reality System Compared With a Robot Alone on the Gait of Individuals After Stroke. *Stroke* **40**, 169–174.
- Mirelman A, Rochester L, Maidan I, Del Din S, Alcock L, Nieuwhof F, Rikkert MO, Bloem BR, Pelosin E, Avanzino L, Abbruzzese G, Dockx K, Bekkers E, Giladi N, Nieuwboer A & Hausdorff JM (2016). Addition of a non-immersive virtual reality component to treadmill training to reduce fall risk in older adults (V-TIME): a randomised controlled trial. *The Lancet* **388**, 1170–1182.

- Mohler BJ, Campos JL, Weyel MB & Bulthoff HH (2007). Gait parameters while walking in a head-mounted display virtual environment and the real world. *Proceedings of the 13th Eurographics Symposium on Virtual Environments and 10th Immersive Projection Technology Workshop (IPT-EGVE 2007)*, 85-88 (2007).
- Morasso P (1981). Spatial control of arm movements. *Experimental Brain Research* **42**, 223–227.
- Moreno JC, Figueiredo J & Pons JL (2018). Chapter 7 - Exoskeletons for lower-limb rehabilitation. In *Rehabilitation Robotics*, ed. Colombo R & Sanguineti V, pp. 89–99. Academic Press. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128119952000084>.
- Münte TF, Altenmüller E & Jäncke L (2002). The musician's brain as a model of neuroplasticity. *Nature Reviews Neuroscience* **3**, 473–478.
- Nam KY, Kim HJ, Kwon BS, Park J-W, Lee HJ & Yoo A (2017). Robot-assisted gait training (Lokomat) improves walking function and activity in people with spinal cord injury: a systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **14**.
- Nashed JY, Crevecoeur F & Scott SH (2012). Influence of the behavioral goal and environmental obstacles on rapid feedback responses. *Journal of neurophysiology* **108**, 999.
- Nordin N, Xie S & Wunsche B (2014). Assessment of movement quality in robot-assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review. *Journal of Neuroengineering And Rehabilitation* **108**; 999-1009 DOI: 10.1186/1743-0003-11-137.
- Nowak D, Topka H, Timmann D, Boecker H & Hermsdörfer J (2007). The role of the cerebellum for predictive control of grasping. *The Cerebellum* **6**, 7–17.
- Olivier A-H, Marin A, Crétual A, Berthoz A & Pettré J (2013). Collision avoidance between two walkers: Role-dependent strategies. *Gait & Posture* **38**, 751–756.
- Orihuela-Espina F, Fernández del Castillo I, Palafox L, Pasaye E, Sánchez-Villavicencio I, Leder R, Hernández Franco J & Enrique Sucar L (2013). Neural Reorganization Accompanying Upper Limb Motor Rehabilitation from Stroke with Virtual Reality-Based Gesture Therapy. *Topics in Stroke Rehabilitation* **20**, 197–209.
- Oude Lansink ILB, van Kouwenhove L, Dijkstra PU, Postema K & Hijmans JM (2017). Effects of interventions on normalizing step width during self-paced dual-belt treadmill walking with virtual reality, a randomised controlled trial. *Gait & Posture* **58**, 121–125.
- Ozdemir A (2008). Shopping Malls: Measuring Interpersonal Distance under Changing Conditions and across Cultures. *Field Methods* **20**, 226–248.

- Pardasaney PK, Slavin MD, Wagenaar RC, Latham NK, Ni P & Jette AM (2013). Conceptual Limitations of Balance Measures for Community-Dwelling Older Adults. *Physical Therapy* **93**, 1351–1368.
- Parise CV, Spence C & Ernst MO (2012). When Correlation Implies Causation in Multisensory Integration. *Current Biology* **22**, 46–49.
- Park Y, Jo I, Lee J & Bae J (2018). A Dual-cable Hand Exoskeleton System for Virtual Reality. *Mechatronics* **49**, 177–186.
- Parsons TD, Carlew AR, Magtoto J & Stonecipher K (2017). The potential of function-led virtual environments for ecologically valid measures of executive function in experimental and clinical neuropsychology. *Neuropsychological Rehabilitation* **27**, 777–807.
- Pascual-Leone A, Amedi A, Fregni F & Merabet LB (2005). The Plastic Human Brain Cortex. *Annual Reviews of Neuroscience* **28**, 377–401.
- Patla A & Shumway-Cook A (1999). Dimensions of mobility: Defining the complexity and difficulty associated with community mobility. *Journal Of Aging And Physical Activity* **7**, 7–19.
- Patla AE (1997). Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait & Posture* **5**, 54–69.
- Patla AE, Prentice SD, Rietdyk S, Allard F & Martin C (1999). What guides the selection of alternate foot placement during locomotion in humans. *Experimental Brain Research* **128**, 441–450.
- Pezzulo G & Castelfranchi C (2009). Thinking as the control of imagination: a conceptual framework for goal-directed systems. *Psychological Research* **73**, 559–577.
- Piggott L, Wagner S & Ziat M (2016). Haptic Neurorehabilitation and Virtual Reality for Upper Limb Paralysis: A Review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* **44**, 1–32.
- Pijnappels M, Bobbert MF & van Dieën JH (2001). Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction. *Gait & Posture* **14**, 11–18.
- Plummer P, Eskes G, Wallace S, Giuffrida C, Fraas M, Campbell G, Clifton K & Skidmore ER (2013). Cognitive-Motor Interference During Functional Mobility After Stroke: State of the Science and Implications for Future Research. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **94**, 2565-2574.
- Powell LE & Myers AM (1995). The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* **50A**, M28–M34.

- Prablanc C, Echallier J, Komilis E & Jeannerod M (1979). Optimal response of eye and hand motor systems in pointing at a visual target. *Biological Cybernetics* **35**, 113–124.
- Proteau L & Isabelle G (2002). On the Role of Visual Afferent Information for the Control of Aiming Movements Toward Targets of Different Sizes. *Journal of Motor Behavior* **34**, 367–384.
- Proteau L, Marteniuk RG & Lévesque L (1992). A Sensorimotor Basis for Motor Learning: Evidence Indicating Specificity of Practice. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A* **44**, 557–575.
- Qian S, Zi B, Shang W-W & Xu Q-S (2018). A Review on Cable-driven Parallel Robots. *Chinese Journal of Mechanical Engineering* **31**.
- Raaen K & Kjellmo I (2015). Measuring Latency in Virtual Reality Systems. In *Entertainment Computing - ICEC 2015*, ed. Chorianopoulos K, Divitini M, Baalsrud Hauge J, Jaccheri L & Malaka R, pp. 457–462. Springer International Publishing, Cham. Available at: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-24589-8_40 [Accessed July 30, 2019].
- Rakusa M, Hribar A, Koritnik B, Munih M, Battaglini PP, Belic A & Zidar J (2013). Assessment of the haptic robot as a new tool for the study of the neural control of reaching. *Neurological Sciences* **34**, 1779–1790.
- Rand D, (Tamar) Weiss PL & Katz N (2009). Training Multitasking in a Virtual Supermarket: A Novel Intervention After Stroke. *American Journal of Occupational Therapy* **63**, 535–542.
- Renner RS, Velichkovsky BM & Helmert JR (2013). The perception of egocentric distances in virtual environments - A review. *ACM Computing Surveys* **46**, 1–40.
- Rhea CK & Rietdyk S (2007). Visual exteroceptive information provided during obstacle crossing did not modify the lower limb trajectory. *Neuroscience Letters* **418**, 60–65.
- Rigoux L & Guigon E (2012). A Model of Reward- and Effort-Based Optimal Decision Making and Motor Control ed. Diedrichsen J. *PLoS Comput Biol* **8**, e1002716.
- Rizzo A “Skip” & Kim GJ (2005). A SWOT Analysis of the Field of Virtual Reality Rehabilitation and Therapy. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* **14**, 119–146.
- de Rooij IJM, van de Port IGL & Meijer J-WG (2016). Effect of Virtual Reality Training on Balance and Gait Ability in Patients With Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis. *Physical Therapy* **96**, 1905–1918.

- Rose FD, Attree EA, Brooks BM, Parslow DM & Penn PR (2000). Training in virtual environments: transfer to real world tasks and equivalence to real task training. *Ergonomics* **43**, 494–511.
- Rose T, Nam CS & Chen KB (2018). Immersion of virtual reality for rehabilitation - Review. *Applied Ergonomics* **69**, 153–161.
- Royden CS & Moore KD (2012). Use of speed cues in the detection of moving objects by moving observers. *Vision Research* **59**, 17–24.
- Salinas MM, Wilken JM & Dingwell JB (2017). How humans use visual optic flow to regulate stepping during walking. *Gait & Posture* **57**, 15–20.
- Saling M, Stelmach GE, Mescheriakov S & Berger M (1996). Prehension with trunk assisted reaching. *Behavioural Brain Research* **80**, 153–160.
- Sallnäs E-L, Rasmus-Gröhn K & Sjöström C (2000). Supporting presence in collaborative environments by haptic force feedback. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction* **7**, 461–476.
- Sanchez-Vives MV & Slater M (2005). From presence to consciousness through virtual reality. *Nature Reviews Neuroscience* **6**, 332–339.
- Sanz FA, Olivier A-H, Bruder G, Pettre J & Lecuyer A (2015). Virtual proxemics: Locomotion in the presence of obstacles in large immersive projection environments. In *2015 IEEE Virtual Reality (VR)*, pp. 75–80. IEEE, Arles, Camargue, Provence, France. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7223327/> [Accessed July 21, 2019].
- Schettino LF, Adamovich SV & Poizner H (2003). Effects of object shape and visual feedback on hand configuration during grasping. *Experimental Brain Research* **151**, 158–166.
- Schmidt RA & Lee TD (2005). *Motor control and learning : a behavioral emphasis*, 4th ed. Human Kinetics, Champaign, IL. Available at: <http://ariane.ulaval.ca/cgi-bin/recherche.cgi?qu=i9780736042581>.
- Schmidt RA & Lee TD (2011). *Motor control and learning : a behavioral emphasis*, 5th ed. Human Kinetics, Champaign, IL. Available at: <http://ariane.ulaval.ca/cgi-bin/recherche.cgi?qu=a2057603>.
- Schöner G, Dose M & Engels C (1995). Dynamics of behavior: Theory and applications for autonomous robot architectures. *Robotics and Autonomous Systems* **16**, 213–245.
- Schuler T, Brütsch K, Müller R, van Hedel HJA & Meyer-Heim A (2011). Virtual realities as motivational tools for robotic assisted gait training in children: A surface electromyography study. *NeuroRehabilitation* **28**, 401–411.

- Schweighofer N, Choi Y, Winstein C & Gordon J (2012). Task-Oriented Rehabilitation Robotics: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* **91**, S270–S279.
- Scott SH (2004). Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control. *Nature Review Neuroscience* **5**, 532–545.
- Scott SH (2012). The computational and neural basis of voluntary motor control and planning. *Trends in Cognitive Sciences* **16**, 541–549.
- Scott SH (2016). A Functional Taxonomy of Bottom-Up Sensory Feedback Processing for Motor Actions. *Trends in Neurosciences* **39**, 512–526.
- Shadmehr R & Krakauer JW (2008). A computational neuroanatomy for motor control. *Exp Brain Res* **185**, 359–381.
- Sheik-Nainar MA & Kaber DB (2007). The Utility of a Virtual Reality Locomotion Interface for Studying Gait Behavior. *Hum Factors* **49**, 696–709.
- Shumway-Cook A & Woollacott MH (2001). *Motor control : theory and practical applications*, 2nd ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. Available at: <http://ariane.ulaval.ca/cgi-bin/recherche.cgi?qu=01-0593780>.
- Slater M (1999). Measuring Presence: A Response to the Witmer and Singer Presence Questionnaire. *Presence (Camb)*; DOI: 10.1162/105474699566477.
- Slater M (2018). Immersion and the illusion of presence in virtual reality. *British Journal of Psychology* **109**, 431–433.
- Slater M, Linakis V, Usuh M & Kooper R (1999). Immersion, Presence, and Performance in Virtual Environments: An Experiment with Tri-Dimensional Chess. In : Proceedings of the ACM Virtual Reality Software and Technology (VRST), China, pp 1663-172
- Slater M, Lotto B, Arnold MM & Sanchez-Vives MV (2009). How we experience immersive virtual environments: the concept of presence and its measurement. *Anuario de Psicología* **40**, 19.
- Slater M, Usuh M & Steed A (1995). Taking steps: the influence of a walking technique on presence in virtual reality. *ACM Transactions on Computer-Hum Interaction* **2**, 201–219.
- Slater M & Wilbur S (1997). A Framework for Immersive Virtual Environments (FIVE): Speculations on the Role of Presence in Virtual Environments. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* **6**, 603–616.
- Sloot LH, van der Krogt MM & Harlaar J (2014). Effects of adding a virtual reality environment to different modes of treadmill walking. *Gait & Posture* **39**, 939–945.

