



HAL
open science

Effets et intérêts de l'utilisation de la réalité virtuelle immersive pour l'évaluation de la mobilité et des capacités fonctionnelles

Alexandre Renaux

► **To cite this version:**

Alexandre Renaux. Effets et intérêts de l'utilisation de la réalité virtuelle immersive pour l'évaluation de la mobilité et des capacités fonctionnelles. Médecine humaine et pathologie. Université de Lorraine, 2023. Français. NNT : 2023LORR0061 . tel-04268594

HAL Id: tel-04268594

<https://theses.hal.science/tel-04268594>

Submitted on 2 Nov 2023

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

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



**UNIVERSITÉ
DE LORRAINE**

**BIBLIOTHÈQUES
UNIVERSITAIRES**

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact bibliothèque : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr
(Cette adresse ne permet pas de contacter les auteurs)

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

Ecole Doctorale BioSE (Biologie-Santé-Environnement)

Thèse

Présentée et soutenue publiquement pour l'obtention du titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LORRAINE

Mention : « Sciences de la Vie et de la Santé »

par **Alexandre RENAUX**

**Effets et intérêts de l'utilisation de la réalité virtuelle immersive
pour l'évaluation de la mobilité et des capacités fonctionnelles.**

Le 26 mai 2023

Membres du jury :

| | | |
|------------------------------|-----------------------------------|--|
| Président : | M. William BERTUCCI | PR, Université Reims Champagne-Ardenne, Reims |
| Rapporteur : | Mme Natacha HEUTTE | PR, Université de Rouen, Rouen |
| Examineur : | M. Abdel RAHMANI | PR, Université du Maine, Le Mans |
| Directeurs de thèse : | Mme Sophie COLNAT COULBOIS | PR, Université de Lorraine, Nancy |
| | M. Gérome GAUCHARD | PR, Université de Lorraine, Nancy |

Remerciements :

Je tiens en premier lieu à remercier mes directeurs de thèse, Gérome Gauchard et Sophie Colnat-Coulbois, qui m'ont permis de travailler sur le sujet passionnant que fut ce travail doctoral. Ils m'ont toujours fait confiance dans les choix effectués, en particulier lorsque la période Covid a stoppé nos avancées et que nous avons dû réorienter les travaux de recherche. L'autonomie et les responsabilités qu'ils m'ont confiées ont sans nul doute, contribué à me faire grandir et à renforcer mes compétences.

Dans la même philosophie, je remercie grandement les membres de mon comité de suivi individuel de thèse qui ont toujours été constructifs, bienveillants et compréhensifs et qui n'ont pas hésité à me conseiller. Leurs retours d'expérience et leur soutien dans les moments de difficultés ont été précieux.

Je remercie naturellement l'ensemble des équipes du laboratoire DevAH et de la Faculté des Sciences du Sport de Nancy pour leur collaboration et les discussions enrichissantes que nous avons pu entretenir. Merci aussi à la Fondation MAIF pour la Recherche.

Enfin, et sans eux, rien n'aurait été possible, je remercie énormément toute l'équipe de l'OHS Centre Florentin de Nancy pour leur accueil, leur professionnalisme et surtout, leur gentillesse. Quel plaisir ce fut de réaliser cette collaboration avec vous. Toutes les personnes âgées dont vous prenez soin le disent mais je le confirme, vous êtes conciliants, motivants, performants et surtout, très empreints d'humanité. Une attention particulière à Odile Vuillemin, pour sa réactivité, son amabilité et sa bonté naturelle, vraiment merci pour le temps considérable que tu as donné pour que toutes nos expérimentations se déroulent au mieux.

Merci aussi à tous ceux qui de près ou de loin, ont aidé à la mise en œuvre de ces travaux de recherche. Je pense en particulier aux étudiants et doctorants qui se sont impliqués et qui ont permis de mener à bien ce projet.

Merci à toutes les personnes qui ont participé aux différents protocoles de recherche, vous étiez plus de 200. Merci pour le temps que vous m'avez accordé et merci de votre volontariat pour faire avancer la recherche.

Je terminerai bien évidemment par vous remercier vous, membres du jury, pour le temps que vous avez consacré à lire l'ensemble de ces travaux et pour la défense de thèse.

D'un point de vue plus personnel maintenant,

Je me dois premièrement de remercier mes parents, qui ont été acteurs incontournables et essentiels dans la réussite de mes études et particulièrement dans ce travail doctoral de longue haleine. Ils m'ont apporté une stabilité capitale et un soutien majeur qui m'ont permis de ne jamais douter. Ils m'ont toujours poussé à donner le meilleur de moi-même. Je les en remercie affectueusement pour ça.

Un énorme merci à toi aussi, Clara, d'être à mes côtés et de supporter mon tempérament d'ours, il a fallu avoir les épaules solides pour me supporter pendant les périodes où j'étais stressé. Tu es une moitié indéfectible qui contribue à me canaliser, me conseiller et me bonifier. Merci d'être là, l'aventure vers de nouveaux horizons continue.

Si ce travail de thèse est abouti, c'est aussi grâce à des collègues devenus amis, en qui j'ai une confiance aveugle et qui ont grandement contribué à la réussite de ces travaux. Je pense naturellement à Frédéric Muhla, PhD, et à Fabien Clanché, ingénieur de recherche.

Fred, tu m'as donné goût à la thématique, tu es un passionné, un mec empli de valeurs et merci de m'avoir guidé et conseillé par ton expertise. Ce travail est le prolongement logique de tes travaux, mais sans toi, je ne me serais pas aussi bien approprié le sujet. Tu m'avais prévenu qu'en travaillant avec un dispositif de réalité virtuelle, je risquais de perdre mes cheveux. Avec du recul, je crois que tu t'es sacrifié à ma place en solutionnant tous les bugs possibles et imaginables. Grâce à toi, j'ai réalisé un beau travail et j'ai conservé ma tignasse !

Fabien, je t'ai eu comme prof de programmation en master, je n'étais pas un cadeau, un vrai boulet, tu étais désespéré en voyant mon niveau, je comprends tellement... Et puis, je suis devenu doctorant, et tu as rapidement compris que pour m'éviter de chavirer, il fallait m'aider à programmer. Sans toi, les travaux n'auraient jamais été aussi concrets, alors pour ça, un merci du fond du cœur pour le temps passé à m'accompagner. Bon, il faut se l'avouer, je ne regrette pas d'avoir été lamentable en Matlab, car sans ça, j'aurais loupé une belle amitié et surtout, une belle virée anisée (en tracteur...).

Il m'est naturel de remercier mes amis doctorants, Fred, Kévin et Damien en particulier, avec qui j'ai travaillé dans un environnement sain, apaisé et teinté de bonne humeur. Pas un jour je suis allé travailler à contre-cœur. Ce fut un plaisir d'évoluer dans une atmosphère agréable et motivante. On savait être sérieux et rigoureux quand il le fallait, mais aussi prendre des pauses café pour rigoler et raconter des âneries dépassant l'entendement. Cette capacité à

associer les deux facettes de nos personnalités a, j'en suis sûr, contribué à cette ambiance de travail inégalable. Ce cadre de travail me manquera avec certitude.

Damien, nous avons posé les bases, au sens propre et figuré du terme, lors de notre première rencontre à une formation doctorale. On commençait à peine la thèse qu'on pensait déjà davantage à danser, rigoler et jouer au billard qu'à valider nos crédits. Finalement, on aura fait les deux avec brio, et en ça, on est costauds (c'est dit, heureusement que l'on n'était pas dans le même labo).

Fred, on était déjà de très bons amis avant la thèse, bosser avec toi n'a été qu'une formalité. Cela a même renforcé notre amitié, à tel point qu'on a décidé d'adopter cette belle trentenaire bien conservée. Et oui, cette Peugeot 205 CTI, qu'on a longtemps arboré devant le labo, on en est si fiers, et même si nos chemins pros se séparent, la garde alternée fera qu'on sera toujours liés. Merci Fred pour tes conseils avisés et toujours pertinents, ton avis a toujours été et restera, important.

Kévin, tu n'es pas la personne la plus facile à apprivoiser, sauf si on se met à compter les escaliers, ou à faire des retournées au volley. Ce fut un réel plaisir de travailler avec toi, ta franchise, ton franc-parler, ta rigueur à toute épreuve et surtout ton humour toujours approprié me manqueront.

Je ne pouvais clôturer ces remerciements sans avoir un petit mot pour toi, Lucas Planas. Je n'ai jamais pu t'encadrer, mais je voulais te remercier, pour avoir égayé mes journées (et soirées).

J'aurais envie d'avoir une délicate attention pour toutes les personnes proches qui ont partagé avec moi toutes ces années d'études, mais ce serait trop long, alors merci à tous ceux qui ont cru en moi, qui ont contribué à la réussite de ces travaux de thèse par leur soutien et leur implication. Vous vous reconnaitrez.

Liste des abréviations :

ACP : Analyse par Composantes Principales

AGGIR : Autonomie Gérontologique Groupes Iso-Ressources

AIVQ : Activités Instrumentales de la Vie Quotidienne

AVQ : Activités de la Vie Quotidienne

AQM : Analyse Quantifiée de la Marche

CARE : Centre d'Accompagnement, de Recherche et d'Expertise

CAVE : Cave Automatic Virtual Environment

FES-I : Falls Efficacy Score – International

GIR : Groupes Iso-Ressources

HAS : Haute Autorité de Santé

HVL : Hôpital Virtuel de Lorraine

IMU : Inertial Measurement Unit

INSEE : Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques

INSERM : Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale

NASA : National Aeronautics and Space Administration

OHS : Office d'Hygiène Sociale

OMS : Organisation Mondiale de la Santé

RV : Réalité Virtuelle

RVI : Réalité Virtuelle Immersive

SCF : Score de Capacités Fonctionnelles

SMF : Score de Mobilité Fonctionnelle

SNC : Système Nerveux Central

TUG: Timed Up and Go

Listes des figures :

| | |
|---|----|
| Figure 1. Modes de contrôle du mouvement volontaire par boucle fermée (A) et boucle ouverte (B)..... | 4 |
| Figure 2. Les facteurs du contrôle postural dynamique lors de la locomotion. | 6 |
| Figure 3. Zones d'activation de l'encéphale lors de la locomotion en voie indirecte (A) et directe (B)..... | 7 |
| Figure 4. Les 4 phases principales du cycle de marche..... | 9 |
| Figure 5. Chronophotographie du Test Timed Up and Go | 25 |
| Figure 6. Grille nationale AGGIR..... | 29 |
| Figure 7. Les différents niveaux d'immersion, non immersif (A), semi-immersif (B) et immersif (C)..... | 36 |
| Figure 8. Les premières technologies de réalité virtuelle immersive, Sensorama (A), Headsight (B), Sword of Damocles (C) | 39 |
| Figure 9. Les innovations technologiques de RV soldées par un échec, PowerGlove (A), Sega VR (B) et Virtual Boy (C)..... | 40 |
| Figure 10. Casque de réalité virtuelle immersive HTC Vive Pro | 43 |
| Figure 11. Schéma triadique pour l'interfaçage comportemental en RVI selon Phillippe Fuchs (169). | 49 |
| Figure 12. Environnement virtuel immersif représentant un wagon-train | 63 |
| Figure 13. I Group Presence Questionnaire dans sa version française | 67 |
| Figure 14. Résultats de temps (en seconde) pour l'ensemble de la tâche locomotrice dans les trois conditions : Réelle, Réalité Virtuelle (VR) et Réalité Virtuelle en mouvement (VRm), chez les jeunes adultes. | 70 |
| Figure 15. Résultats de temps (en seconde) pour chaque phase dans les trois conditions : Réel, Réalité Virtuelle (VR) et Réalité Virtuelle en mouvement (VRm), chez les jeunes adultes. Les seuils de significativité sont * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$ | 71 |
| Figure 16. Résultats du nombre de pas pour l'ensemble de la tâche locomotrice dans les trois conditions : Réel, Réalité Virtuelle (VR) et Réalité Virtuelle en mouvement (VRm), chez les jeunes adultes. Le seuil de significativité est indiquée par *** $p < 0,001$ | 72 |
| Figure 17. Résultats du nombre de pas pour chaque phase dans les trois conditions : Réel, Réalité Virtuelle (VR) et Réalité Virtuelle en mouvement (VRm), chez les jeunes adultes. Les seuils de significativité sont : * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$ | 73 |

| | |
|--|-----|
| Figure 18. Application d'une analyse par composantes principales et détermination d'un score de mobilité fonctionnelle..... | 81 |
| Figure 19. Régressions linéaires associant le temps en fonction du nombre de pas pour les conditions Réel et RV | 83 |
| Figure 20. Score de mobilité fonctionnelle lors de l'exécution de la tâche locomotrice en conditions réelles et VR pour les personnes âgées et les jeunes adultes. La seuil de significativité est *** $p < 0,001$ | 84 |
| Figure 21. Variation du score de mobilité fonctionnelle due à la RVI entre les personnes âgées et les jeunes. | 85 |
| Figure 22. Environnement immersif représentant la cuisine..... | 93 |
| Figure 23. Environnement immersif représentant le bureau. | 93 |
| Figure 24. Equipements liés au dispositif de RVI équipés aux participants. | 94 |
| Figure 25. Avatars homme et femme dans la position de calibration "I-Pose"..... | 96 |
| Figure 26. Tâche locomotrice de référence basée sur un aller et retour de 3 mètres. | 97 |
| Figure 27. Tâche manuelle pour se servir une tasse à café. | 97 |
| Figure 28. Tâche de franchissement d'obstacles | 98 |
| Figure 29. Tâche attentionnelle de comptage de tableaux en réalisant l'aller et retour..... | 98 |
| Figure 30. Les différentes phases d'analyse détectées par les capteurs inertiels, screening du logiciel CAPTIV avec présence de l'avatar | 101 |
| Figure 31. Placement des centrales inertielles sur le participant associé à l'avatar numérique | 103 |
| Figure 32. Exemple interface logicielle avec biomarqueurs automatisés lors de la condition attentionnelle avec obstacles | 104 |
| Figure 33. Marge de franchissement d'obstacles..... | 104 |
| Figure 34. Mesure de l'orientation du visiocasque | 104 |
| Figure 35. Angle maximal d'antéimpulsion lors de la saisie de la tasse..... | 105 |
| Figure 36. Angle maximal de flexion de genou sur l'ensemble des franchissements d'obstacles. | 105 |
| Figure 37. Niveaux d'anxiété avant l'expérience (A) et de sécurité pendant l'expérience (B) chez les jeunes adultes et les personnes âgées..... | 108 |
| Figure 38. Evolution du score de mobilité fonctionnelle entre la première et la deuxième condition de référence chez les personnes âgées..... | 109 |
| Figure 39. Evolution du score de mobilité fonctionnelle entre la première et la deuxième condition de référence chez les jeunes adultes. | 110 |

| | |
|---|-----|
| Figure 40. Variation du score de mobilité fonctionnelle due à la familiarisation entre les personnes âgées et les jeunes adultes. | 111 |
| Figure 41. Spider plot des évaluations du 25 ^e participant âgé à l'expérience virtuelle. | 123 |
| Figure 42. Spider plot des évaluations des 4 ^e (A), 38 ^e (B) et 7 ^e (C) participants âgés à l'expérience virtuelle. | 124 |
| Figure 43. Spider plot des évaluations des 10 ^e (A) et 14 ^e (B) participants âgés à l'expérience virtuelle..... | 125 |
| Figure 44. Spider plot des évaluations des 43 ^e (A) et 50 ^e (B) participants âgés à l'expérience virtuelle..... | 126 |
| Figure 45. Résultats IPQ des études 1 et 2..... | 139 |
| Figure 46. Résultats IPQ des études 3 et 4..... | 139 |

Liste des tableaux :

| | |
|--|-----|
| Tableau 1. Médianes et écarts interquartiles (échelles arbitraires) des différents scores pour les jeunes adultes et les personnes âgées. | 123 |
|--|-----|

Sommaire

| | |
|--|----|
| I) Préambule | 1 |
| II) Introduction | 2 |
| 2.1 Le mouvement : locomotion et capacités fonctionnelles | 2 |
| 2.1.1 Les mouvements volontaires | 2 |
| 2.1.1.1 Le contrôle moteur | 2 |
| 2.1.1.2 Les modes de contrôle du mouvement volontaire..... | 3 |
| a) Boucle fermé | 4 |
| b) Boucle ouverte | 4 |
| 2.1.2 La locomotion : se mouvoir et se déplacer..... | 5 |
| 2.1.2.1 Contrôle postural dynamique en locomotion | 5 |
| 2.1.2.2 L'acte locomoteur : influencé par la complexité de la tâche..... | 6 |
| 2.1.2.3 La marche : support de la locomotion | 8 |
| a) Le cycle de marche..... | 8 |
| b) Les déterminants spatio-temporels de la marche | 9 |
| c) Analyse quantifiée de la marche | 10 |
| d) Analyse de la marche au quotidien | 11 |
| e) Analyse des coordinations assis-debout-assis et du demi-tour | 11 |
| 2.1.3 Les capacités fonctionnelles au quotidien : indicateur de santé..... | 12 |
| 2.1.3.1 Activités de la vie quotidienne | 12 |
| 2.1.3.2 Paradigme de la double tâche..... | 13 |
| 2.1.4 Effets du vieillissement et conséquences au quotidien | 14 |
| 2.1.4.1 Catégories de personnes âgées : processus de vieillissement hétérogène..... | 14 |
| 2.1.4.2 Les structures fonctionnelles affectées par le processus de vieillissement | 15 |
| a) Dégradation neuro-musculaire | 15 |
| b) Dégradation ostéoarticulaire | 16 |
| c) Dégradation sensorielle | 17 |

| | |
|--|----|
| d) Dégradation du système nerveux central | 18 |
| e) Dégradation de l'adaptation à l'effort | 18 |
| 2.1.4.3 Conséquences sur l'équilibre, la mobilité et le risque de chute. | 19 |
| a) Augmentation de l'instabilité posturale | 19 |
| b) Augmentation du risque de chute..... | 20 |
| c) Baisse de la mobilité : marche et franchissement d'obstacles | 20 |
| 2.1.4.4 Conséquences sur le degré d'autonomie et de dépendance..... | 21 |
| a) Notions de dépendance et de perte d'autonomie : des synonymes ? | 22 |
| b) La perte d'autonomie en chiffres | 23 |
| 2.1.5 Tests cliniques pour évaluer mobilité et capacités fonctionnelles | 23 |
| 2.1.5.1 Evaluer la locomotion et la mobilité | 24 |
| a) Dynamic Gait Index | 24 |
| b) Test de Tinetti | 24 |
| c) Timed Up and Go..... | 25 |
| d) Test de 6 mètres marche..... | 26 |
| 2.1.5.2 Evaluer les capacités fonctionnelles et l'autonomie | 27 |
| a) L'échelle des activités de la vie quotidienne et activités instrumentales | 27 |
| b) L'indice de Barthel | 28 |
| c) La mesure d'indépendance fonctionnelle..... | 28 |
| d) La grille AGGIR | 28 |
| 2.1.5.3 Synthèse et limites des tests actuels | 30 |
| 2.2 Dispositif de réalité virtuelle immersive : support d'immersion pour simuler des environnements du quotidien. | 32 |
| 2.2.1 Définition | 32 |
| 2.2.2 Immersion et Présence | 34 |
| 2.2.2.1 Définition et niveaux d'immersion..... | 35 |
| 2.2.2.2 Les dispositifs de réalité virtuelle immersive : de l'avènement à nos jours..... | 37 |

| | |
|---|----|
| 2.2.2.3 Le sentiment de présence | 43 |
| 2.2.3.4 Représentation corporelle – avatar | 45 |
| 2.2.3 Interaction et interfaçage comportemental | 47 |
| 2.2.3.1 Classification des interactions | 47 |
| 2.1.3.2 Les interfaces de la réalité virtuelle..... | 48 |
| 2.2.4 Potentiel actuel de la technologie comme support d’immersion..... | 50 |
| 2.2.4.1 Les apports d’un dispositif de réalité virtuelle immersive | 51 |
| 2.2.4.2 Un dispositif améliorable mais accepté et exploité | 53 |
| a) Incohérences sensori-motrices liées à la latence | 53 |
| b) Incohérences visuelles et qualité visuelle | 54 |
| c) Manque de stimulation multimodale..... | 55 |
| d) Ergonomie du casque | 55 |
| e) Un dispositif accepté et de plus en plus exploité | 55 |
| III) Objectifs : Evaluer mobilité et capacités fonctionnelles en utilisant la réalité virtuelle comme support d’immersion..... | 57 |
| IV) Effets d’une expérience de réalité virtuelle immersive sur des paramètres de la mobilité lors d’une tâche locomotrice. | 60 |
| 4.1 Cadre du projet de recherche..... | 60 |
| 4.2 Matériels et Méthodes | 60 |
| 4.2.1 Tâche et conditions expérimentales | 61 |
| 4.2.2 Caractéristiques de l’expérience virtuelle | 62 |
| 4.2.3 Métrologie | 65 |
| 4.2.4 Questionnaire | 66 |
| 4.3 #Etude 1 : Effets de l’utilisation de la réalité virtuelle immersive sur les indicateurs temps et nombre de pas lors d’une tâche locomotrice chez des jeunes adultes (publiée PlosOne 10/10/22). | 68 |
| 4.3.1 Objectif de l’étude | 68 |
| 4.3.2 Participants | 68 |

| | |
|--|-----|
| 4.3.3 Traitement des données et analyses statistiques..... | 69 |
| 4.3.4 Résultats | 69 |
| 4.3.5 Discussion | 74 |
| 4.3.6 Limites et perspectives | 78 |
| 4.3.7 Conclusion..... | 78 |
| 4.4 #Etude 2 : Effets d'une tâche locomotrice immersive sur la mobilité fonctionnelle en fonction de l'âge. | 80 |
| 4.4.1 Objectif de l'étude | 80 |
| 4.4.2 Participants | 80 |
| 4.4.3 Méthodologie de création d'un score de mobilité fonctionnelle..... | 80 |
| 4.4.4 Traitement des données et analyses statistiques..... | 82 |
| 4.4.5 Résultats | 82 |
| 4.4.6 Discussion | 86 |
| 4.4.7 Conclusion..... | 89 |
| 4.5 Conclusion générale de la série d'études..... | 90 |
| V) Intérêts de situations immersives simulant des tâches du quotidien lors de l'évaluation des capacités fonctionnelles..... | 92 |
| 5.1 Cadre du projet de recherche..... | 92 |
| 5.2 Matériels et Méthodes | 93 |
| 5.2.1 Caractéristiques de l'expérience virtuelle | 93 |
| 5.2.2 Tâches..... | 96 |
| 5.1.3 Métrologie | 99 |
| 5.1.4 Questionnaires | 106 |
| 5.3 #Etude 3 : Evolution du score de mobilité fonctionnelle après une exposition prolongée et diversifiée à des tâches immersives..... | 107 |
| 5.3.1 Objectif de l'étude | 107 |
| 5.3.2 Participants | 107 |
| 5.3.3 Traitement des données et analyses statistiques..... | 108 |

| | |
|---|-----|
| 5.3.4 Résultats | 108 |
| 5.3.5 Discussion | 112 |
| 5.3.6 Conclusion..... | 117 |
| 5.4 #Etude 4 : Création d'un modèle d'évaluation des capacités fonctionnelles reposant sur des biomarqueurs du comportement en situations immersives..... | 118 |
| 5.4.1 Objectif de l'étude | 118 |
| 5.4.2 Participants | 118 |
| 5.4.3 Méthodologie de création de scores de capacités fonctionnelles | 119 |
| 5.4.4 Traitement des données | 122 |
| 5.4.5 Résultats | 123 |
| 5.4.6 Discussion et interprétation | 126 |
| 5.4.7 Limites et perspectives | 129 |
| 5.4.8 Conclusion..... | 131 |
| VI) Discussion générale | 132 |
| VII) Perspectives | 137 |
| 7.1 Outil diagnostique et/ou prédictif..... | 137 |
| 7.2 Expérience virtuelle et sentiment de présence | 138 |
| VIII) Conclusions..... | 140 |
| Bibliographie..... | 141 |
| Valorisation | 164 |

I) Préambule

Ce travail doctoral s'inscrit dans un projet global de volonté d'exploiter les nouvelles technologies de réalité virtuelle immersive (RVI) et de métrologie humaine au service d'un examen global de santé d'un individu. Plus précisément, la prévention de la perte d'autonomie et de risque de chute chez les personnes âgées est une problématique humaine, économique et sociétale pour laquelle le développement de nouvelles méthodes et de nouveaux outils d'évaluation plus robustes est un enjeu. Dans cette philosophie, cette thèse se situe à l'interface de deux projets chronologiquement consécutifs :

- Le projet « Hôpital Virtuel de Lorraine » (HVL, 2016-2019) dont la contribution a permis de développer des outils de formation basés sur la simulation en santé en ayant recours à des simulateurs, des robots, mais aussi et surtout à de la réalité virtuelle (RV) dans l'objectif de permettre à tout professionnel de santé de se former et de se perfectionner sur des patients virtuels dans des conditions tentant de simuler le plus réalistement possible une intervention. Dans le champ de compétences de la Faculté des Sciences du Sport, le Centre d'expertise « MéMoSim'S » (Métrologie, Modélisation, Simulation en Sport et en Santé) a été bâti dans le but de contribuer à l'élaboration d'un nouvel outil de détection et de prédiction du risque de chute chez la personne âgée et à la quantification des effets liés à une immersion dans un environnement virtuel sur le comportement moteur.

- Le projet « Outil d'évaluation des risques de chutes et biomarqueurs de la mobilité » (2019-2023) financé par la « Fondation MAÏF pour la Recherche » dont l'objectif est de mieux caractériser, comprendre et prédire la perte d'autonomie et le risque de chute en proposant aux professionnels de santé une solution technologique basée sur la RVI et la mesure de mouvement humain dans le but de quantifier les performances perceptivo-motrices lors d'un examen de santé. Une collaboration avec l'Office d'Hygiène Social (OHS) Florentin et le Centre d'Accompagnement, de Recherche et d'Expertise (CARE Grand Est) de l'Université de Lorraine a permis de mettre en œuvre l'élaboration et l'évaluation de ce nouvel outil.

Ce travail doctoral s'appuie donc sur ces deux projets partageant une finalité commune. Les travaux présentés vont permettre de mieux comprendre et circonscrire les effets de l'immersion dans des environnements virtuels sur les adaptations motrices et comportementales mais ont aussi eu pour objectif de créer une méthodologie d'évaluation de la mobilité et des capacités fonctionnelles des individus confrontés aux situations immersives proposées.

II) Introduction

2.1 Le mouvement : locomotion et capacités fonctionnelles

2.1.1 Les mouvements volontaires

Nous, êtres humains, sommes des êtres en mouvement perpétuel pour vivre dans notre quotidien, et sommes soumis en permanence à la nécessité d'assurer l'équilibre, la posture et de produire des actions motrices coordonnées, adaptées à la situation dans laquelle nous nous trouvons. Les mouvements volontaires se définissent comme « la variation de positions de tout ou partie du corps et sont caractérisés par différents paramètres comme la vitesse ou l'amplitude des déplacements des segments » [1]. Tous nos mouvements volontaires sont réalisés de la manière la plus optimisée possible en se basant sur des mécanismes internes, en lien avec le contrôle moteur et des interactions permanentes avec notre environnement.

2.1.1.1 Le contrôle moteur

Au quotidien, nos mouvements reposent sur l'intrication d'actes moteurs réflexes, automatiques et volontaires, automatisés ou non, qui découlent d'une intention pour atteindre un but. Tous ces mouvements sont réalisés par un système de contrôle du mouvement appelé contrôle moteur, qui régit l'interaction en temps réel entre l'individu, l'environnement envisagé comme un système de contraintes dans lequel il évolue, et la tâche à réaliser [2]. Il représente ainsi l'ensemble des opérations neurophysiologiques impliquées dans la préparation et l'exécution des actes moteurs. Dans le cadre d'une action volontaire, une action que l'on souhaite faire, la mise en place d'un comportement moteur nous permet d'atteindre un objectif défini, en maximisant la probabilité de réussite tout en minimisant les coûts énergétiques et le temps requis [3]. Le fonctionnement de notre motricité est donc bien pensé.

La réalisation d'un mouvement ne peut se résumer qu'à l'action motrice visible mobilisant les muscles, en amont, toute une étape sensorielle est déterminante. Nous disposons en effet d'entrées sensorielles multimodales qui sont indispensables pour analyser, traiter et interpréter les caractéristiques de notre environnement dans lequel s'effectue la tâche. En fait, nous extrayons dans l'environnement, un maximum d'informations de nature différente que

nous mettons en relation pour agir de manière cohérente et efficiente. Dans cette optique, trois domaines de récepteurs sensoriels ont été définis : les récepteurs intéroceptifs (cénesthésie), les récepteurs proprioceptifs (kinesthésie et stateshésie) et les récepteurs extéroceptifs (vision et audition) [4]. Les informations recueillies sont alors de nature articulaire, musculaire, proprioceptive, visuelle et vestibulaire et sont envoyées vers des centres nerveux supérieurs qui assurent ainsi l'intégration et le traitement central de ces sources multisensorielles afférentes.

Une fois ces informations traitées, il gère en retour la commande motrice efférente, en sélectionnant les muscles impliqués dans la réponse ainsi que le contrôle du déroulement du geste et des ajustements posturaux associés. C'est la programmation spatio-temporelle des activations musculaires qui occasionne et différencie chacun de nos mouvements [5]. Les influx nerveux de la commande motrice déclenchent des synergies musculaires des muscles agonistes et antagonistes et paramètrent le mouvement spatialement (trajectoire, amplitude, direction), temporellement (durée, vitesse) et énergétiquement (force). Les mouvements peuvent ainsi être analysés d'un point de vue cinématique (position, vitesse et accélération) ou cinétique (forces). Nous pouvons finalement parler d'interactions sensori-motrices « associant de manière directe les informations sensorielles collectées par les organes des sens aux réponses motrices dans les unités fonctionnellement significatives. Le concept de dialogue sensori-moteur, implique que l'organisme et l'environnement sont mutuellement et alternativement source de questionnements et pourvoyeurs de réponses » [6].

Le contrôle moteur est ainsi responsable du contrôle de notre posture et de nos mouvements par la gestion permanente des relations entre afférences sensorielles et efférences motrices, il reçoit des informations multisensorielles et les traduit en réponses motrices adaptées et appropriées au contexte environnemental.

2.1.1.2 Les modes de contrôle du mouvement volontaire

Nos mouvements volontaires sont orientés vers un but précis et sont ainsi exécutés et contrôlés dans l'encéphale. Pour autant, deux mécanismes semblent cohabiter pour réaliser les actions motrices : le contrôle en boucle fermée, par rétroaction, permettant au mouvement d'être corrigé au cours de son déroulement et le contrôle en boucle ouverte, par proaction, ne permettant pas au mouvement d'être corrigé pendant son déroulement [7].

a) Boucle fermée

Dans le cas d'un mouvement contrôlé en boucle fermée, le geste est ajusté et corrigé en permanence lors de son déroulement grâce à des retours d'informations (feedback) délivrés par les récepteurs sensoriels et informant en temps réel les circuits nerveux (Figure 1A). Ce mécanisme est rendu possible en particulier lors de la réalisation de mouvements lents, les muscles sont capables d'agir de manière coordonnée pour modifier et contrôler le geste sous l'influence des retours d'informations visuels et proprioceptifs. Il faut comprendre que ce mécanisme de correction du mouvement est en perpétuelle évolution, le mouvement produit étant en permanence mesuré et comparé à l'intention initiale du mouvement souhaité, pour pouvoir compenser en temps réel les écarts entre les deux.

b) Boucle ouverte

A l'inverse, les mouvements contrôlés en boucle ouverte sont issus d'une programmation déclenchée avant l'action, en proaction et sont ainsi totalement indépendants des retours d'information (Figure 1B). Ce sont essentiellement les mouvements balistiques et rapides qui sont conditionnés par ce mécanisme car le temps nécessaire pour contrôler en temps réel est trop succinct. Chaque mouvement réalisé est tout de même associé à une copie d'efférence, qui est envoyée à l'encéphale pour comparer et ajuster avec le modèle du mouvement correctement mémorisé pour les fois suivantes. Quel que soit le mode de contrôle, en boucle ouverte ou fermée, différentes sources d'erreur peuvent modifier le déroulement d'un mouvement et le rendre inadapté [5].

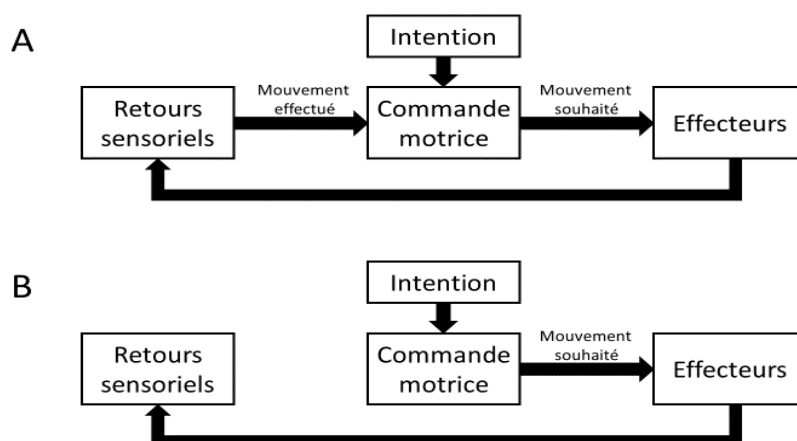


Figure 1. Modes de contrôle du mouvement volontaire par boucle fermée (A) et boucle ouverte (B).

2.1.2 La locomotion : se mouvoir et se déplacer

La locomotion est un comportement moteur essentiel dans notre quotidien puisqu'il nous permet de nous déplacer et de nous mouvoir. C'est un acte moteur dirigé vers un but, qui peut être initié volontairement par le cortex cérébral ou émotionnellement par le système limbique et qui est associé à des processus automatiques contrôlant le tonus postural et le rythme des membres. Nous le savons, notre mobilité repose sur une position droite et bipédique, qui nous permet de nous déplacer dans des environnements divers et variés de manière autonome. Il faut noter que notre locomotion est directement liée au contrôle postural dynamique pour établir et maintenir une orientation posturale appropriée des segments du corps les uns par rapport aux autres dans l'espace, ainsi que pour assurer une stabilité dynamique de notre corps en mouvement. Enfin, l'organisation de l'acte locomoteur peut être décrite en termes de cycles et peut ainsi être analysée à travers des variables spatio-temporelles, cinématiques ou bien encore cinétiques [8].