- Smeragliuolo AH, Hill NJ, Disla L & Putrino D (2016). Validation of the Leap Motion Controller using marked motion capture technology. *Journal of Biomechanics* **49**, 1742–1750.
- Smulders K, van Swigchem R, de Swart BJM, Geurts ACH & Weerdesteyn V (2012). Community-dwelling people with chronic stroke need disproportionate attention while walking and negotiating obstacles. *Gait & Posture* **36**, 127–132.
- Song H, Kim J, Tenzek KE & Lee KM (2013). The effects of competition and competitiveness upon intrinsic motivation in exergames. *Computers in Human Behavior* **29**, 1702–1708.
- Sorrento GU, Archambault PS & Fung J (2018). Adaptation and post-adaptation effects of haptic forces on locomotion in healthy young adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **15**.
- Souman JL, Giordano PR, Frissen I, Luca AD & Ernst MO (2010). Making virtual walking real: Perceptual evaluation of a new treadmill control algorithm. *ACM Transactions on Applied Perception* **7**, 1–14.
- Souza Silva W, Aravind G, Sangani S & Lamontagne A (2018). Healthy young adults implement distinctive avoidance strategies while walking and circumventing virtual human vs. non-human obstacles in a virtual environment. *Gait & Posture* **61**, 294–300.
- Spooren AIF, Janssen-Potten YJM, Kerckhofs E, Bongers HMH & Seelen HAM (2011). ToCUEST: a task-oriented client-centered training module to improve upper extremity skilled performance in cervical spinal cord-injured persons. *Spinal Cord* **49**, 1042–1048.
- Srinivasan MA & Basdogan C (1997). Haptics in virtual environments: Taxonomy, research status, and challenges. *Computers & Graphics* **21**, 393–404.
- Srivastava S, Kao P-C, Kim SH, Stegall P, Zanutto D, Higginson JS, Agrawal SK & Scholz JP (2015). Assist-as-Needed Robot-Aided Gait Training Improves Walking Function in Individuals Following Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **23**, 956–963.
- Stein BE, Scott Huneycutt W & Alex Meredith M (1988). Neurons and behavior: the same rules of multisensory integration apply. *Brain Research* **448**, 355–358.
- Steinicke F (2013). *Human walking in virtual environments perception, technology, and applications*. Springer, New York. Available at: Accès via SpringerLink <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4419-8432-6>.
- Steuer J (1992). Defining Virtual Reality: Dimensions Determining Telepresence. *Journal of Communication* **42**, 73–93.

- Stocker AA & Simoncelli EP (2006). Noise characteristics and prior expectations in human visual speed perception. *Nature Neuroscience* **9**, 578–585.
- Subramanian SK & Levin MF (2011). Viewing medium affects arm motor performance in 3D virtual environments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **8**.
- Subramanian SK, Lourenço CB, Chilingaryan G, Sveistrup H & Levin MF (2013). Arm Motor Recovery Using a Virtual Reality Intervention in Chronic Stroke: Randomized Control Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair* **27**, 13–23.
- Surdilovic D, Bernhardt R, Schmidt T & Zhang J (2004). STRING-MAN: A novel wire robot for gait rehabilitation. *Advances In Rehabilitation Robotics* **306**, 413–424.
- Tan DS, Gergle D, Scupelli P & Pausch R (2003). With similar visual angles, larger displays improve spatial performance. In *Proceedings of the conference on Human factors in computing systems - CHI '03*, p. 217. ACM Press, Ft. Lauderdale, Florida, USA. Available at: <http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=642611.642650> [Accessed July 13, 2019].
- Tappeiner L, Ottaviano E & Husty ML (2018). A Cable-Driven Robot for Upper Limb Rehabilitation Inspired by the Mirror Therapy. In *Computational Kinematics*, pp. 174–181.
- Thomas JS, France CR, Applegate ME, Leitkam ST & Walkowski S (2016). Feasibility and Safety of a Virtual Reality Dodgeball Intervention for Chronic Low Back Pain: A Randomized Clinical Trial. *The Journal of Pain* **17**, 1302–1317.
- Timmermans C, Roerdink M, Janssen TWJ, Meskers CGM & Beek PJ (2018). Dual-Task Walking in Challenging Environments in People with Stroke: Cognitive-Motor Interference and Task Prioritization. *Stroke Research and Treatment* **2018**, 1–8.
- Todorov E & Jordan MI (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience* **5**, 1226–1235.
- Todorov E, Shadmehr R & Bizzi E (1997). Augmented Feedback Presented in a Virtual Environment Accelerates Learning of a Difficult Motor Task. *Journal of Motor Behavior* **29**, 147–158.
- Toet A, Jansen SEM & Delleman NJ (2008). Effects of field-of-view restriction on manoeuvring in a 3-D environment. *Ergonomics* **51**, 385–394.
- Trommershäuser J, Maloney LT & Landy MS (2008). Decision making, movement planning and statistical decision theory. *Trends in Cognitive Sciences* **12**, 291–297.
- Trost Z, Zielke M, Guck A, Nowlin L, Zakhidov D, France CR & Keefe F (2015). The promise and challenge of virtual gaming technologies for chronic pain: the case of graded exposure for low back pain. *Pain Management* **5**, 197–206.

- Turolla A, Dam M, Ventura L, Tonin P, Agostini M, Zucconi C, Kiper P, Cagnin A & Piron L (2013). Virtual reality for the rehabilitation of the upper limb motor function after stroke: a prospective controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **10**.
- Turolla A, Venneri A, Farina D, Cagnin A & Cheung VCK (2018). Rehabilitation Induced Neural Plasticity after Acquired Brain Injury. *Neural Plasticity* **2018**, 1–3.
- Ustinova KI, Perkins J, Szostakowski L, Tamkei LS & Leonard WA (2010). Effect of viewing angle on arm reaching while standing in a virtual environment: Potential for virtual rehabilitation. *Acta Psychologica* **133**, 180–190.
- Varraine E, Bonnard M & Pailhous J (2002). Interaction between different sensory cues in the control of human gait. *Experimental Brain Research* **142**, 374–384.
- Verheij R, Brenner E & Smeets JBJ (2013). Why are the digits' paths curved vertically in human grasping movements? *Experimental Brain Research* **224**, 59–68.
- Viau A, Feldman AG, McFadyen BJ & Levin MF (2004). Reaching in reality and virtual reality: a comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **7**.
- Vlaeyen JWS, de Jong J, Geilen M, Heuts PHTG & van Breukelen G (2002). The Treatment of Fear of Movement/(Re)injury in Chronic Low Back Pain: Further Evidence on the Effectiveness of Exposure In Vivo: *The Clinical Journal of Pain* **18**, 251–261.
- Vlaeyen JWS, Kole-Snijders AMJ, Boeren RGB & van Eek H (1995). Fear of movement/(re)injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance: *Pain* **62**, 363–372.
- Von Holst E (1954). Relations between the central Nervous System and the peripheral organs. *The British Journal of Animal Behaviour* **2**, 89–94.
- Von Holst E & Mittelstaedt H (1971). The principle of reafference: Interactions between the central nervous system and the peripheral organs. Perceptual processing: Stimulus equivalence and pattern recognition. Dodwell, P.C. editor Appleton-Century-Crofts. New York, pp 41-72.
- Vonach E, Gatterer C & Kaufmann H (2017). VRRobot: Robot actuated props in an infinite virtual environment. In *2017 IEEE Virtual Reality (VR)*, pp. 74–83. IEEE, Los Angeles, CA, USA. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7892233/> [Accessed February 26, 2019].
- Wallace MT, Wilkinson LK & Stein BE (1996). Representation and integration of multiple sensory inputs in primate superior colliculus. *Journal of Neurophysiology* **76**, 1246–1266.

- Wang C-Y, Hwang W-J, Fang J-J, Sheu C-F, Leong I-F & Ma H-I (2011). Comparison of Virtual Reality Versus Physical Reality on Movement Characteristics of Persons With Parkinson's Disease: Effects of Moving Targets. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **92**, 1238–1245.
- Wang Z, Wang P, Xing L, Mei L, Zhao J & Zhang T (2017). Leap Motion-based virtual reality training for improving motor functional recovery of upper limbs and neural reorganization in subacute stroke patients. *Neural Regeneration Research* **12**, 1823–1831.
- Weerdesteyn V, de Niet M, van Duijnhoven H & Geurts A (2008). Falls in individuals with stroke. *Journal of Rehabilitation Research And Development* **45**, 1195–1213.
- Weiss PL, Keshner EA & Levin MF eds. (2014). *Virtual reality for physical and motor rehabilitation*. Springer, New York.
- Whitwell RL, Ganel T, Byrne CM & Goodale MA (2015). Real-time vision, tactile cues, and visual form agnosia: removing haptic feedback from a “natural” grasping task induces pantomime-like grasps. *Frontiers in Human Neuroscience* **9**; DOI: 10.3389/fnhum.2015.00216.
- Wiederhold B, Jang DP, Kaneda M, Cabral I, Lurie Y, Kim I, Wiederhold M & Kim S (2003). An Investigation into Physiological Responses in Virtual Environments: An Objective Measurement of Presence. In Giuseppe Riva et Carlo (Eds.) Calimberti, éditeurs : Towards cyberpsychology : Mind, cognition, and society in the internet age, chapitre 10, pp 175-184
- Winstein J Carolee, Stein R Joel, Arena C Ross, Bates J Barbara, Cherney L Leora, Cramer E Steven, Deruyter J Frank, Eng J Janice, Fisher G Beth, Harvey D Richard, Lang D Catherine, Mackay-Lyons D Marilyn, Ottenbacher D Kenneth, Pugh D Sue, Reeves D Mathew, Richards D Lorie, Stiers D William & Zorowitz D Richard (2016). Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* **47**, e98–e169.
- Winter DA (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley, Hoboken, N.J. Available at: Accès via Wiley online library <http://onlinelibrary.wiley.com/book/10.1002/9780470549148>.
- Witmer BG, Jerome CJ & Singer MJ (2005). The Factor Structure of the Presence Questionnaire. *Presence: Teleoperators & Virtual Environments* **14**, 298–312.
- Witmer BG & Singer MJ (1998). Measuring Presence in Virtual Environments: A Presence Questionnaire. *Presence* **7**, 225–240.
- Wolpert DM & Flanagan JR (2001). Motor prediction. *Current Biology* **11**, R729–R732.

- Wolpert DM & Kawato M (1998). Multiple paired forward and inverse models for motor control. *Neural Networks* **11**, 1317–1329.
- Woodworth RS (1899). Accuracy of Voluntary Movement. *The Psychological Review: Monograph Supplements* **3**.
- Wulf G & Shea CH (2002). Principles derived from the study of simple skills do not generalize to complex skill learning. *Psychonomic Bulletin & Review* **9**, 185–211.
- Xiao F, Gao Y, Wang Y, Zhu Y & Zhao J (2018). Design and evaluation of a 7-DOF cable-driven upper limb exoskeleton. *Journal of Mechanical Science and Technology* **32**, 855–864.
- Yang Y-R, Tsai M-P, Chuang T-Y, Sung W-H & Wang R-Y (2008). Virtual reality-based training improves community ambulation in individuals with stroke: A randomized controlled trial. *Gait & Posture* **28**, 201–206.
- Yen P-Y & Bakken S (2012). Review of health information technology usability study methodologies. *Journal of the American Medical Informatics Association* **19**, 413–422.
- You SH, Jang SH, Kim Y-H, Hallett M, Ahn SH, Kwon Y-H, Kim JH & Lee MY (2005a). Virtual Reality-Induced Cortical Reorganization and Associated Locomotor Recovery in Chronic Stroke: An Experimenter-Blind Randomized Study. *Stroke* **36**, 1166–1171.
- You SH, Jang SH, Kim Y-H, Kwon Y-H, Barrow I & Hallett M (2005b). Cortical reorganization induced by virtual reality therapy in a child with hemiparetic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* **47**, 628–635.
- Youngblut C (2003). *Experience of Presence in Virtual Environments*. Institute for Defense Analyses Alexandria VA, 2003. Available at: <http://www.dtic.mil/docs/citations/ADA427495> [Accessed December 14, 2019].
- Zahariev MA & MacKenzie CL (2007). Grasping at ‘thin air’: multimodal contact cues for reaching and grasping. *Experimental Brain Research* **180**, 69–84.
- Zehr EP & Stein RB (1999). What functions do reflexes serve during human locomotion? *Progress in Neurobiology* **58**, 185–205.
- Zimmerli L, Jacky M, Lünenburger L, Riener R & Bolliger M (2013). Increasing Patient Engagement During Virtual Reality-Based Motor Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **94**, 1737–1746.

Annexe 1: The perspective of rehabilitation health care professionals regarding the clinical utility of a body-environment proximity measurement device

Co-auteurs :

Céline Faure^{1,2}, Elizabeth L. Inness^{3,4}, Marie-Eve Lamontagne^{1,2}, Geneviève Sirois^{1,2}
Geoffrey Edwards¹, Bradford J. McFadyen^{1,2} and Karl Zabjek^{3,4}

Affiliation :

¹ Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIS), Québec, QC, Canada; ²Department of Rehabilitation, Faculty of Medicine, Laval University, Québec, QC, Canada ; ³University Health Network, Toronto Rehabilitation Institute (UHN-TRI), Toronto, Ontario, Canada; ⁴Department of Physical Therapy, University of Toronto, Ontario, Canada;

1. Résumé

Mesurer la proximité du corps avec l'environnement présente un potentiel intéressant pour fournir aux professionnels de la santé en réadaptation de nouvelles informations pour évaluer la mobilité des clients. Les objectifs de cette étude étaient ainsi 1) d'explorer l'opinion et les besoins des professionnels à utiliser un nouvel outil pour mesurer une telle proximité, 2) déterminer les barrières et facilitateurs à son implémentation en clinique. Quatre groupes de discussions ont été réalisés avec 23 professionnels de santé après la présentation du concept d'un tel outil à un stade précoce de développement. Une analyse qualitative a été réalisée en utilisant le modèle d'utilité clinique comme guide pour le codage des textes retranscrit par écrit. De nombreuses utilisations potentielles ont été évoquées par les professionnels : amélioration de la sécurité des patients, de l'apprentissage moteur, de l'indépendance dans les tâches telles que la marche, les transferts et l'atteinte d'objets, gains de temps lors de l'évaluation des clients, amélioration du suivi du client, de la précision des données et leur objectivité. Les barrières étaient liées à une incertitude actuelle par rapport à la pertinence d'un tel dispositif, à son efficacité, et à sa valeur ajoutée, ainsi qu'au temps requis pour son utilisation. Le développement d'un dispositif clé en main avec un support pour faciliter sa

mise en œuvre a été jugé positif. Ces groupes de discussion ont fourni des informations importantes pour mieux identifier les potentielles utilisations d'un tel dispositif et contribuer à réduire les obstacles à son implémentation.

2. Abstract

Measuring the proximity of the body to the environment has the potential to provide rehabilitation health care professionals (RHCP) new, additional information to assess mobility. The aims of this study were to explore the opinions and needs of professionals to use a new device to measure such proximity, and to determine potential barriers and facilitators to implement it within the clinical setting. Four focus groups were conducted with 23 RHCP. The concept of a proximity measurement device in the early stages of development was introduced. A qualitative content analysis using a model of clinical utility as guidance for coding of the transcribed texts was used. Many potential uses were raised including improving patient safety, motor learning, independence in tasks as gait, transfers and reaching tasks, saving time during assessment, improving follow-up with the client, data precision and objectivity to assess tasks. Barriers were related to still unclear relevance, effectiveness, the added value of such a device, and time required for use. The development of a turnkey device with support to facilitate its implementation was seen to be positive. These focus groups provided important information to further identify potential uses of such a device and to help to decrease barriers to its implementation.

3. Introduction

Mobility is the ability to move independently and safely from one point to another, and represents a fundamental part of daily living. It is a key element to the quality of life, social participation and maintaining independence (Patla & Shumway-Cook, 1999; Williams & Willmott, 2012). A rehabilitation health care professional's (rehabilitation professional or RHCP) capacity to assess key aspects of mobility is crucial to early diagnosis of impairments, the choice of appropriate interventions, and the evaluation of a patients' ability to re-integrate within the community and home. With evolving technology, there has been increasing interest and effort devoted to providing access to objective, efficient and reliable physical measures of mobility within clinical settings (Muro-de-la-Herran, García-Zapirain, & Méndez-Zorrilla, 2014; Shull, Jirattigalachote, Hunt, Cutkosky, & Delp, 2014). However,

while mobility also includes the ability to modify and adapt gait to environmental constraints, such as obstacles, clinical measures usually focus on the individual with little consideration of their interaction with the environment (Huxham, Goldie, & Patla, 2001; Pardasaney et al., 2013).

Safe mobility is influenced by the way we process information from our environment and physically interact with it. Thus, the proximity of the body or its parts to the environment plays a key role in safe mobility, whether it is the whole body for circumventing obstacles (Vallis & McFadyen, 2003), or the foot trajectory to step over obstacles (Heijnen, Muir, & Rietdyk, 2012) or clear the ground (Lai, Taylor, & Begg, 2012). Furthermore, emerging evidence has revealed that such measures of body-environment proximity are key indicators of impaired mobility. For example, greater variability in minimum foot clearance is observed during gait in older fallers (Barrett et al., 2010), while this clearance is reduced in people with early Parkinson's disease, specifically when coupled with simultaneous cognitive tasks (Alcock, Galna, Lord, & Rochester, 2016). Also, people with stroke who fail an obstacle crossing task have a higher incidence of falls (Said, Galea, & Lythgo, 2013). In terms of dual-tasking, greater caution as revealed by higher obstacle clearance and slower gait is linked with cognitive impairment related to planning ability and visuospatial processing after traumatic brain injury (Cantin et al., 2007; Vallée et al., 2006), and attention in balance-impaired adults (Siu, Lugade, Chou, van Donkelaar, & Woollacott, 2008). Measures of body-environment proximity would thus have the potential to provide RHCPs with additional information to assess mobility required in daily living.

To date, measures of body-environment proximity require sophisticated equipment, technical support for data collection and expert interpretation making it difficult for RHCPs to use it in daily practice. However, with the progress in technology, new devices are being explored by different research teams to measure foot clearance over the ground with inertial (Santhiranayagam, Lai, Sparrow, & Begg, 2015), ultrasonic (Qi, Soh, Gunawan, & Low, 2015), or optical sensors (Kerr, Rafferty, Dall, Smit, & Barrie, 2010). Such instruments have the potential to provide body-environment proximity measurements within clinical and natural settings. However, such measurements are mainly focused on the height of the foot over the floor, and do not consider specific environmental constraints such as steps or

obstacles or even proximity to walking aids (walker). The development of a device which could be used by RHCs to measure both whole body and segmental proximity within complex environments have the potential to enhance rehabilitation and represent an important step in further clinical measurement. However, it is crucial to first have the RHCs' perspectives to better develop technology that is useful within the clinical setting.

As shown in Smart's analysis (Smart, 2006), previous work that has studied clinical utility has only considered clinical effectiveness and cost-effectiveness to introduce a new technology or technique in clinical practice. However, there are a broad variety of different facilitators and barriers that influence clinical uptake of new technology as well as the evolving health care setting. Professionals' needs and motivations, as well as the clinical context, influence their decision to use and adopt a new device (Liu et al., 2015). Factors related to how appropriate, accessible, practical and acceptable a device is, need to be considered (Smart, 2006). Thus, further research is required to evaluate the interaction between the user, possible tasks, the related environment and the device itself in relation to RHCs' needs, in order to develop appropriate technology and improve its implementation within the clinical setting (Yen & Bakken, 2012). To date, no one to our knowledge has considered the RHCs' perspective concerning the clinical utility of a device to measure body-environment proximity. Thus, the aims of this study were to explore the needs and opinions of RHCs to use a body-environment proximity measurement device, and to determine the barriers and facilitators that may influence the implementation of such a device in the clinical setting.

4. Method

A qualitative method using focus groups was used to foster interactions between different RHCs for a collaborative exploration of their perceptions regarding the use of a device to measure body-environment proximity. The current study was approved by the ethics committees of the integrated health care and social service of the national capital (CIUSSS-CN) in Quebec and of the University Health Network (UHN-TRI) in Toronto, Ontario. All participants provided informed written consent.

4.1. Participants

Four focus groups were conducted with RHCPs recruited from two rehabilitation settings in Toronto and Quebec City (Canada). Participants were included in this study if they were physical therapists, occupational therapists, physiatrists or residents in physical medicine and rehabilitation who were currently working in the physical assessment or treatment of individuals with musculoskeletal disorders, stroke, acquired brain injury, multiple sclerosis, amputation or spinal cord injury. They must also have had more than 2 years of experiences in physical rehabilitation. Four focus groups were conducted within the two rehabilitation settings. To facilitate meaningful discussion and to ensure the opportunity for each participant to contribute, a maximum of 10 participants were recruited for each focus group (Krueger & Casey, 2000). A purposive sampling technique was used to gain information from participants with a diversity of experiences in the area of interest (Wright & McKeever, 2000).

4.1. Procedure

An experienced facilitator, independent from the study investigators, moderated all four focus group sessions. For each focus group, the same discussion guide with open-ended questions was used to structure discussion (Table 1). Focus groups in Quebec City were carried out in French while those in Toronto were carried out in English. A member of the research team from each city was present at the respective focus group sessions. Their role was to present an overview of proximity sensor technology and to answer potential technical questions during the discussion. The presentation of the device was the same for all four groups. The device overview was presented in a way not to suggest detailed possible applications. During the first discussion within the group, the main ideas addressed by the RHCPs relative to the potential applications were written on a board visible to all participants. Similar ideas were then grouped together, and participants prioritized them by voting for the top two areas of clinical application which they felt were most meaningful to practice. The focus group ended with a discussion about barriers and facilitators. All discussions stopped when professionals had nothing more to add and were satisfied. Each focus group lasted approximately 2 hours and all discussions were recorded.

Table 1 : Focus group outline

<p>1. Warm up:</p> <ul style="list-style-type: none">• To introduce each participant<ul style="list-style-type: none">○ Question: Introduce yourself, share with the group your clinical practice setting and describe your role within this practice setting.• To review of the study aims and explanation of the session procedure
<hr/> <p>2. Discussion 1:</p> <ul style="list-style-type: none">• To consider clinical importance of body-environment measurement within clinical practice.<ul style="list-style-type: none">○ Question: In what situation would information about an individual's proximity to their environment be clinically useful information? Do you think it is useful, if yes, why, and in which situation?
<hr/> <p>3. Presentation:</p> <ul style="list-style-type: none">• Overview of global functioning of the body-environment proximity technology. Time for any questions specific to the technology.
<hr/> <p>4. Discussion 2:</p> <ul style="list-style-type: none">• To consider the potential application of the technology to specific clinical problems.<ul style="list-style-type: none">○ Questions:<ul style="list-style-type: none">○ What is your initial impression about this technology?○ How could you see this type of measurement technology being used in clinical practice? (why? how? with whom? where?)
<hr/> <p>5. Prioritizing exercise:</p> <ul style="list-style-type: none">• To focus next discussion on the most clinically meaningful use<ul style="list-style-type: none">○ Instruction: Reflecting on all the ideas that have been discussed, place your post-it notes beside the top 2 areas of clinical application that you feel would be most meaningful to practice.
<hr/> <p>6. Discussion 3:</p> <ul style="list-style-type: none">• To determine facilitators/barriers for future development of the technology specific to the most clinically meaningful use.<ul style="list-style-type: none">○ Questions:<ul style="list-style-type: none">○ What would facilitate its uptake in clinical practice? (In terms of technology, environment, individuals involved and implementation strategy).○ What would be a barrier to uptake? (in terms of technology, environment, individuals involved and implementation strategy).