2.1.2.1 Contrôle postural dynamique en locomotion

Notre locomotion ne saurait être efficace sans un contrôle postural dynamique efficient. La posture est une position particulière des segments corporels les uns par rapport aux autres dans l'espace à un instant donné et est dépendante d'un programme moteur [9]. Notre posture est maintenue dans une position érigée de manière automatique et sans effort cognitif particulier [10], elle sert de référence pour le maintien postural lors de changement de posture et lors de l'exécution de nos comportements moteurs [11]. A ce titre, elle a une fonction antigravitaire essentielle en contrôlant le tonus musculaire et le maintien de l'équilibre et a également une fonction d'interfaçage avec le monde extérieur, reposant sur le complexe perception-action et permettant d'orienter le corps dans l'environnement. La posture constitue donc un aspect fondamental de notre activité locomotrice, elle assure le positionnement du corps pour préparer l'action, le soutien dans son déroulement et l'efficacité dans son exécution. Le contrôle postural dynamique se définit finalement comme une habileté motrice dérivée de l'interaction entre des processus sensorimoteurs complexes nécessaires pour la perception et l'action et qui a deux fonctions d'orientation spatiale et d'équilibration [12, 13, 14] et permet de réaliser efficacement le mouvement souhaité (Figure 2).

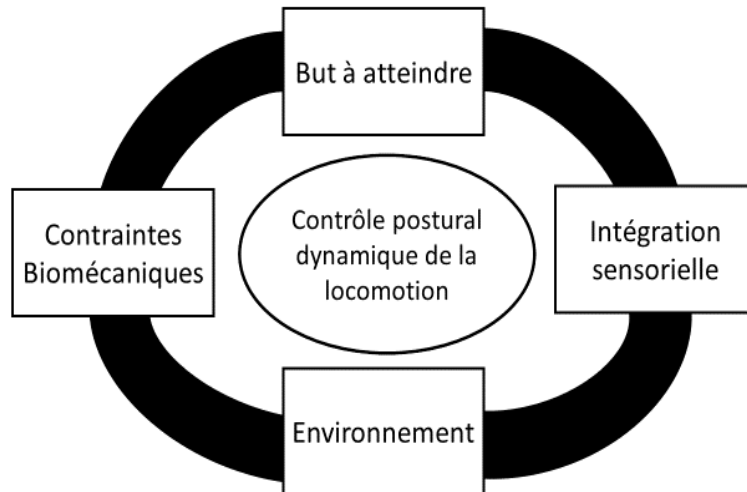


Figure 2. . Les facteurs du contrôle postural dynamique lors de la locomotion.

Le contrôle postural repose donc sur la posture et l'équilibre. Il est régulé au niveau du SNC par le tonus postural qu'est l'activité tonique minimale nécessaire au maintien de l'équilibre, par le schéma corporel qu'est la représentation du corps dans l'espace et par les réactions posturales qui correspondent à des implications neuromusculaires lors d'une perturbation pour maintenir ou retrouver l'équilibre postural [14]. Les réactions posturales sont d'ailleurs essentielles pour contrer les perturbations de l'équilibre postural, il s'agit de processus dynamiques adaptés correspondant à des ajustements posturaux [15]. Ceux dits « anticipatoires » surviennent avant le déclenchement de l'acte locomoteur pour anticiper la perturbation posturale, et ceux dit « correcteurs » ou « réactionnels » interviennent pendant et après la fin de l'activité motrice [16, 17, 18, 19, 20]. Finalement, le contrôle postural dynamique en locomotion dépend essentiellement de l'intégration des entrées sensorielles et fonctionne dans les limites des contraintes biomécaniques inhérentes à l'individu et à la tâche à effectuer [21].

2.1.2.2 L'acte locomoteur : influencé par la complexité de la tâche

Notre locomotion repose sur une activité programmée alternée de flexion et d'extension des membres inférieurs qui est permise grâce à la production et la coordination des profils rythmiques d'activation musculaire, appelés générateurs centraux du rythme ou « central pattern generators », qui correspondent à un circuit de neurones auto-organisés contrôlant parfaitement la chronologie et la coordination de schèmes moteurs complexes de manière

cyclique [22]. La marche, en l'absence de difficulté ou de déficience particulière, est automatique et basée sur ces circuits de neurones [23]. On peut noter que de récentes études ont montré que cette automaticité de la marche au niveau spinal était néanmoins accompagnée d'une activation corticale du cortex moteur primaire et du cervelet, c'est la voie directe [24] (Figure 3B).

Ces réseaux locomoteurs sont tout de même régulièrement modulés par les entrées sensorielles, notamment lors d'un franchissement d'obstacles ou lors de la modification de la vitesse de marche par exemple. En effet, lorsque la marche est dirigée vers un but ou lorsqu'elle devient compliquée, le cas d'une situation de double tâche pouvant être cité, le pattern de marche est contrôlé par des voies supra-spinales avec l'envoi d'une commande motrice qui passe par le mésencéphale, le thalamus, les ganglions de la base, l'aire motrice supplémentaire et le cortex préfrontal, c'est la voie indirecte [25, 26, 27](Figure 3A). Une implication cognitive dans le contrôle de la marche en situation difficile a également été démontrée, une détérioration de l'attention et des fonctions exécutives chez un individu conduit à des perturbations de la marche, qui sont d'autant plus fortes dans une situation inhabituelle [28, 29]. Des études ont relevé une hyperactivité frontale lorsque nous marchons en situation de double tâche, qui est d'autant plus renforcée lorsque la complexité augmente, confirmant un lien fort entre marche et fonctions exécutives [30] et dans ce cas, un nouveau schéma du contrôle locomoteur grâce à des interactions cognitivo-motrices est mis en jeu, avec moins d'automaticité, on parle de locomotion adaptative [31]. Ces modifications posturales permanentes impliquent par ailleurs de maîtriser son équilibre pour éviter les déséquilibres ou la chute, surtout chez les personnes âgées.

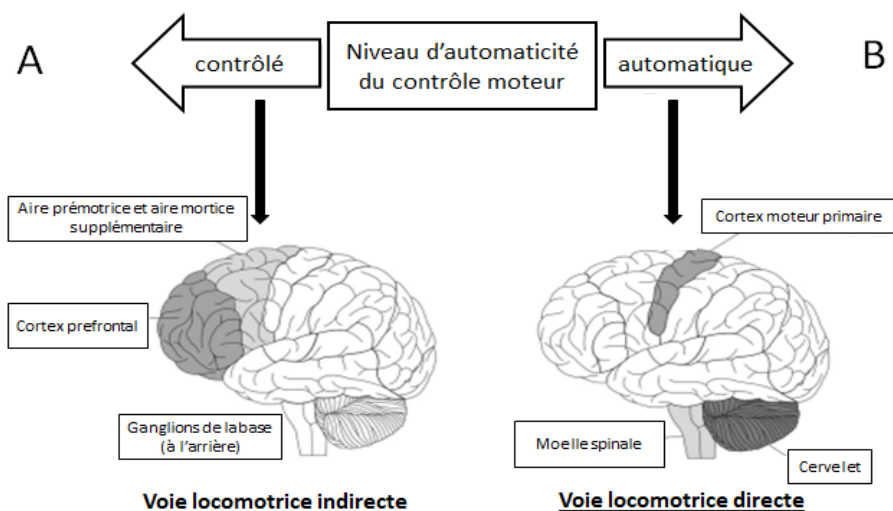


Figure 3. Zones d'activation de l'encéphale lors de la locomotion en voie indirecte (A) et directe (B)

2.1.2.3 La marche : support de la locomotion

La marche est le moyen de locomotion bipédique que nous utilisons le plus pour nous déplacer au quotidien et qui nous intéresse particulièrement pour évaluer les capacités de mobilité d'un individu, les professionnels de santé portent d'ailleurs un grand intérêt à sa compréhension et à son analyse pour discriminer le degré d'autonomie et d'indépendance de chacun. Le livre de Bernard Auvinet « Le traité de la marche et de la démarche » permet de décrire avec pertinence tous les aspects fondamentaux de la marche [32].

a) Le cycle de marche

Lorsque nous évoquons la marche, nous pensons bien évidemment au cycle de marche qui repose sur une activité alternée des membres inférieurs en termes de doubles appuis et d'appuis monopodaux pour avancer. C'est un processus acquis, automatisé et qui ne nécessite que très peu d'énergie. Le cycle de marche est codifié et défini dans la littérature scientifique, il s'agit des 4 phases successives (Figure 4) qui se situent entre deux contacts au sol d'un même talon de pied (pied droit pris en exemple) :

1. Phase de double appui antérieur dite de réception : période de double appui initial pendant laquelle notre poids du corps est transféré entièrement sur le membre inférieur droit. Le pied droit est réceptionné sur le talon, puis passe à plat pour absorber et amortir l'énergie cinétique avec la jambe à la verticale tandis que le pied gauche s'apprête à quitter le sol par le lever du gros orteil ; dure 10% du cycle.
2. Phase d'appui monopodal droit concomitante à la phase oscillante gauche. Au cours de cette phase, tout le poids est situé sur le pied droit en appui qui assure soutien, équilibre et propulsion permettant au membre inférieur controlatéral de progresser vers l'avant. Nous pouvons d'ailleurs discriminer deux événements : le milieu d'appui (10 à 30% du cycle) et la fin d'appui (30 à 50% du cycle).
3. Phase de double appui postérieur dite d'élan : période durant laquelle le poids est transféré de l'appui droit à l'appui gauche, dure de 50 à 60% du cycle.
4. Phase d'oscillation : période durant laquelle le pied droit n'est plus en contact avec le sol, et progresse vers l'avant. Le milieu de la phase d'oscillation se situe quand la jambe est verticale et que les flexions du genou et de la hanche sont équivalentes. Avant, le membre inférieur est postérieur à celui controlatéral, on parle de demi pas postérieur

tandis qu'après il s'agit du demi pas antérieur. Le cycle de marche se termine lorsque le pied droit retrouve contact talon avec le sol.

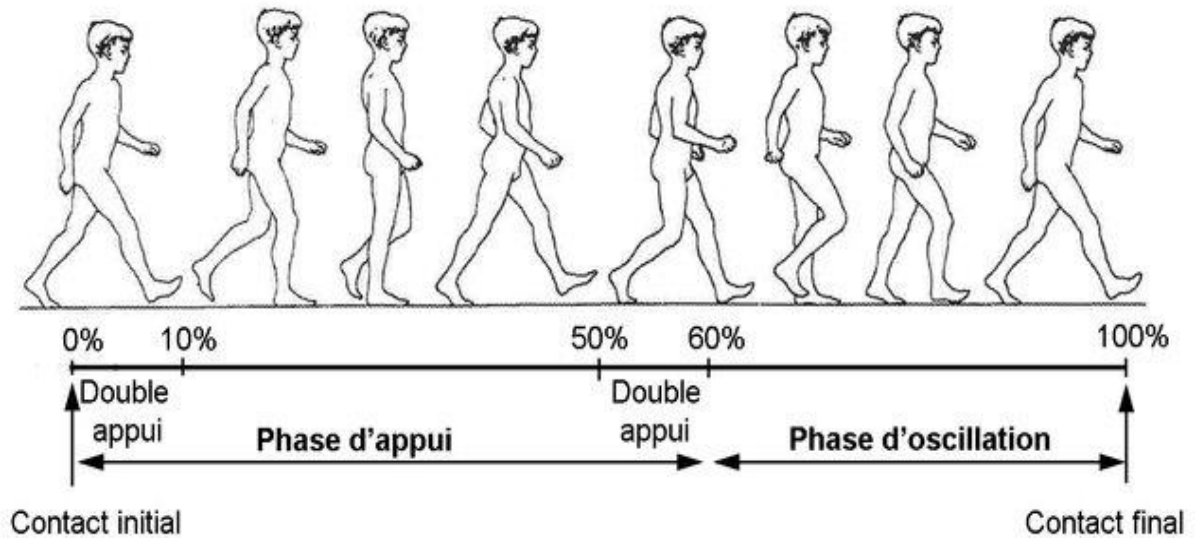


Figure 4. Les 4 phases principales du cycle de marche

b) Les déterminants spatio-temporels de la marche

La marche peut être appréhendée selon un grand nombre de variables et de déterminants qui la caractérisent et qui peuvent être analysés par les professionnels de santé. Dans le cadre des déterminants spatio-temporels de la marche, 5 domaines primaires ont été principalement identifiés [33]:

- Le domaine « rythme » caractérisé par la cadence et les paramètres temporels tels que le temps de foulée.
- Le domaine « phase » caractérisé par les paramètres temporo-phasiques qui constituent les divisions distinctes du cycle de la marche
- Le domaine « variabilité » englobant les paramètres du cycle de la marche et de la variabilité des pas.
- Le domaine « allure » caractérisé par des paramètres incluant la vitesse de la marche, la longueur des pas et la longueur des foulées.
- Le domaine « base d'appui » caractérisé par la largeur des pas et sa variabilité.

c) Analyse quantifiée de la marche

L'analyse de la marche est un moyen de diagnostiquer des maladies et d'évaluer des capacités de mobilité. Cette analyse est bien souvent réalisée à travers l'observation des cliniciens, qui ont acquis une certaine expertise avec l'expérience, mais qui demeure une interprétation subjective [34]. Les outils de métrologie viennent pallier ce manque en s'appuyant sur une évaluation de paramètres mesurés, chiffrés et objectifs. L'analyse quantifiée de la marche (AQM) correspond à une analyse tridimensionnelle de la marche en s'appuyant sur les caractéristiques biomécaniques du corps humain, appréhendé comme un système polysegmenté et polyarticulé. Ce sont des données cinématiques, dynamiques et électromyographiques qui sont mesurées de manière précise et objective au cours de cet examen « gold standard » complet [35].

L'AQM est toujours d'actualité et est révélatrice de différents troubles de la locomotion lors d'un examen médical par son analyse pointue et complète. Elle a néanmoins des limites à ne pas omettre parmi lesquels la précision du matériel de mesures ainsi que la qualité de son utilisation, les modèles biomécaniques employés ou bien encore les interprétations qui sont faites des résultats et qui peuvent différer d'un expert à l'autre [36, 37]. La principale limite reste néanmoins la grande difficulté d'exporter ce matériel en dehors du laboratoire et donc d'analyser la marche dans un environnement plus naturel pour un individu.

Pour pallier ce problème, des méthodes ambulatoires ont vu le jour à travers l'utilisation de différents outils plus aisés à transporter et à utiliser en dehors des centres de recherche. Pour mesurer des données cinématiques, des centrales inertielle ou « Inertial Measurement Unit » (IMU) couplant accéléromètres pour les accélérations linéaires, gyroscopes pour les vitesses et inclinaisons angulaires et magnétomètres pour l'orientation verticale par rapport à l'axe gravitaire, peuvent être utilisées comme alternative pour calculer des angles articulaires dans les trois plans de l'espace [38, 39]. Ces outils de mesures fournissent des données spatio-temporelles et cinématiques corps complet précises, fiables et reproductibles pour tout sujet [40].

De très nombreuses variables ont été identifiées en lien avec les déterminants spatio-temporels et biomécaniques pour renseigner qualitativement de la locomotion [41]. Une revue de littérature a pu déterminer les paramètres les plus pertinents utilisés pour l'analyse de la marche, c'est-à-dire, les paramètres capables d'identifier les anomalies de la locomotion dans une population saine, et il s'avère que la vitesse de marche est la plus pertinente des mesures, devant la longueur de pas et le déroulement du cycle de marche [42]. Les données d'analyse

dynamique des forces et moments internes ainsi que les données cinématiques des segments corporels semblent apporter des informations complémentaires et utiles mais ne sont pas déterminantes à elles seules.

d) Analyse de la marche au quotidien

L'analyse de la marche dans la vie réelle est une méthode qui se développe actuellement consistant à équiper un individu dans son quotidien de semelles électroniques connectées avec capteurs de pression, accéléromètres et gyroscopes, et/ou d'un unique capteur inertiel en région lombaire. Analyser la marche dans ce contexte affranchit le biais créé par l'effet blouse blanche ou laboratoire, qui tend à mobiliser l'attention de l'individu pour bien faire. Dans sa vie quotidienne, l'individu évalué n'a pas ce sentiment d'obligation de réussite en tête et agit de manière spontanée et naturelle en dédiant son attention aux caractéristiques environnementales. D'ailleurs, une étude a montré en ce sens que la marche en situation de vie courante était nettement dégradée par rapport à la marche en laboratoire pour un même sujet, mettant en lumière les limites créées par la condition clinique [43]. Cette méthode d'analyse semble donc plus fiable et plus représentative pour analyser la locomotion d'une personne à un instant donné, tant sur le comportement locomoteur global au cours de la journée que sur la qualité de la locomotion. L'évaluation des capacités locomotrices et de mobilité d'un individu semblerait donc être plus pertinente à réaliser dans les conditions les plus proches de celles vécues au quotidien.

e) Analyse des coordinations assis-debout-assis et du demi-tour

En fonction des objectifs poursuivis, on peut naturellement ajouter l'étude de transferts assis-debout et debout-assis mais également des demi-tours. Se mettre debout depuis une position assise et s'asseoir depuis une position debout sont considérés comme les mouvements les plus exigeants sur le plan mécanique et musculaire au cours des activités du quotidien [44, 45] car c'est une coordination motrice sollicitant simultanément l'équilibre postural, la puissance musculaire et une mobilité suffisante pour réussir le transfert assis-debout-assis. Il s'agit donc d'une activité motrice d'intérêt dans l'évaluation de la mobilité. Le demi-tour ou la rotation est également une coordination motrice d'intérêt pour évaluer la capacité de mobilité fonctionnelle et d'adaptation à son environnement. Il a été montré que les personnes à mobilité réduite ou à risque de chute mettaient plus de temps, et nécessitaient plus de pas pour effectuer un demi-tour [46].

On retrouve l'ensemble de ces coordinations notamment lors de la réalisation du test du Timed Up and Go (TUG) (décrit au paragraphe 2.1.4.1.c), qui permet d'analyser les différents aspects de la locomotion, sans pour autant être dans un cas de marche stabilisée [47, 48].

2.1.3 Les capacités fonctionnelles au quotidien : indicateur de santé

Dans la continuité des arguments évoqués précédemment soulignant l'importance d'analyser la marche dans la vie courante, il semble également intéressant d'évaluer l'ensemble des comportements moteurs ainsi que les capacités fonctionnelles d'une personne dans son environnement quotidien pour apprécier plus précisément son état de santé global. Des évaluations en ce sens ont ainsi été construites se basant sur l'évaluation des activités de la vie quotidienne ou « Activities of Daily Living » (AVQ) [49, 50], ainsi que les activités instrumentales de la vie quotidienne « Instrumental Activity of Daily Living » (AIVQ) [51] mais aussi les situations de double tâche. En fait, ce sont l'ensemble des tâches et activités pour lesquelles un individu peut être confronté dans sa vie quotidienne et auxquelles il doit répondre pour être indépendant et autonome.

2.1.3.1 Activités de la vie quotidienne

Les activités de la vie quotidienne comprennent les compétences fonctionnelles fondamentales nécessaires pour gérer les besoins primaires de la vie courante comme l'hygiène, l'habillement, les déplacements ou l'alimentation. Ces compétences sont acquises très tôt dans la vie et semblent préservées plus longtemps du déclin cognitif que les tâches de niveau supérieur [52]. Les activités basiques de la vie quotidienne se distinguent ainsi des activités plus complexes dites instrumentales liées à la vie indépendante en société comme la gestion financière. La performance dans les AIVQ sont sensibles aux fonctions cognitives tandis que les AVQ sont davantage associées aux capacités physiques [53, 54], ce qui explique qu'en cas de démence précoce, les activités instrumentales sont réduites tandis que les activités basiques fonctionnent normalement [55]. Il est montré dans la littérature que la qualité de vie est positivement corrélée à la capacité à réaliser seul et de manière indépendante les AVQ dans la vie [56, 57]. A l'inverse, une dépendance aux AVQ est source d'institutionnalisation et de risque accru de mortalité [58]. La capacité d'accomplir les AVQ et les AIVQ dépend des capacités perceptivo-cognitivo-motrices de l'individu, de ses capacités fonctionnelles. Ces

dernières peuvent être évaluées par auto-évaluation avec le risque que la perception de ses propres capacités soient biaisées, ou par observation directe en effectuant des tâches demandées. Il existe un grand nombre d'échelles de mesures pour évaluer ces activités qui sont décrites dans le paragraphe 2.1.4.2, toutes évaluent des performances réalisées au quotidien et déterminent un degré d'autonomie [59].

2.1.3.2 Paradigme de la double tâche

Au quotidien, nous sommes régulièrement confrontés à des situations de double tâche ou de multitâches, certaines sont réalisées aisément tandis que d'autres sont moins évidentes à effectuer simultanément, car notre cerveau a des capacités limitées [60]. Des études portant sur le paradigme de la double tâche ont montré que certaines tâches de mobilité peuvent être complexes et nécessiter une sollicitation constante de ressources motrices, sensorielles et cognitives en relation avec différents environnements quotidiens. Plus précisément, il a été démontré qu'une tâche de marche associée à une tâche secondaire exigeant de l'attention peut être difficile à réaliser, en particulier chez les personnes âgées [61, 62, 63]. Cela est dû au fait que l'attention supplémentaire et les fonctions exécutives requises pour effectuer la double tâche activent des zones cérébrales communes, conduisant à une altération globale du comportement moteur [64, 65]. Lors de l'analyse d'une situation en double tâche, il est fréquemment évalué la capacité de mobilité, à travers la vitesse de déplacement ou la variabilité des pas [66], lors d'une activité de comptage ou de fluence verbale [67], mais aussi lors d'activités motrices du quotidien comme porter un plateau avec un verre d'eau. Il est tout à fait imaginable de combiner ces différentes sollicitations pour créer une situation de multitâches encore plus corsée. Il existe une graduation de l'interférence de la tâche cognitive sur la tâche motrice en fonction de la complexité de cette dernière [68]. Les personnes âgées ont tendance à toujours privilégier la tâche posturo-motrice sur la tâche cognitive, pour mettre en priorité l'équilibre et la marche afin d'éviter la chute. Cependant, lorsque la tâche cognitive devient trop importante, ce rapport s'inverse et la tâche cognitive peut devenir favorisée [69, 70]. Cela est également visible chez les jeunes adultes qui utilisent un smartphone, lorsqu'une réponse à un message nécessite de l'attention et de la concentration, alors la marche est ralentie voire stoppée. La priorité de la tâche est alors orientée vers la tâche cognitive au détriment de la tâche motrice qui ne peut être effectuée correctement de manière concomitante.

2.1.4 Effets du vieillissement et conséquences au quotidien

Les actes moteurs de la vie quotidienne que nous avons introduits sont essentiels et indispensables pour assurer notre autonomie, notre indépendance et finalement notre liberté de mouvement et qualité de vie. Ils sont réalisés sans difficulté particulière jusqu'à un certain âge, qui diffère selon chacun, à partir duquel le processus de vieillissement commence à s'initier et rend de plus en plus compliqué la réalisation de certaines tâches. Le vieillissement s'accompagne en effet d'un ensemble d'altérations sensori-motrices et cognitives qui peuvent affecter les appréciations et les comportements dans l'environnement. Il est ainsi nécessaire de présenter, dans les grandes lignes, et de manière non-exhaustive, les structures fonctionnelles altérées par l'âge avancé et les conséquences que cela peut entraîner dans la vie courante.

2.1.4.1 Catégories de personnes âgées : processus de vieillissement hétérogène.

La Haute Autorité de Santé (HAS) considère une personne comme étant âgée selon un critère d'âge fixé à 65 ans et plus. Pour autant, le seul critère d'âge ne peut malheureusement pas à lui seul résumer l'état de vieillissement, il existe une forte hétérogénéité de la population âgée. Cela a ainsi conduit à l'émergence d'un modèle distinguant trois catégories dont les niveaux de qualité de vie et de besoins en santé sont différents [71, 72] :

- Les sujets âgés dits « robustes » ou « vigoureux », qui sont en bonne santé, autonomes et indépendants d'un point de vue fonctionnel et médical et ayant une activité sociale continue. Il s'agit d'un vieillissement physiologique qui se réalise dans des conditions optimales.
- Les sujets âgés dits « fragiles », qui présentent des limitations fonctionnelles motrices et/ou cognitives ainsi qu'une dégradation des capacités d'adaptation à leur environnement sans être dépendants d'un tiers pour autant. Il s'agit d'un vieillissement intermédiaire.
- Les sujets dits « dépendants », qui nécessitent la présence d'une personne pour les aider dans la réalisation de leurs activités du quotidien. Il s'agit d'un vieillissement pathologique avec un état de santé dégradé pouvant conduire à l'isolement social.

Dans ce modèle couramment utilisé, c'est autour du concept de fragilité que se déclinent ces trois niveaux de vieillissement. La fragilité se définit comme une réduction multi

systemique des aptitudes physiologiques limitant les capacités d'adaptation, elle peut être appréhendée selon trois approches complémentaires : médicale (syndrome gériatrique), fonctionnelle (limitations dans les activités courantes) et physiologique (incapacités). Elle est associée à de la sédentarité, de la perte de poids, de la fatigabilité accrue, de la baisse de force musculaire et d'une vitesse de locomotion ralentie [73, 74]. Le processus de vieillissement est dynamique, il s'accompagne continuellement d'une dégradation biologique progressive des capacités motrices, sensorielles et cognitives, mais peut aussi être influencé par des transitions et expériences de vie pouvant d'un moment à l'autre, conduire une personne qui semblait en pleine santé vers un état de fragilité plus ou moins prononcé.

2.1.4.2 Les structures fonctionnelles affectées par le processus de vieillissement

Le processus de vieillissement peut globalement se définir comme une perte de complexité du comportement physiologique qui conduit à l'incapacité à s'adapter de manière optimale aux perturbations internes et externes [75, 76]. Plus simplement, l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) stipule qu'il s'agit de « l'ensemble des processus physiologiques et psychologiques qui modifient la structure et les fonctions de l'organisme ». C'est une dégradation lente et continue des cellules, appelée sénescence, qui altère l'ensemble des systèmes et fonctions de l'organisme plus ou moins tôt et plus ou moins rapidement.

a) Dégradation neuro-musculaire

Une importante réduction des performances musculaires chez la personne âgée en lien avec l'altération des transmissions neuromusculaires est constatée. Il existe un phénomène de sarcopénie, c'est-à-dire une baisse de la masse, de la force, et de la qualité musculaire [77], conséquence de la diminution de la taille et du nombre de fibres musculaires [78]. Cette perte semble plus importante pour les motoneurones des fibres rapides [79]. Les capacités musculaires sont optimales vers l'âge de 25 à 30 ans puis diminuent de 5% par décennie jusqu'à 50 ans avant une décline accélérée. Les études estiment qu'à l'âge de 80 ans, 50% de la masse musculaire a été perdue [80].

Le critère d'âge est le facteur central expliquant cette perte musculaire, mais ce phénomène peut être aggravé par l'inactivité et la dénutrition [81]. La dégénérescence musculaire transforme une partie du muscle en tissu adipeux et conjonctif, qui n'a alors plus de propriété

contractile et qui n'est donc plus fonctionnel [79, 82]. Associé à la réduction de la vitesse de contraction liée aux transmissions nerveuses moins efficaces, ce bouleversement entraîne fatalement une modification de la commande motrice. Cela a pour conséquence des réactions posturo-motrices plus lentes lors de perturbations posturales imprévues [83], pouvant conduire au déséquilibre ou à la chute.

b) Dégradation ostéoarticulaire

Le vieillissement est la première cause d'ostéoporose. Il s'agit d'une maladie diffuse du squelette, caractérisée par une modification de la microarchitecture de l'os avec une réduction de la densité osseuse, de la masse osseuse, et finalement de la résistance osseuse [84]. L'os est donc plus fragile, plus sujet à des risques de fractures. C'est un tissu vivant qui se renouvelle continuellement pour maintenir sa solidité, lorsqu'il vieillit ou est endommagé, un phénomène de résorption osseuse (ostéoclastes) se met en place pour laisser place à la formation osseuse (ostéoblastes) qui fabrique le nouvel os. Jusqu'à 50 ans, ces deux phénomènes s'équilibrent et permettent à la structure osseuse d'être solide et renouvelée. Passé cet âge et avec le vieillissement, il y a une réduction naturelle de ce renouvellement conduisant à une perte progressive de masse osseuse. Cela est principalement lié à la baisse des hormones et au manque de vitamines, mais également à la diminution de la synthèse des protéines qui conduit à une fragilisation osseuse [85]. L'ostéoporose est 2 à 3 fois plus fréquente chez les femmes que chez les hommes, notamment en raison de la ménopause qui modifie les sécrétions d'œstrogènes et d'androgènes [86, 87]. Selon l'Assurance Maladie, à 80 ans, 70% des femmes sont concernées par l'ostéoporose.

L'arthrose est également consécutive au phénomène de vieillissement, il s'agit selon l'Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM), d'une pathologie articulaire conduisant à l'usure puis à la dégénérescence du cartilage, de la membrane synoviale et de l'os sous chondral d'une articulation. Ce sont généralement les articulations très sollicitées pour la motricité fine ou pour soutenir le poids du corps qui sont sujets à cette destruction, en l'occurrence les doigts, les épaules, la colonne vertébrale, les hanches et les genoux [85]. Cela a pour conséquence de réduire drastiquement la mobilité fonctionnelle des articulations concernées [88]. Cette maladie est principalement évolutive avec l'âge, uniquement 3% des moins de 50 ans sont affectés, mais cette proportion augmente de manière draconienne à 80% pour les plus de 80 ans. D'autres facteurs jouent un rôle important dans la survenue de l'arthrose, comme un excès de pression ou de contraintes mécaniques, des maladies osseuses ou métaboliques mais aussi des anomalies génétiques.

c) Dégradation sensorielle

L'ensemble des organes sensoriels sont également affectés par une dégradation de leur capacité et de leur sensibilité avec le vieillissement. Il faut souligner que la vision est la modalité sensorielle privilégiée dans le quotidien des personnes âgées par rapport aux autres modalités [89]. Malheureusement, toutes les fonctions de la vision, à savoir l'acuité visuelle, la stéréoscopie, la vision nocturne, la perception des contrastes, la tolérance à la forte luminosité mais aussi l'acuité visuelle dynamique lors de mouvement, sont significativement détériorées avec l'âge avancé [90, 91], cela s'explique par une altération de l'ensemble des structures anatomo-physiologiques de l'œil.

Les pertes auditives poursuivent le même cheminement, elles correspondent même au déficit sensoriel le plus fréquent associé au processus de vieillissement [92]. Les personnes de 80 ans et plus sont touchées à 80% par la presbyacousie [93], phénomène de perte de la capacité d'entendre et de distinguer les sons les plus aigus, provoquant des difficultés de compréhension de la parole.

Une baisse de la proprioception est également notée, pourtant essentielle dans la posture et la motricité, en particulier au niveau des mécanorécepteurs des capsules articulaires, des tendons et des muscles, qui se détériorent avec l'âge avancé. Les déficits proprioceptifs sont relevés chez 25% des sujets de 65 ans et cela progresse à plus d'une personne sur deux à l'âge de 85 ans [94, 95]. De la même manière avec les récepteurs cutanés, les informations haptiques liées au toucher semblent affectées négativement par le vieillissement [96, 97].

La fonction vestibulaire et toutes les structures anatomiques périphériques liées à cette fonction régressent aussi sensiblement à partir de l'âge de 70 ans [98]. La dégradation des cellules ciliées, des otolithes, des fibres nerveuses vestibulaires, varie et se produit à des temporalités différentes. Ce phénomène appelé presbyvestibulaire touche une personne sur deux âgée de 70 ans et 85% pour les plus de 85 ans [99].

Le vieillissement affecte donc bien l'ensemble des fonctions et organes sensoriels. Il faut préciser que l'organisme est composé de différents capteurs sensoriels pour permettre un couplage et une cohérence informationnelle précise et efficace, afin de lever les ambiguïtés inhérentes à chacune des modalités sensorielles prises isolément, c'est ce que l'on appelle l'intégration sensorielle. Cette dernière est dépendante des afférences sensorielles et du traitement des informations au niveau du SNC, or, ces deux systèmes étant négativement affectés par l'âge avancé, l'intégration sensorielle et la perception de l'environnement baissent en qualité.

d) Dégradation du système nerveux central

Concernant le SNC qui reçoit et diffuse les informations nerveuses, il faut noter que la masse de l'encéphale diminue régulièrement en vieillissant, et peut perdre jusqu'à 7% de son poids à 80ans. Contrairement aux idées reçues, le nombre de neurones reste à peu près constant au cours de la vie, mais ce sont les réseaux synaptiques entre neurones et la plasticité neuronale qui diminuent drastiquement [85]. En effet, la substance grise accompagnée de la substance blanche, s'atrophient, et conduisent à un affaiblissement de la capacité à recevoir et à envoyer des informations nerveuses. Cela joue naturellement un rôle important sur le ralentissement du traitement de l'information et sur la motricité, avec des perturbations notables du mouvement, comme de la bradykinésie, une augmentation du temps de réaction et des modifications locomotrices [100]. La réduction de la substance blanche responsable de la liaison entre neurones se déroule chronologiquement avant la diminution de la substance grise que constituent les cellules nerveuses, mettant en péril certaines interactions entre les différentes régions cérébrales [101].

Les fonctions motrices ne sont pas les seules fonctions affectées par le vieillissement du SNC, les fonctions cognitives connaissent également un déclin partiel et progressif avec l'avancé en âge qui est normal, avec une perte de 40% des capacités cognitives à l'âge de 60 ans [102]. Les différentes fonctions sont touchées de manière hétérogène, certaines capacités sont plus persistantes dans le temps, comme le vocabulaire et le langage, tandis que d'autres décroissent très précocement comme les fonctions exécutives responsables du traitement de l'information [103], mais aussi le raisonnement conceptuel ou la mémoire (la mémoire épisodique décroît beaucoup plus facilement que la mémoire sémantique plus durable et ancrée). Les modifications sont orientées principalement sur les processus attentionnels inhibiteurs, la personne âgée rencontre des difficultés à sélectionner les bonnes informations. La capacité à adapter son attention en fonction de la tâche et la gestion des doubles-tâches sont également perturbées, le coût moteur et cognitif est augmenté.

e) Dégradation de l'adaptation à l'effort

Pour terminer, le vieillissement altère structurellement et fonctionnellement le système cardiovasculaire, responsable des capacités d'adaptation à l'effort. La baisse progressive de la fréquence cardiaque associée à la baisse du volume d'éjection systolique sont les critères marquants de la réduction des capacités à l'effort. Le débit cardiaque diminue considérablement, pourtant essentiel pour apporter l'oxygène aux organes. Ces détériorations fonctionnelles du myocarde sont soutenues par la diminution de la compliance des parois

artérielles qui sous-tend une augmentation néfaste de la pression artérielle systolique. On peut également évoquer le rétrécissement et l'affaiblissement progressif des fibres musculaires, l'augmentation du taux de cholestérol sanguin, l'augmentation de maladies coronariennes. Les modifications qui affectent les vaisseaux sanguins nourrissant et irriguant l'encéphale, comme l'athérosclérose, mettent en danger les cellules cérébrales par un manque d'apport. A 80 ans, le débit sanguin cérébral est réduit de 20% et celui des reins de 50% [85]. Associé à cela, le système respiratoire perd en volume et débit d'air maximal, ce qui réduit de surcroît les capacités d'adaptation à l'effort [104].