4.2. Data analysis

The focus groups were transcribed verbatim. All transcripts were anonymized and did not permit a link between the profile of the individual RHCP and their points raised in the focus group. However, the context of use was indicated by each clinician as well as the specific needs for the type of facility or targeted client. All transcripts were verified by the first author. Then, a qualitative content analysis with a directed approach (Hsieh & Shannon, 2005) was carried out using the multi-dimensional model of clinical utility developed by Smart (Smart, 2006) as guidance for initial coding of the transcribed texts. This analysis framework highlighted four components of the model of clinical utility that would influence RHCPs'

judgement regarding the clinical utility of a device and their decisions to change their practice. The first component was the *appropriateness* of a device related to its effectiveness in relation to existing practice and consideration of its impact or disruption on treatment or work. The second component was the *accessibility* of the device in relation to economic considerations and practical issues of procurement. The third component was the *practicability* which establishes the link between the device, RHCPS' needs and their skills and capabilities. The last component was the *acceptability* of the device by stakeholders, which refers to moral, social, psychological and ethical concerns that may affect treatment, or preference about a device. An experienced research assistant and the first author read all the transcripts and initially independently coded the same one-third of the transcripts to check for differences and disagreements. Upon agreeing on a final coding procedure, the remaining transcripts were equally assigned between them to finalize coding. The results were interpreted through discussions among all authors, which included a PhD student (also an occupational therapist), a physical therapist, a physiatrist, and three researchers with combined expertise in mobility, locomotor adaptation, technological development and interface design for health applications.

5. Results

5.1. Description of participants

A total of 23 rehabilitation health care professionals were recruited across the four sites. The number of participants varied from 3 to 8 in each of the four focus groups. Figure 1 provides demographic information including professional experience and experience with technology. Participants were predominantly female and either physical therapists or occupational therapists with more than five years of clinical experience who mostly worked in a rehabilitation hospital and had experience with technology for clinical practice or research.

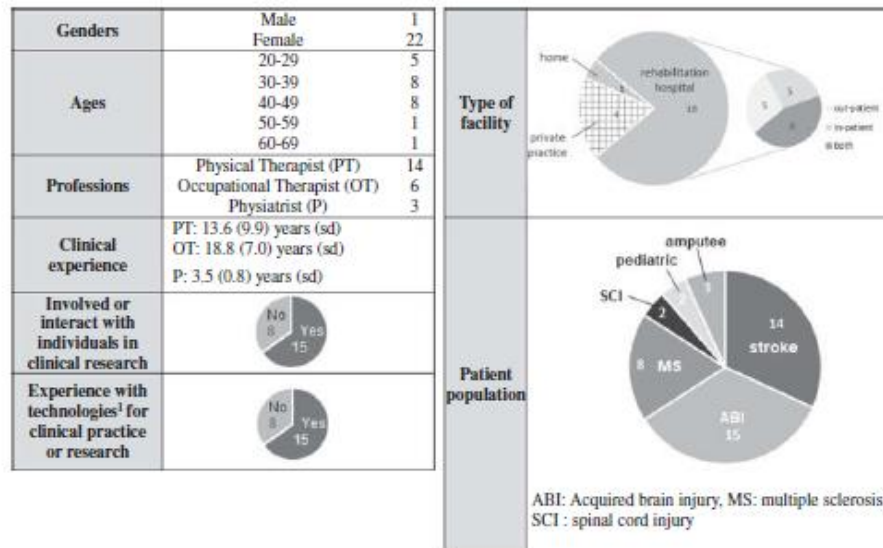


Figure 1: Characteristics of participants and clinical services used

5.2. Focus group results

Across the focus groups, several goals for a potential clinical application were raised. These applications covered three main areas for the use of a body-environment proximity measurement device: clinical assessment; rehabilitation intervention during formal therapy; and autonomous use by clients in day-to-day life (in a rehabilitation hospital or a client's home). Barriers and facilitators raised by RHCPs relative to the device's implementation depended on the different constraints associated with the task, the environment (e.g. rehabilitation hospital or clients' home), and the user (e.g. clinicians or clients with specific needs or who use the device by him/herself). Table 2 summarizes the potential uses raised by clinicians, with perceived benefit or limits depending on the context of use. Each of these potential uses within the context of the elements of the clinical utility model proposed by Smart (Smart, 2006) are detailed below.

Table 2 : *Potential uses raised by clinicians with perceived benefits and limits*

	Potential use	Perceived benefit	Perceived limits
Clinical assesment	Assess: <ul style="list-style-type: none"> • Gait • Posture, balance, pelvic obliquity • Risk of falls • Upper limb (coordination, fluidity, precision, quality movement) • Climb of stair • Transfers 	<ul style="list-style-type: none"> • Save time (during evaluation and interpretation) • Improve follow-up • Improve data precision and objectivity • Optimize evaluation (e.g. star excursion). 	<ul style="list-style-type: none"> • Added value overcurrent devices • Lack of perceived relevance or functional interest of the measure • No standardized data • Difficulty to assess compensating movements • Waste of time (installation)
Rehabilitation intervention	Give feedback during: <ul style="list-style-type: none"> • Transfers/stand up • Gait • Climb of stair • Use of prosthesis (upper/lower limb) • Handling 	<ul style="list-style-type: none"> • Improve motor learning • Help client to feel more independent • Make more sense for client • Reassure client • Give objective data of progress to RHCP and client 	<ul style="list-style-type: none"> • Redundant with verbal feedback of therapists • Waste of time (installation) • Limited measure (e.g. no angle nor centre of mass)
Autonomous use in day to day life	<ul style="list-style-type: none"> • Same that during rehabilitation intervention but during client day to day life. • Safe utilisation of wheelchair and walker • Safe mobility • Improve motivation during autonomous exercises (e.g. reaching). 	<ul style="list-style-type: none"> • Improve motor learning • Improve patient safety • Enhance learning experiences • Correct bad habits • Follow up outside of session 	<ul style="list-style-type: none"> • Capacity to detect relevant element • Battery lifetime • Client acceptance • Relevance for stroke with a patient with hemineglect or elderly

5.2.1. *Appropriateness*

In the context of clinical assessment, potential uses raised by RHCP were to evaluate gait, posture, transfers, and balance or for upper limb assessment. These uses included the assessment of coordination, fluidity, precision and quality of movement. Main needs raised by RHCPs were to save time during both the evaluation and the interpretation of results. Specifically, a need to compare patients to normalized values was noted, and to have functional interpretations of body-environment proximity measurement to help them to understand the client's impairment and its impact on daily life to guide therapy. Secondary needs were to improve the follow-up of the client as well as enhance data precision and objectivity. Some professionals thought that this technology could improve current clinical tests such as the Star Excursion (Gribble, Hertel, & Plisky, 2012), the Hop Test (Reid,

Birmingham, Stratford, Alcock, & Giffin, 2007) and the Triple Hop Test (Bley et al., 2014) by saving time to measure, interpret, store and monitor one's progression. These tests are already used by therapists with patients with musculoskeletal disorders and are based on repeated measures of the position of the patients' foot during various tasks.

Some RHCP referred to direct measures of angles, centre of mass, or the position of one segment relative to another, which are currently used within the clinic, but without consideration of the proximity to the environment. Rehabilitation professionals explained that a body-environment measurement is not presently in use in clinical assessment. One barrier perceived by some RHCPs was the lack of added value of a new device relative to some actual interventions such as joint angle measurements for gait assessments. As one RHCP explained: *"I'm evaluating the gait pattern, but there are already programs where we can measure angles and I wonder what more this could bring to me"*. In this context of use, noted barriers for implementation of a body-environment proximity measures by some RHCPs were a lack of information and perceived relevance about the clinical significance and interpretation of the measure. For example, one RHCP noted that *"if the patient improved by 1 or 2 cm [over an obstacle], that doesn't interest me. I want to know if he is autonomous"*.

Examples of potential functional interpretation that were stated as relevant were the assessment of the risk of falls during reaching or gait. In this way, some rehabilitation professionals thought the body-environment proximity device could evaluate and define boundaries for safe movement. For example, it could be possible to evaluate the maximum safe distance to reach an object, or the distance needed to stand up, and then use it during rehabilitation for training. One rehabilitation professional explained that it could be used *"as transfer training. A cue [of proximity] would be how far you need to bend forward in order to stand"*.

During rehabilitation intervention, the main goal of a body-environment proximity device would be to give feedback which informs the patient about the position of their limbs with regards to the environment in order to improve motor learning, provide reassurance, or help one feel more independent. Potential-specific applications identified included improving gait, reaching, body alignment and balance, or to walk up or down the stairs.

RHCPs talked about feedback to monitor different distances between body parts or with the environment. The distance between lower limbs was noted to improve the locomotor pattern of patients with a prosthesis or brain injury. As explained by one rehabilitation professional, “*you see a video of the limb with a picture which shows you that the limb isn’t in a good position...it’s visual...I find that says something clinically...*”. Another distance of interest was between the upper limbs and an object which could help patients with a prosthesis to manipulate objects. As one rehabilitation professional explained, “*my patient always wonders where his prosthetic hand is*”. In addition, distances between the body centre or trunk and some environmental reference point to guide bending over and avoid overreaching or improve posture during the transfer from a seat or wheelchair was also noted. The distance between the trunk and an object, or between the trunk and the body to improve posture during manual handling was raised. Finally, the distance between lower limbs and stairs was noted as providing a possible way to reassure elderly people and reduce tripping and falls risks.

Regarding the use for rehabilitation intervention, for some rehabilitation professionals, a barrier for the implementation of a proximity measurement device was the lack of perceived added value compared to current practice, such as verbal feedback to guide a patient. On the other hand, some rehabilitation professionals indicated that validation of a new protocol with an explanation of its relevance would facilitate implementation.

There was a general consensus around the possibility of using the body-environment proximity measurement device in the day-to-day lives of patients to supplement therapy while outside of formal rehabilitation sessions, both within a rehabilitation hospital or at home. One main need linked to a potential use outlined for rehabilitation intervention was to provide earlier or more intensive training to improve autonomy and motor learning, and to correct for bad habits. Another main need noted for such an autonomous use was to provide feedback to improve patient safety. Indeed, rehabilitation professionals talked about prevalent and dangerous situations they observe but cannot control outside of therapy. For example, patients with hemineglect can injure their arms in the wheels of their wheelchair, collide with walls or obstacles, or walk too close to the street. One rehabilitation professional said as an example “*you see all the time someone’s hemiparetic arm is just hanging off their wheelchair or it gets caught in doorways*”. Other situations concerned elderly persons,

patients with amputation or brain injury who can fall when they walk too far away from their walker, get up from a chair or rollator with their feet incorrectly positioned, sit down on a chair or rollator from an unsafe distance, overreach to catch an object, or walk upstairs with their feet incorrectly positioned. The body-environment proximity measurement device was discussed as potentially providing a cue to alert the patient to increase or decrease the distance between their body and the object to avoid a dangerous situation. As explained by one rehabilitation professional, *“we could put a sensor on the chair and when it rings, it means the patient can stand up because his foot is correctly positioned”*.

There were mixed opinions, however, about the potential effectiveness of such a device for autonomous use. Main barriers identified were specific to patient capacity to use the device independently. For example, for patients with hemineglect or cognitive impairment due to dementia or in brain injuries, lack of awareness of their impairment was raised as an important barrier for the effectiveness of the device. Some of the rehabilitation professionals believed that patients with hemineglect may not be able to respond to the feedback provided by the device. For example, one rehabilitation professional wondered: *“Do they have enough awareness to change their posture? [...] I feel sort of negative about it”*. However, other rehabilitation professionals thought that it could be beneficial for patients’ security: *“Even if it doesn’t change their behaviour, it could give them enough time to process the fact that they’re getting too close to a wall and stop. It doesn’t mean that they’re just going to fix their inattention or neglect, but there might be less accidents”*. Furthermore, rehabilitation professionals thought it would not be helpful because some individuals, mainly elderly patients, will still take risks. For example, it was noted that *“Instead of asking someone to bring the walker, they stand up and then they risk falling”*. However, others were more positive: *“I think there are a lot of people for whom the device would be appropriate”*.