L'ensemble de ces modifications liées au processus de vieillissement des différentes fonctions et systèmes de l'organisme, entraînent des conséquences attentatoires et défavorables sur le contrôle postural, le contrôle moteur et les capacités fonctionnelles utilisées au quotidien.

2.1.4.3 Conséquences sur l'équilibre, la mobilité et le risque de chute.

a) Augmentation de l'instabilité posturale

Il faut tout d'abord souligner que les effets du vieillissement conduisent à des difficultés à percevoir la position de son propre corps dans l'espace mais aussi à avoir une représentation robuste et fidèle de la verticalité, la perception de la verticale subjective étant de moins en moins performante. Cela modifie insidieusement l'orientation posturale dans l'environnement par rapport à la verticale gravitaire et peut conduire à une instabilité posturale chronique [105]. De manière générale, pour mesurer l'équilibre d'une personne de manière représentative et reproductible, il est communément et toujours utilisé une analyse des déplacements du centre de pression [106], les équilibres statique et dynamique étant très négativement affectés par les effets du vieillissement [107, 108, 109]. En effet, les personnes âgées ont une instabilité qui croît positivement et continuellement, sous-tendant une augmentation des oscillations posturales, qui sont de plus en plus marquées après l'âge de 60 ans [110]. Pour tenter de compenser ce phénomène, il existe une sollicitation plus prononcée des muscles posturaux et principalement de ceux mobilisateurs de la cheville, dans le but de renforcer la stabilité lors de perturbations. En parallèle, cela induit une augmentation de la dépense énergétique, qui est d'autant plus importante que la tâche posturale est complexe. Plus la dépense énergétique est importante, plus la fatigue est précoce, créant un effet boule de neige qui accentue encore davantage l'instabilité posturale [111, 112]. Des études ont montré que la réponse musculaire

consécutives à une perturbation de l'équilibre était plus tardive avec l'âge avancé, durait plus longtemps, et avait une intensité d'activation plus haute, ce qui implique un retour à un état d'équilibre stable plus compliqué (118,119). La co-activation des muscles agonistes et antagonistes des personnes âgées est significativement augmentée lors d'une perturbation de l'équilibre, diminuant nécessairement la qualité et l'efficacité de la réponse posturale [113], et pouvant conduire plus facilement à la chute.

b) Augmentation du risque de chute

La chute est justement une autre conséquence directe du vieillissement, elle est aujourd'hui source d'intérêt et enjeu majeur de santé publique puisqu'elle concerne plus d'une personne sur trois qui tombe au moins une fois par an à l'âge de 65 ans, et une personne sur deux après l'âge de 80 ans selon l'INSERM, entraînant des répercussions bio-psycho-sociales dramatiques [114] et parfois irréversibles, en particulier des fractures, des syndromes de peur de chuter, de l'anxiété et une réduction de la mobilité et d'activités physiques du quotidien [115]. Une déficience du contrôle postural est principalement impliquée dans le phénomène de chute qui se définit selon Hauer en 2006 comme un « événement inattendu faisant chuter la personne au sol ou toute autre surface plus basse que celle où elle se trouvait » [116] conséquence d'une instabilité posturale que la fonction d'équilibration n'a pu corriger efficacement par manque de capacités fonctionnelles et adaptatives. La chute est multifactorielle mais est essentiellement associée à la dégradation globale du fonctionnement des systèmes sensorimoteur et neuromusculaire avec l'âge décrit précédemment [117, 118]. La chute implique des coûts socio-économiques considérables pour les systèmes de santé mais aussi pour les aidants et familles des chuteurs. Evaluer et prévenir les chutes est ainsi devenu une orientation majeure de santé publique, notamment à travers le plan antichute des personnes âgées, qui a pour objectif de réduire de 20% les chutes mortelles ou invalidantes ainsi que la perte d'autonomie d'ici 2024.

c) Baisse de la mobilité : marche et franchissement d'obstacles

Les personnes âgées adoptent souvent une posture plus rigide lorsqu'elles marchent et une stratégie de franchissement d'obstacles plus prudente et plus lente [119], afin justement, d'éviter la chute.

La marche est un comportement locomoteur analysé dans la discrimination des personnes à risque de chute, et plus précisément, la vitesse de marche est un indicateur

intéressant dans l'évaluation de l'état de santé d'une personne et de son niveau de bien-être [120, 121]. Il est admis dans la littérature que la marche est significativement modifiée et ralentie avec l'avancé en âge [122, 123]. Cela s'opérationnalise à travers une baisse de la vitesse de marche associée à une baisse de la longueur des pas, une augmentation du temps de double appui et une augmentation de la fréquence de pas. Ces modifications ne sont que la retranscription d'une volonté des personnes âgées d'opter pour une stratégie sécurisante, stable et nécessitant moins de dépenses énergétiques, et ce, dans le cadre d'une compensation de la diminution de leurs capacités [124]. La marche normale et efficace est alors compromise [125]. Il a également été observé des diminutions dans la symétrie de la foulée chez la personne âgée. Cela peut entraîner des conséquences délétères dans un environnement dans lequel des franchissements d'obstacles sont à prévoir et que la personne âgée est obligée d'enjamber pour avancer. Toute variabilité accrue de la symétrie de la foulée peut augmenter la probabilité de contact avec un obstacle lors de la marche et un risque accru de chute par trébuchement [126].

Au quotidien, nous sommes justement confrontés à des obstacles que nous pouvons contourner pour certains et que nous devons enjamber pour d'autres, comme dans le cas d'un trottoir. Deux stratégies sont donc possibles à l'approche d'un obstacle, contourner en changeant de direction ou franchir en modifiant la trajectoire et la posture. Des études ont montré que les personnes âgées semblaient recourir à des stratégies posturales différentes de celles de jeunes adultes lors d'un franchissement d'obstacles. En particulier, il y aurait une élévation de la jambe oscillante au-dessus de l'obstacle plus importante que les jeunes pour garantir une marge de sécurité entre le pied avant et l'obstacle, tout en ayant une vitesse de franchissement plus lente pour contrôler plus facilement l'inertie de leur corps en mouvement et leur équilibre dynamique. Il faut néanmoins souligner que les obstacles hauts, au-delà de 0.08 mètres, sont plus complexes voire impossible à passer que les obstacles bas, franchis avec aisance pour tous [127, 128].

2.1.4.4 Conséquences sur le degré d'autonomie et de dépendance.

Nous venons de montrer que le vieillissement induit une baisse de la mobilité fonctionnelle et une augmentation du risque de chute, cela a pour conséquence directe de diminuer l'autonomie dans les activités du quotidien, le degré d'indépendance et plus globalement la qualité de vie. Au même titre que la prévention du risque de chute, la prévention de la perte d'autonomie semble aujourd'hui essentielle en société, puisqu'elle implique un

accompagnement et une prise en charge pour aider la personne âgée à effectuer les activités basiques du quotidien, engendrant des coûts socio-économiques importants.

a) Notions de dépendance et de perte d'autonomie : des synonymes ?

Dans l'univers collectif et par simplification de compréhension, les notions d'autonomie et d'indépendance ont la même signification, nous associerons donc perte d'autonomie avec diminution du degré d'indépendance pour ne pas se perdre dans des nuances sémantiques. Cependant, une approche sociologique intéressante défendue dans les propos d'Ennuyer en 2013 nous permet d'aborder les termes sous un autre angle qui peut aller à l'encontre de la signification première que nous en donnons. D'abord, l'autonomie signifie dans son sens premier « droit de se gouverner par ses propres lois, en obéissant à la raison, à la conscience morale » selon la docteure en philosophie Agata Zielinski. Kant a précisé qu'agir par conformisme social ne signifiait pas être autonome, il faut réaliser des choix bons pour soi et bon pour les autres. De fait, dans le monde médical actuel, c'est plutôt le terme d'autonomie relationnelle qui devrait être promu plutôt que le mot de perte d'autonomie au sens stricte, signifiant une perte de sa capacité à choisir son mode de vie. Le mot dépendance a quant à lui plusieurs significations, positive dans le sens « faire partie de quelque chose ou appartenir à » avec une notion de solidarité et de relations aux autres nécessaires, et à l'inverse négative « être sous la domination ou l'autorité de » avec une notion d'assujettissement. C'est cette dépendance perçue négativement qui est employée dans l'univers médical, comme une incapacité à vivre seul, à être soumis à une tierce personne pour l'aider au quotidien [129].

L'assimilation de ces deux termes est originellement due à des définitions de la loi dans les années 1980 qui ont créé la confusion. Les notions de dépendance et de perte d'autonomie signifiant de manière équivalente « l'incapacité à effectuer seul et sans aide les principaux actes du quotidien » dans les méthodes d'évaluation. Vers les années 2000, la notion de dépendance est redéfinie dans la loi comme « état de la personne qui, nonobstant les soins qu'elle est susceptible de recevoir, a besoin d'être aidée pour l'accomplissement des actes essentiels de la vie », transcrivant une vision incapacitaire, c'est alors que naît la grille AGGIR (Autonomie Gérontologique. Groupe Iso-Ressources) encore utilisée aujourd'hui pour évaluer les capacités des personnes âgées. L'équivalence dépendance et perte d'autonomie fonctionnelle décrivant une vision péjorative et pessimiste de la vieillesse, reste encore une réalité malgré des modifications d'articles de loi. L'autonomie est actuellement appréhendée à travers les capacités fonctionnelles mais aussi les limitations fonctionnelles de la personne et le mot dépendance est proscrit des textes de loi car jugé trop négatif, malgré tout, même si des réserves

sont émises quant à son utilisation, dans la réalité des faits, ces deux termes sont utilisés sous la dénomination « perte d'autonomie » [129]. Cette précision me semblait importante à écrire pour mieux apprécier la valeur de la sémantique de ces notions majeures dans l'accompagnement des personnes âgées.

b) La perte d'autonomie en chiffres

Une étude de l'Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques (INSEE) de 2020 a montré que la France comptait 2,5 millions de seniors en perte d'autonomie en 2015, que ce soit à domicile ou en établissements spécialisés, soit une proportion de 15,3 % des personnes âgées de 60 ans et plus. Le processus de vieillissement touche l'ensemble des capacités fonctionnelles nécessaires pour entretenir correctement une vie sociale, à savoir, se déplacer, se laver, tenir une conversation, prendre les bonnes décisions. Il faut noter que des pathologies et des accidents de vie peuvent accentués la baisse d'autonomie. On considère que 20% des personnes âgées vivants à domicile reçoivent de l'aide régulière pour réaliser des tâches du quotidien, notamment pour le ménage et les courses. 50% des plus de 80 ans ont des incapacités dites légères, et nécessitent de l'aide pour sortir dehors ou porter des objets. Les incapacités dites lourdes qui conduisent à être isolé dans sa maison sans pouvoir bouger, avec un besoin d'aide permanent pour aller se laver concerne seulement 10% des plus de 80 ans [130]. L'âge avancé interfère bien évidemment sur l'autonomie avec un état de santé qui se dégrade progressivement. Le degré d'autonomie dépend néanmoins grandement de l'adaptation de l'environnement quotidien de la personne au regard de ses capacités et limitations fonctionnelles. L'Etat cherche aujourd'hui à maintenir les personnes âgées le plus longtemps possible à leur domicile ou à ce qu'ils se sentent davantage comme chez eux dans les établissements spécialisés qui les accueillent, cela s'est traduit par des moyens financiers importants, notamment dans le plan Ségur de la Santé.

2.1.5 Tests cliniques pour évaluer mobilité et capacités fonctionnelles

Dans le but de prévenir et d'accompagner de manière la plus adaptée possible les personnes âgées dans le maintien de leur autonomie et de leur projet de vie, des évaluations de la mobilité fonctionnelle, du risque de chute et des capacités fonctionnelles, associées à la dépendance et à l'autonomie, sont couramment réalisées. Il en existe un grand nombre, certaines sont soumises sous forme de simples questionnaires et d'autres sous forme de tâches à réaliser

sous l'œil expert d'un professionnel de santé. Ces évaluations tentent de rendre compte de l'état de santé d'une personne à un instant donné, de spécifier l'orientation d'un éventuel parcours de soins et d'activités physiques individualisé, et de déterminer les coûts financiers et humains pour y répondre.

2.1.5.1 Evaluer la locomotion et la mobilité

Nous présenterons dans ce paragraphe, quatre des principaux tests utilisés en centre de réadaptation ou en médecine générale pour décrire et qualifier un niveau de mobilité fonctionnelle, le spectre des tests existants étant très vaste et ne pouvant être développé exhaustivement.

a) Dynamic Gait Index

Le Dynamic Gait Index créé par Shumway-Cook et Woollacott en 1995 [131] est un test qui permet d'évaluer les capacités d'équilibre et d'adaptations à la marche dans des situations complexes pouvant être rencontrées au quotidien et challengeant le contrôle postural. La tâche de référence demandée est la marche simple, qui est ensuite agrémentée de changements de vitesse de marche, de changements de direction et d'orientation de la tête, de montées de marches et de franchissements/contournements d'obstacles. Trois composantes sont évaluées pendant la réalisation des tâches pour décrire la performance réalisée : le pattern de marche, le degré d'assistance et le temps [132, 133]. Chaque tâche est cotée de 0 à 3, plus le score est élevé, meilleures les capacités de la personne sont, ce test peut d'ailleurs être utilisé pour détecter les personnes à risque de chute, avec un seuil fixé à 19 associé à une sensibilité de 87% selon une étude [134].

Le Dynamic Gait Index présente l'avantage de recueillir des données quantitatives et qualitatives de la marche dans des situations fonctionnelles du quotidien, de prendre peu de temps et de nécessiter peu de matériel, mais néanmoins, l'appréciation et l'évaluation des capacités d'adaptation sont subjectives et dépendantes de l'œil du professionnel de santé [135].

b) Test de Tinetti

Le test de Tinetti ou Performance Oriented Mobility Assessment est également un test référence simple et reproductible, particulièrement utilisé dans l'évaluation du risque de chute [136]. La passation est assez rapide et se décline autour d'une vingtaine d'items évaluant l'équilibre statique (positions assise et debout, aptitude à se lever, déséquilibres intrinsèques)

et l'équilibre dynamique lors de la marche (initiation, caractéristiques spatio-temporelles, stabilité). Chaque item évalué comporte 2 ou 3 niveaux de notation, qui caricaturalement peuvent être réduits à « ne fait pas », « fait, mais... » et « fait sans problème » et reflète donc très grossièrement la qualité de réalisation. La somme de ces points doit être de 28 pour être considéré comme normal sans risque particulier, en dessous de 26, des troubles de l'équilibre et de la mobilité sont à prévenir tandis qu'un score inférieur à 20 est considéré comme une mobilité fonctionnelle très faible et à haut risque de chute.

Ce test est l'un des plus répandus et est classiquement utilisé en gériatrie et pourtant, les cotations des items, bien que codifiées, semblent extrêmement difficiles à évaluer à l'œil nu pour de faibles troubles de l'équilibre ou de la démarche. Ce test est donc dans son ensemble, imprécis et très subjectif, avec un jugement inter-évaluateur qui peut différer, la partie associée à l'analyse de la marche est d'ailleurs rarement utilisée, une analyse quantifiée de la marche étant largement plus appropriée pour avoir des données chiffrées, précises et objectives. Ce test peut éventuellement être adapté pour de lourds troubles de l'équilibre et de la démarche facilement visibles et décelables à l'œil.

c) Timed Up and Go

Le TUG (Figure 5) conçu par Podsiadlo et Richardson en 1991 [47] est un test très utilisé pour évaluer la mobilité fonctionnelle d'une personne, et est également une référence dans la détection du risque de chute. Il faut noter qu'il s'agit simplement de la version chronométrée du lever de chaise de Mathias aussi dénommé Get Up and Go [137].



Figure 5. Chronophotographie du Test Timed Up and Go

La réalisation du test consiste à se lever d'une chaise, marcher 3 mètres, faire demi-tour puis venir se rasseoir dans la position initiale en étant à vitesse confortable. Il s'agit ainsi de la combinaison de différentes tâches motrices relatives aux capacités de marcher, de se retourner et d'assurer des transferts assis-debout-assis, des actes moteurs couramment réalisés au quotidien, et qui renseignent de l'état de santé d'un individu, tant en termes d'équilibre que de capacités musculaires. Néanmoins, c'est le temps de réalisation de la tâche qui est l'indicateur principal mesuré, la vitesse de marche pouvant aussi être relevée [138].

Le TUG peut être optimisé en étant réalisé dans le cadre d'une double tâche, qui peut être de nature motrice ou de nature cognitive, ayant pour conséquence de modifier l'attention, le comportement moteur et les stratégies posturales employées. Le TUG cognitif consiste à réaliser la tâche tout en comptant à l'envers à partir d'un nombre sélectionné au hasard. Le TUG manuel consiste quant à lui à réaliser la tâche de base tout en transportant un verre d'eau rempli [139, 140]. La différence de temps entre le TUG en double tâche et le TUG classique peut être utilisé comme indicateur du risque de chute.

Dans sa version originale et classique, la plus couramment appliquée par les professionnels de santé, la tâche est simple, pratique et aisée à mettre en œuvre [141]. Cependant, même si elle livre des résultats rapides et faciles à interpréter, des limites persistent à travers les seuils de référence qui diffèrent significativement en fonction de la population étudiée (âge, comorbidités, pathologies...), et de la manière d'appliquer le test (position de départ, vitesse de marche confortable ou maximale, déclenchement et arrêt du chronomètre, distance totale...). Le seuil communément admis mais peu précis de 13.5 secondes est fréquemment utilisé pour discriminer les personnes à faible mobilité fonctionnelle et à fort risque de chute de ceux à capacités préservées sans risque particulier, il est le fruit d'une revue de littérature de Barry et ses collaborateurs [142]. En raison de ce seuil très variable d'une population spécifique à l'autre, la validité du test est faible pour une population générale [143], avec une sensibilité de 43% seulement selon une étude récente [144].

d) Test de 6 mètres marche

Il s'agit d'un test standardisé créé par Butland et collaborateurs [145], qui permet de mettre en lumière les capacités de mobilité fonctionnelle à l'effort d'un individu. Le but est simple, parcourir le plus de distance possible en 6 minutes dans un couloir délimité en faisant des allers et retours, même si ce test peut être adapté en modifiant le temps de réalisation. Des données de fréquence cardiaque, de saturation en oxygène peuvent être relevés à différents instants.

Nous pourrions écrire des dizaines de pages pour décrire l'ensemble des tests créés au fil des années et apportant chacun à leur niveau, une complémentarité d'analyse, cependant ce n'est pas l'objet du propos, l'objectif étant de montrer les critères d'évaluation centraux recouverts dans la majorité des tests et qui servent de référence dans la création de nouvelles méthodes d'évaluation. Nous pouvons néanmoins citer, de manière non-exhaustive, les autres tests reconnus scientifiquement, parmi lesquels : the Berg Balance Scale, the Balance Evaluation Systems Test, the Functional Reach Test, le test d'équilibre unipodal, le test de poussée sternale, le test de Fukuda, le test de Romberg, l'échelle de Morse, le test des relevés de chaise, et d'autres.

2.1.5.2 Evaluer les capacités fonctionnelles et l'autonomie

Des tests ont également été construits dans l'optique d'évaluer les capacités fonctionnelles essentielles requises dans la réalisation d'activités courantes, reflétant le niveau d'autonomie, que nous allons désormais évoquer.

a) L'échelle des activités de la vie quotidienne et activités instrumentales

L'échelle des activités de la vie quotidienne ou appelée échelle de Katz [49, 50] est un test très simple et validé internationalement. Il repose sur 6 items d'évaluation des activités élémentaires de la vie courante comme s'habiller, se laver, s'alimenter, se transférer, avec plusieurs niveaux de cotation dans la réalisation de la tâche en question. Le score permet ensuite de définir à quel niveau d'autonomie et de dépendance se situe la personne. Ce test n'évalue que des tâches usuelles du quotidien sans grande locomotion et sous forme de questionnaire, il peut venir en complémentarité des tests décrits ci-avant.

Lorsque l'on souhaite évaluer plus précisément les capacités fonctionnelles d'une personne dans son univers quotidien, il est nécessaire de se concentrer également sur les activités dites élaborées, impliquant les fonctions cognitives et appelées AIVQ. Il s'agit de tâches comme utiliser un smartphone, utiliser les transports, maîtriser l'argent, se médicamenter... Dans cette optique, c'est le test de Lawton [51] qui s'attèle à évaluer ces critères, à travers 8 activités instrumentales, sous la forme d'un entretien rapide et informatif. On peut naturellement regretter que ces deux tests évaluant des activités de la vie quotidienne soient soumis sous la forme de questions. Les réponses peuvent être biaisées par la difficulté à apprécier ses capacités réelles, surtout chez les personnes âgées avec ou sans troubles cognitifs

[146]. La sollicitation de l'entourage est alors préconisée pour affiner cette appréciation mais ne peut remplacer l'exécution réelle de ces tâches sous l'œil avisé d'un professionnel de santé.

b) L'indice de Barthel

L'indice de Barthel [147] se positionne dans la continuité et la similarité des tests précédemment évoqués, il est peut-être davantage utilisé par les médecins en physique et réadaptation, car fiable, sensible et reproductible aisément. Il comporte 10 items relatifs à la capacité de s'alimenter, d'aller aux commissions, de se soigner, de s'habiller, de se déplacer... qui ont pour but principal de révéler le niveau d'autonomie sans aide apportée. Il s'agit une nouvelle fois d'un questionnaire bien que les observations de bon sens du patient puissent permettre d'affiner l'appréciation. Plus le score final est élevé, meilleure est l'indépendance dans la réalisation des tâches évaluées.

c) La mesure d'indépendance fonctionnelle

La mesure de l'indépendance fonctionnelle [148, 149] est apparue pour tenter d'améliorer la sensibilité du test précédent en uniformisant les mesures des incapacités, basées sur la classification internationale des déficiences, incapacités et handicaps. Cette mesure repose sur 6 aspects fonctionnels de la vie quotidienne que sont : les soins, la continence, la mobilité, la locomotion, la communication et le comportement social. Nous pouvons d'ailleurs stipuler que les 18 items demandés sont scindés en deux grandes catégories, 13 items moteurs évaluant les mêmes aspects que l'indice de Barthel et 5 items cognitifs qui viennent appuyer l'analyse holistique de la personne. Chaque item est coté de 1 à 7 points en fonction de la performance réalisée dans la tâche, le score le plus élevé étant le plus autonome. Une nouvelle fois, ce score peut être déterminé par observation, par entretien, ou par dossier médical, ce qui traduit une certaine subjectivité dans le recueil d'information. Il est d'ailleurs recommandé que le score soit calculé par consensus d'une équipe pluridisciplinaire pour atténuer les écarts de jugements inter-évaluateurs. Il n'en reste pas moins que les données chiffrées ne sont pas objectivables d'un point de vue purement scientifique.

d) La grille AGGIR

La grille AGGIR (Autonomie Gérontologique et Groupe Iso Ressources) est la référence légale en France dans le domaine de l'évaluation de la perte d'autonomie dans les activités du quotidien. C'est un test qui a été construit par la Sécurité Sociale, la Société française de

Gérontologie et des experts informatiques, il est validé et inscrit dans la loi française depuis 1997 en tant qu'outil d'évaluation de l'autonomie et de la dépendance, dans l'objectif de pouvoir offrir un parcours de soins individualisé à la personne mais également à lui allouer l'allocation personnalisée d'autonomie.

La grille AGGIR (Figure 6) est constituée de 17 rubriques aussi appelées variables qui permettent de caractériser et de classer les personnes selon 6 catégories de groupe iso ressource (GIR) associées chacune à un niveau spécifique de perte d'autonomie [150]. Les groupes GIR sont définis grâce à un algorithme qui prend en compte 10 variables dites discriminantes relatives à la perte d'autonomie physique et psychique. En complément, 7 autres variables dites illustratives ont été ajoutées pour apporter des informations utiles à l'élaboration du plan d'aide à la personne, mais qui ne sont pas incluses dans le calcul du niveau de GIR. Chaque variable mesurée est cotée selon 3 niveaux : A = fait seul ; B = fait partiellement et C = ne fait pas la tâche. Cette grille, bien que complète et exhaustive, est encore une fois remplie par un médecin selon ses propres observations, selon son jugement personnel. Enfin, il est à noter que l'algorithme pour calculer le GIR est une boîte noire, difficile à comprendre, et la modification de quelques seuils ou quelques appréciations peuvent modifier considérablement les résultats de sortie, la stabilité du modèle est donc discutable [146].

| VARIABLES DISCRIMINANTES - AUTONOMIE PHYSIQUE ET PSYCHIQUE | |
|---|-----------|
| COHÉRENCE : converser et / ou se comporter de façon sensée | |
| ORIENTATION : se repérer dans le temps, les moments de la journée et dans les lieux | |
| TOILETTE : concerne l'hygiène corporelle | Haut |
| | Bas |
| HABILLAGE : s'habiller, se déshabiller, se présenter | Haut |
| | Moyen |
| | Bas |
| ALIMENTATION : manger les aliments préparés | Se servir |
| | Manger |
| ÉLIMINATION : assumer l'hygiène de l'élimination urinaire et fécale | Urinaire |
| | Fécale |
| TRANSFERT : se lever, se coucher, s'asseoir | |
| DÉPLACEMENT À L'INTÉRIEUR : avec ou sans canne, déambulateur, fauteuil roulant... | |
| DÉPLACEMENT À L'EXTÉRIEUR : à partir de la porte d'entrée sans moyen de transport | |
| COMMUNICATION À DISTANCE : utiliser les moyens de communication, téléphone, sonnette, alarme ... | |
| VARIABLES ILLUSTRATIVES - AUTONOMIE DOMESTIQUE ET SOCIALE | |
| GESTION : gérer ses propres affaires, son budget, ses biens | |
| CUISINE : préparer ses repas et les conditionner pour être servis | |
| MÉNAGE : effectuer l'ensemble des travaux ménagers | |
| TRANSPORT : prendre et / ou commander un moyen de transport | |
| ACHATS : acquisition directe ou par correspondance | |
| SUJVI DU TRAITEMENT : se conformer à l'ordonnance du médecin | |
| ACTIVITÉS DE TEMPS LIBRE : activités sportives, culturelles, sociales, de loisirs ou de passe-temps | |

A : fait seul, totalement, habituellement, correctement
 B : fait partiellement, non habituellement, non correctement
 C : ne fait pas.

Figure 6. Grille nationale AGGIR

Que ce soit l'indice de Katz ou le test de Lawton, ces deux tests sont véritablement orientés vers l'évaluation des personnes dans leurs activités basiques du quotidien, mais aujourd'hui en France, c'est bien la grille AGGIR qui sert de référence pour prendre en charge les personnes en perte d'autonomie, il semblait donc important de présenter ces différentes approches dont les objectifs poursuivis sont complémentaires. Nous concluons en disant que de la même manière que pour les tests du contrôle moteur, il existe une multitude de tests analysant l'autonomie dans les activités courantes, pour en citer quelques autres, on retrouve : The Assessment of Motor and Process Skills, the Frenchay Activities Index, The Multiple Errands Test, le Profil des AVQ ou bien encore l'échelle de Colvez, et d'autres.

2.1.5.3 Synthèse et limites des tests actuels

L'ensemble des tests évoqués servent à évaluer les capacités d'une personne dans un domaine spécifique ou plus général, qui peut être l'équilibre, la locomotion, la motricité ou bien encore les activités du quotidien incluant attention et cognition. Leur complémentarité permet d'avoir une analyse holistique des capacités fonctionnelles de la personne et de déterminer un niveau d'autonomie. Les évaluations permettent ainsi de caractériser l'état de santé à l'instant présent, et d'engager dès lors au besoin, un éventuel parcours de soins individualisé pour tenter de ralentir, de maintenir voire d'améliorer les capacités de la personne dans son quotidien. Ils ont aussi une vertu essentielle pour certains, de prédiction plus ou moins précise du risque de chute afin de l'éviter tant bien que mal par un accompagnement adapté. L'enjeu et l'intérêt des tests est donc louable, évaluer pour mieux accompagner. Enfin, les évaluations permettent aussi dans un autre registre, d'évaluer les évolutions comportementales d'une personne à différentes temporalités, on peut notamment évoquer des évaluations psychomotrices au cours et à l'issue d'un programme de réadaptation par exemple. Dans tous les cas, ces tests généralistes doivent être simples, faciles et rapides à mettre en œuvre et à interpréter par les professionnels de santé. Dans cette optique, deux limites principales peuvent être soulevées, relatives au manque de standardisation et de contextualisation.

D'abord, les modalités et critères d'évaluation sont intéressants et validés, mais peuvent malheureusement manquer d'objectivité. En effet, lorsque l'on évalue les comportements et stratégies motrices dans la réalisation des tâches du quotidien, ces derniers sont très souvent effectués par questionnaires pour gagner du temps, sans réellement exécuter la tâche. Il n'y a donc aucune donnée mesurée et chiffrée de manière objective sur les réelles capacités de la

personne. Cela semble ainsi être une vraie limite. Les professionnels de santé peuvent bien évidemment affiner et corriger la réponse à ces questionnaires par les observations qu'ils ont faites, mais encore une fois, il s'agit de jugements personnels. De la même manière, lorsque les tâches demandées sont réellement exécutées, pour les tâches d'équilibre ou locomotrices notamment, les observables sont relevés par l'œil expert d'un professionnel mais cela reste une analyse subjective qui pourrait gagner en précision, les analyses et interprétations pouvant être différentes d'un praticien à l'autre. Seules les évaluations par systèmes d'analyse du mouvement sont objectives et chiffrées, comme l'AQM ou la posturographie, mais leur application est très coûteuse et leur exportabilité hors laboratoire est très compliquée voire impossible. Il ne s'agit donc pas en l'état, de solutions généralisables.

La deuxième limite majeure qui en découle est le manque de contextualisation lors de la passation des tests. Nous l'avons évoqué dans un paragraphe précédent d'analyse de la marche, où nous avons expressément stipulé que l'analyse de la marche en condition clinique était tout à fait différente de la condition réelle du quotidien, largement dégradée. Cela signifie que dans un contexte aseptisé de toute stimulation extérieure et sous l'effet dit « blouse blanche », les stratégies motrices et d'adaptation évaluées peuvent être biaisées et contrôlées, et donc moins représentatives des capacités réelles de l'individu. Il semble donc plus pertinent de pouvoir analyser les capacités fonctionnelles lors de réalisation de tâches basiques dans des environnements de la vie courante.

Les critères d'évaluation proposés sont désormais bien développés et validés dans la littérature, cependant, le manque de standardisation et d'interprétation objective des tests, ainsi que le manque de contextualisation et de réalisation réelle des tâches, semblent être une limite importante pour évaluer au plus proche de la réalité, les capacités de locomotion et les capacités fonctionnelles d'une personne. Il serait donc judicieux de créer une nouvelle méthode d'évaluation basée sur la réalisation de tâches dans des environnements au plus proche de la vie courante.

2.2 Dispositif de réalité virtuelle immersive : support d'immersion pour simuler des environnements du quotidien.

Evaluer les capacités d'une personne dans son environnement quotidien pourrait apporter une meilleure appréciation des stratégies d'adaptation de la personne face à des tâches courantes, et pourrait gagner en fidélité dans l'interprétation des observables, si tant est, que ces derniers soient standardisés. Cependant et outre mesure, il semble aujourd'hui compromis de pouvoir s'immiscer dans le quotidien de toutes les personnes ou de les équiper pendant plusieurs jours de capteurs de métrologie afin de les analyser dans la réalisation d'activités. Une solution intermédiaire nous a alors questionnés, pourquoi ne pas se reposer sur les innovations technologiques de ces dernières années, et en particulier, recourir à des dispositifs de RVI pour mettre en œuvre ces conditions d'évaluation.

La RV est aujourd'hui éprouvée dans de nombreux domaines d'application divers et variés, à destination du grand public dans l'univers des jeux vidéo, mais aussi dans le domaine de la formation, de la recherche et bien évidemment de la santé. La RV est alors utilisée comme un support d'immersion pour plonger l'individu dans un environnement virtuel dans lequel il peut percevoir, agir et interagir. Nous allons dans ce chapitre, définir ce qu'est la RVI, décrire ses caractéristiques, et présenter les avantages mais aussi les limites résiduelles que présente un tel dispositif dans l'optique de l'utiliser comme support d'immersion dans l'évaluation de la mobilité et des capacités fonctionnelles.

2.2.1 Définition

La RV telle qu'on la connaît aujourd'hui, avec l'idée de faire évoluer un individu dans un environnement virtuel infusait déjà dans les esprits des années voire des siècles auparavant. Un paradigme originel sur lequel peut reposer l'esprit de l'expérience en RV remonte au XVIII^e siècle, avec la théorie de l'immatérialisme, qui a été défendue par le philosophe George Berkeley. Il considérait que la matière n'existait pas en dehors des perceptions que nous en faisons, d'après la formule « esse est percipi aut percipere » qui signifie « être c'est être perçu ou percevoir ». Selon lui, le monde physique qui nous entoure n'existe qu'à travers des qualités perçues par nos sens, sans quoi, nous ne pourrions rien dire de lui. Dans cette philosophie où chacun construit son propre monde, il peut être considéré à ce jour, comme le père théorique

des fondements sur lesquels ont été pensés la RV. Les racines imaginaires de la RV ont vraiment commencé à s'étendre dans les années 1930, le terme de RV a d'ailleurs été employé pour la première fois à travers les mots d'un écrivain français Antonin Artaud, qui dans son œuvre « Le théâtre et son double » en 1938 (A. Artaud, *Le Théâtre et son double - Métamorphoses - Gallimard, 1938*), a décrit l'art et la scène comme une réalité virtuelle, il y précisait que c'était un dispositif permettant de représenter le monde de façon réaliste, immersive en temps réel et en trois dimensions.