5.2.2. Accessibility

For all noted uses, the cost to the patient or rehabilitation institute was raised as an important potential barrier. Even if the sensors are low-cost, the need for accessory devices such as tablets, could also be a barrier. Rehabilitation professionals noted that accessories such as tablets are not necessarily available in the clinic: *“Ideally, it would all be done like through tablets, but the reality it is that we don’t have that technology here for us to use”*. Moreover,

several tablets would need to be available in order to be accessible by more than one rehabilitation professional, which increases the cost barrier.

However, several facilitators were also noted. Evidence of improving patients' security can override the cost barrier by justifying funding requests. In addition, a robust device, with easy replacement and maintenance, was judged as important for consideration during the development of such the device in order to facilitate its long-term use. Moreover, an application accessible via different devices, such as computers, phones and tablets, could be a facilitator to improve accessibility within a clinical department. Finally, the possibility to share data with other rehabilitation professionals, respecting patients' confidentiality, was also a characteristic suggested by many rehabilitation professionals to facilitate the use of a body-proximity measurement device.

5.2.3. *Practicability*

Rehabilitation professionals explained that several technical characteristics need to be considered to implement such devices for all uses. Issues raised were related to the overall ability to be a turnkey, user-friendly device, with easy instructions and requiring brief training. It was also noted that it should be easy and quick to install. The physical characteristics that would facilitate this ease of use included the weight of the device (light), portability (wireless) and sustainability with a long battery life and quickly rechargeable. In addition, such a device was expected to be hygienic, easy to clean, secure, without interference with another medical device, durable and even waterproof (depending on the environment of use).

In terms of identified barriers to practicability, some rehabilitation professionals explained that modifying practice could, in its own right, also be a barrier. Thus, for all potential uses, training of RHCPs must be included in the implementation phase of the device within the clinic to facilitate its use. Indeed, as one rehabilitation professional explained: "even for the best device, training the therapist is key.". This training must be coupled with standardized procedures carried out across the larger rehabilitation team so that peer influence will facilitate and encourage use. As one rehabilitation professional explained: "Sometimes we attend an educational session, but when we come-back to the department, we don't use it.

We need to do it together. We need standardized procedures. A structured support system may also improve implementation.”

Technical characteristics of the device need to respect several constraints relative to its use. For uses during clinical assessment or rehabilitation intervention, constraints are mainly linked to organizational issues. Time constraints appear as one of the most important barriers in the clinical setting. As one rehabilitation professional noted: “if I need more than 10 minutes to install it, it’s impossible for me to use it”. In relation to this constraint, rehabilitation professionals highlighted important characteristics to facilitate the use of the device. The device must be easily and efficiently installed and removed by the therapist, reusable with several patient profiles, and the interface must not require too much technical knowledge or a technician to reprogram it every time. For clinical assessment, it must be easily and consistently positioned on the patient from one evaluation to another to avoid bias, and the results of the evaluation must be quickly available and clearly presented in graphic form with standardized data to allow comparison.

For autonomous use, constraints were mainly linked to the environment as well as the patient’s impairment. Indeed, the size and the complexity of the daily environment were raised as potential barriers to the application and use of such a device. Thus, rehabilitation professionals raised a concern about the sensitivity and discrimination ability of sensors to detect relevant elements for patients’ safety and provide appropriate feedback. For example, one rehabilitation professional explained that if “*It rings when something gets close to his arm, but it mustn’t be his thorax for example. [...] It mustn’t ring every time he goes into another room or passes through a door frame*”. Thus, to facilitate the use of the device, feedback must be task-specific and sufficiently context sensitive to improve the patient’s safety. In addition, cognitive, motor or perceptual impairments would have to be considered in the design of a proximity measurement device. More specifically, the device must be easy to install, to switch on and off (e.g. easily accessible on/off button) and to be removed by the patient alone, even those with motor impairments such as hemiplegia. The interface must also be tailored to patient-specific impairments to provide appropriate, and customizable real-time feedback (e.g. audio, visual, haptic), with intensity and detection thresholds easily

adjusted by therapists in a therapy session. Furthermore, older populations may need more support to learn how to use a technical device.

5.2.4. Acceptability

In the context of clinical assessment or for rehabilitation intervention, opinions about acceptability varied. Despite potential uses given by rehabilitation professionals, some of them did not think they would use such a device in their current practice. The main factors that influenced this point of view were related to those previously detailed, namely the lack of perceived relevance, the lack of time to use it, and the perceived difficulty to use the device. To this point, one rehabilitation professional noted that « *I just feel like I have better tools in my toolbox right now that aren't necessarily techrelated for what we've already talked about. [...] Like even just being there. [...] And the verbal cue* ». The level of technology also appears to be a factor which can increase the perceived difficulty to use the device and/or its acceptability. However, for uses which meet their needs and their constraints, some rehabilitation professionals were more open to using it: “*[if the device could help us to do the Star Excursion test more efficiently] I will use it*”.

Moreover, to improve the autonomous use of the device by patients outside of therapy, most rehabilitation professionals agreed about the need to train their patients to use it during a few sessions first. In contrast to other contexts of use, rehabilitation professionals noted that it would be important to pay attention to patients' acceptability of the device, and their motivation to use it, if they are to use it outside the therapy session. Some rehabilitation professionals were sceptical about the level of use without the rehabilitation professional available. One rehabilitation professional noted that “*when it comes to us asking people to wear something on their body outside of therapy, that almost never works*”. More specifically, some rehabilitation professionals believed that older patients are not interested in new technology. However, other rehabilitation professionals were more optimistic. Technical characteristics of the device, such as aesthetics and level of gaming of the device, were considered as facilitators to improve patient motivation. Motivating options such as providing scores or even graphs

6. Discussion

This study explored RHCPs' opinions and perceived needs for a measure of body proximity in relation to the environment. It also determined potential barriers and facilitating factors to implement a body environment proximity measurement device into the clinical setting. While the body-environment proximity measurement device was originally designed with clinical assessment in mind, the present focus groups enlarged the perspective of potential uses. RHCPs expressed potential applications related to clinical assessment, rehabilitation interventions and promoting patients' autonomy outside of clinical therapy. The main needs cited for such a device were to improve patient safety and improve motor learning in different tasks to help them to be more independent given the possibility to provide feedback to the patient. In terms of clinical assessment, rehabilitation professionals' main needs were to save time, improve the clinical assessment, with functional interpretations of results. Secondary needs were to improve the follow-up of the client, enhance data precision and objectivity. Rehabilitation professionals also expressed potential barriers and facilitators to implement the device mainly related to the perceived appropriateness of this measurement, and on the practicability of the future device. These findings will be discussed in relation to the literature. This discussion is organized using the elements of the Smart model (Smart, 2006). Table 3 summarizes technical and human elements that need to be considered and evaluated during the future development of the device, linked to RHCPs comments and the literature. Due to the early stage of development of the device, future studies will be required to provide guidance on indications or contraindications for clinical.

Table 3 : *Technical and human aspects needed to be considered or evaluated during future development*

Use	Technical aspects			Human/ organizational aspects
	Sensors' characteristic	Interface's characteristic	General characteristic of the device	
All context	<ul style="list-style-type: none"> • Easy and quick to install and take off • Wireless • Light, small • Usable with different clients 	<ul style="list-style-type: none"> • Mobile interface • Downloadable application 	<ul style="list-style-type: none"> • Turnkey system • Resistant • Low-cost • Sanitary and easy to clean • Good autonomy of the battery • Easy rechargeable • Waterproof (depending on environment) • Possibility to save data and share data with other professionals • Respect of confidentiality 	<ul style="list-style-type: none"> • Good utilisability of the device (in relation to user constraints, task and environment.) • Provide and explain evidence-based relevance of the measure and the device to the clinician (e.g. knowledge translation intervention) • Train RHCP • Support RHCP after training (e.g. champion).
For assessment	<ul style="list-style-type: none"> • Accurate • Reliable 	<ul style="list-style-type: none"> • Large screen • Clients profile recorded • Standardized, normalized data • Quick results • Clear results: graphs, pictures. • Results with functional interpretation 	<ul style="list-style-type: none"> • Save time in regard to other tools • Bring more information than other tools 	
Autonomous use/ rehabilitation intervention	<ul style="list-style-type: none"> • Easy to install and take off even with motor or cognitive impairment, without the therapist • Detect relevant information 	<ul style="list-style-type: none"> • Feedback customizable (audio, visual, haptic, number, intensity, threshold sensitivity.) • Real-time feedback • Feedback appropriate for the task, not too confusing • Progress graph • On/off button easily accessible (for autonomous use) 	<ul style="list-style-type: none"> • User-friendly even with motor or cognitive impairment for (autonomous use) • Motivating (progress graph, playful, positive feedback.) • Stylised, aesthetic 	<ul style="list-style-type: none"> • Good utilisability of the device for a patient with motor and/or cognitive impairment • Good acceptability of the device

6.1. Appropriateness

Some applications for this technology have been previously explored. For example, improvement in motion and function of the neglected hand have already been demonstrated during bimanual activities in daily living with movement detection bracelets and visual and acoustic alarms (Trejo-Gabriel-Galan et al., 2016). Moreover, researchers have demonstrated

that visual feedback of the vertical position of the foot during treadmill gait can enable young healthy participants to increase minimum toe clearance which is a good predictor of tripping risk (Begg, Tirosh, van der Straaten & Sparrow, 2012). It has also been noted that this feedback can help to change foot trajectory and reduce tripping probability in older adults as well as for one patient with stroke (Begg et al., 2014). Additionally, visual and auditory feedback are helpful to improve virtual obstacle crossing during gait on a treadmill with healthy subjects (Wellner, Schaufelberger, Zitzewitz, & Riener, 2008). Therefore, there is great potential for further investigations of augmented feedback training or feedback about body-environment proximity in day-to-day life, as raised by the clinicians. However, even if rehabilitation professionals proposed many uses, the appropriateness of the device to measure proximity was debated. For clinical assessment, the functional interpretation of proximity measurement was not clear to all RHCPs. For rehabilitation intervention or assessment, most rehabilitation professionals believed that this device would be redundant with their existing intervention and questioned the added value of the device with respect to other assessments or their own verbal feedback during a session. Further research is required to further elucidate the potential of proximity measurement to inform clinical decision-making. With respect to more autonomous use, some rehabilitation professionals raised the concern that some patients, for example those with hemineglect, who might not respond to feedback or have enough awareness to change a dangerous behaviour.

What the present critique on appropriateness by the focus groups underline is that there is a need to provide evidence-based relevance of the specific proximity measurement and the impact that such a device could have on existing rehabilitation or patients' autonomy. This evidence could support rehabilitation professionals' understanding of the potential added-value of such a new device. However, it was found that physiotherapists preferred to use verbal feedback in practice (van Vliet & Wulf, 2006), even though devices exist which can optimise type and schedule of feedback to enhance motor learning (Sigrist, Rauter, Riener, & Wolf, 2013). Thus, even if it is necessary to provide evidence-based relevance of a device, as seen above, it was not sufficient to change current practices. As shown by previous research, a lack of knowledge, or a poor performance expectancy perceived by therapists were barriers in the adoption of new devices or guidelines in clinical practice (Francke, Smit, de Veer & Mistiaen, 2008; Hughes et al., 2014; Liu et al., 2015). Thus, as suggested by Levac

et al. (2016), there is a need for better knowledge translation to decrease those barriers, with devices with proven usability (see the section below on practicability). In parallel, further research should focus on understanding the perceptions and needs of HCPs who intend to use the technology. This balanced approach has the potential to optimally integrate this technology into the clinical context.

Finally, time constraints are, as raised in this focus group study, a very important barrier to the implementation of any technology (Francke et al., 2008; Liu et al., 2015). Technical characteristics of the device must respect the constraints of the specific context to be at least as rapid to use as current tools (Cresswell & Sheikh, 2013), and to avoid disruptions to current practice.

6.2. Accessibility

The main component of accessibility raised by rehabilitation professionals was the cost of the device. The initial cost of a device often appears as a barrier to acquisition and implementation (Cresswell & Sheikh, 2013). No price of such a device was actually presented during the focus groups; however, the fact that a tablet may be necessary was seen as a cost constraint for some rehabilitation professionals. However, evidence to support that a new device increases the quality of care (as noted above with respect to facilitating appropriateness) and even decreases health care costs can have an influence over the impact of the initial cost of any device (Yarbrough & Smith, 2007). Thus, as also noted by some rehabilitation professionals, “low-cost” is relative in relation to the impact of the device on rehabilitation or patient security.

6.3. Practicability

Rehabilitation professionals cited different potential users, with the main user being either the rehabilitation professionals themselves (assessment or intervention) or the patient (autonomous use), and noted many technical characteristics deemed important in order to improve these uses. Those characteristics are consistent with the notion of usability defined by the International Organization for Standardization (ISO-9241-11) as “the extent to which a product can be used by specified users to achieve specified goals with effectiveness, efficiency, and satisfaction in a specified context of use”. Indeed, although knowledge and skills of rehabilitation professionals could be improved through research and knowledge

translation, this alone does not guarantee a higher rate of use or intention to use a new technology if the device has a poorly perceived usability (Levac et al., 2016). Thus, during device development, rehabilitation professionals and patients should be included to assess the usability of the device and its interface for a given use. This evaluation must first take place in a laboratory, and then in a targeted environment, to gradually analyse the interaction between users' constraints, the tasks and the environment (Yen & Bakken, 2012). As noted, by Cresswell and Sheikh (2013), the involvement of key stakeholders to test early prototypes can improve the use of the device. This evaluation of usability is crucial to develop a turnkey device and reduce implementation barriers.

Finally, as suggested in the focus groups, user training and support after training can facilitate the implementation of the proximity measuring device. As noted in other studies, organizational factors such as the presence of champion support or adjustment of workload during the introductory period of the technology can help to appropriately introduce a new device into a clinical setting and, thus, improve its use (Cresswell & Sheikh, 2013).

6.4. Acceptability

While there were few ethical, legal, social or psychological concerns raised about the effects of such a proximity measurement on practice, some rehabilitation professionals did wonder if the device would be accepted by patients and used in their absence. Some rehabilitation professionals expressed concern that older patients would not be interested in, or accept, new technology. While this common belief persists, many studies have demonstrated that this a misconception and that older adults do not reject all technologies. They adopt appropriate and easy to use technologies (Piper & Hollan, 2013), although sometimes it is in a slower and more selective way (Olson, O'Brien, Rogers, & Charness, 2011). Incongruity between the rehabilitation professionals' perception of patient acceptability of a new device, and the patients' real acceptability has been shown (Glegg et al., 2013). This underlines the fact that the involvement of patients', as suggested above, will also be important to assess their own acceptability during the development of the proximity measuring device.

According to both the Unified Theory of Acceptance and Use of Technology (Liu et al., 2015) and the Technology Adoption Model (Glegg et al., 2013), acceptance and use of

technology are determined, respectively, by one's belief concerning how it will enhance performance and by perception of its usefulness and level of difficulty in using it. Thus, even if new technology itself may appear as a barrier to some rehabilitation professionals, the actual acceptability by therapists is not based on "new technology" per se, but influenced by their perceptions relative to the appropriateness and the practicability of the device as discussed above.

One key limitation of the current study is that these focus groups were confined to small groups of rehabilitation professionals and medical residents from North America only. However, including different governmental systems and cultures (French and English) provided some breadth in opinions. It should also be noted that these focus groups were based on the rehabilitation professionals' limited knowledge of the proposed proximity measurement device which was in a very early stage of development and is not yet available. However, within the early stage of development of a device, it is important to depict a wide variety of viewpoints, more representative of actual rehabilitation professionals' opinion. Thus, our focus groups provided several points for consideration during the development of the device. The clinician and client's profiles will be more deeply considered during the next phase of device development and evaluation. This helps verify if the device meets the requirement raised during the focus group for a given type of facility and a targeted client. Furthermore, rehabilitation professionals did not, in general, make a distinction between the device and the interface, aside from a few remarks about the interface as reported earlier, although this distinction will play a role in the development.

Conclusion

While the targeted proximity measurement device was originally designed for clinical assessment, the focus groups enlarged the perspective of potential uses including intervention and autonomous use. The needs and uses noted by rehabilitation professionals provided several potential ways to improve the proximity measurement device, thus increasing potential applications. The main comments by rehabilitation professionals highlighted the necessity to prove the appropriateness of the device, and to involve the user in the development and assessment of the device's effectiveness and usability within a given

setting. The implication of the rehabilitation professionals in the development of the device offers the possibility to assess the evolution of its perceived relevance that is also a key factor to improve its implementation. Furthermore, an iterative involvement of rehabilitation professionals and patients to test future prototypes will be helpful to minimize barriers related to technology, human and organisational factors. The results obtained from these focus groups also have wider application to general development and implementation of technology in clinical practice.

Acknowledgements

The authors would like to thank Emilie Lacroix who moderated helped organize the focus groups, Véronique Gauthier who coded part of the results, and all rehabilitation health care professionals who participated in this study. We also thank the Institut de réadaptation de déficience physique de Québec and the Toronto-based University Health Network for allowing the participation of all rehabilitation professionals.

Funding

This work was supported by the Canadian Institute for Health Research and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada [336687].

Disclosure statement

The authors report no conflict of interest. This work was supported by combined funding of the Canadian Institutes of Health Research and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada.

Citation information

Cite this article as: The perspective of rehabilitation health care professionals regarding the clinical utility of a body-environment proximity measurement device, Céline Faure, Elizabeth L. Inness, Marie-Eve Lamontagne, Geneviève Sirois, Geoffrey Edwards, Bradford J. McFadyen & Karl Zabjek, *Cogent Medicine* (2019), 6: 1605722.

References

- Alcock, L., Galna, B., Lord, S., Rochester, L. (2016). Characterisation of foot clearance during gait in people with early Parkinson's disease: Deficits associated with a dual task. *Journal of Biomechanics*, 49, 2763–2769. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.12.045
- Barrett, R. S., Mills, P. M., & Begg, R. K. (2010). A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait & Posture*, 32, 429–435. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.07.010

Begg, R. K., Tirosh, O., Said, C. M., Sparrow, W.A., Steinberg, N., Levinger, P., & Galea, M. P. (2014). Gait training with real-time augmented toe-ground clearance information decreases tripping risk in older adults and a person with chronic stroke. *Frontiers in Human Neuroscience* [Internet], 8. Retrieved from <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2014.00243/abstract>

Begg, R. K., Tirosh, O., van der Straaten, R., & Sparrow, W.A. (2012). Real-time biofeedback of gait parameters using infrared position sensors. In *Sens. Technol. ICST 2012 Sixth Int. Conf. On* [Internet] (pp. 73–77). IEEE. Retrieved from <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6461777/>

Bley, A. S., Correa, J. C. F., Reis, A. C. D., Rabelo, N. D. D. A., Marchetti, P. H., Lucareli, P. R. G., & Bacurau, R. F. (2014). Propulsion phase of the single leg triple hop test in women with patellofemoral pain syndrome: A biomechanical study. *Bacurau RF, Editor. PLoS ONE.*, 9, e97606. doi:10.1371/journal.pone.0097606

Cantin, J.-F., McFadyen, B. J., Doyon, J., Swaine, B., Dumas, D., & Vallée, M. (2007). Can measures of cognitive function predict locomotor behaviour in complex environments following a traumatic brain injury? *Brain Injury*, 21, 327–334. doi:10.1080/02699050701209972

Cresswell, K., & Sheikh, A. (2013). Organizational issues in the implementation and adoption of health information technology innovations: An interpretative review. *International Journal of Medical Informatics*, 82, e73–e86. doi:10.1016/j.ijmedinf.2012.10.007

Francke, A. L., Smit, M. C., de Veer, A. J., & Mistiaen, P. (2008). Factors influencing the implementation of clinical guidelines for health care professionals: A systematic meta-review. *BMC Medical Informatics and Decision Making* [Internet], 8. Retrieved from <http://bmcmedinformdecismak.biomedcentral.com/articles/10.1186/1472-6947-8-38>

Glegg, S. M. N., Holsti, L., Velikonja, D., Ansley, B., Brum, C., & Sartor, D. (2013). Factors influencing therapists' adoption of virtual reality for brain injury rehabilitation. *Cyberpsychology, Behavior, and Social Networking*, 16, 385–401. doi:10.1089/cyber.2013.1506

Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012). Using the star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: A literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*, 47, 339–357. doi:10.4085/1062-6050-47.3.08

Heijnen, M. J. H., Muir, B. C., & Rietdyk, S. (2012). Factors leading to obstacle contact during adaptive locomotion. *Experimental Brain Research*, 223, 219–231. doi:10.1007/s00221-012-3253-y

Hsieh, H.-F., & Shannon, S. E. (2005). Three approaches to qualitative content analysis. *Qualitative Health Research*, 15, 1277–1288. doi:10.1177/1049732305276687

Hughes, A.-M., Burridge, J. H., Demain, S. H., Ellis-Hill, C., Meagher, C., Tedesco-Triccas, L., ... Swain, I. (2014). Translation of evidence-based assistive technologies into stroke rehabilitation: Users' perceptions of the barriers and opportunities. *BMC Health Services Research*, *14*, 124. doi:10.1186/1472-6963-14-124

Huxham, F. E., Goldie, P. A., & Patla, E. A. E. (2001). Theoretical considerations in balance assessment. *Australian Journal of Physiotherapy*, *47*(2), 89–100. doi:10.1016/S0004-9514(14)60300-7

Kerr, A., Rafferty, D., Dall, P., Smit, P., & Barrie, P. (2010). Using an optical proximity sensor to measure foot clearance during gait: Agreement with motion analysis. *Journal of Medical Devices*, *4*, 031004. doi:10.1115/1.4002179

Krueger, R. A., & Casey, M. A. (2000). *Focus groups : A practical guide for applied research* (3rd ed.). Thousand Oaks, CA: Sage Publications.