Il faut s'intéresser au point de vue purement sémantique pour mieux comprendre, l'expression de « réalité virtuelle » est un oxymore, une contradiction apparente mais pas si évidente qui se décompose en deux termes. Le terme « réalité » souligne une chose, un fait ou encore un objet perceptible et maniable, dérivé du latin « res » tandis que le terme « virtuel » est issu du latin « virtus » qui désigne des attributs associés à l'Homme comme la force et la puissance, mais il s'agit aussi d'une chose en puissance qui peut être amenée à se réaliser. Dans notre esprit collectif, le virtuel signifie quelque chose d'illusoire, qui n'existe pas physiquement, qui est opposé à quelque chose de bien réel. Pourtant, un environnement virtuel est bien réel, il est visible, audible et l'on peut agir dedans, en somme, il existe indépendamment du sujet, et n'est pas le produit de sa pensée. Il faut bien comprendre que lors d'une expérience en RV, c'est la situation elle-même qui est une reproduction, une simulation ou une représentation, c'est elle qui renvoie au terme de virtuel au sens d'illusion [151]. Dans cette philosophie, il est aisé d'apprécier les mots d'Artaud qui désignait le théâtre comme une réalité virtuelle. La RV est une réalité possible, et le théâtre n'est que la retranscription d'une scène du quotidien plausible et l'incarnation de personnages.

Après avoir tenté d'appréhender les fondements sémantiques de la RV d'un point de vue philosophique et théologique, il est intéressant de s'attarder plus en détails aux définitions techniques qui sont associées à la RV et qui semblent davantage nous concerner. Il n'existe pas de consensus clair à ce jour pour définir précisément ce qu'est la technologie de RV, les scientifiques et chercheurs ont chacun leur propre perspective et vision de ce dispositif. La terminologie de "réalité virtuelle" a été utilisée pour la première fois en 1986 par Jaron Lanier, chercheur informatique et fondateur de VPL Corporation. Pimentel et Teixeira ont défini le terme de RV comme étant : « une expérience immersive et interactive générée par un ordinateur » [152]. C'est une définition simpliste mais explicite imageant les deux aspects fondamentaux que sont l'immersion et l'interaction d'une expérience en RV. Brooks a quant à lui précisé les caractéristiques du dispositif et a appuyé sur le fait que la RV est centrée sur les actions de l'utilisateur, il a défini une expérience de RV comme « toute expérience dans laquelle

l'utilisateur est effectivement immergé dans un monde virtuel réactif. Cela implique un contrôle dynamique du point de vue de l'utilisateur » [153]. Dans le même état d'esprit, Fuchs a énoncé la finalité de la RV qui selon lui « est de permettre à une personne, ou à plusieurs, des activités sensorimotrices et cognitives dans un environnement artificiel, créé numériquement, qui peut être imaginaire, symbolique ou une simulation de certains aspects du monde réel » [154]. Par ces mots, cela conduit à considérer la RV comme un outil qui permet au participant d'agir physiquement dans un environnement artificiel interactif créé numériquement en y étant immergé. Certains sens sont ainsi sollicités et il en découle des activités sensori-motrices et des activités cognitives. Finalement, une définition résumant l'ensemble des aspects évoqués précédemment est donnée par Arnaldi et Fuchs en 2003 considérant "la réalité virtuelle comme un domaine scientifique et technique exploitant l'informatique et des interfaces comportementales en vue de simuler dans un monde virtuel le comportement d'entités 3D, qui sont en interaction en temps réel entre elles et avec une personne en immersion pseudo-naturelle" [155]. La RV est ainsi une technologie qui permet aux utilisateurs d'obtenir une expérience sensorielle de manière similaire à celle qu'ils vivent dans un monde physique. Il faut tout de même noter que l'expérience de RV ne correspond pas toujours à l'expérience du monde ordinaire pour certains auteurs. D'après Myeung-Sook Yoh, elle est non seulement un objet des sens mais aussi un objet de la pensée pure, la RV ne peut se résoudre uniquement à quelque chose réalisé par des systèmes matériels ou logiciels, elle met l'accent sur le déploiement d'une nouvelle expérience humaine [156].

De l'évolution de ces définitions, les auteurs s'accordent pour dire que l'expérience de RV est une intégration de plusieurs éléments essentiels, comprenant ordinateurs, participants, environnements virtuels, immersion et interaction.

2.2.2 Immersion et Présence

Dans la littérature s'intéressant à la RV, les deux notions d'immersion et de présence sont incontournables lorsqu'on évoque une expérience virtuelle, leur relation est pourtant restée longtemps confuse tant ces deux aspects semblent complémentaires. L'immersion est une description objective et quantifiable de ce qu'un système de RV fournit tandis que la présence est un état subjectif de conscience, le sentiment psychologique d'être dans l'environnement virtuel proposé. Il est démontré depuis plusieurs années que les systèmes de qualité immersive supérieure peuvent susciter une plus grande présence psychologique [157, 158]. Ainsi, lorsque

l'on cherche à maximiser la qualité de l'expérience virtuelle vécue, le système se doit d'être le plus immersif possible.

2.2.2.1 Définition et niveaux d'immersion

L'immersion est définie comme la description objective de la technologie dans sa capacité à fournir une situation virtuelle la plus fidèle à son équivalent en réel, en étant inclusive, extensive, environnante et vivante [159]. La notion d'inclusivité renvoie à la capacité d'isoler le participant du monde réel physique (par exemple, moins le visiocasque porté sur la tête est lourd, moins le participant perçoit cette réalité externe) ; celle d'extensivité renvoie à la capacité de stimuler les différentes modalités sensorielles (plus il y a de sens sollicités, plus l'expérience vécue semble immersive); celle d'environnante renvoie à la capacité d'avoir un champ de vision élargi et omnidirectionnel pour avoir une vision la plus panoramique possible (par exemple, le visiocasque est considéré comme un outil de RVI à 360° contrairement à une simple projection sur écran); et celle de vivacité renvoie à la qualité de la reproduction du scénario virtuel (par exemple à travers la richesse et la fidélité des contenus proposés, la résolution des pixels et le taux de rafraichissement des images). En somme, ces différents aspects renseignent de la qualité globale de l'expérience virtuelle soumise au participant d'un point de vue purement technique et technologique. Plus ces quatre notions sont présentes et développées dans le scénario virtuel proposé, plus l'immersion est complète.

Il existe plusieurs niveaux d'immersion selon un continuum multidimensionnel basé sur ces 4 notions [157], nous pouvons les distinguer en 3 catégories principales que sont le non-immersif, le semi-immersif et l'immersif [160, 161] :

- Le système non immersif repose sur un environnement virtuel en 3D disponible à travers un écran, dans lequel l'utilisateur lui-même ne peut pas interagir directement, mais peut naviguer à l'aide d'un clavier ou d'une manette (le cas des jeux vidéo sur consoles étant le meilleur exemple) (Figure 7A).
- Le système semi-immersif est amélioré, l'affichage graphique de l'environnement virtuel en 3D est projeté sur grand écran, ou grâce à différents écrans coordonnés, permettant un large champ de considération et un sentiment d'être physiquement présent plus poussé. Il peut d'ailleurs exister une reconnaissance des interactions naturelles mais les déplacements réels ne sont toujours pas permis, limitant l'immersion (Nintendo Wii© par exemple) (Figure 7B).

- Le système immersif utilise un casque de RV appelé visiocasque, dans lequel l'utilisateur est plongé dans l'environnement virtuel 3D qu'il voit à 360°, créant un sentiment de pleine immersion visuelle et corporelle, les interactions et les déplacements sont naturels et les retours d'informations sont adaptés aux mouvements de l'utilisateur. Les retours d'informations dans un environnement immersif peuvent être visuels, auditifs, olfactifs ou bien encore tactiles (Figure 7C).



Figure 7. Les différents niveaux d'immersion, non immersif (A), semi-immersif (B) et immersif (C)

Enfinement, dans le cas des dispositifs non-immersifs ou semi-immersifs, il s'agit d'un point de vue exocentrique, le participant n'est pas directement immergé dans l'environnement virtuel et agit sur ce dernier depuis l'extérieur. A l'inverse, dans le cas des dispositifs immersifs, le participant est pleinement immergé dans l'environnement virtuel, il est considéré comme une entité à part entière évoluant dans l'environnement et interagit avec les objets virtuels directement de l'intérieur [162]. En allant plus loin, la RVI fournit de nombreux indices de profondeur que les autres technologies de RV non-immersive et semi-immersive ne font pas; en particulier, les images stéréoscopiques et le suivi de la tête permettent aux utilisateurs de maîtriser la stéréopsie et la parallaxe de mouvement [157], cela doit néanmoins absolument s'accompagner d'une bonne correspondance entre les mouvements du participant dans l'environnement virtuel et les informations numériques qui sont générées. Plus concrètement, lorsque le participant tourne la tête, l'affichage visuel doit suivre ce mouvement et être cohérent dans les rétroactions visuelles. Avoir une représentation de son propre corps et le percevoir de manière égocentrique, c'est-à-dire à la première personne dans l'environnement virtuel, permet également d'augmenter l'immersion, nous en parlerons dans un paragraphe prochain. Enfin, le fait de maximiser les adéquations entre proprioception et rétroactions sensorielles améliore le sentiment d'immersion pour maintenir une cohérence spatiale et temporelle [163], par exemple le fait d'avancer dans l'environnement en marchant réellement permet d'avoir une réelle

correspondance avec le flux optique qui défile. En conclusion, l'immersion est obtenue en supprimant le plus grand nombre possible de sensations du monde réel et en les remplaçant par les sensations correspondant à ceux de l'environnement virtuel. L'immersion est par essence liée à la nature multimodale des sens perceptifs, et aussi aux aspects interactifs de l'expérience avec la technologie. [164].

La RVI à travers l'utilisation d'un visiocasque semble donc à ce jour, la plus adaptée pour vivre une expérience virtuelle la plus immersive possible et nous nous consacrerons uniquement à l'utilisation de ces dispositifs dans ce manuscrit.

2.2.2.2 Les dispositifs de réalité virtuelle immersive : de l'avènement à nos jours

Faisons une brève parenthèse historique concernant le développement de ces visiocasques, qui contrairement à ce que l'on peut imaginer, ne datent pas d'hier. Au début du XX^e siècle, alors même que la technologie de RV ne semblait pas réalisable, tant l'innovation technologique semblait inatteignable, deux écrivains se sont laissé rêver et ont eu des représentations avant-gardistes de ces dispositifs de RV. En 1933, Laurence Manning dans son œuvre « The Man who awoke » a détaillé une machine futuriste dans laquelle des utilisateurs pouvaient s'immerger dans un monde artificiel. En 1935, l'auteur Stanley G. Weinbaum dans *Pygmalion's spectacles* mettait en scène un professeur qui inventait une paire de lunettes permettant d'accéder à un film imaginaire avec des stimulations sensorielles. Finalement, il s'agissait de dispositifs imaginés proches des visiocasques que l'on connaît de nos jours. Ces sciences fictions ont joué un rôle central à l'époque où les découvertes techniques et scientifiques croissaient et que les médias pouvaient les partager au plus grand nombre. Les innovations ont ainsi été pensées, déployées et partagées en pleine révolution industrielle, ce qui a permis d'envisager le réel développement de dispositifs de RV dans le futur.

Une date clé est 1962, c'est alors que Morton Heilig inventa la première machine de technologie immersive et multimodale appelée « Sensorama » [165] (Figure 8A). Elle est considérée comme le premier système de RV, avec une chaise simulant des mouvements et un écran stéréoscopique à large angle de vue permettant à l'utilisateur de regarder des courts métrages et de vivre une expérience d'immersion multisensorielle dans une scène filmée en avance. Il s'agissait d'un dispositif de RV très ambitieux capable de stimuler l'ensemble des sens de l'utilisateur, dans un environnement en quatre dimensions. Dans la même période, a été

créé le tout premier visiocasque nommé « Headsight » (Figure 8B), développé par des ingénieurs de l'entreprise Philco Corporation, qui était utilisé pour visionner des images en direct d'assistance à situation de danger dans le domaine militaire. Ce visiocasque était doté d'un système de suivi du mouvement magnétique, ce qui permettait à la caméra de bouger à distance en fonction de l'orientation de la tête de l'utilisateur. Les images visualisées étaient certes réelles et non créées numériquement, mais il s'agissait bien des fondements techniques des visiocasques connus aujourd'hui. C'est en 1968 qu'apparaît un autre casque de RV appelé « Sword of Damocles Head Mounted Display » (Figure 8C) développé par l'ingénieur Ivan Sutherland, qui a théorisé qu'il était possible de développer une expérience qui engloberait tous les sens. Considéré comme le pionnier de l'internet, il a été soutenu par la National Aeronautics and Space Administration (NASA) et la National Sciences Foundation en le finançant à hauteur de 80 000\$, une modique somme pour l'heure mais qui relevait d'un tournant à cette époque. Ce visiocasque projetait des images générées numériquement par ordinateur grâce à deux tubes cathodiques et des éléments optiques. Ce dispositif a été un précurseur de la réalité mixte car le casque était partiellement transparent, permettant de voir son environnement extérieur sur lequel étaient superposées des images en trois dimensions. Il était doté du premier système de suivi mécanique permettant d'avoir des rétroactions visuelles adaptées aux mouvements de la tête. En revanche, il était si lourd qu'il devait être maintenu par des bras mécaniques accrochés au plafond, son ergonomie était donc loin d'être optimale, c'est d'ailleurs cette caractéristique qui a inspiré son nom. Une deuxième version plus mobile a été développée ensuite, et assurait les suivis de mouvement grâce à des émetteurs ultrasons. L'année suivante, un autre casque de RV est créé à l'Université de l'Utah par Daniel Vickers qui s'est énormément inspiré des travaux de Sutherland, le visiocasque était formé de deux écrans, le casque offrait la possibilité à l'utilisateur d'observer la scène virtuelle présentée en tournant la tête. La technologie a suscité ainsi beaucoup d'enthousiasme et le développement de la RV a continué malgré des limitations techniques qui restaient bien présentes.

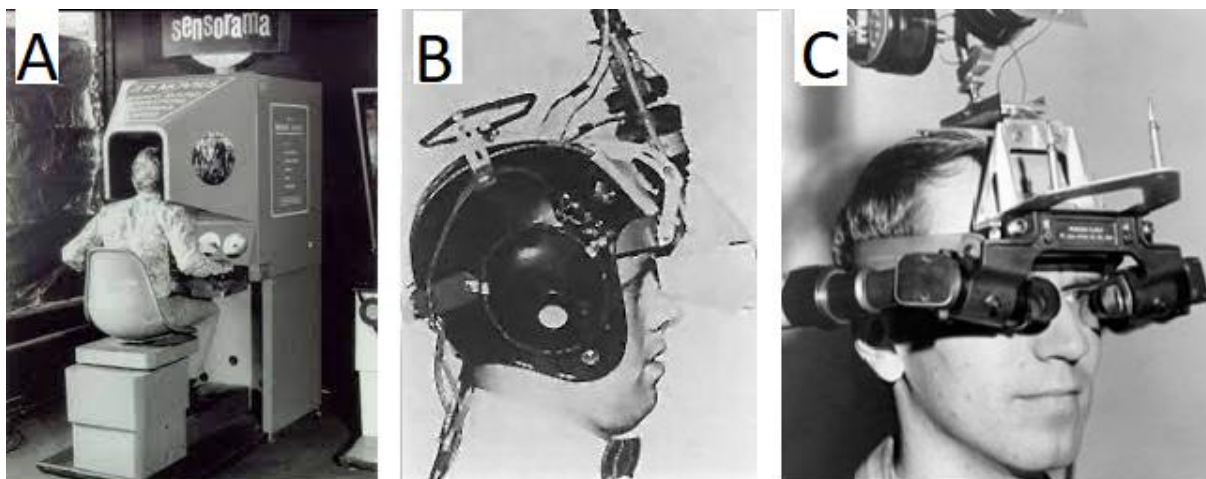


Figure 8. Les premières technologies de réalité virtuelle immersive, Sensorama (A), Headsight (B), Sword of Damocles (C)

En 1982, la célèbre entreprise de jeux vidéo Atari, alors en pleine apogée, s'est intéressée à la RV et a voulu fonder un laboratoire de recherche lui étant entièrement dédié, c'était une nouveauté, incitant de nombreux chercheurs à contribuer au développement de la technologie. Malheureusement, ce laboratoire n'a pas été aussi porteur qu'escompté, accusant de nombreux échecs et conduisant à sa fermeture. Pour autant, un ingénieur en informatique s'est inspiré des travaux effectués et a tiré son épingle du jeu. En effet, Jaron Lanier a profité des avancées technologiques réalisées pour créer sa propre industrie « Visual Programming Language Research ». Son nom est alors connu et reconnu pour l'invention de technologies aux nouvelles fonctionnalités, comme le DataGlove, un gant capable de retranscrire l'amplitude de flexion des doigts en signaux électriques par l'intermédiaire de fibres optiques. Une image de la main générée par ordinateur se déplaçait alors exactement comme celle de l'utilisateur dans l'environnement virtuel. Dans la continuité est né le DataSuit, consistant en la couverture complète du corps par des capteurs et permettant ainsi de rapporter à l'ordinateur les mouvements et les orientations spatiales de l'utilisateur, cela a amélioré sensiblement la qualité de l'expérience en RV. En parallèle, s'est développé l'EyePhone, un visiocasque immergeant visuellement l'utilisateur dans un environnement virtuel, avec deux écrans LCD (Liquid Crystal Display) légèrement différents pour créer l'illusion de profondeur. Il s'agissait ainsi d'un système de RV complet avec toutes les composantes reconnaissables aujourd'hui : un large champ de vision, des entrées audio, le suivi du corps et les gants connectés qui rendaient possible d'interagir avec des objets virtuels, tactiles et le retour de force [166]. Par l'ensemble de ces innovations, Lanier a permis d'introduire et de populariser le terme de réalité virtuelle dans l'univers collectif dans les années 1980-1990.

A cette période, le déploiement de ces technologies novatrices était réservé exclusivement aux entreprises qui en avaient les moyens, car il fallait des ordinateurs extrêmement puissants pour assurer le fonctionnement du dispositif. La NASA a par exemple sollicité ces dispositifs en complément de son casque VIEW (Virtual Interface Environnement Workstation). En même temps, l'armée américaine a également montré un intérêt particulier pour la RV, qu'elle voyait comme un dispositif pouvant être utilisé dans l'entraînement des pilotes d'avions de combat. L'ingénieur Thomas Furness a d'ailleurs abouti à la création d'un Super Cockpit aussi appelé « Visually Coupled Airborne Systems Simulator », qui acceptait les mouvements de la tête et les commandes vocales tout en visualisant des écrans d'ordinateur dans un cockpit d'avion.

L'espoir que cette technologie se généralise et soit plus accessible a réellement émergé dans les dernières années du XX^e siècle. Le gant « DataGlove » de Lanier est adapté au grand public par l'entreprise de jeux vidéo Nintendo sous la forme d'un gant électronique avec une manette intégrée, appelé « PowerGlove » (Figure 9A). Cette technologie de RV s'est soldée par un échec car son utilisation était limitée, les jeux n'étant pas adaptés à son intégration. En 1993, le concurrent principal SEGA de son côté, ambitionnait de développer un casque de RV à bas coût équipé de fortes innovations qui caractérisent les visiocasques modernes (Figure 9B) : écrans LCD stéréoscopiques, son binaural, capteurs inertiels pour capter les mouvements de la tête ; ce casque était adapté à quatre jeux dont le très connu « Virtual Racing », mais ce produit fut également avorté avant-même d'être commercialisé. Les échecs se sont dès lors succédé, le plus lourd de l'histoire de la RV s'est achevé en 1995, lorsque Nintendo a mis sur le marché le « Virtual Boy » (Figure 9C), la « Game Boy » du moment version RV avec un visiocasque qui était le corps même de la console, critiquable puisqu'il ne permettait de visionner l'environnement virtuel qu'en rouge et noir, et surtout, il n'était pas du tout ergonomique, il pesait un poids excessif et était doté d'un pied gênant pour l'expérience de jeu. La résolution de l'écran était très élémentaire tandis que le prix était extrêmement onéreux.

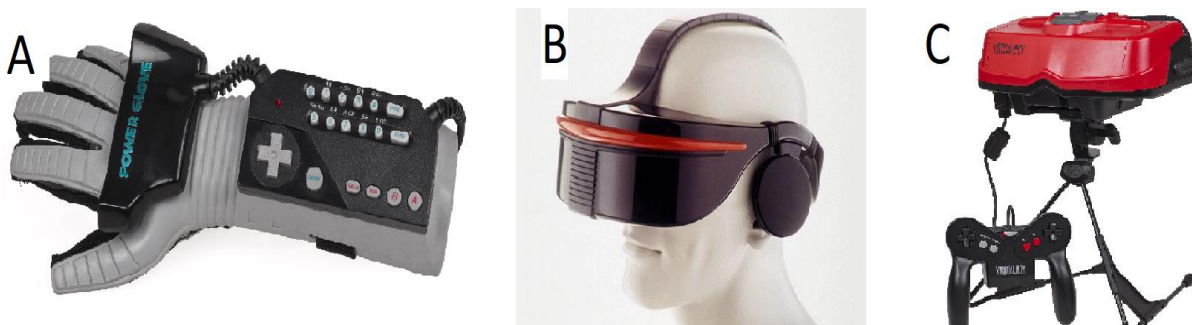


Figure 9. Les innovations technologiques de RV soldées par un échec, PowerGlove (A), Sega VR (B) et Virtual Boy (C)

On peut noter que des chercheurs ont quand même réussi à développer des dispositifs que l'on peut encore trouver sur le marché aujourd'hui, comme le Cave Automatic Virtual Environment (CAVE), une chambre de RVI née à l'Université de l'Illinois, constituée de quatre écrans sur lesquels des projections d'images sont réalisées pour donner l'impression d'un environnement virtuel en 3D stéréoscopique. Cependant, le CAVE est un dispositif qui était destiné exclusivement à des laboratoires de recherche et non pas aux particuliers.

Les visiocasques à destination du public ont été invisibles du marché grand public pendant plus d'une décennie, assommés par les nombreuses déceptions connues. Malgré tout, des ingénieurs ont continué à travailler sur le développement des casques de RV en toute discrétion, en pleine période de progrès informatiques considérables. C'est le cas de Palmer Luckey, un étudiant ingénieur américain qui était passionné par les casques de RV. Il créa dans le garage de ses parents dans les années 2010, un prototype de visiocasque appelé Oculus, qu'il partagea sur les réseaux à des passionnés comme lui, avant de monter sa propre entreprise. Par chance, son prototype ne laissa pas indifférent John Carmack, un développeur de jeu reconnu qui l'aida à se propulser en lui permettant de réaliser une démonstration de son casque à l'exposition Electronic Entertainment de 2012 à Los Angeles. Cette belle communication donna fruit à une campagne « Kickstarter » ayant pour objectif de réunir 250 000\$ mais l'engouement de son projet a fait rêver et a remotivé les investisseurs qui se sont de nouveau mis à parier sur cette technologie, permettant de récolter près de 2.4 millions de dollars. L'entreprise « Facebook » décida alors de racheter l'Oculus Rift à hauteur de 2 milliards de dollars à son créateur Luckey. A partir de ce moment, poussés par les innovations technologiques et informatiques, c'est l'ensemble des gros développeurs qui ont investi de manière conséquente sur les visiocasques, Sony, Google, Microsoft se sont mis pour objectif d'atteindre le grand public et se sont dotés de départements spécialement consacrés au développement de la RV. Les premiers visiocasques sont alors commercialisés sur le marché permettant une expérience de jeu jugée satisfaisante, mais des limites ont très vite émergé, l'impossibilité de se déplacer dans l'environnement virtuel a considérablement freiné l'enthousiasme grandissant, car l'utilisateur était plongé dans un environnement artificiel qu'il voyait mais dans lequel il ne pouvait pas interagir, créant alors une certaine sensation d'inachevé, de frustration. Trouver une solution pour se déplacer a alors été trouvée à travers l'invention du « Virtuix Omni », un tapis roulant omnidirectionnel permettant à l'utilisateur de marcher librement dans l'environnement virtuel. Il fut un succès ininterrompu à sa sortie en 2013. C'est un tournant important dans l'histoire de la RV puisque l'utilisateur était capable à la fois de percevoir des images, mais

également d'évoluer et d'interagir avec liberté dans l'environnement dans lequel il était immergé. Toutes ces technologies sont restées très onéreuses, et nécessitaient un ordinateur très puissant pour fonctionner fluidement, l'accès au grand public restait donc cette année-là, douteuse et compromise.

Des solutions pour faire baisser drastiquement le prix naquirent alors, on a assisté à l'avènement des casques dans lesquels était glissé son propre smartphone, c'est le cas du « Google Cardboard », un casque construit en carton qui a permis de démocratiser la RV, même si son esthétique laissait à désirer et ne semblait pas très vendeur. Samsung s'élançait alors dans cette ouverture et sortait le « Samsung Gear VR », un casque à mi-chemin entre l'Oculus et le Cardboard, dans lequel était placé un smartphone avec haute fréquence de rafraichissement des images, et qui permettait le suivi de la tête. Son prix était d'ailleurs très abordable, rendant accessible la commercialisation de ce dispositif de RV pour tous.

Et puis, sont arrivés à partir de l'année 2016 et jusqu'à aujourd'hui, les visiocasques à l'esthétique que l'on connaît et qui ont d'ailleurs été utilisés pour partie dans ce projet de thèse. Pour en citer les précurseurs, les casques HTC (Figure 10), équipés d'une multitude de capteurs permettant le suivi des mouvements de la tête, et avec une particularité nouvelle qui n'existait pas jusqu'alors, une caméra intégrée qui permet d'associer des objets physiques réels à l'environnement virtuel. Ces casques de dernière génération tendent vers un développement optimal, ils ont leurs propres caractéristiques et sont chacun orientés pour différentes utilisations, mais leurs innovations communes ont été graduelles dans le temps et permettent d'avoir des visiocasques à la recherche d'un large champ de vision, d'une qualité graphique, d'une définition d'écran, et d'un taux de rafraîchissement des images les plus élevés possibles, d'un poids contrôlé, d'un espace d'utilisation large et sans fil, et surtout d'une autonomie satisfaisante pour parfaire l'expérience virtuelle et le sentiment d'immersion.



Figure 10. Casque de réalité virtuelle immersive HTC Vive Pro

La dernière tendance la plus actualisée est la mise sur le marché de visiocasques dits autonomes, qui n'ont plus besoin d'un ordinateur pour fonctionner, il est ainsi beaucoup plus aisé de les déplacer, de les installer et de les configurer, ils sont ainsi adaptés pour les utilisateurs souhaitant déployer à grande échelle une expérience RV hautement immersive et interactive. Il existe ainsi de nombreux visiocasques qui sont de plus en plus performants aujourd'hui, permettant de vivre une expérience virtuelle interactive, avec une forte immersion, et une sensation d'être vraiment en train d'agir dans l'environnement virtuel. Ces innovations techniques et technologiques qui ont sensiblement amélioré le sentiment d'immersion ont permis d'ouvrir l'utilisation de la RVI à de nombreux domaines d'application, et non plus de la circonscrire aux seuls jeux vidéo, car les participants se sentaient présents dans l'environnement virtuel proposé, et agissaient comme s'ils étaient dans le monde réel. La RVI est ainsi utilisée dans les domaines de l'éducation, de l'ingénierie, du tourisme, de la rééducation mais dans bien d'autres domaines également.

2.2.2.3 Le sentiment de présence

La notion de présence est essentielle en RV puisqu'elle reflète l'expérimentation d'être dans un endroit tout en étant physiquement présent dans un autre, ou encore, être plutôt entraîné dans l'environnement virtuel plutôt que le réel. Cette sensation de présence a été définie comme un phénomène psychologique, contrairement à l'immersion qui est objective, « la présence est un état de conscience, la sensation d'être dans un environnement virtuel » [159]. Il s'agit d'une évaluation subjective et propre à chacun de l'expérience vécue, de l'intégration cognitive qui

rend plus ou moins réaliste l'environnement virtuel dans lequel évolue la personne. Bouvier en 2009 a effectué un travail de thèse considérable centré sur cette notion de présence, la lecture de ces recherches nous fait mesurer à quel point définir et apprécier cette notion est compliquée. Il a néanmoins proposé un modèle [167], s'appuyant sur les travaux antérieurs de Lee [168], basé sur 4 composantes, pour caractériser la présence dans un environnement virtuel :

- La présence spatiale : le fait de considérer les éléments de l'environnement virtuel comme des objets réels.
- La présence sociale : le fait de considérer les autres acteurs de l'expérience virtuelle comme des personnages réels.
- La présence de soi : le fait de percevoir son soi-virtuel comme son soi-réel.
- La présence d'action : le fait d'avoir conscience de ses actes et de leur portée pour pleinement incarner le rôle donné lors de l'expérience virtuelle.

Ces quatre composantes doivent être respectées lors d'une expérience virtuelle pour que le comportement du participant dans l'espace virtuel soit le plus similaire au comportement qu'il aurait dans la même situation en réel. Dans ce cadre, le participant a davantage de probabilité d'avoir l'impression d'y être vraiment, de se sentir présent dans l'environnement virtuel. Ce sentiment « d'y être » peut ainsi émerger et être favorisé par trois grands piliers :

- Les caractéristiques du système qui incluent les caractéristiques technologiques d'immersion et d'interaction.
- Le contenu de l'expérience qui repose sur l'ensemble des éléments qui constituent l'expérience virtuelle à savoir les objets, les acteurs, les tâches à réaliser et finalement le contexte environnemental virtuel.
- Les caractéristiques de l'utilisateur qui sont inhérentes à la personne, cela fait référence aux capacités motrices, sensorielles ou cognitives mais également aux traits de personnalité de la personne.

Un environnement virtuel immersif identifiable avec de fortes stimulations de nature visuelle, auditive, ou encore haptique, qui reproduit ainsi autant que possible un environnement réel [169] et qui provoque chez le participant une expérience positive, permet d'améliorer sensiblement ce sentiment de présence en se basant sur le développement des points évoqués précédemment. Lorsque l'on construit un scénario virtuel immersif, on cherche principalement

à provoquer chez le participant ce sentiment de présence pour que l'expérience virtuelle vécue soit ressentie de manière aussi réaliste et écologique que possible.

Le sentiment de présence est fréquemment mesuré pour renseigner de la qualité de l'expérience virtuelle vécue par le participant. Un questionnaire est central dans cette évaluation, proposé par Schubert en 2001 [170] et traduit en français par Isabelle Viaud-Delmon. Il est constitué de 14 questions cotées de -3 à +3 et réparties sur 4 items. Un score élevé de +3 reflète un sentiment de présence optimal. Une question générale est posée demandant si la personne a eu le sentiment d'y être, tandis que les autres questions renseignent des items : Implication, Présence Spatiale et Réalisme. L'implication quantifie le niveau d'attention alloué à l'expérience virtuelle ; la Présence spatiale fait référence au sentiment d'être physiquement présent dans l'environnement virtuel et le Réalisme constitue le caractère crédible de l'expérience vécue.

2.2.3.4 Représentation corporelle – avatar

Le port d'un visiocasque sur la tête empêche l'utilisateur de voir son propre corps mais il est désormais de plus en plus admis qu'ajouter une représentation corporelle était pertinent, notamment car elle permet l'immersion proprioceptive. En effet, de très nombreuses études se sont intéressées à l'effet d'avoir une représentation corporelle dans l'environnement virtuel et les résultats sont passionnants, à la fois sur l'importance de cette incarnation virtuelle sur le sentiment de présence, le degré d'immersion et la précision des interactions dans l'environnement virtuel mais aussi sur les illusions que cela est capable de produire sur le cerveau. On parle également d'avatar dans la littérature scientifique lorsque l'on désigne la représentation corporelle.

Dans un environnement virtuel, la présence d'un avatar permet de créer une représentation visuelle du propre corps du participant qui est colocalisée avec ses propres segments corporels. Il s'agit ni plus ni moins que d'une illusion perceptive pour laquelle des utilisateurs font l'expérience d'un corps artificiel comme s'il s'agissait en fait de leur propre corps physique. Cela fait appel à des processus de conscience de soi et repose sur une représentation altérée du corps entier [171, 172].

Une des premières expériences référence dans ce domaine est l'expérience de la main en caoutchouc de Botvinick et Cohen, 1998 [173]. Le principe était de placer une main en caoutchouc devant le participant de telle façon qu'il ait l'impression que ce soit la sienne réelle,

cette dernière étant cachée. Lorsqu'une caresse était effectuée de manière synchrone sur les deux mains, en caoutchouc et réelle, les participants avaient l'impression que la caresse était uniquement effectuée sur la main en caoutchouc et par conséquent, qu'il s'agissait de leur vraie main. Le cerveau était alors piégé et cela invoquait une illusion à cause des informations visuo-tactiles synchrones et congruentes. Des études postérieures ont néanmoins montré que cette illusion n'apparaissait pas quand certains critères n'étaient pas respectés, comme une représentation anatomique et topologique totalement absurde, ou lorsque la main n'est pas située dans l'espace péripersonnel du participant [174], ou bien encore lorsqu'elle est dans des postures impossibles [175, 176]. Des études ont alors évalué cette même illusion à l'échelle d'un corps entier, en utilisant un dispositif de RVI dans lequel les participants pouvaient voir un corps artificiel à la première personne à la place de leur propre corps. Une caresse synchrone des corps réel et artificiel a induit l'illusion que le corps artificiel était leur propre corps. Le résultat obtenu avec la main en caoutchouc a donc pu être généralisé à l'ensemble du corps. Ce phénomène a été appelé illusion de propriété du corps complet [177, 178, 179].

La poursuite de travaux dans ce domaine s'est attachée à évaluer quels étaient les critères qui favorisaient cette illusion. Une étude de Maselli et Slater en 2013 a renseigné sur ces différents aspects essentiels lors de l'utilisation d'un avatar. Tout d'abord, le premier critère fondamental est d'évoluer dans l'environnement virtuel selon une perspective à la première personne, car cela permet d'avoir la même perspective de vue et les mêmes repères visuels de ses segments corporels que dans un monde réel. Dans l'hypothèse d'une vue à la troisième personne de son corps dans un espace extra personnel, l'illusion de propriété du corps est abolie. D'autre part, il est nécessaire que les indices visuo-proprioceptifs du corps virtuel soient congruents et réalistes, cela signifie plus spécifiquement que l'avatar doit absolument être dans la même posture et colocalisé avec le corps physique réel. En parallèle, l'ajout d'informations sensorimotrices peuvent moduler le niveau de l'illusion, en ayant un effet de renforcement lorsqu'elles sont congruentes et un effet de réduction lorsqu'elles ne sont pas cohérentes. Il est à noter de manière très intéressante que des indices visuo-tactiles asynchrones et incongrus peuvent être consciemment perçus comme corrects, en particulier lorsqu'il y a une perspective à la première personne et un corps virtuel colocalisé et réaliste. Cela démontre que les informations multimodales n'ont pas toutes le même poids dans l'intégration et l'interprétation de cette illusion de propriété du corps et qu'il est préférable de cibler celles qui sont majeures. Enfin, l'apparence du corps virtuel est également un aspect qui peut influencer la force de l'illusion, dans le sens que plus l'utilisateur peut s'approprier avec réalisme son avatar, plus l'illusion est forte [180]. D'un point de vue neurophysiologique, il semblerait que cette illusion

soit principalement due au fait que les populations de neurones bimodales et multimodales spécifiques au codage du positionnement des segments corporels dans l'espace soient dupées.

La présence d'un avatar dans un environnement virtuel n'est pas seulement esthétique, cela permet surtout d'apporter des bénéfices importants pour le participant, tant pour améliorer le sentiment de présence que dans une perspective de réaliser des actions dans le monde virtuel. En effet, cela permet notamment de réduire la charge mentale et d'augmenter significativement la précision des interactions, notamment en termes de jugement des distances avec des éléments présents dans l'environnement virtuel [181, 182, 183].

2.2.3 Interaction et interfaçage comportemental

2.2.3.1 Classification des interactions

Nous l'avons évoqué dans le paragraphe précédent, les interactions dans l'environnement virtuel sont essentielles et sont un élément central pour produire la sensation d'être acteur de son expérience et de se sentir présent dans l'environnement virtuel [184]. Une classification des actions interactives possibles en RV ont été réalisées grâce à des études successives [185, 186, 187]:

- La navigation : capacité du participant à se déplacer où il le souhaite. La navigation libre (directe) permet de se déplacer librement dans l'espace virtuel de manière réelle et naturelle, contrairement à la navigation assistée (indirecte) où le chemin entrepris est automatiquement réalisé par le système, par téléportation par exemple.
- La sélection : capacité du participant à sélectionner un objet. Il est possible de saisir un objet souhaité en le désignant et en le validant en pressant sur un bouton de manette par exemple (indirect), ou bien, dans le cas des dernières évolutions technologiques, le système est capable d'interpréter la volonté de l'utilisateur de saisir un objet quand il le touche (direct).
- La manipulation : capacité du participant à manipuler un objet virtuel en agissant dessus (direct) ou en agissant par l'intermédiaire d'entités graphiques (indirect). Elle permet au participant d'agir sur l'environnement virtuel et de se sentir acteur de son expérience.
- Le contrôle du système : capacité à modifier les propriétés internes du système, il s'agit d'une tâche qui regroupe toutes les techniques de manipulation indirecte sur l'application, l'environnement et/ou les données.

Il est à spécifier que pour chacune de ces actions interactives, certaines sont réalisées de manière naturelle (directe) tandis que d'autres sont réalisées sous forme de métaphores (indirecte). En fait, les mouvements globaux facilement reconnaissables sont traités aisément par la technologie, comme se déplacer par exemple, tandis que des mouvements plus fins et plus difficilement discernables ne peuvent être reconnus directement. Dans ce cas, des métaphores sont utilisées, il s'agit d'associer le mouvement fin à une action reconnaissable. Chaque métaphore forme le modèle fondamental d'une technique d'interaction. Le geste n'est pas naturel certes mais au moins il peut être réalisé. Pour saisir un objet par exemple, la coordination œil-main est sollicitée mais au moment de la saisie de l'objet à son contact, il faut appuyer sur le bouton d'une manette tenue en main à défaut de réaliser la pince manuelle habituelle, car aucun retour de force ne peut être effectué par la technologie. Finalement, toutes ces interactions reposent sur l'ensemble des actions et réactions réciproques et congruentes entre l'utilisateur et l'ordinateur par l'intermédiaire d'interfaces sensorielles, d'interfaces motrices et de techniques d'interactions [188].

2.1.3.2 Les interfaces de la réalité virtuelle

Ce paragraphe se base essentiellement sur les travaux exhaustifs du Professeur Philippe Fuchs, expert en RV, qui a apporté nombre de savoirs et de connaissances à ce sujet. Nous nous situons comme lui, selon une approche anthropocentrique et non technocentrique pour évoquer les interfaçages comportementaux. La RV est une technologie utilisée dans de nombreux domaines pour simuler des situations réalistes, cela n'est pas anodin, mais justifié grâce au recours à des interfaces dites comportementales qui exploitent nos comportements humains habituels. Plus concrètement, le participant évolue dans l'environnement virtuel en utilisant des interfaces motrices (gestes, déplacements) qui informent l'ordinateur des actions que l'utilisateur est en train de réaliser et qui permettent de produire en retour, des informations sensorielles adaptées à la situation (images, son) via des interfaces sensorielles. Dans le cas de la RVI utilisant un visiocasque, l'interface sensorielle visuelle est en permanence utilisée, puisque l'environnement visuel est sans cesse ajusté et cohérent en fonction des mouvements de tête et de regard du participant. Il existe d'ailleurs des interfaces sensori-motrices qui informent dans les deux sens en temps réel, pour des objets ayant une inertie par exemple. Finalement, le participant peut agir et être le propre acteur de son expérience, il s'agit ainsi de la transposition de la boucle « perception, décision, action » du contrôle moteur, mais appliqué

dans un environnement virtuel, c'est-à-dire avec des limites technologiques à prendre en considération. L'interface est ainsi un médiateur d'activité qui repose matériellement sur des artefacts et est utilisée suivant des processus cognitifs de l'utilisateur [189], c'est-à-dire que ce dernier souhaite percevoir l'environnement pour réaliser une action motrice dedans, on parle ainsi de « perception désirée » et de « motricité désirée » avec des interfaces qui doivent être imperceptibles. Du côté du monde virtuel programmé et conceptualisé, il y a de nombreuses possibilités de programmation et d'exploitation, on parle alors de perception et de motricité programmées (Figure 11).

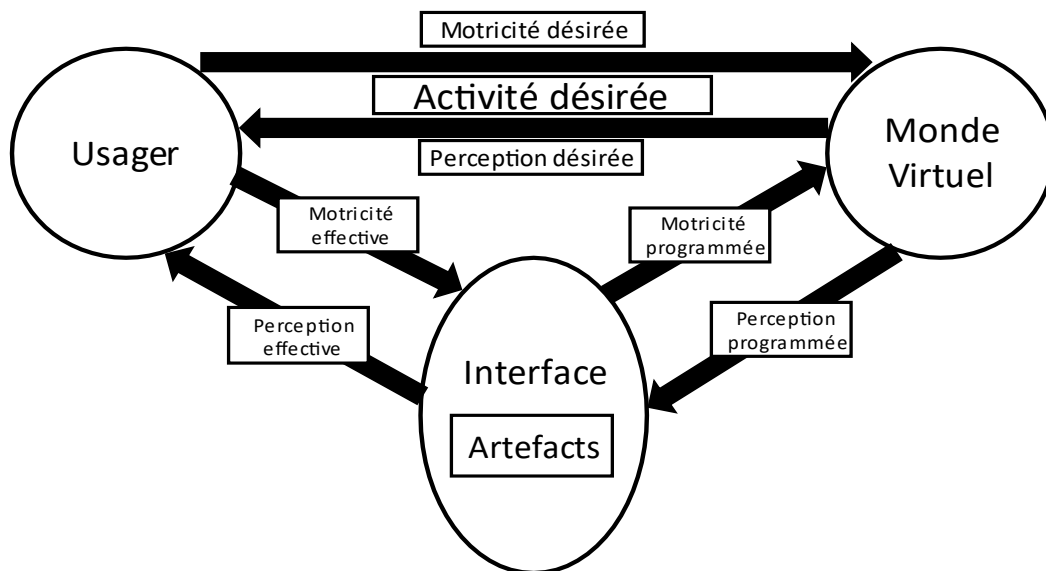


Figure 11. Schéma triadique pour l'interfaçage comportemental en RVI selon Phillippe Fuchs (169).

La latence de ces interfaces entre autres, inhérente à la technologie, peut conduire à des incohérences sensori-motrices fatales dans la boucle du contrôle moteur et rappeler au participant qu'il n'est pas dans un environnement physique réel. Cela peut créer un grave biais dans les interactions et les actions réalisées, et également faire baisser drastiquement le sentiment de présence et le degré d'immersion. Cette latence est bien heureusement contrôlée et minime dans les dispositifs récents de RVI. Plus l'interfaçage comportemental est fluide et cohérent, plus le participant est présent dans l'environnement, et plus il se concentre naturellement sur les tâches à réaliser.

Bien qu'il existe des limites technologiques et qu'il est naïf de croire qu'un scénario de RVI peut reproduire avec fidélité totale une situation réelle, la technologie est aujourd'hui très optimisée et permet de simuler un environnement écologiquement valide [190], dans lequel agir est rendu possible en utilisant les mêmes règles spatio-temporelles et causales que dans un environnement réel [169]. Cela est lié à la notion de schèmes [191], nous avons acquis au cours de notre vie des automatismes que nous avons assimilés et que nous sollicitons au quotidien dans nos activités sensori-motrices. Ce n'est ni plus ni moins que l'organisation mentale de nos actions. Dans l'environnement virtuel, l'interfaçage comportemental permet d'utiliser ces schèmes sensorimoteurs de manière habituelle sans effort cognitif supplémentaire, pour se déplacer en marchant par exemple. Dans le cas des métaphores, il ne s'agit pas de schèmes habituels mais ils peuvent le devenir par apprentissage, on parle alors de schèmes artificiels. Dans tous les cas, le participant perçoit les informations et tente de les interpréter pour agir avec cohérence par rapport à ses expériences antérieures. Il existe 4 catégories principales d'actions comportementales virtuelles essentielles dans ce processus :

- L'observation du monde virtuel.
- Le déplacement et la navigation dans le monde virtuel.
- L'action sur le monde virtuel, principalement via la manipulation des objets.
- Communiquer avec autrui ou avec l'application RV.

Des aides logicielles aussi appelées artefacts des processus cognitifs permettent de faciliter ces actions comportementales dans le but d'assurer l'immersion et l'interaction ainsi que la boucle « perception, décision, action » à travers l'interfaçage comportemental. L'exemple d'un verre d'eau posé sur une table, l'utilisateur perçoit une affordance et connaît son utilité fonctionnelle au quotidien, le logiciel utilise alors une aide logicielle pour le saisir, le remplir et le poser plus facilement si l'utilisateur décide d'aller le prendre en main.

2.2.4 Potentiel actuel de la technologie comme support d'immersion.

Nous avons pu dans le paragraphe précédent, évoquer les interfaces comportementales et les possibles incohérences sensori-motrices inhérentes à la technologie, nous nous attacherons dans ce dernier paragraphe à les lier aux potentialités d'un dispositif de RVI tout en ayant conscience qu'il s'agit d'une technologie, et par conséquent, empreinte d'améliorations à apporter continuellement.

2.2.4.1 Les apports d'un dispositif de réalité virtuelle immersive

L'apport majeur que présente une expérience de RVI est la capacité d'évaluer et/ou de modifier des comportements humains dans des scénarios virtuels créés numériquement pouvant reproduire une situation choisie et notamment des situations de la vie courante. Le cas échéant, cela permet de simuler un environnement au plus proche de la réalité, un environnement qui tend à être écologique, dans lesquels percevoir, interagir et se déplacer est rendu possible [169, 192]. Les utilisateurs peuvent ainsi bouger et agir selon des interfaces sensorielles appropriées comme évoqué précédemment. Il s'agit actuellement principalement d'informations et de retours visuels et auditifs qui sont corrélés aux actions motrices réalisées, mais cela est susceptible d'évoluer grâce aux innovations pour l'immersion multimodale, les retours tactiles ou encore les informations olfactives tentant de plus en plus d'être ajoutés à l'expérience. Il a été montré en ce sens que le comportement visuomoteur était essentiellement similaire entre réel et virtuel [193, 194, 195], un résultat prometteur dans la perspective d'utiliser ce dispositif dans le domaine de la santé.

L'infinie possibilité de conceptions de scénarios virtuels est aussi un avantage majeur, ces derniers pouvant être enrichis de multiples tâches cognitives et motrices [196] ainsi que d'informations perceptives visuelles [197], exerçant une influence sur l'intégration sensorimotrice [198]. Cela offre un large éventail d'applications possibles, puisque l'individu peut être plongé dans un environnement virtuel qui reproduit un environnement réel, mais dans lequel les éléments et les stimulus sont contrôlés en temps réel, avec une sécurité totalement assurée, l'existence de dangers n'étant que simulée et n'existant pas physiquement [199].

En fait, la force de la RVI semble être la capacité d'apporter un environnement contextualisé simulant une situation souhaitée et adaptée aux objectifs poursuivis, avec un fort engagement et attention dédiée. A ce titre, cela peut être utilisé à différents égards, au premier rang desquels l'évaluation des capacités locomotrices et fonctionnelles d'un individu, actuellement effectuée sous la forme d'une suite de tâche motrices à réaliser dans un environnement médical aseptisé et dénué de sens, ou pire, par questionnaires. Ces tâches pourraient alors être réalisées dans un environnement virtuel simulant une situation plus habituelle, plus familière, plus marquée affectivement et surtout plus cohérente, le comportement étant influencé par le contexte environnemental. Il a d'ailleurs été montré récemment que les environnements virtuels hautement réalistes entraînaient des réponses émotionnelles positives et de sérénité plus importantes que les environnements virtuels peu réalistes [200]. Dans le cadre d'un test TUG actuel par exemple, pertinence et cohérence sont

respectées du point de vue de la tâche demandée qui consiste en une séquence d'actions motrices du quotidien, mais néanmoins, si l'on analyse le contexte de réalisation, on remarque qu'il n'y a aucun sens ou but poursuivi de faire un aller et retour départ assis dans une pièce vide et sous l'effet « blouse blanche ». On pourrait alors imaginer réaliser exactement la même séquence d'actions motrices dans un environnement plus écologique, telle qu'une cuisine ou un train, et avec une consigne qui contextualise la tâche, telle qu'aller mettre un déchet dans une poubelle, ou aller se servir un verre d'eau. La réalisation de la tâche globale serait alors la même, mais dirigée vers un but et plus représentative d'un comportement effectué au quotidien.

Il faut noter que le potentiel de la RVI est d'ailleurs déjà largement exploité dans d'autres domaines de santé, des études dans le traitement des troubles d'anxiété ou de phobies en particulier ont prouvé qu'immerger progressivement et graduellement un individu dans un environnement virtuel cible permettait de réduire et d'atténuer la plupart des troubles [201, 202]. Dans le domaine de la rééducation aussi, la RVI a fait ses preuves, notamment sur les paramètres engagement et motivation dans les tâches motrices à effectuer, pendant lesquelles les patients sont davantage investis dans leur parcours de soins que ceux qui suivent un parcours traditionnel, accomplissant ainsi plus rapidement des progrès sensorimoteurs [203, 204].

Finalement, la technologie de RVI permet de produire, de contextualiser, de simuler et d'enrichir des environnements de la vie quotidienne, ces derniers étant modifiables, adaptables et sécurisés, ouvrant le champ des possibles dans l'évaluation des comportements humains in situ. Mais les avantages ne se circonscrivent pas à ces caractéristiques, ils s'exercent aussi à travers la capacité de reproduire parfaitement les scénarios proposés de manière équivalente à tout instant et surtout à tout endroit puisqu'il s'agit d'une production numérique. En effet, les environnements virtuels présentent l'avantage considérable d'être standardisés et reproductibles, signifiant que chaque participant soumis à la même tâche, l'effectue dans les exactes mêmes conditions [205]. Ce n'est actuellement pas le cas dans la passation des tests actuels, reprenons l'exemple du test TUG, des paramètres peuvent être modulés d'un évaluateur à l'autre dans la mise en application du test, à travers la distance précise pour faire le demi-tour, mais aussi à travers la configuration de la pièce (personnes présentes, luminosité, ambiance visuelle et sonore...). Le recours à une technologie numérique permet de pallier ces contraintes et de standardiser parfaitement les conditions de passation du test. Enfin, dans la même optique, des indicateurs du comportement peuvent être identifiés et mesurés automatiquement par le dispositif. Le visiocasque mais aussi les capteurs de RVI équipés sur le corps permettent d'avoir des données chiffrées et objectives des actions perceptivo-motrices effectuées, apportant une

plus-value non négligeable par rapport aux tests actuels qui relèvent des observables jugés à l'œil et donc subjectivement.

Une nouvelle méthode d'évaluation du comportement humain lors d'activités courantes semblerait donc être réalisable et bénéfique à plusieurs égards en RVI, mais il est important de ne pas oublier qu'il s'agit d'une simulation, d'une reproduction virtuelle d'un environnement réel, cela s'accompagne ainsi de limites technologiques qui ne permettent pas pour l'heure, que l'expérience virtuelle soit totalement écologique.

2.2.4.2 Un dispositif améliorable mais accepté et exploité

Bien que l'environnement virtuel permette des interactions reposant sur la boucle « perception, décision, action » du comportement humain, cette dernière peut être perturbée par des contraintes technologiques importantes évoquées par le Professeur Phillippe Fuchs que sont d'une part les incohérences sensorimotrices et d'autre part les limitations techniques et ergonomiques [169].

a) Incohérences sensori-motrices liées à la latence

Le temps de latence des interfaces comportementales est un élément central à maîtriser, car il doit être inférieur ou égal à environ 20ms. En particulier, les informations visuelles fournies par l'environnement virtuel lors de mouvement de la tête doivent avoir une latence la plus minime possible, et ce, pour ne pas créer de conflit lié au réflexe vestibulo-oculaire qui stabilise le regard lors de mouvement [206]. Le seuil de 50ms est fatal dans une expérience de RVI car il crée une trop forte distorsion entre mouvement de tête et retours d'images. Cette remarque est également applicable lors de la manipulation d'objets, qui doit être perçue en temps réel et sans retard. A titre de précision, les casques HTC Vive utilisés dans ce projet de thèse ont une latence comprise entre 15 et 22 ms selon le modèle de base ou Pro [207, 208] et sont donc de ce point de vue, relativement performants. La latence peut être artificiellement atténuée par des algorithmes de prédiction de mouvement qui tentent d'anticiper le mouvement que va produire l'utilisateur, cela est efficace lorsque les mouvements ne sont pas brusques et hasardeux.

b) Incohérences visuelles et qualité visuelle

Dans le même esprit, le réflexe oculomoteur qui permet d'observer la profondeur par vision stéréoscopique en associant accommodation et vergence peut aussi être perturbé, et particulièrement dans un visiocasque, car l'accommodation se fait par rapport à l'écran tandis que la convergence se fait par rapport à l'objet virtuel regardé, créant une incohérence sensorielle, pouvant mener à une fatigue oculaire exacerbée. Pour éviter ce désagrément, un système de lentille est incorporé dans le visiocasque pour donner l'impression que l'écran est situé à plus d'un mètre des yeux, mais c'est une distance fixe dans les visiocasques actuels, ce qui reste contraignant pour les yeux si les objets visualisés ne sont pas situés dans une zone d'intérêt.

Toujours dans le domaine des capacités visuelles, les visiocasques actuels ont une résolution angulaire de 25 pixels tandis que les yeux ont une acuité d'environ 1 minute d'angle, il faudrait donc dans l'idéal, atteindre les 120 pixels par degré pour une qualité visuelle optimale. De la même manière, le champ de vision d'un visiocasque pour recouvrir l'ensemble des possibilités visuelles devrait être de 210° horizontalement et de 140° verticalement, mais la plupart des casques se cantonnent à 110/120°, à l'exception des visiocasques Star VR ou Pimax. La qualité visuelle est donc par principe, largement inférieure aux capacités humaines, pour autant, notre attention et perception de l'environnement étant bien souvent en vision centrale binoculaire, les effets de ce champ de vision réduit sont mesurés. Enfin, un dernier point à considérer qui peut jouer sur la qualité visuelle en plus de la résolution d'écran, est le rapport de contraste, qui représente l'écart maximal de luminosité entre les couleurs blanches et noires affichées au même instant dans le visiocasque, l'acuité visuelle reposant sur cette différence de contraste au niveau rétinien.

L'ensemble des développeurs de RV en connaissance de cause, tentent d'améliorer la qualité visuelle, la société Sony a d'ailleurs annoncé en 2023, la mise sur le marché d'un visiocasque PSVR2 de nouvelle génération qui est équipé d'un capteur oculaire, permettant de modifier le système de lentille à dioptrie adaptable en temps réel pour que l'accommodation soit similaire entre vision artificielle et vision naturelle, d'écrans OLED 4K HDR pour une résolution d'écran très performante et d'un taux de rafraîchissement d'images de 120 Hz. Ce nouveau visiocasque semble ainsi extrêmement prometteur, il permet de réduire en grande partie les limites techniques connues jusqu'alors concernant la qualité visuelle. D'autres visiocasques confidentiels sont certainement également en plein développement.

c) Manque de stimulation multimodale

Autant pour les extérocepteurs de la vue et de l'ouïe, des stimulations peuvent être réalisées et traitées de manière « naturelle », autant pour les extérocepteurs de contact, il est beaucoup plus compliqué de les solliciter, les caractéristiques tactiles et les retours haptiques nécessitant de s'équiper de dispositifs supplémentaires, une contrainte ergonomique pouvant créer une modification importante sur la manière de se comporter. Des sens sont alors négligés et non stimulés dans une expérience de RVI, la différenciant de fait, d'une expérience réelle. Il faut en plus de cela, noter que la plupart de nos récepteurs fonctionnent par stimulation physique (mécanique, optique), qui peuvent dans ce cas être modélisés numériquement et traduits dans une expérience de RV, mais il y a d'autres récepteurs comme l'odorat qui fonctionnent chimiquement, et qui sont donc non stimulables, car une senteur ou un goût n'est pas modélisable numériquement. Pouvoir simuler une odeur est tout de même possible dans une expérience virtuelle en l'ajoutant manuellement à proximité de l'utilisateur, mais la pluralité de celles rencontrées au quotidien est tout bonnement irréalisable.

d) Ergonomie du casque

Dans une expérience virtuelle idéale, l'utilisateur oublie qu'il porte un visiocasque sur la tête, ce qui impliquerait qu'il soit confortable, aéré et surtout, léger [209]. Pour le moment et à l'exception des derniers visiocasques autonomes à peine disponibles sur le marché, les dispositifs sont contraignants, car lourds, modifiant le centre de gravité de la tête, néanmoins, cela ne semble pas avoir d'influence particulière sur l'équilibre dynamique.

e) Un dispositif accepté et de plus en plus exploité

Nous concluons sur le fait que bien des aspects techniques peuvent encore être améliorés et qu'imaginer que la RV soit un jour une reproduction exacte et complètement écologique d'un environnement réel est illusoire, néanmoins, la technologie de RVI présente un potentiel conséquent et en voie d'être exploité dans le domaine de l'évaluation comportementale et de la rééducation. Des études très récentes ont justement montré que la RV pouvait potentiellement être utilisée comme outil pour tester les AVQ et détecter le déclin fonctionnel et cognitif [210], les stratégies d'adaptations comportementales à la marche en RVI étaient équivalentes à celles rencontrées en réel lors d'une tâche de locomotion dirigée vers un but par exemple [211]. D'autres études montrent néanmoins que des paramètres locomoteurs peuvent être programmés un peu différemment lors d'une première expérience virtuelle, comme

une augmentation du nombre de pas et de la largeur des pas [212], entraînant une diminution de la vitesse de marche [193, 213], résultats cohérents avec des précédentes études de notre équipe de recherche. Enfin, point essentiel et inévitable pour utiliser ce dispositif comme nouvel outil d'évaluation ou de rééducation, il semble totalement applicable et accepté chez les personnes âgées [214, 215, 216, 217, 218]. Ces derniers perçoivent d'ailleurs le dispositif de RVI avant et après son utilisation comme un outil utile, simple et plaisant à utiliser, contredisant les concepts d'âgisme selon lesquels les personnes âgées sont réticentes et ont des difficultés avec les nouvelles technologies [211, 219, 220], une véritable aubaine pour justifier de son utilisation.

III) Objectifs : Evaluer mobilité et capacités fonctionnelles en utilisant la réalité virtuelle comme support d'immersion.

L'évaluation de la mobilité et des capacités fonctionnelles d'une personne est couramment réalisée par les professionnels de santé, permettant de renseigner sur l'état de santé global à un instant donné, et de pouvoir adapter un accompagnement ou un parcours de soins pour celles et ceux qui en solliciteraient le besoin. Des tests existent mais sont souvent réalisés dans des conditions cliniques aseptisées du quotidien vécu par les personnes ou sous forme de questionnaires pouvant être biaisés par rapport aux attendus sociaux. Evaluer de manière reproductible, standardisée et objective les capacités des individus en les soumettant à des tâches du quotidien semblerait ainsi plus pertinent pour révéler et analyser les comportements et stratégies motrices employées.

L'objectif central de ce projet de thèse est ainsi de savoir si la RVI pourrait permettre de mettre en œuvre ces conditions d'évaluation en proposant des situations immersives contextualisées à des situations du quotidien.

Pour répondre à cet objectif ambitieux, des études préliminaires et successives ont été nécessaires pour connaître précisément les conséquences propres à l'utilisation d'un dispositif de RVI sur la motricité des individus, en particulier lors de la réalisation d'une tâche locomotrice basique. La première partie de ce projet de thèse s'inscrit pour partie dans le prolongement des travaux déjà effectués par notre équipe de recherche dont les résultats servent de fondement et de référence pour mener les études décrites dans ce manuscrit. Ainsi, les trois premières études de ce projet de thèse avaient pour objectif de quantifier et d'expliquer les effets RVI sur la mobilité chez des jeunes adultes et chez des personnes âgées. Nous avons ainsi déterminé s'ils étaient dus aux caractéristiques de l'expérience virtuelle elle-même ou à l'effet du processus de vieillissement, ou bien une combinaison des deux. Enfin, nous avons déterminé l'influence du processus de familiarisation et d'habituation à une expérience virtuelle sur l'évolution du comportement moteur.

La seconde partie de ce projet de thèse s'est attachée plus concrètement à évaluer la mobilité fonctionnelle et les capacités fonctionnelles des participants dans des environnements virtuels simulant des scènes courantes du quotidien dans des pièces habituelles, tels un bureau ou une cuisine. L'objectif principal étant d'évaluer les stratégies perceptivo-motrices lors de tâches enrichies et plus complexes qui peuvent être de nature motrice, attentionnelle ou en

situation combinée de multitâches. L'élaboration de ce protocole avait pour ambition de mettre en lumière les stratégies comportementales utilisées habituellement, de quantifier l'état de santé d'un individu à travers des biomarqueurs, et mieux encore, de discriminer ceux pouvant présenter un risque de fragilité, un risque de chute, ou plus globalement, un risque de perte d'autonomie. Il s'agit en somme, d'élaborer une nouvelle méthode d'évaluation, d'un nouvel outil d'aide à la décision pouvant être utilisé à terme, par les professionnels de santé.

Etude 1: (Publiée dans PlosOne)

Effects of using immersive virtual reality on time and steps during a locomotor task in young adults.

Alexandre Renaux^{1,2,3}, Frédéric Muhla^{2,3}, Fabien Clanché³, Philippe Meyer⁴, Séverine Maïaux⁴,
Sophie Colnat-Coulbois⁵, Gérome Gauchard^{1,2,3}

Etude 2: (Publiée dans Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, Biomechanics)

Age-related decrease in functional mobility score when performing a locomotor task in an immersive environment.

Alexandre Renaux^{1,2,3}, Frédéric Muhla^{2,3}, Fabien Clanché³, Karine Duclos^{1,2,3}, Philippe Meyer⁴,
Sophie Colnat-Coulbois⁵, Gérome Gauchard^{1,2,3}

Etude 3 : (en soumission dans The Journals of Gerontology)

Evolution of functional mobility after prolonged and diversified exposure to immersive tasks.

Alexandre Renaux^{1,2,3}, Fabien Clanché³, Frédéric Muhla^{2,3}, Philippe Meyer⁴, Sophie Colnat-Coulbois⁵,
Gérome Gauchard^{1,2,3}

Etude 4 : (Acceptée pour Conference Internationale CARE IMX 2023 : Future immersive healthcare experience in medical and home setting)

Creating a new method for assessing functional abilities, using biomarkers of human motor behaviour in immersive situations.

Alexandre Renaux^{1,2,3}, Fabien Clanché³, Frédéric Muhla^{2,3}, Philippe Meyer⁴, Sophie Colnat-Coulbois⁵,
Gérome Gauchard^{1,2,3}

¹EA 3450 DevAH, Development, Adaptation and Handicap, Faculty of Medicine, Université de Lorraine, CS 50184, 54505 Vandœuvre-lès-Nancy

²CARE Grand Est, Research and Expertise Support Center, 49 Bd d'Austrasie, 54000 Nancy, France

³UFR STAPS, Faculty of Sport Science, Université de Lorraine, 30 rue du Jardin Botanique, CS 30156, 54603 Villers-lès- Nancy, France

⁴OHS Centre Florentin, 2 Rue des Cinq-Piquets, 54022 Nancy

⁵UMR 7039 CRAN, Centre de Recherche en Automatique de Nancy, Université de Lorraine, Campus Sciences BP 70239 54506, Vandœuvre-lès-Nancy.

IV) Effets d'une expérience de réalité virtuelle immersive sur des paramètres de la mobilité lors d'une tâche locomotrice.

4.1 Cadre du projet de recherche

Ce protocole de recherche a été élaboré dans le cadre d'un vaste projet de recherche nommé « Hôpital Virtuel de Lorraine » du Collégium-Santé, financé en partie par des Fonds Européens de Développement Régional, qui avait pour enjeu principal de développer des outils de simulation basés sur l'utilisation de la RVI. Ces outils pouvaient servir à la formation des filières médicales et paramédicales de l'Université de Lorraine avec pour philosophie « jamais la première fois sur le patient », mais aussi servir dans le cadre de recherches scientifiques. Cet aspect nous a davantage concernés, puisque notre équipe de recherche avait pour objectif final de développer un nouvel outil d'évaluation du risque de chute reposant sur des situations immersives simulant des environnements du quotidien. Des études ont déjà été effectuées dans le cadre de ce projet de recherche, initiées par l'équipe du Dr. Frédéric Muhla, avec qui j'ai fortement collaboré, et qui ont contribué à mieux comprendre l'influence de l'utilisation de la RVI sur le comportement moteur des personnes âgées. Les études présentées dans cette partie de travail de thèse s'inscrivent ainsi dans la continuité de ce qui a déjà pu être réalisé, en ayant pour objectif de circonscrire encore davantage les effets liés à la RVI sur la motricité en fonction de l'âge. La quantification de ces effets permettra de mieux les intégrer et mieux les prendre en compte dans le développement d'outils basés sur le recours à des situations immersives.

4.2 Matériels et Méthodes

Comme évoqué dans les objectifs, cette partie de recherche basée sur deux études, s'inscrit dans la continuité des travaux de Muhla et al., 2022 [221], avec lesquels nous avons travaillé depuis le début de ce projet de recherche. Nous avons donc reproduit des conditions expérimentales similaires à son protocole de recherche et utilisé le même matériel de RVI afin de pouvoir pleinement comparer les effets d'une même expérience sur deux populations de catégories d'âge bien distinctes, en l'occurrence des jeunes adultes et des personnes âgées. Ces études ont été autorisées et approuvées par le Comité de Protection des Personnes : CPP EST-III, N°ID-RCB: 2018-A02637-48.

4.2.1 Tâche et conditions expérimentales

Les participants ont été invités à effectuer une tâche locomotrice reconnue dans la littérature scientifique et utilisée dans la plupart des centres de santé pour prédire le risque de chute ou évaluer les capacités de mobilité fonctionnelle d'un individu. Dans nos études, nous n'avons pas appliqué cette tâche en tant que test dans le but de prédire un risque de chute, mais nous l'avons envisagé comme tâche de référence d'un point de vue moteur. Il s'agit de la tâche motrice réalisée lors du test "Timed Up and Go" de Podsiadlo & Richardson, 1991 [47], qui consiste à effectuer un aller et retour de trois mètres avec un départ et une fin en position assise. Cette tâche locomotrice a été choisie pour les intérêts à différents niveaux qu'elle comporte, et qui permettent de répondre à nos objectifs.

D'une part, cette tâche se compose d'un ensemble d'actions motrices pertinentes pour l'évaluation du comportement moteur lors de la réalisation de tâches basiques du quotidien comme marcher en avant, se retourner, s'asseoir ou se lever d'une chaise. D'autre part, cette tâche est aisément adaptable avec un dispositif de RVI, la contextualisation de cette tâche dans un environnement virtuel entièrement reproductible et ayant du sens pour le participant a pu être concrétisée sans difficulté. Enfin, cette tâche était réalisable dans un espace limité à 4 mètres sur 4 mètres pour un suivi extérieur-intérieur du dispositif de RVI, sans être obligé d'utiliser un tapis roulant pour se déplacer.

Pour réaliser la tâche, les sujets étaient assis sur une chaise d'une hauteur d'environ 46 cm avec deux accoudoirs, le dos contre le dossier, les avant-bras sur les accoudoirs et les pieds au sol. Au mot "go", ils devaient se lever, marcher trois mètres, faire demi-tour et revenir à leur position initiale. La consigne orale donnée aux participants était « vous devez effectuer la tâche en marchant le plus vite possible sans courir ni vous mettre en danger ». Il s'agissait donc d'une tâche locomotrice simple, rapide et facile à mettre en œuvre en RVI dans un espace limité.

Dans le détail, la tâche locomotrice était composée de 5 phases pour lesquelles nous pouvons affirmer que les actions motrices à réaliser avaient des niveaux de complexité distincts. Les phases de marche d'aller et de retour étaient considérées comme les plus simples, car automatisées même si elles nécessitaient une vitesse de marche rapide vers la cible à trois mètres. La phase de demi-tour nécessitait quant à elle une coordination intersegmentaire entre la tête, le thorax et le bassin pour rediriger le corps vers la direction opposée [222]. Enfin, considérées comme les phases les plus complexes du point de vue la coordination motrice, les phases de lever et d'assise requéraient d'importantes forces musculaires du bas du corps et un transfert de moment de force de l'horizontal vers la verticale lors de l'élévation ou de l'abaissement du centre de masse [223].