Lai, D. T. H., Taylor, S. B., & Begg, R. K. (2012). Prediction of foot clearance parameters as a precursor to forecasting the risk of tripping and falling. *Human Movement Science*, *31*, 271–283. doi:10.1016/j.humov.2010.07.009

Levac, D., Glegg, S. M. N., Sveistrup, H., Colquhoun, H., Miller, P.A., Finestone, H., Velikonja, D. (2016). A knowledge translation intervention to enhance clinical application of a virtual reality system in stroke rehabilitation. *BMC Health Services Research* [Internet], *16*. Retrieved from <http://bmchealthservres.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12913-016-1807-6>

Liu, L., Miguel Cruz, A., Rios Rincon, A., Buttar, V., Ranson, Q., & Goertzen, D. (2015). What factors determine therapists' acceptance of new technologies for rehabilitation – A study using the Unified Theory of Acceptance and Use of Technology (UTAUT). *Disability and Rehabilitation*, *37*, 447–455. doi:10.3109/09638288.2014.923529

Muro-de-la-Herran, A., García-Zapirain, B., & Méndez-Zorrilla, A. (2014). Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors*, *14*, 3362–3394. doi:10.3390/s140203362

Olson, K. E., O'Brien, M. A., Rogers, W. A., & Charness, N. (2011). Diffusion of technology: Frequency of use for younger and older adults. *Ageing International*, *36*, 123–145. doi:10.1007/s12126-010-9077-9

Pardasaney, P. K., Slavin, M. D., Wagenaar, R. C., Latham, N. K., Ni, P., & Jette, E. A. M. (2013, October). Conceptual limitations of balance measures for community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, *93*(10), 1351–1368. doi:10.2522/ptj.20130028

Patla, A. E., & Shumway-Cook, A. (1999). Dimensions of mobility: Defining the complexity and difficulty associated with community mobility. *Journal of Aging and Physical Activity*, *7*, 7. doi:10.1123/japa.7.1.7

Piper, A. M., & Hollan, J. D. (2013). Supporting medical communication for older patients with a shared touch-screen computer. *International Journal of Medical Informatics*, 82, e242–e250. doi:10.1016/j.ijmedinf.2011.03.005

Qi, Y., Soh, C. B., Gunawan, E., & Low, K.-S. (2015). Ambulatory measurement of three-dimensional foot displacement during treadmill walking using wear-able wireless ultrasonic sensor network. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 19, 446–452. doi:10.1109/JBHI.2014.2316998

Reid, A., Birmingham, T. B., Stratford, P. W., Alcock, G. K., & Giffin, J. R. (2007). Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy*, 87, 337–349. doi:10.2522/ptj.20060143

Said, C. M., Galea, M. P., & Lythgo, N. (2013). People with stroke who fail an obstacle crossing task have a higher incidence of falls and utilize different gait patterns compared with people who pass the task. *Physical Therapy*, 93, 334–344. doi:10.2522/ptj.20120200

Santhiranayagam, B. K., Lai, D. T. H., Sparrow, W. A., & Begg, R. K. (2015). A machine learning approach to estimate minimum toe clearance using inertial measurement units. *Journal of Biomechanics*, 48, 4309–4316. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.10.040

Shull, P. B., Jirattigalachote, W., Hunt, M. A., Cutkosky, M. R., & Delp, S. L. (2014). Quantified self and human movement: A review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. *Gait & Posture*, 40, 11–19. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.03.189

Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., & Wolf, P. (2013). Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. *Psychonomic Bulletin & Review*, 20, 21–53. doi:10.3758/s13423-012-0333-8

Siu, K.-C., Lugade, V., Chou, L.-S., van Donkelaar, P., & Woollacott, M. H. (2008). Dual-task interference during obstacle clearance in healthy and balance-impaired older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, 20, 349–354. doi:10.1007/BF03324867

Smart, A. (2006). A multi-dimensional model of clinical utility. *International Journal for Quality in Health Care*, 18, 377–382. doi:10.1093/intqhc/mzl034

Trejo-Gabriel-Galan, J. M., Rogel-Melgosa, V., Gonzalez, S., Sedano, J., Villar, J. R., & Arenaza-Basterrechea, N. (2016). Rehabilitation of hemineglect of the left arm using movement detection bracelets activating a visual and acoustic alarm. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [Internet], 13. Retrieved from <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-016-0191-0>

Vallée, M., McFadyen, B. J., Swaine, B., Doyon, J., Cantin, J.-F., & Dumas, D. (2006). Effects of environmental demands on locomotion after traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87, 806–813. doi:10.1016/j.apmr.2006.02.031

Vallis, L. A., & McFadyen, B. J. (2003). Locomotor adjustments for circumvention of an obstacle in the travel path. *Experimental Brain Research*, *152*, 409–414. doi:10.1007/s00221-003-1558-6

van Vliet, P. M., & Wulf, G. (2006). Extrinsic feedback for motor learning after stroke: What is the evidence? *Disability and Rehabilitation*, *28*, 831–840. doi:10.1080/09638280500534937

Wellner, M., Schaufelberger, A., Zitzewitz, J. V., & Riener, R. (2008). Evaluation of visual and auditory feedback in virtual obstacle walking. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, *17*, 512–524. doi:10.1162/pres.17.5.512

Williams, G., & Willmott, C. (2012). Higher levels of mobility are associated with greater societal participation and better quality-of-life. *Brain Injury*, *26*, 1065–1071. doi:10.3109/02699052.2012.667586

Wright, J. G., & McKeever, P. (2000). Qualitative research: Its role in clinical research. *Annals of the Royal College of Physicians and Surgeons of Canada*, *33*, 275–280.

Yarbrough, A. K., & Smith, T. B. (2007). Technology acceptance among physicians: A new take on TAM. *Medical Care Research and Review*, *64*, 650–672. doi:10.1177/1077558707305942

Yen, P.-Y., & Bakken, S. (2012). Review of health information technology usability study methodologies. *Journal of the American Medical Informatics Association*, *19*, 413–422. doi:10.1136/amiajnl-2010-000020

© 2019 The Author(s). This open access article is distributed under a Creative Commons Attribution (CC-BY) 4.0 license.

You are free to:

Share — copy and redistribute the material in any medium or format.

Adapt — remix, transform, and build upon the material for any purpose, even commercially. The licensor cannot revoke these freedoms as long as you follow the license terms.

Under the following terms:

Attribution — You must give appropriate credit, provide a link to the license, and indicate if changes were made. You may do so in any reasonable manner, but not in any way that suggests the licensor endorses you or your use. No additional restrictions. You may not apply legal terms or technological measures that legally restrict others from doing anything the license permits.

Cogent Medicine (ISSN: 2331-205X) is published by Cogent OA, part of Taylor & Francis Group. Publishing with Cogent OA ensures:

- Immediate, universal access to your article on publication
- High visibility and discoverability via the Cogent OA website as well as Taylor & Francis Online
- Download and citation statistics for your article
- Rapid online publication
- Input from, and dialog with, expert editors and editorial boards
- Retention of full copyright of your article
- Guaranteed legacy preservation of your article
- Discounts and waivers for authors in developing regions

Submit your manuscript to a Cogent OA journal at www.CogentOA.com

Annexe 2: Development of a virtual-reality system with large scale haptic interface and accessible motion capture for rehabilitation

Co-auteurs:

Céline Faure^{a,b}, Alexis Fortin-Côté^c, Michaël Bonenfant^d, Nicolas Robitaille^a, Philippe Cardou^c, Clément Gosselin^c, Denis Laurendeau^d, Catherine Mercier^{a,b}, Laurent Bouyer^{a,b}, Bradford James McFadyen^{a,b}

Affiliations:

^a Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration (CIRRIS), 525 Blvd. Wilfrid-Hamel, Quebec City, QC, Canada, G1M 2S8; ^b Department of Rehabilitation; ^c Department of Mechanical engineering; ^d Department of Electrical and Computer Engineering, Laval University, 1065 av. De la Médecine, Quebec City, QC, Canada, G1V 0A6;

1. Résumé

Malgré le développement des technologies de réalité virtuelle (RV), les interactions haptiques dans de grands environnements virtuels (EVs) restent limitées. L'objectif global de ce projet est de développer un système de réalité virtuelle accessible pour la rééducation, intégrant une interface haptique utilisant un robot parallèle entraîné par câbles et un système de capture de mouvement avec plusieurs capteurs Kinect. L'objectif immédiat est de fournir des données préliminaires sur les fonctionnalités de ce nouveau dispositif et de ses composants et de montrer son potentiel pour la réadaptation.

2. Abstract

Despite the development in virtual reality (VR) technology, haptic interaction within large virtual environments (VEs) remains limited. The overall aim of this project is to develop a VR system incorporating haptic interface using a cable-driven parallel robot with accessible motion capture with multiple Kinect sensors for rehabilitation. The immediate objective is to

provide preliminary data on the functionality of the novel platform and its components and show its potential for rehabilitation.

3. Introduction

Virtual Reality (VR) has been demonstrated to be a good tool for assessment and training in rehabilitation, and has a good potential to improve motor learning and increase client motivation [1]. VR offers a safe and ecological environment, where real-time feedback and stimuli can be adjusted and controlled. However, current devices mainly provide visual information, or force feedback within a reduced workspace. In addition, integrated motion capture systems are often too sophisticated and expensive for the clinic. These constraints limit the realisation of complex and ecological activities within VR (e.g. lifting objects or walking in a crowd). The aim of the proposed integrated VE, developed by our team, is to provide force feedback, accessible motion capture and immersion technology in VR that allows physical interaction within the VE over a large workspace, thereby allowing more ecological assessment of functional tasks. Our immediate aim is to determine the best configuration of Kinect sensors to optimize visual rendering during several tasks including a box-handling task, with and without force feedback. Those tasks are to be used later for a proof of principle experiment, to show the full potential of the VR-haptic feedback system.

4. Method

4.1. Description of the overall system

Fig. 1 illustrates the system. To make the system more accessible and to increase the workspace currently used with VR markerless systems for rehabilitation [2], we combined four Kinect V2 RGB-D sensors for Windows (Microsoft, USA) [3]. This novel configuration of sensors reduces the problem of visual obstructions while tracking the position of each joint of the user. A 30Hz iterative particle filter was applied on the tracked positions from the four Kinect sensors to provide an avatar in a first-person-shooter mode to be displayed with minimum lag within a head-mounted display (Oculus Rift DK2, Oculus VR, USA) worn by the user. Raw data can also be saved for off-line analyses to assess the person's motor performance. In addition, a six-degree-of-freedom cable-driven parallel mechanism (CDPM) was developed to provide a haptic interface [4]. The user can move within a large VE and

physically interact with an effector (e.g. handles) attached to the CDPM seen virtually as a box. The CDPM calculates the position of the object in the environment and applies an adjustable force feedback to the effector for a given task and environment (e.g. physical constraints of a shelf, weight of the box).

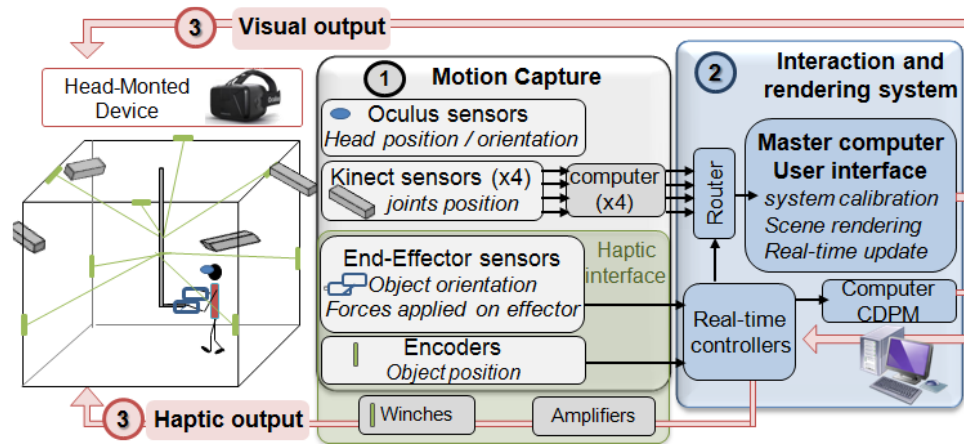


Figure 1 : Scheme of the overall system

4.2. Experimental design and data analysis

To determine the best configuration of the Kinect sensors, the accuracy of joint centre locations (ankles, knees, hips, L5/S1, T7 and wrists) and angles (knee and back) computed from the fused Kinect data was calculated in 2 setups: 1) the four Kinect sensors were positioned at the corners of a 3 m by 3 m square; 2) the sensors were placed on a circular arc with a radius of 1.8 m in front of the user. Two sets of movements mimicking box lifting with two different lifting techniques (back lift or leg lift) and two locomotor related movements (in place or in a circle) were performed by one subject, in both Kinect configurations. All Kinect data were synchronised with a network time protocol. Data of the four Kinect sensors were fused with a particle filter and collected at 30 Hz, then up-sampled off-line to 100 Hz using a cubic spline. Kinematic data were also collected with a Vicon system, as a “gold standard” using Nexus software (Vicon motion systems, CA, USA). To obtain a valid measure of accuracy of Kinect motion capture, we first collected data during an upright calibration posture, and we aligned the model of the Kinect skeleton with a standard biomechanical model (KinGait) using Vicon. The root-mean-square between the position of joints and the difference between the angles measured by the two devices over the task were calculated.