Les participants ont ainsi réalisé trois conditions expérimentales basées sur cette tâche, dans un ordre contrôlé aléatoire pour éviter tout effet d'adaptation ou d'apprentissage :

- 3 essais en condition réelle (Réel). *Etudes #1 et #2*
- 3 essais en réalité virtuelle, condition RV dans un train à l'arrêt (VR). *Etudes #1 et #2*
- 3 essais en réalité virtuelle en mouvement, condition RV dans un train en marche (VRm). *Etude #1*

Un bref test d'essai était proposé pour les participants à forte appréhension afin de s'assurer de la bonne compréhension des consignes et du respect du protocole. Cette période permettait également d'appréhender le port du visiocasque et d'affiner les éventuels réglages, tels que le serrage autour de la tête mais aussi la netteté de l'environnement virtuel qu'ils percevaient en immersion visuelle totale.

4.2.2 Caractéristiques de l'expérience virtuelle

Utiliser la RVI permet de développer un environnement créé numériquement qui peut être standardisé, modifiable, adaptable, mais surtout reproductible et déployable par tous et partout à tout moment de manière fidèle et équivalente. Un autre atout majeur d'un environnement virtuel est sa capacité à pouvoir contextualiser visuellement une situation rencontrée dans le quotidien. Dans nos études, l'idée était ainsi de réaliser la tâche locomotrice demandée dans un environnement simulant une situation de la vie courante, tout en restant cohérents au regard des caractéristiques des actions motrices à effectuer. Un environnement virtuel représentant un train a ainsi été choisi car il était porteur de sens (Figure 12) : le participant est assis sur un fauteuil classique de train en début d'expérience, puis doit réaliser un aller et retour dans le couloir du wagon en opérant un demi-tour devant une valise, avant de venir se rasseoir dans son siège initial, ce sont donc des actions sensées au regard de l'environnement proposé. De plus, utiliser un environnement train comme support permet de le décliner sous différentes conditions plus ou moins enrichies, tel un train à l'arrêt ou un train en mouvement.



Figure 12. Environnement virtuel immersif représentant un wagon-train

Dans le premier scénario train dit « VR », le train était à l'arrêt pendant l'exécution de la tâche locomotrice. Cette condition a permis de comparer la tâche réelle et celle en environnement virtuel avec des repères visuels fixes. Dans l'autre condition virtuelle dite "VRm", le train se déplaçait, faisant défiler le paysage à travers les fenêtres et permettant d'entendre les sonorités associées à travers les oreillettes du visiocasque. Cette condition était donc enrichie par rapport à la condition « VR », avec un flux optique à vitesse constante en vision périphérique, permettant de reproduire plus réalistement encore un train qui se déplace. Le flux optique était dans la même direction que le sujet pendant l'aller et dans la direction opposée pendant le retour. Le scénario de train a ainsi permis de conserver les différentes phases de la tâche locomotrice de référence et de la réaliser dans un environnement visuel et sonore contextualisé à une situation courante.

Le choix de certains éléments a également été pensé en lien avec les caractéristiques de l'expérience. Nous avons évidemment placé une vraie chaise au même endroit que le siège présent dans le train virtuel, pour qu'elle soit colocalisée lors de l'assise. Une valise a été utilisée pour délimiter la ligne des 3 mètres dans l'environnement virtuel plutôt qu'un simple repère au sol afin de réaliser un demi-tour juste devant. Ce choix est justifié par le fait que le visiocasque implique une réduction du champ de vision, et donc pour ne pas contraindre le participant à baisser la tête de manière non naturelle et finalement à créer un biais, nous avons sollicité un

objet haut visible sans se pencher, qui se confondait bien dans le contexte du train, allégorie du voyage. Il est à spécifier que toutes les proportions des éléments virtuels étaient naturellement cohérentes avec un environnement réel, tout était à échelle humaine.

Enfin, il est important de noter que l'environnement virtuel était vu à la première personne, les retours visuels étaient cohérents avec le déplacement effectué par le participant grâce à un suivi extérieur-intérieur du visiocasque qui fournissait des rétroactions très fiables. L'expérience virtuelle était réalisée dans sa forme la plus basique, c'est-à-dire que nous n'avons pas ajouté de représentation corporelle aux participants, qui ne pouvaient donc avoir aucun retour visuel du mouvement de leurs segments corporels dans l'espace.

L'application de RVI a été développée sur Unity et le système reposait sur l'utilisation d'un visiocasque HTC Vive filaire de 470 grammes, ayant une résolution d'écran de 2160*1200 pixels, une fréquence d'affichage de 90Hz, un champ de vision de 110° et permettant un suivi précis des mouvements à 360° grâce aux 32 détecteurs de casque. La technologie utilisée reposait sur 2 balises émettrices, appelées « lighthouse » qui envoyaient des signaux infrarouges balayant l'espace dans chaque direction selon une amplitude de 120 degrés. Ce sont des récepteurs à photodiodes disposés sur les équipements RVI qui captaient ces rayons pour renseigner des changements de position et d'orientation à chaque instant dans l'espace. Un gyroscope et un accéléromètre étaient également présents sur le visiocasque pour assurer la précision du suivi des mouvements, les balises n'étant présentes que pour affiner et corriger les éventuelles erreurs des calculs d'intégration des mesures inertielles. Il faut enfin préciser que pour améliorer et individualiser la qualité visuelle des images perçues par les utilisateurs, l'écart inter-pupillaires, la distance entre les yeux et les optiques étaient réglables pour chacun. Une sortie audio était présente pour diffuser des enregistrements audios. Les utilisateurs portant des lunettes pouvaient les garder. Des études évaluant le visiocasque HTC Vive ont montré que le dispositif permettait une immersion de très bonne qualité, avec une faible latence et des interférences presque inexistantes, permettant la navigation et l'exploration d'environnement virtuels en taille réelle, sans aucun effet négatif remarquable. Le seul souci relevé mais qui ne nous concernait pas, résidait dans le plan de référence pouvant être légèrement incliné par rapport au sol, ce qui était à prendre en considération lors de scènes visuelles très mouvantes. Une calibration régulière était conseillée pour limiter ces erreurs [190, 208].

Pour faire vivre l'expérience virtuelle de manière fluide et continue aux participants, nous avons utilisé un ordinateur puissant équipé d'une carte graphique Nvidia Geforce GTX 1070 GPU et d'un processeur Intel Core I7.

4.2.3 Métrologie

Deux variables ont été mesurées pour caractériser la mobilité dans les différentes conditions, à travers une analyse vidéo manuelle post-expérimentation. Les expériences étaient filmées avec une GoPro 1920*1080p, 60fps, et les vidéos étaient traitées sur le logiciel Media Player Classic – Home Cinema avec une précision de 0,001s.

La variable temporelle « temps » et la variable motrice « nombre de pas » ont ainsi été mesurées. Le temps était le principal indicateur de performance et le nombre de pas représentait les modifications de la stratégie de déplacement. Seuls ces indicateurs primaires de la locomotion ont été étudiés car le placement de la caméra était contraint par l'espace. Elle était située dans l'angle de la pièce, légèrement en retrait de la chaise pour voir à la fois le dos se décoller du dossier et aussi le participant se retourner à trois mètres, cela ne permettait donc, que de mesurer ces variables de manière fiable et précise. De plus, avec la distance fixe de trois mètres, la vitesse de marche et la longueur des pas dépendaient du temps et du nombre de pas. Par exemple, l'augmentation du nombre de pas reflétait une stratégie plus sûre adoptée, témoin d'une diminution de la longueur des pas.

Ces deux variables ont été analysées sur l'ensemble de la tâche locomotrice et lors des cinq phases spécifiques et consécutives. Chaque phase était donc découpée grâce à l'analyse vidéo suivant les critères correspondants et décrits ci-après. A noter que chaque début de phase correspond à la fin de la phase précédente :

- Se lever : commençait lorsque le dos décollait du dossier de la chaise, le chronomètre était déclenché à ce moment.
- Aller : commençait lorsque le participant était en position debout et que le premier pied décollait pour amorcer la marche.
- Demi-tour : débutait lorsque le sujet commençait à initier la rotation, plus précisément lorsque le pied oscillant chevauchait le pied d'appui, pivoté vers le sens de rotation.
- Retour : commençait lorsque le pied oscillant chevauchait le pied d'appui, pivoté en direction de la chaise.
- S'asseoir : commençait lorsque le sujet était sur le point de se tourner pour s'asseoir, à savoir lorsque le pied oscillant chevauchait le pied d'appui, pivoté pour initier la rotation. La phase s'asseoir regroupait à la fois les actions de demi-tour et d'assise, cela s'expliquait par les stratégies employées : soit le demi-tour se faisait en position érigée puis l'assise était réalisée ensuite, soit le demi-tour était réalisé tout en abaissant le centre de gravité pour débiter l'assise, dans le cas échéant, il n'était pas possible de

dissocier le demi-tour de l'assise. Le chronomètre était arrêté lorsque le participant revenait à la position initiale, assis sur la chaise avec le dos collé au dossier.

Finalement, le temps total et le nombre de pas total ont été mesurés entre les deux contacts du dos avec le dossier. Il faut préciser que chaque pas compté était un transfert de poids d'un pied à l'autre, même en cas de piétinement, et que le nombre de pas n'a pas été comptabilisé lors de la phase se lever.

4.2.4 Questionnaire

Le sentiment de présence a également été évalué à l'issue du protocole en répondant au questionnaire IPQ (iGroup Presence Questionnaire) proposé par Schubert en 2001 [170] selon 14 questions réparties sur 4 items cotées de -3 à +3 et traduit en français par Isabelle Viaud-Delmon (Figure 13). Une question générale demande littéralement : Dans le monde généré par l'ordinateur, j'ai eu le sentiment "d'y être". Les autres questions constituent les items Implication (Involvement - INV), Présence Spatiale (Spatial Presence - SP) et Réalisme (Realism - REAL). L'implication quantifie le niveau d'attention dédié à l'expérience virtuelle (vs. monde réel), la présence spatiale renvoie au sentiment d'être physiquement présent dans l'environnement virtuel et le réalisme évalue le caractère crédible de l'expérience.

Voici plusieurs propositions qui peuvent s'appliquer à l'expérience que vous venez d'avoir. Indiquez, s'il vous plaît, si chacune de ces propositions s'applique ou non à votre expérience. Vous pouvez utiliser n'importe quelle graduation. Il n'y a pas de bonne ou de mauvaise réponse, seule votre opinion est importante. Vous remarquerez que certaines questions se ressemblent. Ceci est nécessaire pour des raisons statistiques. Rappelez-vous que vous devez répondre à ces questions en vous référant seulement à l'expérience que vous venez juste d'avoir.

A quel point étiez-vous conscient du monde réel environnant alors que vous étiez en train de naviguer dans le monde virtuel ? (par exemple : sons, température de la pièce, présence d'autres gens, etc.) ?

Extrêmement conscient -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Pas conscient du tout

Comment le monde virtuel vous a-t-il semblé ?

Complètement réel -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Pas du tout réel

J'ai eu la sensation d'agir dans l'espace virtuel plutôt que d'agir sur un quelconque mécanisme à l'extérieur de celui-ci.

Pas du tout d'accord -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Complètement d'accord

A quel point votre expérience dans l'environnement virtuel vous a-t-elle semblée cohérente avec votre expérience dans le monde réel ?

Pas cohérente -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Très cohérente
Modérément cohérente

A quel point le monde virtuel vous a-t-il semblé réel ?

A peu près aussi réel qu'un monde imaginé -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Indistinguable du monde réel

Je ne me suis pas senti présent dans l'espace virtuel.

Pas senti présent -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Senti présent

Je n'étais pas conscient de mon environnement réel.

Pas du tout d'accord -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Tout à fait d'accord

Dans le monde généré par l'ordinateur, j'ai eu le sentiment "d'y être".

Pas du tout -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Beaucoup

D'une certaine façon, j'ai eu l'impression que le monde virtuel m'entourait.

Pas du tout d'accord -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Tout à fait d'accord

Je me suis senti présent dans l'espace virtuel.

Pas du tout d'accord -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Tout à fait d'accord

Je faisais toujours attention à l'environnement réel.

Pas du tout d'accord -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Tout à fait d'accord

Le monde virtuel semblait plus réaliste que le monde réel.

Pas du tout d'accord -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Tout à fait d'accord

J'avais l'impression que j'étais juste en train de percevoir des images.

Pas du tout d'accord -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Tout à fait d'accord

J'étais complètement captivé par le monde virtuel.

Pas du tout d'accord -3 -2 -1 0 +1 +2 +3 Tout à fait d'accord

Figure 13. I Group Presence Questionnaire dans sa version française

4.3 #Etude 1 : Effets de l'utilisation de la réalité virtuelle immersive sur les indicateurs temps et nombre de pas lors d'une tâche locomotrice chez des jeunes adultes (publiée PlosOne 10/10/22).

4.3.1 Objectif de l'étude

Une étude antérieure a montré qu'il existait un effet de la RVI, se traduisant par une augmentation des paramètres locomoteurs chez une population de personnes âgées. Nous avons donc souhaité reproduire le même protocole de recherche avec une population de jeunes adultes non affectée par le processus de vieillissement et donc pertinente pour mieux comprendre les effets RVI lors d'une tâche fonctionnelle et contextualisée. Si le processus de vieillissement justifiait à lui seul les modifications motrices mesurées dans les études précédentes concernant les personnes âgées, alors aucune différence entre la condition réelle et les conditions virtuelles ne devrait être observé. En revanche, si les modulations du comportement moteur étaient principalement dues aux caractéristiques de l'expérience virtuelle, alors on devrait trouver une altération des performances motrices en conditions virtuelles chez les jeunes adultes. Enfin, aucune différence entre les conditions train à l'arrêt (VR) et train en marche (VRm) ne devrait être enregistrée si les résultats avec les personnes âgées étaient effectivement liés aux caractéristiques de la tâche. L'objectif de cette étude était donc d'évaluer l'effet d'évoluer dans un scénario de RVI sur les indicateurs primaires de locomotion, temps et nombre de pas, lors de l'exécution d'une tâche locomotrice dans une population de jeunes adultes en bonne santé.

4.3.2 Participants

Soixante jeunes adultes (32 femmes, 28 hommes, moyenne d'âge de 21.55 à ± 1.32) ont participé à l'expérience décrit à la section précédente. Les jeunes adultes provenaient de différentes facultés de l'Université de Lorraine et étaient en pleine possession de leurs moyens, ils ne présentaient aucun trouble musculosquelettique, neurologique ou cognitif pouvant altérer leur capacité de locomotion. Ils n'avaient jamais vécu d'expérience de RVI auparavant. Tous étaient recrutés sur le volontariat et ont donné leur consentement oral pour participer.

4.3.3 Traitement des données et analyses statistiques

Les données de temps et de nombre de pas mesurées lors des trois essais de chaque condition ont été moyennés pour chaque sujet en utilisant le logiciel MATLAB. Les statistiques ont été effectuées sur les données moyennées en utilisant le logiciel STATISTICA. Un test de normalité Shapiro-Wilk et un test de sphéricité ont été appliqués et ont montré une distribution des données ne suivant pas la loi normale, les tests statistiques choisis étaient donc non-paramétriques. Des comparaisons intra-individuelles ont été réalisées entre chaque condition pour évaluer des différences. Le test de Friedman à mesures répétées pour échantillons appariés a été appliqué. Le seuil de significativité était fixé à $p < 0.05$, un test post-hoc était ensuite appliqué.

4.3.4 Résultats

a) Temps

Concernant le paramètre temps, des différences significatives ont été observées entre les trois conditions lors de la réalisation de l'ensemble de la tâche ($\chi^2 = 70.9$, $p < 0.001$) (Figure 14) mais également lors de chaque phase qui la compose (GU: $\chi^2 = 0.23$, $p < 0.01$; Go: $\chi^2 = 46.1$, $p < 0.001$; TA: $\chi^2 = 30.6$, $p < 0.001$; Re: $\chi^2 = 7.63$, $p < 0.05$; SD: $\chi^2 = 38.2$, $p < 0.001$) (Figure 15).

Dans le détail, entre les conditions réelle « Real » et celles en réalité virtuelle « VR » et « VRm », des augmentations significatives de temps ont été nécessaires en RV pour réaliser la tâche au complet ainsi que pour toutes les phases. En revanche, entre les deux conditions de réalité virtuelle « VR » et « VRm », il n'y a pas eu de différence significative observée.

Results of times (second) for the whole locomotor task in the three conditions: Real, Virtual Reality (VR) and Virtual Reality in motion (VRm), in young adults. Significance is indicated as * $p < 0.001$.**

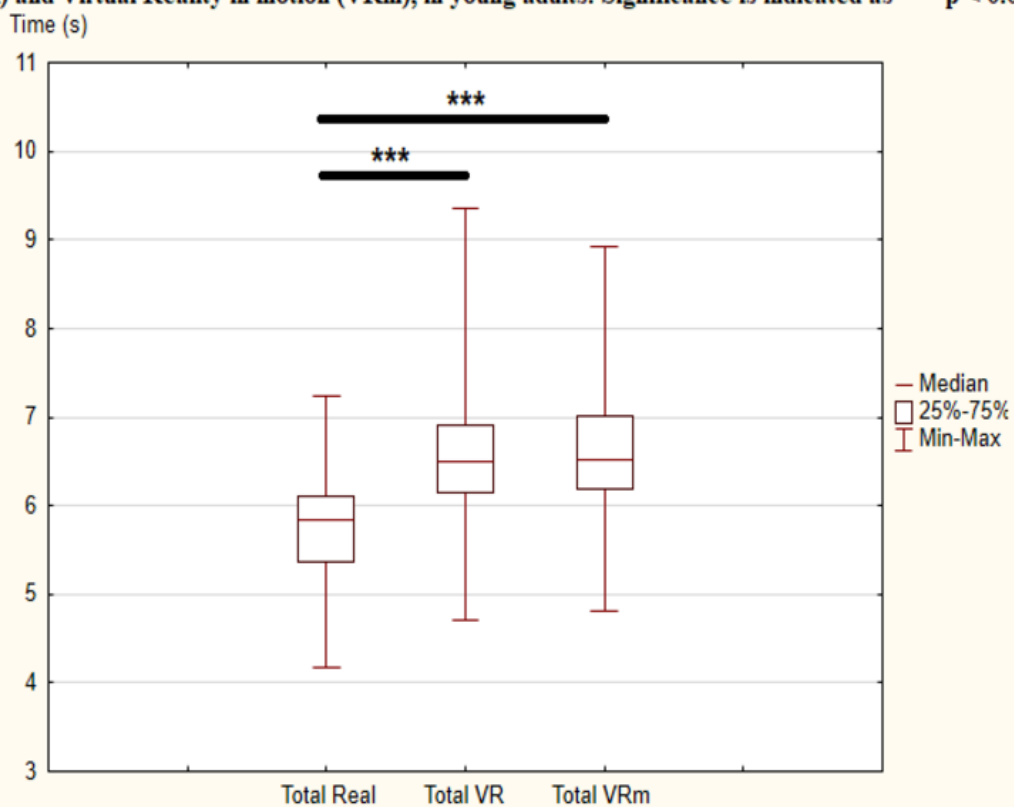


Figure 14. Résultats de temps (en seconde) pour l'ensemble de la tâche locomotrice dans les trois conditions : Réelle, Réalité Virtuelle (VR) et Réalité Virtuelle en mouvement (VRm), chez les jeunes adultes.

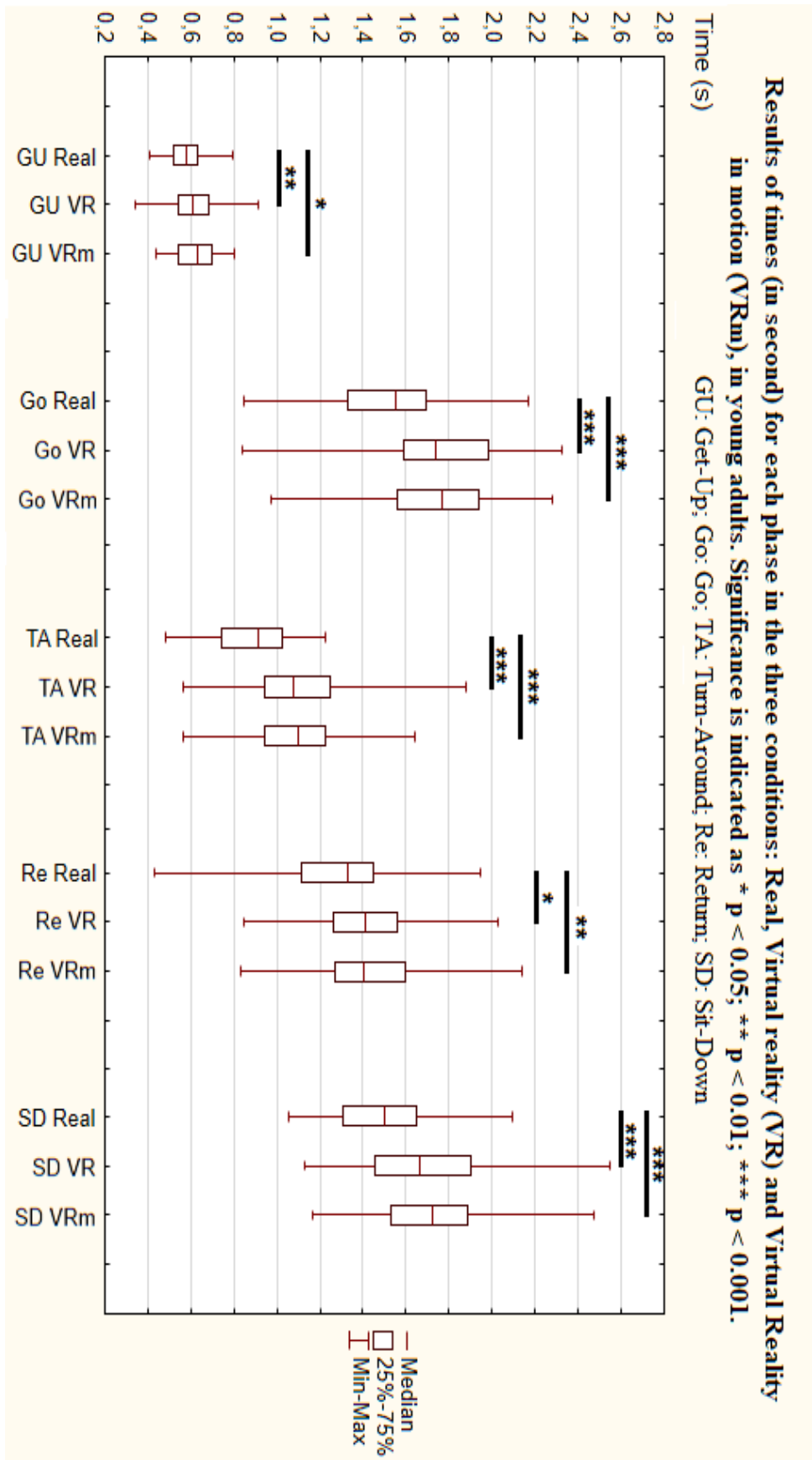


Figure 15. Résultats de temps (en seconde) pour chaque phase dans les trois conditions : Réel, Réalité Virtuelle (VR) et Réalité Virtuelle en mouvement (VRm), chez les jeunes adultes. Les seuils de significativité sont * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

b) Nombre de pas

Concernant le nombre de pas, des différences significatives ont été observées entre les trois conditions sur l'ensemble de la tâche ($\chi^2 = 65.9$, $p < 0.001$) (Figure 16), tout comme sur chacune des phases (Go: $\chi^2 = 58.7$, $p < 0.001$; TA: $\chi^2 = 13$, $p < 0.001$; Re: $\chi^2 = 26.8$, $p < 0.05$), except the sitting phase (SD: $\chi^2 = 4.83$, $p = 0.09$) (Figure 17).

Dans le détail, entre les conditions réelle « Real » et les deux conditions de réalité virtuelle « VR » et « VRm », des augmentations significatives du nombre de pas ont été relevées en RV pour réaliser l'ensemble de la tâche ainsi que toutes les phases qui la constitue. Une fois encore et à l'inverse, entre les deux conditions de réalité virtuelle « VR » et « VRm », aucune différence n'a été observée.

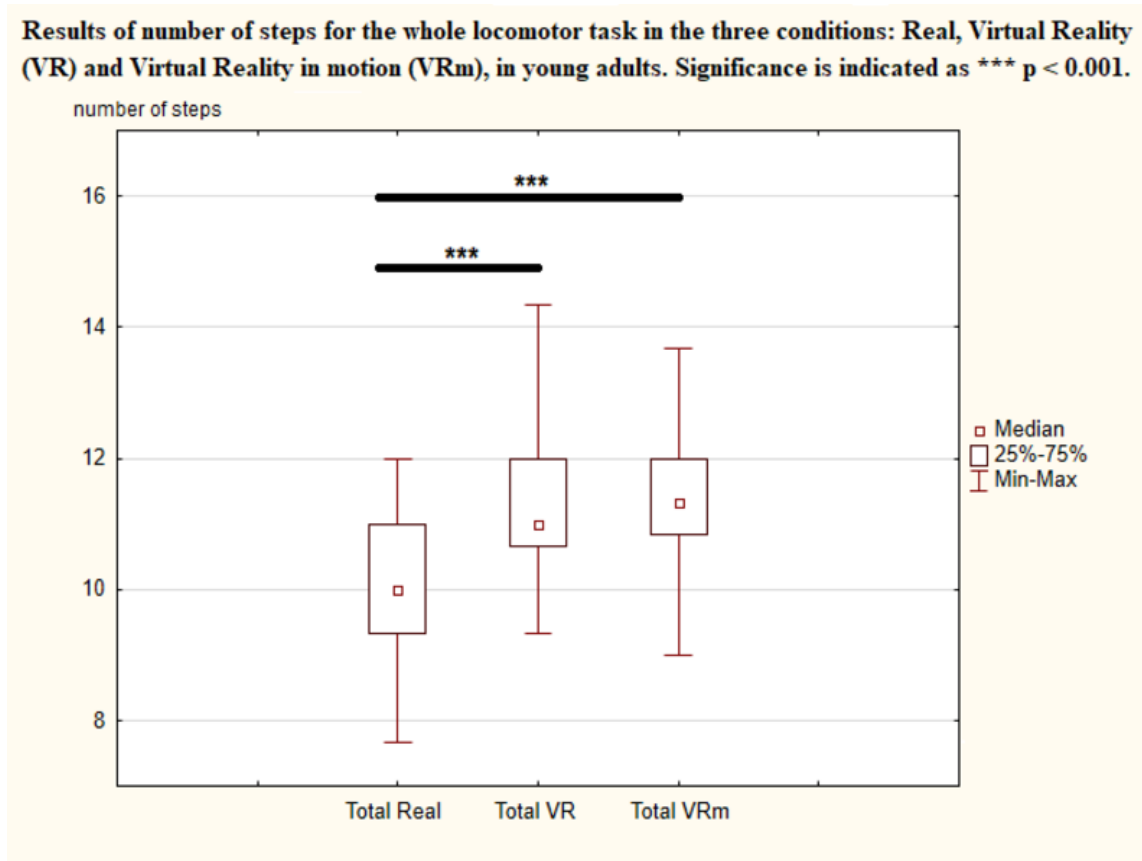


Figure 16. Résultats du nombre de pas pour l'ensemble de la tâche locomotrice dans les trois conditions : Réel, Réalité Virtuelle (VR) et Réalité Virtuelle en mouvement (VRm), chez les jeunes adultes. Le seuil de significativité est indiquée par *** $p < 0,001$.

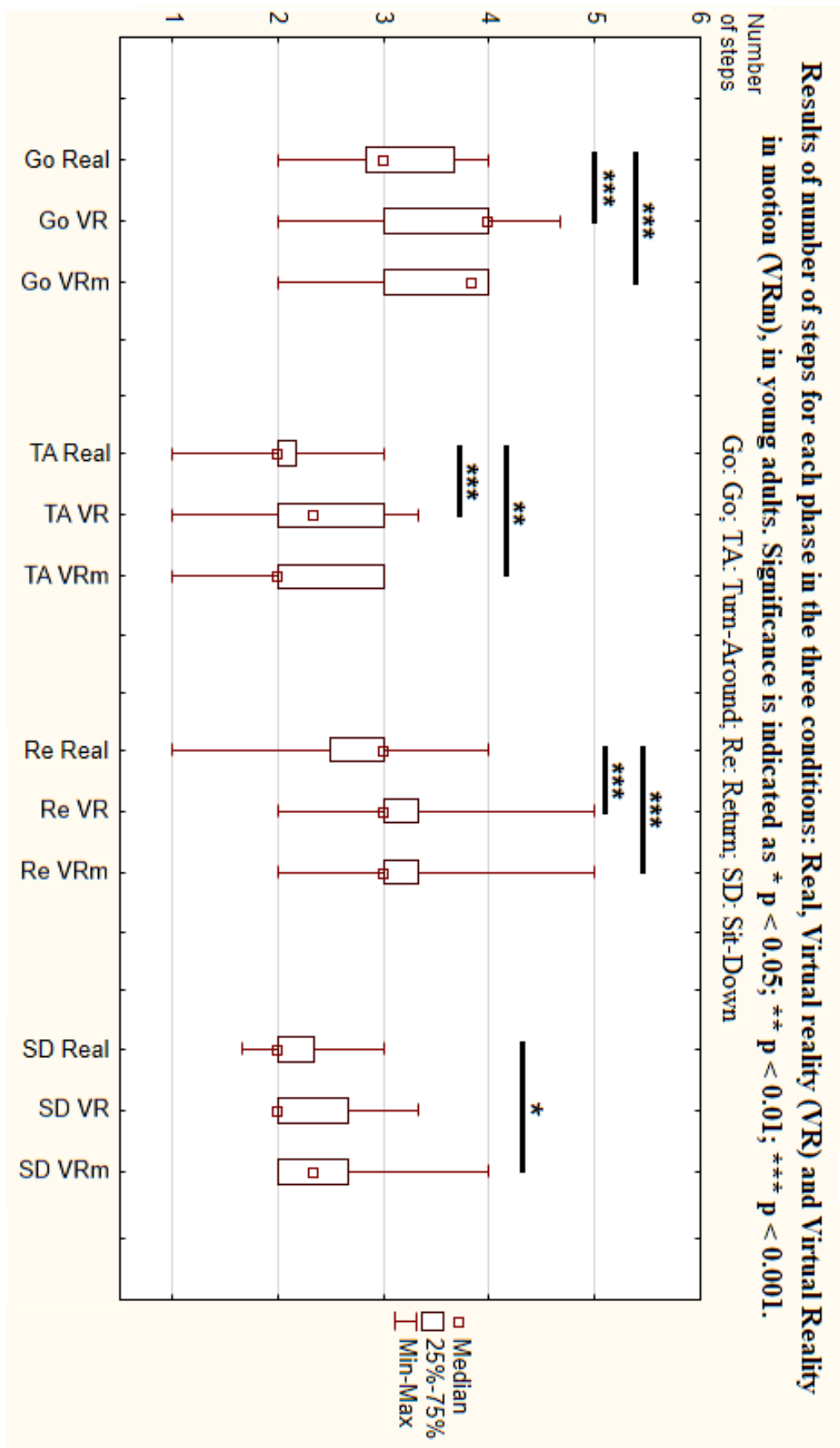


Figure 17. Résultats du nombre de pas pour chaque phase dans les trois conditions : Réel, Réalité Virtuelle (VR) et Réalité Virtuelle en mouvement (VRm), chez les jeunes adultes. Les seuils de significativité sont : * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

4.3.5 Discussion

L'objectif de cette étude était de comparer l'évolution du temps et du nombre de pas utilisés lors de l'exécution d'une tâche locomotrice, entre trois conditions avec et sans réalité virtuelle chez des jeunes adultes en pleine santé qui vivaient leur première expérience de RVI. Les résultats principaux montrent que les jeunes adultes abaissent leur performance motrice en conditions de RV par rapport à réel, en augmentant le temps et le nombre de pas utilisés pour réaliser la tâche locomotrice.

De nombreuses études ont mis en lumière une relation entre locomotion en RV et instabilité. Des études basées sur l'utilisation d'un tapis roulant ont montré que des environnements virtuels induisaient une instabilité de la marche chez des sujets sains [224]. Une étude plus récente a montré que la locomotion naturelle était néanmoins moins affectée même s'il existait une augmentation significative de la cadence et du nombre de pas en se déplaçant dans un environnement de RVI [225]. Dans cette étude, l'ajout de la RV lors de la réalisation de la tâche locomotrice (en conditions « VR » et « VRm » par rapport à la condition « Réel ») a montré une influence sur le contrôle moteur des jeunes adultes, entraînant une augmentation significative du nombre de pas et du temps utilisé pour accomplir l'ensemble de la tâche dans les conditions virtuelles comparé à l'ensemble de la tâche en réel. En outre, il est à noter que toutes les phases ont été affectées par une augmentation significative de ces deux paramètres. Ces résultats étaient cohérents et allaient dans le même sens que les études précédemment menées avec les personnes âgées, qui connaissaient eux aussi une augmentation significative de ces paramètres pour réaliser la tâche au complet en RVI.

Les phases de demi-tour et d'assise ont nécessité un contrôle postural plus exigeant avec un changement d'orientation dans l'espace, contrairement aux phases de lever, d'aller et de retour qui ne sont réalisées que sur l'axe antéro-postérieur [226]. En détail, il y avait deux stratégies pour effectuer le demi-tour : la stratégie du pivot consistait à transférer le poids du corps sur le pied d'appui pour faire pivoter le tronc à 180° et à rediriger le pied oscillant vers le retour, ce qui nécessitait deux transferts de poids d'un pied à l'autre. L'autre stratégie, dite stratégie des pas multiples, consistait quant à elle, à effectuer cette même rotation du corps à 180° en utilisant plusieurs pas, au moins trois [221]. Dans cette étude, les jeunes adultes ont eu recours à ces deux stratégies alors que dans les études précédentes, les personnes âgées avaient toujours besoin de pas multiples. Plus précisément, les jeunes adultes ont utilisé la stratégie du pivot presque exclusivement en condition réelle alors que dans les deux conditions de RV, une partie des jeunes adultes ont modifié leur stratégie, en passant de la stratégie du pivot à la

stratégie des pas multiples pour effectuer le demi-tour. En ce qui concerne la phase d'assise, les jeunes adultes ont principalement utilisé la stratégie consistant à engager le demi-tour tout en abaissant simultanément le centre de gravité pour effectuer l'assise, et ce, dans toutes les conditions. Cependant, ils ont eu besoin de plus de temps pour assurer une assise contrôlée dans les conditions en RV. En conclusion, cela signifie que les jeunes adultes ont modifié leur contrôle moteur pendant chaque phase, indépendamment de la complexité et de la sollicitation sensorielle de la phase. Le temps et le nombre de pas ont en effet augmenté, qu'il s'agisse d'une tâche simple comme les phases Aller et Retour, ou d'une tâche plus complexe comme le demi-tour ou l'assise. Ces résultats étaient une fois de plus comparables à ceux mesurés auprès d'une population âgée [221].

Les jeunes adultes ayant des capacités psychomotrices efficaces et un grand nombre de patterns moteurs mémorisés [227], ces modifications ne pouvaient pas être liées à un désir d'adopter une démarche sécurisante résultant d'une peur chronique de tomber. Elles ont pu être liées à l'environnement virtuel simulant un train, un environnement visuellement cohérent, mais avec quelques limites. L'utilisation de cette nouvelle technologie créait un contexte environnemental nouveau et non familier, ce qui pouvait créer la sensation d'être isolé du monde réel. Les repères visuels étaient pertinents pour informer l'utilisateur de sa position dans l'environnement virtuel. En effet, la technologie utilisée dans cette étude était basée sur le suivi extérieur-intérieur, permettant une détection précise de l'orientation et de la position du visiocasque dans l'espace. Elle permettait un suivi précis, fidèle et constant des mouvements de l'individu en temps réel, limitant ainsi le risque de mal des transports ou de conflit vestibulo-oculaire [190]. Cependant, le visiocasque ne permettait qu'un retour visuel et auditif, il y avait donc un manque de stimulation proprioceptive et haptique pendant l'expérience. Les jeunes adultes ne pouvaient pas voir leur propre corps puisqu'aucune incarnation virtuelle à travers l'utilisation d'un avatar n'était attribuée, ce qui peut avoir affecté leur expérience en RVI. Le retour visuel exproprioceptif des segments du corps pendant le mouvement étant normalement utilisé [228]. Avoir une représentation corporelle coordonnée et colocalisée avec les mouvements réels effectués dans l'environnement virtuel permet d'avoir l'illusion de son propre corps [180] et donc d'améliorer la précision des gestes et le sentiment d'"être présent" [229]. De plus, les participants étaient conscients que les éléments de l'environnement virtuel n'existaient pas physiquement. Cela a pu exercer une influence psychologique négative sur la facilité d'exécution de la tâche. Les participants n'ayant jamais vécu d'expérience en RVI auparavant, il est possible que les réactions cognitives et émotionnelles aient été modulées par ce nouveau

contexte environnemental. Ce dernier a pu induire des changements dans les paramètres locomoteurs, tels que la vitesse de marche [230]. Il pourrait y avoir un processus d'adaptation ou de familiarisation si la tâche était répétée plusieurs fois, ce qui entraînerait une diminution de cet effet. Néanmoins, nous avons un objectif plus global qui tente de déterminer si cette technologie peut être utilisée comme outil d'évaluation des capacités fonctionnelles ou de mobilité. Ainsi, les personnes soumises à cette expérience n'auront pas forcément l'occasion de pratiquer de la RVI auparavant. Il était donc nécessaire d'évaluer cet effet lors d'une première exposition à la technologie.

Le port d'un visiocasque a également pu exercer une influence, puisqu'il impose des contraintes perceptives et biomécaniques [231]. Tout d'abord, la qualité graphique pourrait encore être améliorée, les limites techniques concernant la pixélisation de l'écran pouvaient être légèrement distinguables à l'œil nu et rappelaient ainsi qu'il s'agissait d'un environnement créé numériquement. Cet aspect pouvait être ressenti en focalisant l'attention sur des pixels agrandis et donc facilement perceptibles. Ensuite, les caractéristiques du visiocasque, telles que le poids sur la tête et la réduction du champ de vision, obligeaient l'utilisateur à augmenter les amplitudes des mouvements cervicaux pour l'exploration visuelle. Cela a eu pour conséquence d'anticiper davantage le changement de direction en RVI par rapport au réel avec une adaptation du mouvement de la tête [232] et d'amplifier les contraintes musculaires et articulaires. La limitation du champ de vision a pu contraindre les participants à sécuriser les changements d'orientation lors des phases de demi-tour et d'assise et par conséquent de réduire l'anticipation. Ainsi, cela semblerait moins intuitif et automatique que dans un environnement réel. Ces deux phases étant situées consécutivement aux phases de marche, elles ont induit mécaniquement une augmentation du nombre de pas et du temps lors des phases d'aller et de retour.

En résumé, les modifications motrices mesurées en RVI pourraient résulter de différentes causalités : la découverte de l'expérience immersive, les caractéristiques associées aux limites du dispositif, l'absence de certaines modalités sensorielles stimulées ou encore la sensation d'isolement du monde réel, pourraient entraîner des conséquences psychologiques influençant les stratégies motrices employées. Une exposition graduelle et régulière à la RVI pourrait diminuer cet impact psychologique et atténuer les conséquences motrices. Ces résultats nous ont permis de conclure que le processus de vieillissement ne justifiait pas à lui seul les changements moteurs mesurés dans les précédentes études évaluant les personnes âgées, mais que les modifications étaient principalement dues aux caractéristiques de l'expérience virtuelle.

Le protocole expérimental était composé de deux conditions en RVI qui ont exercé une influence sur le contrôle moteur par rapport à la condition réelle. La condition "VR" consistait à avoir un environnement visuel fixe et contextualisé tandis que la condition "VRm" consistait à avoir un environnement visuel et sonore dynamique pour simuler un train en mouvement. Il y avait un flux optique linéaire, qui est un modèle typique de mouvement visuel généré au niveau de l'œil lorsque l'individu se déplace dans l'environnement [233], avec une vitesse constante, dans la même direction que le sujet pendant la phase d'aller et dans la direction opposée pendant la phase de retour. Plusieurs études ont mis en évidence une relation entre la manipulation des informations visuelles défilant dans l'environnement et la vitesse de marche, puisque la régulation de la marche implique l'intégration des informations visuelles, proprioceptives et vestibulaires [234]. Cela peut se traduire par une augmentation de la vitesse de marche lorsque le flux avance, et une réduction de la vitesse de marche lorsque le flux recule [235, 236], et plus généralement lorsque le flux optique est plus rapide ou plus lent que la vitesse de marche, les sujets modulent leur locomotion par inadvertance [237]. L'ajout d'un flux optique linéaire pourrait donc modifier le schéma locomoteur, en termes de vitesse, de longueur et de fréquence des pas, chez tous les individus [238]. On s'attendait donc à avoir une augmentation du temps et du nombre de pas dans cette condition de train en mouvement par rapport au train à l'arrêt, mais cela ne s'est pas produit. Les résultats n'ont en effet montré aucune différence significative entre ces deux conditions "VR" et "VRm", en accord avec les résultats obtenus chez les personnes âgées [221].

Plusieurs arguments pourraient expliquer ce résultat : d'abord les caractéristiques de la tâche demandée, qui n'a duré que quelques secondes, avec des phases d'aller et de retour de seulement trois mètres. L'influence du flux optique peut ne pas être perceptible sur une distance aussi courte, il existe en effet un temps d'adaptation minimal nécessaire, expliqué par la latence de la perception du flux optique ajoutée à la latence de l'adaptation cinématique de la marche [234]. De plus, de par sa nature fixe et sa proximité avec l'utilisateur, la structure du train offrait un support visuel stratégiquement plus fiable et pertinent pour le contrôle de l'équilibre que le paysage défilant à travers les fenêtres [221]. D'autre part, un train réel en mouvement comprend des vibrations et de légers mouvements latéraux. Ces mouvements, classiquement ressentis par les capteurs proprioceptifs et vestibulaires, n'étaient pas présents lors de la simulation et interféraient donc potentiellement avec l'expérience virtuelle. En effet, les informations sensorielles proprioceptives et vestibulaires étaient en fait similaires à celles de la condition "VR", et le flux optique linéaire était peu exploité pour les raisons décrites, ce qui peut expliquer

qu'aucune différence significative n'ait été enregistrée. Il existe une adaptation de la vitesse de marche lorsque les informations proprioceptives des segments corporels en mouvement ne sont pas congruentes avec les informations visuelles du flux optique [236, 237]. Enfin, la tâche étant chronométrée, l'attention des sujets était principalement focalisée sur cette contrainte. De plus, l'attention visuelle était principalement centrée sur la valise pendant la phase d'aller et sur la chaise pendant la phase de retour plutôt que sur l'environnement en mouvement. Cette condition a confirmé qu'un enrichissement visuel négligeable du scénario en RVI n'a pas d'influence supplémentaire sur le contrôle moteur des jeunes adultes, de la même manière que pour les personnes âgées [221]. Il serait intéressant dans de futures études d'ajouter une stimulation multisensorielle pour enrichir considérablement l'expérience virtuelle.

4.3.6 Limites et perspectives

Cette étude a utilisé un visiocasque filaire pour immerger le participant dans l'environnement virtuel. Il serait intéressant de disposer de la dernière génération de visiocasque sans fil pour améliorer l'expérience virtuelle. Une étude a montré que plus le dispositif est performant, moins la différence de contrôle moteur entre la RV et la réalité est importante [213]. L'absence de représentation du corps à travers un avatar était également une limite pendant l'expérience virtuelle car l'individu n'avait pas de retours visuels de son propre corps. Dans nos futures études, un avatar sera inclus, ce qui devrait permettre une meilleure précision des mouvements effectués dans l'environnement [181]. Enfin, cette étude n'a mesuré que des indicateurs globaux de la locomotion, le "temps" et le "nombre de pas" lors de la réalisation d'une seule tâche locomotrice. Les prochains protocoles de recherche de notre projet se concentreront sur des déterminants cinématiques de la marche et de la posture dans différents environnements en RVI. Par exemple, les données cinématiques du corps entier pourront être analysées pour déterminer l'effet RVI lors de l'exécution de tâches motrices complexes avec interactions dans l'environnement virtuel. Les données locomotrices et posturales enregistrées seront ensuite utiles pour caractériser la mobilité fonctionnelle des participants.

4.3.7 Conclusion

Cette étude a démontré que la réalisation de la tâche locomotrice proposée dans un environnement immersif de RVI a conduit à ajuster les stratégies motrices utilisées chez une population de jeunes adultes. De la même manière que pour les personnes âgées, il existait un effet RVI sur le contrôle moteur des jeunes. Par conséquent, les changements moteurs dans les

environnements immersifs étaient essentiellement liés aux caractéristiques technologiques et numériques de l'expérience virtuelle. L'ajout d'un flux optique visuel plausible ne semble pas affecter davantage le contrôle moteur lorsque l'information est négligeable et non essentielle à l'exécution de la tâche. Il serait très intéressant dans de futures études d'évaluer l'ampleur de cet effet dans un environnement virtuel plus enrichi, tant en termes de stimulation sensorielle multimodale que d'interactions à réaliser.

4.4 #Etude 2 : Effets d'une tâche locomotrice immersive sur la mobilité fonctionnelle en fonction de l'âge.

4.4.1 Objectif de l'étude

Nous avons montré dans l'étude précédente que des effets RVI sur le contrôle moteur existaient chez une population de jeunes adultes en pleine santé, tout comme d'autres études avaient montré que ces mêmes effets existaient chez une population âgée affectée par le processus de vieillissement. Cela signifie que l'expérience de réalité virtuelle à elle seule conduit à modifier ses stratégies motrices. Il est désormais essentiel de connaître si ces effets sont de même ordre de grandeur en fonction de l'âge ou si les effets du vieillissement peuvent les moduler davantage. Cela permettra de déterminer l'influence des caractéristiques intrinsèques et invoquées sur les effets mesurés en RVI, et de mieux les prendre en compte lors de programmes d'évaluation ou de rééducation motrice utilisant la RVI. Dans ce contexte, cette étude vise à évaluer les effets d'une situation immersive sur un score de mobilité fonctionnelle en fonction de l'âge, lors d'une tâche locomotrice.

4.4.2 Participants

Dans cette étude, nous avons utilisé les données des 60 jeunes adultes mentionnés dans l'étude précédente et nous avons également exploité les données des 60 personnes âgées qui ont participé à l'étude de Muhla et al, 2022 [221], incluse dans ce projet de recherche. Les individus âgés ont été recrutés à l'OHS Florentin de Nancy lorsqu'ils étaient en fin de parcours de réadaptation. Tous les participants étaient volontaires, autonomes, sans affection neurologique ou cognitive pouvant altérer leur mobilité. Ils ont donné leur consentement oral et l'étude s'inscrit dans le CPP EST-III, N°ID-RCB: 2018-A02637-48.

4.4.3 Méthodologie de création d'un score de mobilité fonctionnelle

La mobilité fonctionnelle est un moyen d'évaluer l'état de santé global d'un individu, à travers sa capacité à se déplacer librement. Telle qu'elle est définie, la mobilité fonctionnelle est la capacité physiologique des individus à se déplacer de manière indépendante et sûre dans une variété d'environnements [239], ainsi qu'à effectuer les activités de base de la vie quotidienne, comme se tenir debout, se pencher, marcher ou atteindre un objet, qui sont essentielles à une vie indépendante. L'exécution de la tâche locomotrice demandée au

participant, consistant à effectuer un aller-retour de trois mètres avec départ et arrivée en position assise est à ce titre, totalement pertinente pour évaluer la mobilité fonctionnelle. Il est à noter qu'une mobilité fonctionnelle réduite est associée à un risque accru de chutes, de perte d'indépendance et d'institutionnalisation [240].

Dans cette étude, un score de mobilité fonctionnelle a été défini pour quantifier l'aisance et l'efficacité à réaliser la tâche locomotrice, sur une échelle arbitraire allant de 0 à 50. Ce score a été calculé en appliquant une analyse par composantes principales (ACP) (Figure 18), consistant à combiner les deux variables d'entrée que sont le temps et le nombre de pas, principaux indicateurs de la locomotion très corrélés, en une seule variable explicative de sortie, le score de mobilité fonctionnelle (SMF).

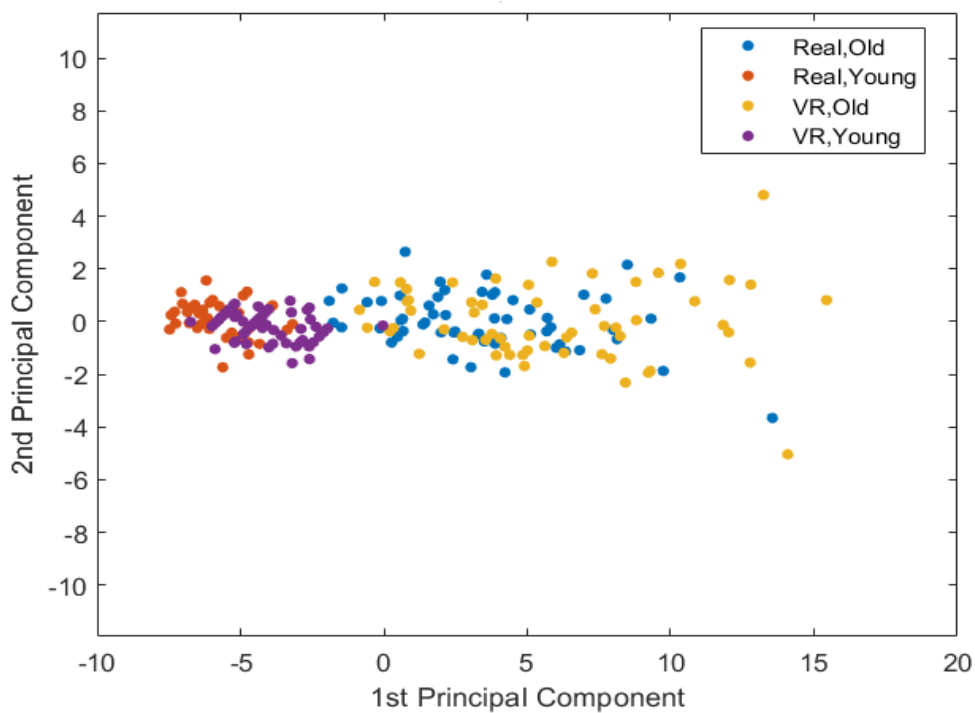


Figure 18. Application d'une analyse par composantes principales et détermination d'un score de mobilité fonctionnelle.

1ère composante principale explicative : valeur propre = 1,945

2ème composante principale explicative : valeur propre = 0,055

Cette ACP a permis de combiner les deux variables fortement corrélées "temps" et "nombre de pas" en un nouvel indicateur principal expliquant 97,28% de la variance, un score extrêmement

élevé, appelé SMF. En effet, selon le critère de Kaiser (1960) qui précise que seules les variables ayant une valeur propre supérieure ou égale à 1 sont retenues, seule la première composante a été étudiée puisque la valeur propre était de 1,945. La deuxième composante n'a pas été considérée, la valeur propre étant égale à 0,055.

4.4.4 Traitement des données et analyses statistiques.

Les données brutes "nombre de pas" et "temps" ont été prétraitées, en faisant la moyenne des trois essais pour chaque participant dans chaque condition. Toutes les étapes du traitement statistique ont utilisé les valeurs moyennes des trois essais calculés et ont été traitées à l'aide du logiciel MATLAB.

Tout d'abord, en incluant tous les participants, des régressions linéaires entre "nombre de pas" et "temps" pour chaque condition ont été calculées et comparées par une analyse de covariance (ANCOVA). Sans différence entre les deux régressions linéaires, elles peuvent être assimilées à un seul modèle linéaire. Une forte corrélation entre le "nombre de pas" et le "temps" a permis d'appliquer une ACP pour déterminer une nouvelle variable, le SMF.

Les valeurs entre jeunes et personnes âgées étant hétérogènes et distinctes, une variation du SMF en RVI a été calculée consistant à exprimer l'évolution du SMF en condition virtuelle par rapport à la condition réelle en pourcentage.

La normalité a été testée à l'aide du test de Lilliefors. La distribution des données suivait une loi normale pour le SMF. Les comparaisons interindividuelles deux à deux ont donc été réalisées à l'aide du test-t de Student pour mesures indépendantes, avec un seuil de significativité fixé à 0,05.

4.4.5 Résultats

Les corrélations linéaires calculées entre « nombre de pas » et « temps » dans les deux conditions ont assimilé l'ensemble des participants, c'est-à-dire à la fois l'échantillon de jeunes adultes et l'échantillon de population âgée pour la représentativité d'une population générale (Figure 19).

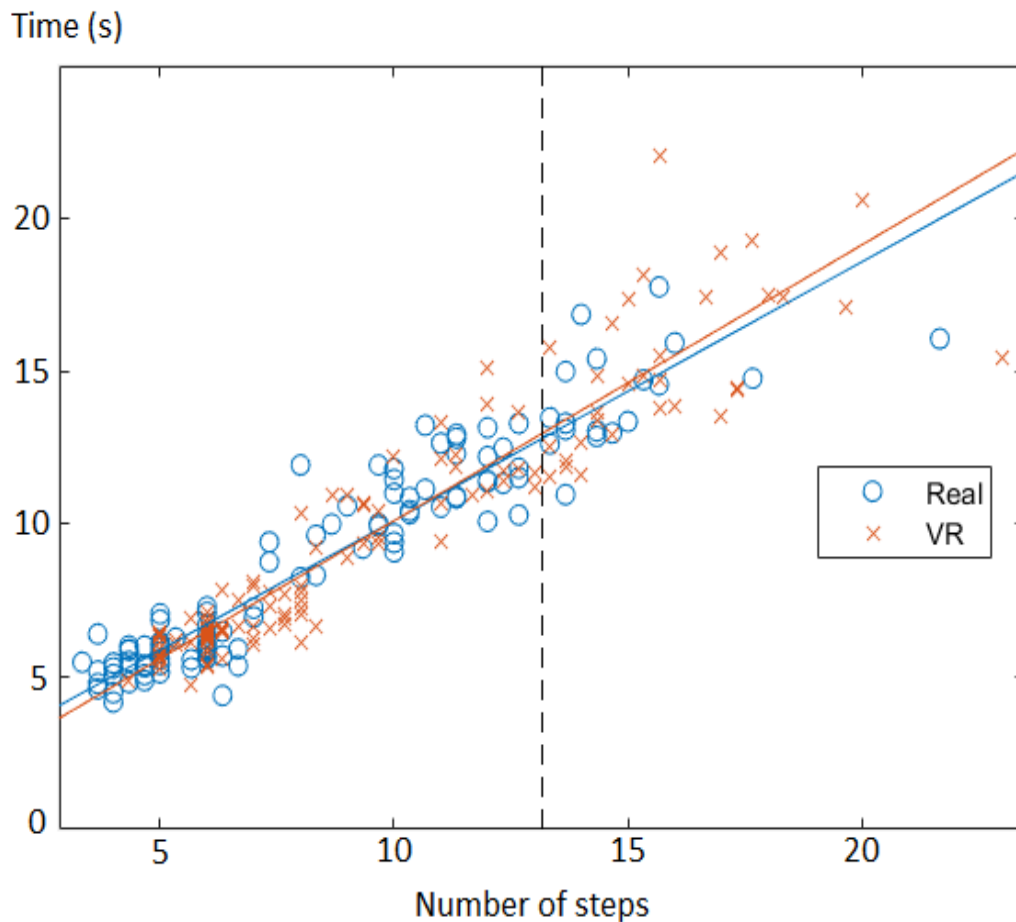


Figure 19. Régressions linéaires associant le temps en fonction du nombre de pas pour les conditions Réel et RV

Les deux régressions linéaires calculées ont exprimé le temps en fonction du nombre de pas dans les conditions "Réel" et "VR". Le coefficient de corrélation en réel était de $r^2 = 0,914$; le coefficient de corrélation en RV était de $r^2 = 0,913$. Les coefficients de corrélation étaient ainsi élevés pour les deux conditions. L'analyse de covariance ANCOVA n'a montré aucune différence significative entre ces deux régressions linéaires avec $p=0,77$. Le modèle ANCOVA utilisé était : $y = -3,0208 + 0,87525.x + \varepsilon$

Cela signifie que la relation entre le temps et le nombre de pas était équivalente dans les deux conditions « Réel » et « VR » pour l'ensemble des participants. Considérant que les deux régressions linéaires étaient équivalentes entre les conditions "Réel" et "VR", cela justifiait d'autant plus le fait de regrouper les données pour retenir un seul modèle de régression, qui a été utilisé pour l'ACP.

Les résultats statistiques ont montré une diminution significative du SMF pour les personnes âgées avec $p < 0,001$ et pour les jeunes adultes avec $p < 0,001$, dans la condition « VR » par rapport à la condition réelle (Figure 20). Cela signifie qu'il y a eu une diminution des performances dans la condition « VR » pour les deux populations, confirmant un effet de la RVI sur la mobilité.

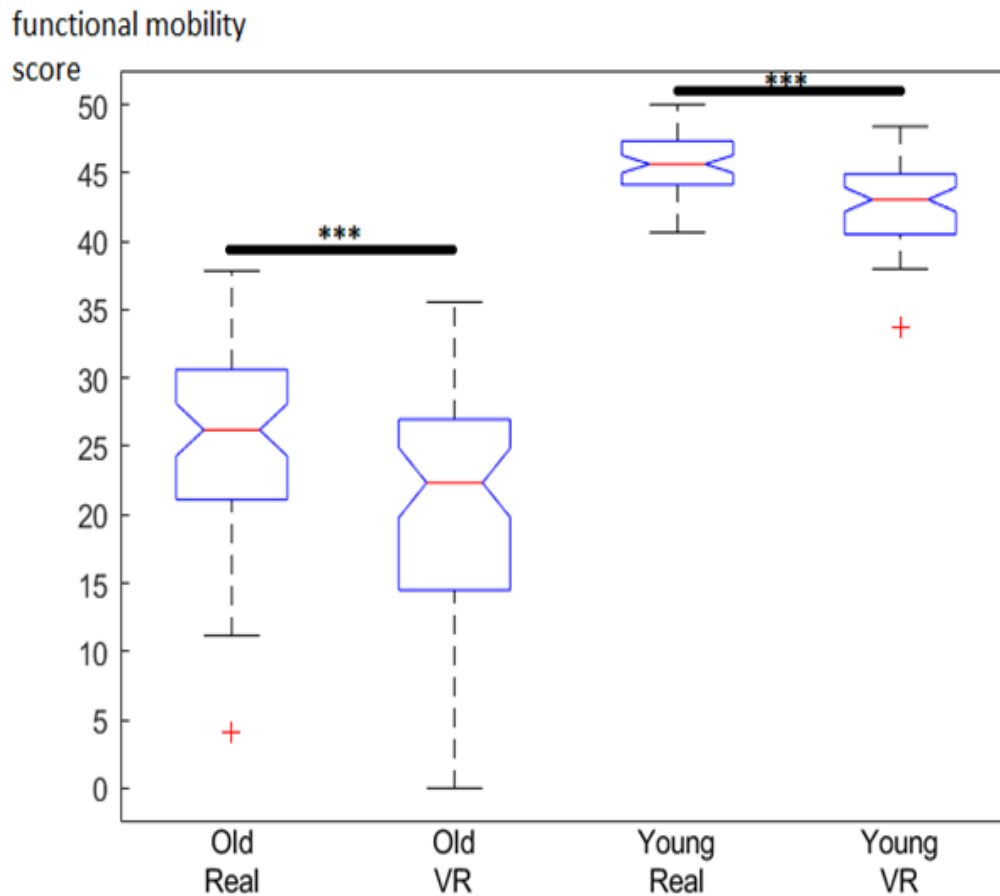


Figure 20. Score de mobilité fonctionnelle lors de l'exécution de la tâche locomotrice en conditions réelles et VR pour les personnes âgées et les jeunes adultes. Le seuil de significativité est *** $p < 0,001$

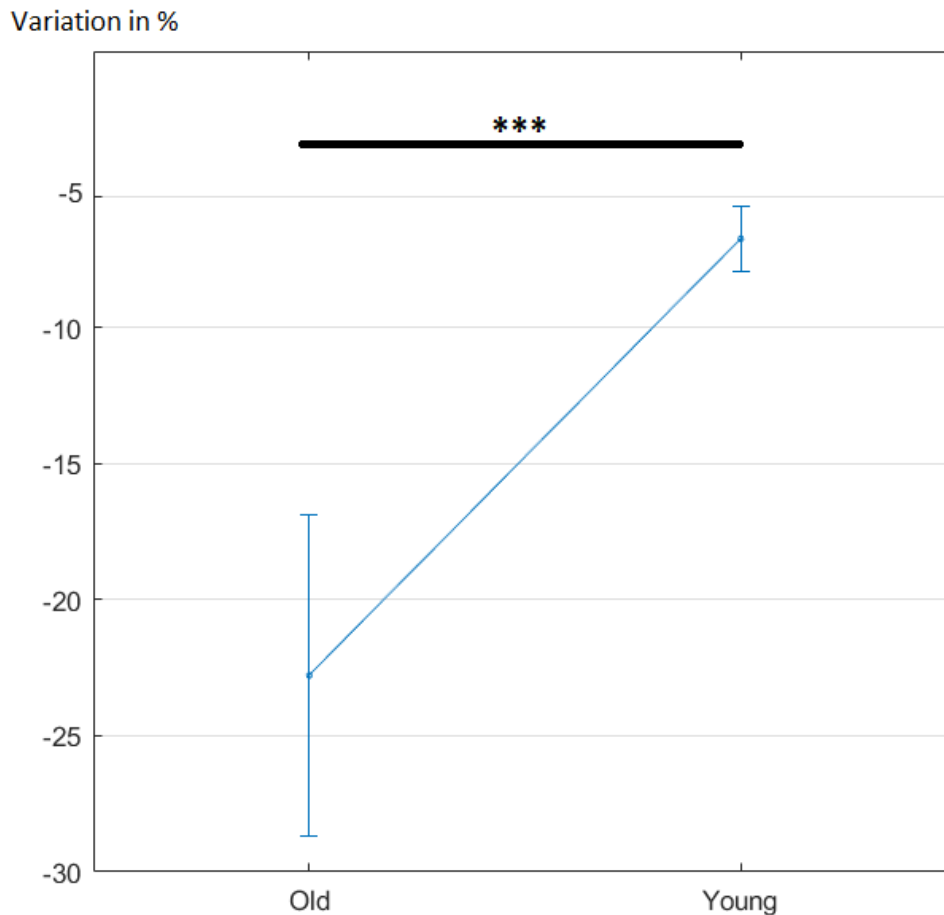


Figure 21. Variation du score de mobilité fonctionnelle due à la RVI entre les personnes âgées et les jeunes.

La variation du SMF reflète la différence en pourcentage du SMF en RVI par rapport au SMF en condition réelle. Une variation négative dénote une diminution de ce score, ce qui signifie une diminution de la performance locomotrice. Chez les personnes âgées, la diminution médiane était de 22,79% alors que chez les jeunes, elle était de 6,75% (Figure 21).

Les résultats du test t-Student comparant la variation du SMF entre les personnes âgées et les jeunes adultes ont montré une différence significative avec $p < 0,001$. Cela signifie que l'effet de la RVI sur le SMF était plus élevé chez les personnes âgées, qui réduisaient plus significativement leur performance motrice lors de la réalisation de la tâche locomotrice.

4.4.6 Discussion

L'objectif de cette étude était de déterminer l'influence de la RVI sur la mobilité fonctionnelle en fonction de l'âge, technologie qui pourrait être utilisée dans l'évaluation des capacités fonctionnelles ou dans les programmes de rééducation. Les principaux résultats ont montré que le pattern locomoteur semblait être préservé en RVI mais avec une diminution de la performance locomotrice. Les jeunes adultes comme les personnes âgées ont en effet été affectés par une diminution de leur SMF mais cet effet a été accentué par le processus de vieillissement.

Tout d'abord, cette étude confirme l'existence d'un effet de la RVI sur la motricité des personnes âgées et des jeunes adultes, plus particulièrement sur un score de mobilité fonctionnelle qui a été défini comme la combinaison des variables temps et nombre de pas lors de la réalisation de la tâche locomotrice. Ce score a diminué significativement en RV pour les deux populations, traduisant une modification des stratégies motrices employées. Ces résultats sont cohérents avec plusieurs travaux qui avaient déjà montré que réaliser une même tâche en RV par rapport à réel modifiait la performance motrice [221, 241, 242, 243, 244, 245]. Même si les participants mettent plus de temps pour réaliser la même tâche en RV, ils réussissent à l'accomplir sans nécessiter d'arrêt ou de chute, cela peut s'expliquer par le comportement visuomoteur qui est essentiellement similaire entre le réel et le virtuel [246, 247]. Cela confirme donc le fait que la marche dans un environnement virtuel est réalisée de manière automatique et similaire comme dans un environnement réel [248]. D'après nos résultats, il a existé une corrélation entre nombre de pas et temps qui était statistiquement la même en RV et en réel pour l'ensemble de la population. Cela signifie donc qu'*a priori*, les centres de programmation et d'exécution de la locomotion semblent fonctionner de la même manière pour se déplacer en RVI, que l'on soit jeune ou âgé. Cela sous-entend que l'individu analyse le contexte environnemental virtuel et prend des décisions comportementales suivant le même processus qu'une analyse d'un environnement réel et d'autre part, que les pattern moteurs généraux sont conservés mais paramétrés différemment, se traduisant par une adaptation des stratégies motrices utilisées, comme la réduction de la cadence par exemple. Ce résultat est conforme à une étude montrant que le même comportement d'adaptabilité de la marche est utilisé entre l'environnement réel et virtuel [211]. L'utilisation de cette technologie est donc pertinente dans l'évaluation de la mobilité ou de capacités locomotrices, il était néanmoins nécessaire de mieux connaître les effets de la RVI sur les stratégies motrices utilisées en fonction de l'âge.

L'enjeu principal de cette étude était justement de comparer l'évolution de la mobilité fonctionnelle dans un environnement virtuel entre une population de jeunes adultes et une population âgée. En effet, les caractéristiques du contrôle moteur, de l'équilibre et de la marche affectant la motricité sont en partie dépendantes de l'âge, liées aux conséquences du vieillissement sur les capacités fonctionnelles. Les données descriptives montrent d'ailleurs ces différences de comportement moteur lors de l'exécution de la tâche locomotrice en condition réelle, les personnes âgées ayant un SMF environ deux fois moins élevé que les jeunes adultes. Les personnes âgées compensent ainsi la diminution de leurs capacités physiques en adoptant une stratégie motrice plus sûre et plus prudente qui réduit le coût énergétique de leurs mouvements [249].

Les effets RVI sur la mobilité ont existé pour les deux populations comme précédemment décrit et ont engendré une baisse du SMF, cela étant lié aux caractéristiques de l'expérience virtuelle et aux limitations technologiques qui empêchent de simuler un environnement pleinement écologique, notamment à travers le poids du visiocasque sur la tête qui impose des contraintes perceptives et biomécaniques [231], à travers la qualité graphique encore largement améliorable, à travers l'isolement complet au monde physique ou encore à travers le manque d'entrées sensorielles multimodales stimulées qui entraîne une baisse de la performance motrice [250, 251]. Les résultats de cette étude montrent néanmoins que ces effets ont été accentués par l'influence du vieillissement, l'évolution du SMF en RVI ayant été significativement plus réduite chez les personnes âgées (22.79%) que chez les jeunes adultes (6.75%). Ce résultat global est néanmoins à nuancer légèrement au sein de la population âgée qui a une variabilité élevée, liées à des différences inter-individuelles importantes. Chez les jeunes adultes à l'inverse, il y a eu une évolution du SMF en RVI semblable, avec un faible écart interquartile.

Quelques hypothèses explicatives peuvent être évoquées pour expliquer que les personnes âgées réduisent significativement plus leur mobilité fonctionnelle en RVI. D'abord, vivre une expérience en RVI à travers l'utilisation d'un HMD conduit à avoir moins d'informations visuelles sur l'environnement virtuel, particulièrement en vision périphérique car le visiocasque a un champ de vision réduit par rapport au champ de vision binoculaire habituel. De nombreuses études montrent qu'avoir un champ de vision réduit exerce une influence sur la mobilité, avec une baisse de la vitesse de marche. En particulier, le champ de vision périphérique inférieur et la vision centrale sont essentiellement impliquées chez les personnes âgées [252]. En effet, une fois qu'un trajet est déterminé, les informations visuelles des champs visuels périphériques inférieur et central permettent une mise à jour continue de

l'environnement spatial au fur et à mesure que l'individu évolue [253]. Gibson a proposé que les modèles dans le réseau optique défini par le champ visuel sont des stimuli pour le contrôle de la locomotion car ils fournissent des informations sur la direction et la vitesse de l'automouvement [233]. La vision fournit d'ailleurs la seule mesure directe de ses propres mouvements qui est utile pour réguler la vitesse de locomotion et la direction [254]. Pour autant, plusieurs sources d'informations sensorielles sont intégrées pour la locomotion et l'équilibre afin d'adapter au mieux son comportement moteur dans un environnement, mais les personnes âgées effectuent cette pondération sensorielle en continue moins efficacement que les adultes plus jeunes [255]. La diminution des informations visuelles est d'ailleurs particulièrement plus préjudiciable pour les personnes âgées car le vieillissement avancé est lié à une plus grande dépendance visuelle dans l'intégration sensorielle pour maîtriser l'équilibre postural [89]. Cela signifie que les personnes âgées ont dû être plus en difficulté dans l'environnement virtuel qui réduit les informations visuelles disponibles, et ont ainsi dû s'appuyer sur des stratégies de compensation sécurisante pour ne pas échouer à la tâche, telles que la réduction de la longueur de pas et de la cadence de pas.