5. Preliminary results

5.1. Validation of the Kinect motion capture

The Kinect-tracked positions and angle measurements followed the trend of the Vicon data. However, even with the alignment of models, the accuracy varied during movement with higher ranges of error for extreme positions (e.g. mean errors from $2^\circ \pm 1$ s.d, during left knee flexion or extension during locomotion in place, to $6^\circ \pm 3$ s.d around the time that knee flexion or extension reached maximum). Moreover, measures were dependant on an interaction between the Kinect configuration and movement. The square configuration improved accuracy for the lifting tasks (mean errors from $7.0 \text{ cm} \pm 5.7$ s.d. to $5.0 \text{ cm} \pm 3.6$ s.d. and from $12.8^\circ \pm 15.3$ s.d. to $7.2^\circ \pm 4.9$ s.d. ; averaged across all joints and angles), whereas the circular configuration improved accuracy in the locomotion task (mean error going from $4.9 \text{ cm} \pm 3.1$ s.d. to $3.1 \text{ cm} \pm 2.0$ s.d. and from $4.8^\circ \pm 3.1$ s.d. to $4.3^\circ \pm 2.8$ s.d.; average of all joints and angles).

5.2. Virtual rendering of the VR-system

To date, the proposed VR-system allows one to grab a virtual box off a shelf and move it to another lower shelf with and without haptic feedback. Fig. 2 illustrates an example of visual rendering during a lifting task showing the functionality of the system. Some differences in positioning between the fused Kinect sensors and the CDPM were found. Thus, the position of the user's hand given by the Kinect sensors was used to display the position of the box to avoid any visual offset between the box and the user's hand during the movement.



Figure 2 : Use of the haptic interface and head-mounted display (Left). Virtual rendering of this handling through the head-mounted display (Right).

6. Discussion and conclusions

Results from the multiple Kinect motion capture system showed a variable level of error during movements, despite a forced alignment of the Kinect skeleton to a biomechanical model. This shows the limits of the Kinect motion capture system, which was originally developed for a gaming context, and not for accurate movement measurement. However, accuracy was also dependent on the geometric arrangement of the Kinect sensors around the scene (square vs. circular arc) and also on the task involved. Moreover, the accuracy during locomotion tasks with our multiple Kinect sensor configuration appears to be improved over the usual use of a unique Kinect [5]. However, because of methodological differences across studies, more study is needed. The present, innovative, multiple configuration allows movement with more freedom during different tasks (e.g. walking within a large workspace). While these first results are encouraging, we are exploring other configurations to overcome the remaining accuracy problems at extreme angles. A final error in the range of 2-5° would be considered clinically acceptable, with appropriate data interpretation [6].

The development of this system is ongoing in order to assess its potential during handling tasks with healthy subjects. This system also has the advantage of being easily reconfigurable and future applications, including the use of the CDPM to induce haptic perturbations during locomotor navigation, is currently being considered.

7. Acknowledgments

The authors are grateful to Guy St-Vincent, Simon Foucault, Thierry Laliberté and Steve Forest for their technical assistance. This project is funded by the Fonds de recherche du Québec – Nature et technologies.

8. References

- [1] A. Rizzo and G. J. Kim, “A SWOT analysis of the field of virtual reality rehabilitation and therapy,” *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 14, no. 2, pp. 119–146, 2005.
- [2] P. L. Weiss, E. A. Keshner, and M. F. Levin, Eds., *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation*. New York, NY: Springer New York, 2014.
- [3] M. Bonenfant, et al. “A Computer vision system for virtual rehabilitation”, *CRVS, Conference on Computer and Robot Vision*, Alberta, 2017

- [4] A. Fortin-Côté, P. Cardou and C. Gosselin, "An admittance control scheme for haptic interfaces based on cable-driven parallel mechanisms," *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Hong Kong, 2014, pp. 819-825
- [5] A. Pfister, A. M. West, S. Bronner, and J. A. Noah, "Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 38, no. 5, pp. 274–280, Jul. 2014.
- [6] J.L. McGinley, R. Baker, R. Wolfe, M.E. Morris, "The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review," in *Gait & posture*, vol. 29 no 3, 2009, pp.360-369

Annexe 3 : Questionnaire de Présence

No dossier _____

Date _____

QUESTIONNAIRE SUR L'ÉTAT DE PRÉSENCE*

Laboratoire de Cyberpsychologie de l'UQO
(2002)

Décrivez votre expérience dans l'environnement en marquant d'un "X" la case appropriée de l'échelle en 7 points, et ce en accord avec le contenu de la question et les étiquettes descriptives. Veuillez prendre en compte l'échelle en entier lorsque vous inscrivez vos réponses, surtout lorsque des niveaux intermédiaires sont en jeu. Répondez aux questions indépendamment les unes des autres et dans l'ordre dans lequel ils apparaissent. **Ne** sautez **pas** de questions et **ne** retournez **pas** à une question précédente afin de modifier votre réponse.

EN FONCTION DE L'ENVIRONNEMENT DANS LEQUEL VOUS ÉTIEZ

1. Dans quelle mesure étiez-vous capable de contrôler les événements?

PAS DU TOUT			ASSEZ			COMPLÈTEMENT	

2. Dans quelle mesure l'environnement était-il réactif (sensible) aux actions que vous y faisiez?

PAS RÉACTIF			MODÉRÉMENT RÉACTIF			COMPLÈTEMENT RÉACTIF	

3. Dans quelle mesure vos interactions avec l'environnement vous semblaient-elles naturelles?

EXTRÊMEMENT ARTIFICIELLES			À MI-CHEMIN			COMPLÈTEMENT NATURELLES	

4. Dans quelle mesure les aspects visuels de l'environnement vous invitaient-ils à vous y impliquer?

PAS DU TOUT			ASSEZ			COMPLÈTEMENT	

5. Dans quelle mesure les mécanismes permettant votre mouvement dans l'environnement vous semblaient-ils naturels?

|_____|_____|_____|_____|_____|_____|
EXTRÊMEMENT À MI-CHEMIN COMPLÈTEMENT
ARTIFICIELS NATURELS

6. Dans quelle mesure vos sens étaient-ils trompés par le réalisme du mouvement des objets à travers l'espace?

|_____|_____|_____|_____|_____|_____|
PAS DU TOUT MODÉRÉMENT TRÈS
TROMPÉS TROMPÉS

7. Dans quelle mesure les expériences que vous avez vécues dans l'environnement virtuel ressemblaient-elles à celles de l'environnement réel ?

|_____|_____|_____|_____|_____|_____|
PAS MODÉRÉMENT TRÈS
RESSEMBLANT RESSEMBLANT RESSEMBLANT

8. Étiez-vous capable d'anticiper les conséquences des mouvements que vous faisiez?

|_____|_____|_____|_____|_____|_____|
PAS DU TOUT ASSEZ COMPLÈTEMENT

9. Jusqu'à quel point étiez-vous en mesure d'explorer activement l'environnement de façon visuelle?

|_____|_____|_____|_____|_____|_____|
PAS DU TOUT ASSEZ COMPLÈTEMENT

10. Jusqu'à quel point la sensation de déplacement à l'intérieur de l'environnement virtuel était-elle confondante (réaliste)?

|_____|_____|_____|_____|_____|_____|
PAS MODÉRÉMENT TRÈS
CONFONDANTE CONFONDANTE CONFONDANTE

11. À quelle distance pouviez-vous examiner les objets?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
PAS PROCHE DU TOUT			PLUTÔT PROCHE			TRÈS PROCHE

12. Jusqu'à quel point pouviez-vous examiner les objets sous différents angles?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
PAS DU TOUT			ASSEZ			COMPLÈTEMENT

13. Jusqu'à quel point étiez-vous impliqué(e) dans l'expérience vécue dans l'environnement virtuel?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
PAS DU TOUT ENGAGÉ(E)			MOYENNEMENT ENGAGÉ(E)			COMPLÈTEMENT ABSORBÉ(E)

14. Jusqu'à quel point avez-vous ressenti un délai séparant vos actions de leurs conséquences?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
AUCUN DÉLAI			DÉLAI MODÉRÉ			LONG DÉLAI

15. À quel rythme vous êtes-vous adapté(e) à l'expérience vécue dans l'environnement virtuel?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
PAS ADAPTÉ(E) DU TOUT			LENTEMENT			EN MOINS D'UNE MINUTE

16. En termes d'interactions et de déplacements dans l'environnement virtuel, jusqu'à quel point vous sentiez-vous compétent(e) à la fin de l'expérience?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
PAS COMPÉTENT(E)			RAISONNABLEMENT COMPÉTENT(E)			TRÈS COMPÉTENT(E)

17. Jusqu'à quel point la qualité visuelle de l'appareillage graphique vous a-t-elle incommodé(e) dans l'exécution des tâches requises?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
PAS DU TOUT		ASSEZ				TÂCHES
		INCOMMODÉ(E)				COMPLÈTEMENT
						EMPÊCHÉES

18. Dans quelle mesure les mécanismes de contrôle de votre mouvement ont-ils interféré avec l'exécution des tâches requises?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
PAS DU TOUT		ASSEZ				GRANDEMENT
		INTERFÉRÉ				INTERFÉRÉ

19. Jusqu'à quel point êtes-vous parvenu(e) à vous concentrer sur les tâches requises plutôt que sur les mécanismes utilisés pour effectuer lesdites tâches?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
PAS DU TOUT		ASSEZ				COMPLÈTEMENT

RÉPONDEZ SI L'ENVIRONNEMENT VIRTUEL COMPRENAIT DES SONS :

20. Dans quelle mesure les aspects auditifs de l'environnement vous invitaient-ils à vous y impliquer?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____	PAS
DU TOUT		ASSEZ					
		COMPLÈTEMENT					

21. Dans quelle mesure arriviez-vous à identifier correctement les sons produits dans l'environnement?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
PAS DU TOUT		ASSEZ				COMPLÈTEMENT

22. Dans quelle mesure arriviez-vous à localiser correctement les sons produits dans l'environnement?

_____	_____	_____	_____	_____	_____	_____
PAS DU TOUT		ASSEZ				COMPLÈTEMENT

RÉPONDEZ SI L'ENVIRONNEMENT VIRTUEL COMPRENAIT DES ASPECTS HAPTIQUE (TOUCHER) :

23. Dans quelle mesure pouviez-vous explorer activement et de façon tactile (par le toucher) l'environnement?

|-----|-----|-----|-----|-----|
PAS DU TOUT ASSEZ COMPLÈTEMENT

24. Jusqu'à quel point pouviez-vous déplacer ou manipuler les objets dans l'environnement virtuel?

|-----|-----|-----|-----|-----|
PAS DU TOUT ASSEZ COMPLÈTEMENT

Les cotations des items 14,17 et 18 sont inversés

Dernière version: Mars 2013

*Version originale : Witmer, B.G. & Singer, M.J. (1998). Measuring presence in virtual environments: A presence questionnaire. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 7(3), 225-240. Structure factorielle révisée: Witmer, B.J., Jerome, C.J., & Singer, M.J. (2005). The factor structure of the Presence Questionnaire. *Presence*, 14(3) 298-312.

Annexe 4 : Questionnaire du malaise causé par le simulateur

Traduit de (Kennedy et al., 1993 : *Simulator Sickness Questionnaire*)

Veuillez encercler, pour chaque symptôme, le niveau d'atteinte qui correspond le mieux à ce que vous ressentez après votre expérience en réalité virtuelle.

	Aucun	Léger	Modéré	Sévère
Symptôme	0	1	2	3
1. Inconfort général	0	1	2	3
2. Fatigue	0	1	2	3
3. Mal de tête	0	1	2	3
4. Forcer ses yeux	0	1	2	3
5. Difficulté à faire le focus	0	1	2	3
6. Salivation augmentée	0	1	2	3
7. Sueur	0	1	2	3
8. Nausée	0	1	2	3
9. Difficulté de concentration	0	1	2	3
10. Impression de tête remplie	0	1	2	3
11. Vision embrouillée	0	1	2	3
12. Étourdi (yeux ouverts)	0	1	2	3
13. Étourdi (yeux fermés)	0	1	2	3
14. Vertige	0	1	2	3
15. Problèmes d'estomac	0	1	2	3
16. Érucation (rot)	0	1	2	3

Nausée (N) score des items numéro : 1, 6, 7, 8, 9, 15, 16.

Oculomoteur (O) score des item numéro : 1, 2, 3, 4, 5, 9, 11.

Désorientation (D) score des item numéro 5, 8, 10, 11, 12, 13, 14.

Score total = (N+ O + D) * 3.74