D'autre part, toujours en lien avec la réduction d'informations visuelles et dans la continuité des arguments évoqués, il est communément admis que les personnes âgées regardent davantage le sol quand ils se déplacent que les jeunes adultes [256], en particulier pour avoir des retours d'informations sur le placement de leurs pas, ce sont des informations visuelles exproprioceptives sur la position et le mouvement des membres qui sont utilisées en direct pour affiner la trajectoire d'oscillation des membres [257]. L'exproprioception visuelle fait référence aux informations du corps par rapport à l'environnement [258] et peut être l'élément critique d'information sensorielle qui explique pourquoi des améliorations de la marche peuvent être obtenues avec des signaux visuels de pas, cela a été mis en lumière chez les patients atteints de la maladie de Parkinson par exemple [259]. Ces informations se distinguent de l'extéroception visuelle qui se réfère spécifiquement aux informations sur l'environnement [260]. Les informations exproprioceptives visuelles concernant la position des membres inférieurs par rapport à l'environnement peuvent être associées à un retour proprioceptif musculaire des membres inférieurs et à une copie d'efférence de la commande motrice. Ces informations sont ensuite utilisées pour corriger en direct la posture. Lors de l'expérience virtuelle proposée, les participants ne pouvaient pas avoir de retours d'informations visuelles exproprioceptives de leurs propres segments corporels et notamment de leurs propres pas, car il n'y avait pas de représentation corporelle à travers l'utilisation d'un avatar. Les adultes plus âgés ont pourtant essentiellement besoin de vision à

des moments particuliers du cycle de pas, pour planifier efficacement les futurs mouvements de pas, tandis que les jeunes adultes sont beaucoup moins affectés par cette incapacité [261], notamment car ils peuvent s'appuyer sur des informations proprioceptives pour compenser, que les personnes âgées ont plus de difficulté à solliciter. Ainsi, l'impossibilité de voir leurs propres segments corporels pourtant normalement utilisés pour affiner en continu leur locomotion et leur posture a probablement joué un rôle important dans la réduction plus importante du SMF. Des études montrent d'ailleurs que l'utilisation d'un avatar colocalisé avec son propre corps améliore significativement la précision des mouvements dans l'environnement [262]. Le manque d'avatar, et donc de retours d'informations visuelles exproprioceptives semble avoir affecté davantage les personnes âgées qui se reposent essentiellement sur la vision pour placer leurs segments corporels. Lors d'un acte locomoteur par exemple, la hauteur du pied par rapport au sol définie comme la distance minimale entre le sol et le pied en phase de balancement, augmente significativement lorsque les informations visuelles exproprioceptives en temps réel du mouvement ne sont pas disponibles, les individus modifient ainsi leur stratégie motrice visant à prendre plus de marge, et donc plus de sécurité [263]. Ainsi, cette source d'information visuelle sur ces propres segments corporels semble être essentielle puisque sans elles, les individus modifient leur comportement locomoteur.

On peut également supposer, mais cela n'a pas été mesuré dans cette étude, qu'il y avait une influence psychologique d'appréhension d'utiliser cette technologie, qui a poussé les personnes âgées à adopter une stratégie plus sécurisante à l'égard de cet environnement nouveau et inconnu en lien avec la peur de chuter. Il serait intéressant de la mesurer dans les prochaines études.

4.4.7 Conclusion

Il existe un effet de la RVI sur la mobilité fonctionnelle de l'ensemble des utilisateurs, quel que soit leur âge. Cette étude a néanmoins permis de montrer que les personnes âgées étaient significativement plus affectées par une baisse de leur mobilité fonctionnelle que les jeunes adultes dans l'environnement virtuel. Les personnes âgées étant davantage visuo dépendantes, les résultats s'expliquent très certainement par la réduction des informations visuelles disponibles dans l'environnement virtuel, expliquées par le champ de vision réduit dans le visiocasque et par le manque d'informations visuelles exproprioceptives pouvant renseigner en temps réel du placement des segments corporels. Un avatar devra donc être intégré dans les prochaines études pour pallier en partie ce manque d'information.

4.5 Conclusion générale de la série d'études

Ces deux études ont confirmé l'existence d'un effet lié à l'utilisation de la RVI sur le comportement moteur lors de la réalisation d'une tâche locomotrice simple et reconnue, et ce, quel que soit l'âge. Cet effet RVI conduit à réduire significativement ses capacités de mobilité fonctionnelle, en mettant par exemple plus de temps et en ralentissant le rythme pour réaliser la même tâche locomotrice qu'en réel. Nous avons déjà connaissance de cet effet chez une population âgée grâce à des études antérieures, mais nous savons désormais qu'il existe également chez une population de jeunes adultes.

La RVI semble très intéressante pour proposer une nouvelle méthode d'évaluation des capacités fonctionnelles d'un individu dans un environnement maîtrisé et contextualisé à une situation du quotidien, il est donc absolument essentiel de connaître avec le plus de précision possible les paramètres qui peuvent moduler les effets RVI mesurés sur le comportement moteur. Il existe très certainement un grand nombre de paramètres qui pourraient jouer sur la modulation des effets RVI sur la motricité. Nous pensons par exemple à la qualité de l'expérience virtuelle, qui s'exerce à travers la qualité de reproduction et d'interactions dans l'environnement virtuel, à travers la qualité et la quantité de stimulations multimodales (présence d'un avatar pour retours visuels du placement des segments corporels, retours haptiques ou olfactifs) mais aussi à travers la qualité du matériel utilisé (poids et ergonomie du casque sur la tête, résolution d'écran, taille du champ de vision, fluidité de l'association software et hardware). Des études montrent que plus le dispositif est de qualité, moins les effets RVI sur le contrôle moteur sont importants lors de la réalisation d'une même tâche en RV et en réel. Cependant, ces paramètres sont extrinsèques et dépendent du choix de dispositif utilisé, ils sont donc en partie contrôlables.

En revanche, d'autres paramètres sont intrinsèques et invoqués, et ne sont donc ni maîtrisables ni contrôlables. C'est cette nature de paramètres que nous avons souhaité approfondir. Le paramètre que nous avons décidé d'étudier en priorité est l'âge. En effet, l'âge avancé affecte la motricité globale d'un individu, et il était intéressant de savoir si le processus de vieillissement pouvait moduler les effets RVI rencontrés, d'autant que dans l'hypothèse où la technologie de RVI soit employée dans le cadre d'évaluation des capacités, elle sera majoritairement orientée vers des personnes âgées. Notre étude s'est donc penchée sur l'évolution d'un score de mobilité fonctionnelle entre la tâche locomotrice réalisée en RV et en réel, et ce, en fonction de l'âge. Cela a permis de montrer que les personnes âgées réduisaient

significativement plus leur mobilité en RVI que les jeunes adultes. Dans l'expérience virtuelle proposée, les participants n'avaient pas de retours exproprioceptifs visuels de leurs propres segments corporels dans l'espace, ce qui a davantage impacté les personnes âgées qui s'en servent habituellement, car majoritairement visuo-dépendantes. On peut donc imaginer que le manque d'informations visuelles est plus préjudiciable pour les personnes âgées lorsqu'on utilise la RVI dans sa forme la plus simpliste possible, c'est-à-dire, sans avatar.

Ce résultat est très important à prendre en considération, l'effet RVI sur la mobilité fonctionnelle semble accentué chez les personnes âgées et donc dépendant à la fois de l'expérience virtuelle mais aussi et surtout, de l'âge. Il faut néanmoins préciser que l'ensemble des participants soumis à ce protocole de recherche n'avaient jamais vécu d'expérience virtuelle auparavant, et par conséquent, il s'agissait de leur première expérimentation avec ce dispositif, tous découvraient cette nouvelle technologie. Cela n'a pas été mesuré, mais l'impact psychologique a peut-être également joué un rôle dans cette réduction plus marquée, les personnes âgées étant initialement plus affectées lorsqu'elles sont confrontées à un environnement nouveau et inconnu, notamment par la peur de chuter. Des études sur l'ensemble de la population ont ainsi été conduites dans la poursuite de ce projet de thèse pour évaluer si cet effet RVI pouvait être atténué voire disparaître avec l'apprentissage et la familiarisation, notamment lorsque les participants étaient exposés de manière prolongée à des situations immersives diversifiées de RVI. Ce fut tout l'enjeu de l'étude #3 présentée par la suite.

V) Intérêts de situations immersives simulant des tâches du quotidien lors de l'évaluation des capacités fonctionnelles.

5.1 Cadre du projet de recherche

Ce protocole de recherche a été élaboré dans le cadre d'un projet de recherche en association avec la Fondation MAIF pour la recherche, l'OHS Lorraine et l'Université de Lorraine. Ce projet part du constat que la chute est une problématique majeure de santé publique. C'est la première cause d'accidents en France chez les plus de 65ans, elle est la conséquence du phénomène de vieillissement et est de nature multifactorielle. De nombreux tests cliniques existent pour évaluer la chute mais comme nous l'avons vu précédemment, ils sont souvent décontextualisés et aseptisés d'une situation vécue au quotidien. En s'appuyant sur les avantages qu'apporte la RVI, l'objectif était de proposer un outil technologique implémentant des tests inspirés par la littérature, permettant d'évaluer les capacités fonctionnelles des individus, en immersion dans des environnements simulant de manière réaliste les pièces d'une maison. De la même manière que pour le protocole de recherche précédemment décrit, l'utilisation d'un dispositif de RVI a permis de développer numériquement des environnements qui sont standardisés, modifiables et adaptables aux objectifs recherchés, mais sont également reproductibles et déployables de manière fidèle et équivalente à tout instant et à tout endroit. Dans ces études, nous nous sommes davantage appuyés sur les possibilités que nous offre un dispositif de RVI, à la fois par l'utilisation d'un avatar colocalisé avec les mouvements du participant pour améliorer l'immersion dans l'environnement virtuel, et à la fois par le recueil de biomarqueurs pertinents à travers l'automatisation de la collecte des données lors de la réalisation du protocole expérimental. Une grande partie des variables spatio-temporelles et cinématiques ont ainsi été mesurées de manière automatisée pendant que le participant était confronté à des tâches diverses et variées dans des environnements écologiquement valables reproduisant des situations de la vie courante. Les études menées dans ce protocole de recherche ont partagé une méthodologie commune présentée ci-après.

5.2 Matériels et Méthodes

5.2.1 Caractéristiques de l'expérience virtuelle

Les évaluations des capacités fonctionnelles se sont déroulées dans deux environnements virtuels qui ont été développés dans l'idée de reproduire fidèlement deux pièces importantes d'une maison. La première pièce représentait une cuisine avec un mobilier disposé en U, délimitant un espace d'environ 5 mètres de long sur 2 mètres de large et dans lequel le participant pouvait se déplacer naturellement (Figure 22). La majorité des tâches demandées étaient effectuées dans cette pièce. La deuxième pièce représentait un bureau dans lequel dessins et peintures étaient affichés à différents endroits (Figure 23). Il s'agissait exclusivement de réaliser des tâches attentionnelles dedans tout en se déplaçant dans l'espace.



Figure 22. Environnement immersif représentant la cuisine.



Figure 23. Environnement immersif représentant le bureau.

L'application a été développée sur Unity et reposait sur l'utilisation d'un visiocasque HTC Vive Pro sans fil, performant et ergonomique dont le système permettait la transmission Bluetooth des données et des images projetées en temps réel sur les écrans doubles AMOLED avec résolution 2880*1600 pixels, fréquence de rafraîchissement de 90Hz et champ de vision 110° et ayant un suivi des mouvements très précis grâce à HTC Vive tracker (Figure 24(HMD)). Ce visiocasque partageait nombre de caractéristiques communes avec sa version antérieure utilisée dans les études précédentes, mais dans un format amélioré. La première évolution d'importance majeure repose sur l'absence de fil pour suivre le visiocasque, une contrainte non négligeable qui pouvait perturber l'utilisateur s'il n'était pas géré correctement. D'autre part, la qualité de restitution visuelle était largement améliorée, avec une résolution d'écran plus aboutie et plus précise. Enfin, le dispositif fonctionnait grâce à 4 balises émettrices pouvant balayer à 150 degrés, augmentant la surface d'espace utilisable. D'autres équipements étaient présents dans cette expérience, parmi lesquels 2 contrôleurs standards HTC Vive tenus en main permettant aux participants d'interagir avec les éléments de l'environnement virtuel en appuyant sur un bouton (Figure 24(1-2)). Cela a permis par exemple de saisir un objet. Enfin, il y avait 3 traqueurs HTC Vive équipés d'un système de fixation adapté pour les placer au dos et sur les pieds des participants (Figure 24(3-4-5)).

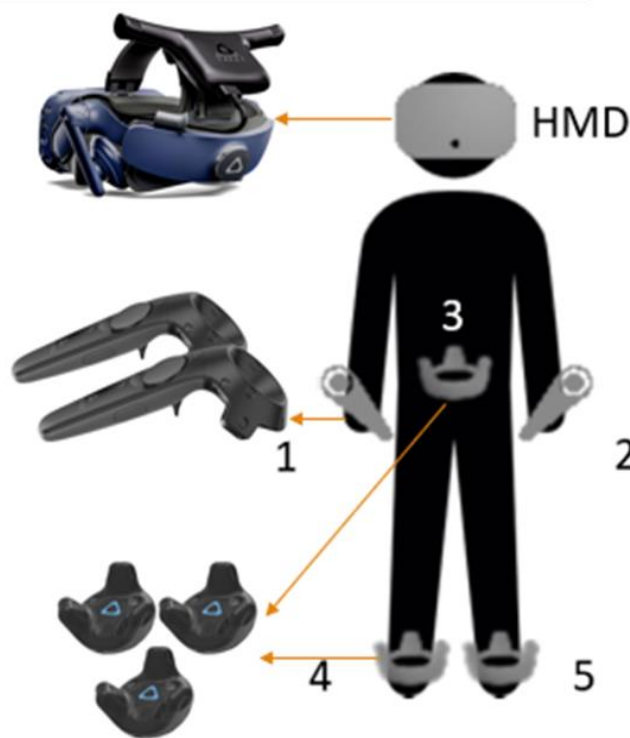


Figure 24. Equipements liés au dispositif de RVI équipés aux participants.

L'ensemble des équipements étaient dotés de capteurs permettant de situer leur position dans un espace de 5 mètres par 5 mètres en utilisant les stations de base. Cela a également permis une totale immersion avec synchronisation du champ visuel du visiocasque et mouvements effectués par le participant. Les déplacements dans l'environnement réel étaient ainsi reproduits à même échelle dans l'environnement virtuel sans aucune dissociation entre la perception visuelle du mouvement et les retours proprioceptifs, limitant le risque de cinétose et de déséquilibre. La technologie HTC Vive Pro a démontré une latence très faible, inférieure au seuil fatidique des 15ms de latence, et avec une gigue faible et stable, justifiant de son utilisation dans le cadre de la réalisation de tâches motrices [207].

Cette expérience virtuelle a également été agrémentée par la présence d'un avatar colocalisé avec le propre corps du participant, permettant d'avoir des retours visuels exproprioceptifs du placement de ses propres segments corporels dans l'espace. La présence d'un avatar précis a été permise par les caractéristiques du dispositif et a sensiblement permis de renforcer l'immersion du participant. En effet, la posture et les mouvements du corps, mesurés par les différents capteurs (visiocasque, contrôleurs et traqueurs), ont été restitués en temps réel à travers l'incarnation d'un avatar virtuel. L'avatar était calibré pour chaque participant avant de commencer le protocole de recherche, en réalisant une « I-Pose » de quelques secondes, c'est-à-dire en se tenant debout droit, pieds parallèles avec écartement des épaules et les bras le long du corps (Figure 25). Cette calibration était absolument essentielle pour associer les capteurs à chaque partie du corps correspondante : le visiocasque étant pris pour référence pour déterminer l'orientation du participant. C'est cette référence qui permettait au logiciel de distinguer main gauche/main droite, dos et pied gauche/pied droit. L'orientation de chacun des capteurs était mesurée et corrigée au besoin selon une formule appliquée :

$$r_{corrigée} = r_{mesurée} * (r_{calibration})^{-1}$$

$r_{mesurée}$ correspond à l'orientation mesurée d'un capteur à un instant donné, $r_{calibration}$ l'orientation mesurée à la calibration et $r_{corrigée}$ l'orientation corrigée.

Chaque rotation est exprimée sous forme de quaternions. L'équation vérifie que pour chaque participant, l'orientation corrigée de chaque capteur lors de la calibration en « I-Pose » correspond à la rotation identité (rotation nulle). Cette correction permet d'uniformiser les données cinématiques collectées entre les différentes tâches demandées, le positionnement des capteurs n'étant pas lui-même répétable à l'identique d'une expérimentation à l'autre. Seule l'orientation du visiocasque n'était pas corrigée, considérée comme fixe d'un participant à

l'autre. C'est en utilisant ces orientations corrigées pour chaque capteur que l'avatar a pu être animé par un algorithme de cinématique inverse. Le capteur dorsal était utilisé comme racine de l'avatar et l'algorithme calculait l'orientation des différentes articulations du corps en fonction de la position et orientation des capteurs correspondants [264].



Figure 25. Avatars homme et femme dans la position de calibration "I-Pose"

5.2.2 Tâches

Les participants ont réalisé 7 conditions dans ce protocole de recherche dans un ordre contrôlé et similaire pour chaque participant. Une tâche locomotrice de base était réalisée quelle que soit la condition, elle reposait sur un aller-retour de 3 mètres entre deux lignes marquées au sol avec départ et fin en position debout. En fonction de la condition, cette tâche locomotrice de base pouvait être réalisée seule comme référence (Ref1, Ref2), accompagnée d'une autre tâche de nature motrice (Man, Obs) ou attentionnelle (Cog), ou bien combinée en situation de multi-tâches (ManObs, CogObs). Au début de chaque condition, le participant était informé de ce qu'il allait réaliser grâce à des instructions audios pré-enregistrées et délivrées à travers les oreillettes du visiocasque. Le participant pouvait s'engager dans la tâche dès le moment où il entendait un signal sonore le lui permettant. Ce sont nous, expérimentateurs, qui déclenchions le signal sonore après nous être assurés de la bonne compréhension des consignes par le

participant. Le cas contraire, nous pouvons repasser la consigne ou donner des détails plus précis verbalement. Les participants ont ainsi réalisé sept conditions expérimentales dans l'ordre affiché :

- Condition de référence 1 (Ref1) : cette première tâche visait à évaluer les capacités de mobilité du participant dans l'environnement virtuel cuisine en réalisant un aller et retour de 3 mètres sans tâche additionnelle. Il s'agit de la tâche locomotrice de référence (Figure 26).

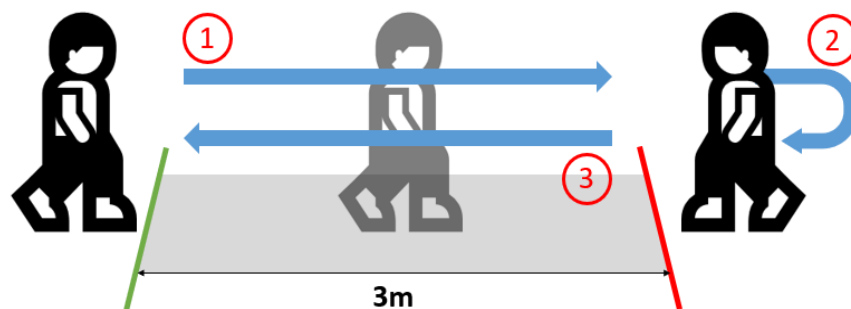


Figure 26. Tâche locomotrice de référence basée sur un aller et retour de 3 mètres.

- Condition manuelle (Man) : cette deuxième tâche visait à évaluer les capacités fonctionnelles du participant dans l'environnement cuisine, qui avait pour objectif d'aller remplir une tasse de café. Le participant devait pour ce faire, récupérer avec son bras préférentiel une tasse à hauteur maximale atteignable, située dans une étagère derrière lui. Il devait ensuite marcher vers la machine à café pour aller remplir la tasse selon un processus automatique, puis faire demi-tour et retourner au point initial. La tasse à café ne devait pas être renversée au cours du déplacement retour. La tâche locomotrice de référence était donc accompagnée d'une tâche motrice supplémentaire (Figure 27).

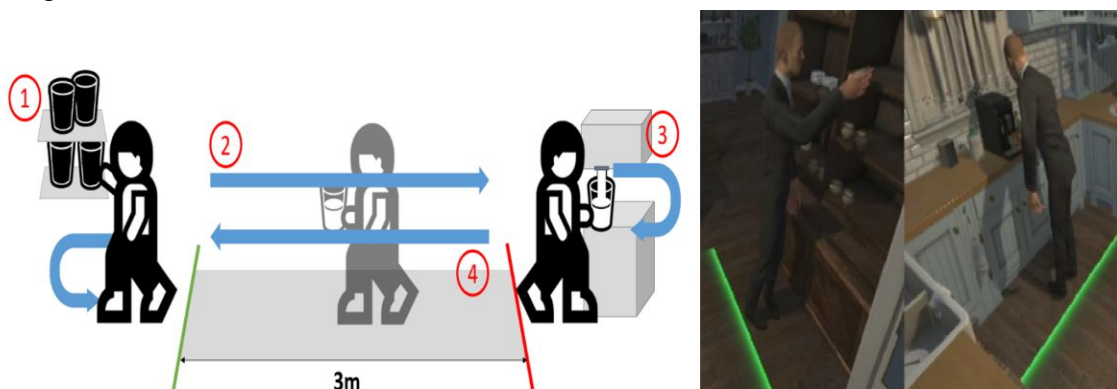


Figure 27. Tâche manuelle pour se servir une tasse à café.

- Condition de franchissement d'obstacles (Obs) : cette troisième tâche visait à évaluer les capacités de locomotion adaptative du participant dans l'environnement cuisine, des franchissements d'obstacles au sol étaient requis pendant la réalisation de l'aller et retour de 3 mètres. Le premier et le deuxième obstacle avaient une hauteur de 10 centimètres tandis que le troisième et dernier obstacle mesurait 25cm de hauteur. Tous les obstacles étaient statiques, de largeur environ 1 mètre et étaient espacés de 1 mètre les uns-des-autres. L'obstacle le plus haut pouvait être contourné si le participant se jugeait dans l'incapacité de le franchir par enjambement (Figure 28).

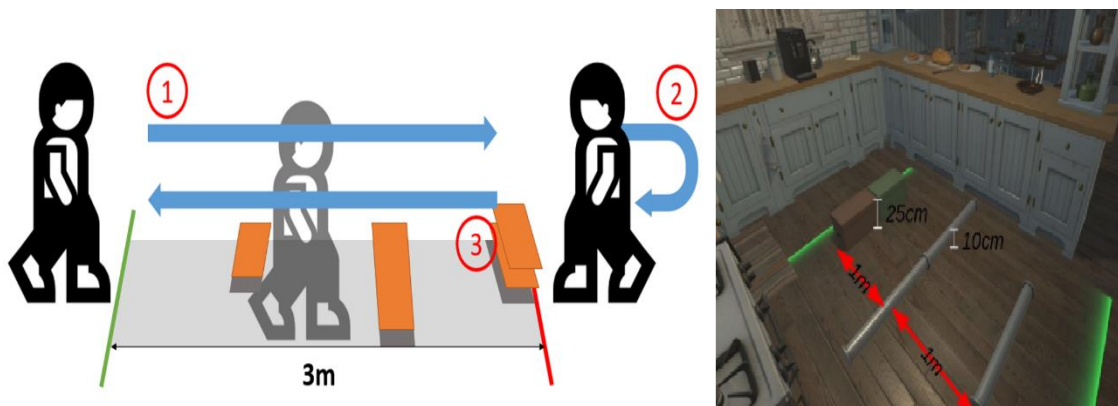


Figure 28. Tâche de franchissement d'obstacles

- Condition attentionnelle (Cog) : cette quatrième tâche visait à évaluer les capacités de l'individu à réaliser une tâche de nature attentionnelle tout en assurant la tâche locomotrice dans l'environnement bureau. Avant de commencer la tâche, le participant prenait connaissance de deux types de tableaux, un représentant des oiseaux, l'autre représentant un renard. Lors de la réalisation de l'aller et retour, 5 copies de ces tableaux étaient présentes et disposées à différents endroits prédéterminés de la pièce (Figure 29). Le participant devait compter lequel de ces deux types de tableaux était le plus représenté et le sélectionner avec un contrôleur à la fin du retour.



Figure 29. Tâche attentionnelle de comptage de tableaux en réalisant l'aller et retour

- Condition manuelle avec franchissement d'obstacles (ManObs) : cette cinquième tâche consistait de nouveau à évaluer les capacités fonctionnelles du participant dans une situation d'association de deux conditions réalisées au préalable, c'est-à-dire la réalisation de la tâche manuelle (Man) associée à la tâche de franchissement d'obstacles (Obs) dans l'environnement virtuel cuisine. Le participant devait ainsi se servir une tasse de café tout en franchissant les obstacles disposés sur son chemin lors de l'aller et retour. Cette condition était plus complexe que les précédentes, il était demandé de ne pas renverser la tasse malgré les obstacles. Il était possible de contourner l'obstacle le plus haut.
- Condition attentionnelle avec obstacles (CogObs) : cette sixième tâche consistait également à évaluer les capacités fonctionnelles du participant dans une situation d'association de deux conditions réalisées au préalable, en l'occurrence la réalisation de la tâche attentionnelle (Cog) associée à la tâche de franchissement d'obstacles (Obs) dans l'environnement virtuel bureau. Le participant devait ainsi discriminer les tableaux présents au mur, tout en réalisant l'aller et retour avec des obstacles disposés au sol.
- Condition de référence 2 (Ref2) : cette dernière tâche n'était ni plus ni moins que la réalisation basique de la tâche locomotrice de référence (Ref1) en fin de protocole de recherche, dans le but d'évaluer et de quantifier d'éventuels effets d'apprentissage et de familiarisation avec l'expérience virtuelle.

5.1.3 Métrologie

De nombreuses variables spatio-temporelles et cinématiques ont été évaluées au cours de ce protocole de recherche. Avant de les décrire précisément, il est nécessaire de préciser que nous avons déterminé différentes phases d'intérêt (Figure 30). En effet, la tâche locomotrice de référence, à savoir l'aller et retour de 3 mètres, qui est effectué dans toutes les conditions, a été analysée dans sa totalité mais également selon 3 phases communes pour chacune des conditions, chaque phase se terminait quand la suivante débutait :

- Aller : commençait lorsque le participant était en position debout et que le premier pied décollait et franchissait la ligne de départ pour amorcer la marche vers l'avant.
- Demi-tour : commençait au moment où le participant initiait la rotation du bassin pour enclencher le demi-tour, plus précisément lorsque les deux capteurs du bassin (traqueur

+ centrale inertielle dos) détectaient un changement d'orientation. Dans les conditions avec obstacles (Obs, ManObs et CogObs), le début du demi-tour pour les participants qui contournaient le dernier obstacle était déclenché au début du contournement.

- Retour : commençait lorsqu'un pied franchissait la ligne de retour et que le bassin avait terminé entièrement sa rotation et était dirigé vers le retour. Cette phase s'arrêtait lorsque les deux pieds du participant franchissaient la ligne au sol du retour.

Il est à noter que dans les conditions avec tâches manuelles (Man et ManObs), deux phases supplémentaires ont été déterminées pour être analysées :

- Saisie tasse à café : commençait lorsque le participant débutait son demi-tour pour saisir la tasse derrière lui, lorsque les capteurs détectaient le début de mouvement de rotation du bassin et se terminait lorsqu'un pied franchissait la ligne d'aller (début phase aller).
- Remplissage tasse à café : commençait lorsque le participant franchissait la ligne des 3 mètres et se terminait lorsque le sujet avait terminé de remplir sa tasse et engageait la rotation de son bassin pour réaliser le demi-tour. Elle se terminait lorsque le participant franchissait la ligne de retour et que le bassin avait terminé entièrement sa rotation pour se diriger vers le retour (début phase retour).

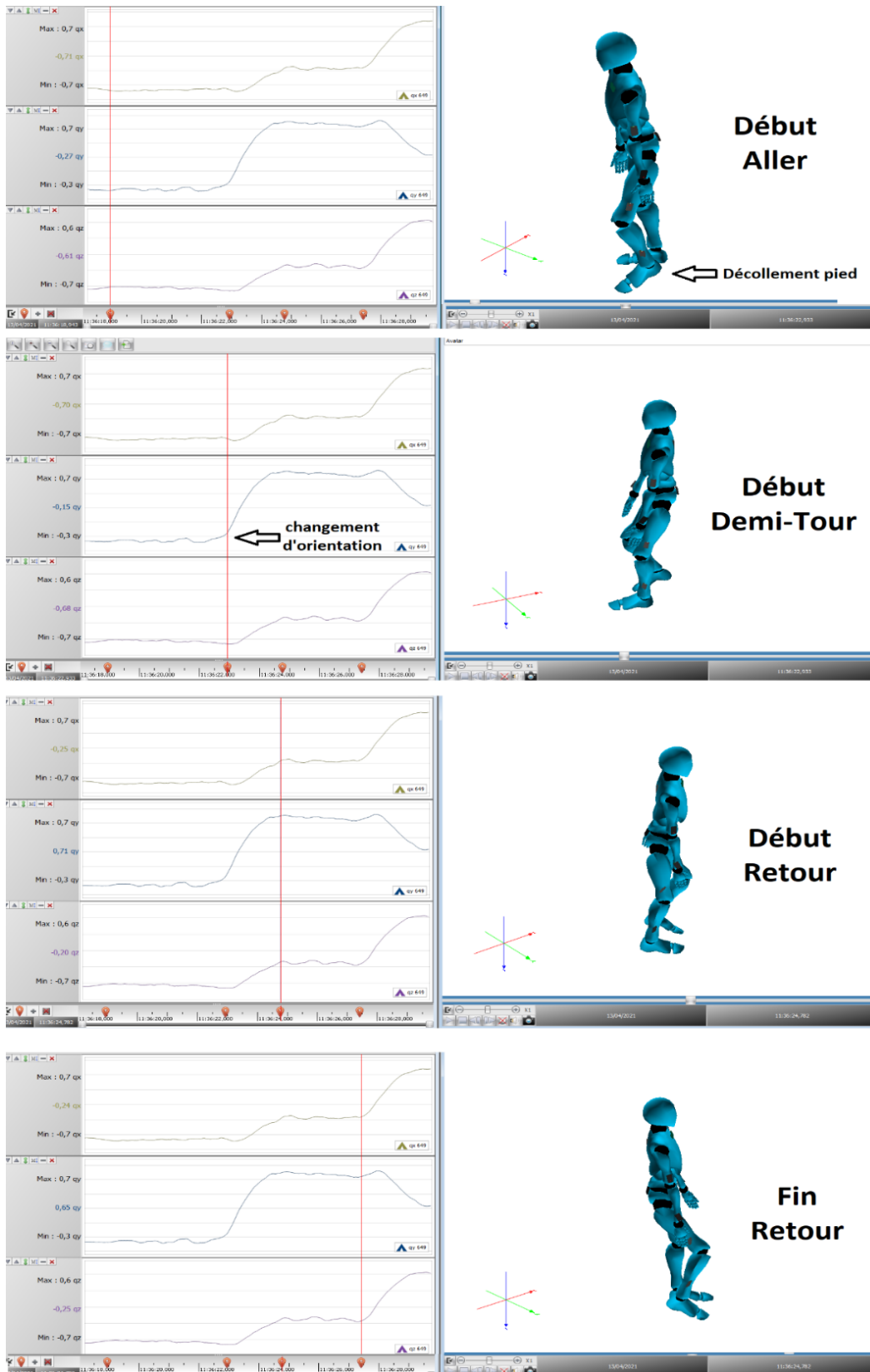


Figure 30. Les différentes phases d'analyse détectées par les capteurs inertiels, screening du logiciel CAPTIV avec présence de l'avatar

Pendant ces différentes phases mais également sur la totalité de la tâche, nombre de biomarqueurs ont ainsi été mesurés. Certains étaient directement recueillis selon un processus automatisé grâce aux équipements HTC Vive Pro associés à l'application de RVI tandis que d'autres étaient traités manuellement en post-expérimentation grâce à l'utilisation de 12 centrales inertielles « Tech Ergo Appliquées ».

Les indicateurs automatisés de référence étaient le temps de parcours pour chaque phase, ainsi que les caractéristiques des pas. Il y avait également d'autres indicateurs automatisés spécifiques à chaque condition, parmi lesquels : l'inclinaison maximale de la tasse lorsque le participant la transporte, calculée grâce à l'orientation du contrôleur ; le temps d'attention alloué à regarder les différents éléments de l'environnement, calculé grâce à l'orientation du visiocasque ; la marge de franchissement prise pour franchir les obstacles, en hauteur et en longueur, calculée grâce à la position des traqueurs aux pieds ; la stratégie de franchissement d'obstacles, déterminée par les traqueurs, ou encore la réponse à la tâche attentionnelle, vérifiée par l'application.

Les indicateurs automatisés de référence étaient systématiquement vérifiés par une analyse manuelle post-expérimentation en utilisant les données cinématiques des centrales inertielles. Chaque segment corporel d'intérêt était en effet équipé d'un capteur inertiel permettant de recréer un avatar corps complet numériquement, à savoir : 1 sur chaque pied, 1 sur chaque jambe, 1 sur chaque cuisse, 1 sur le bassin, 1 dans le dos, 1 sur chaque avant-bras et 1 sur chaque bras (Figure 31). Les données brutes étaient disponibles pour chaque segment corporel sous forme de quaternions dans l'axe x, y et z. Le logiciel CAPTIV permettait *a posteriori* de réaliser des fusions pour donner des valeurs numériques de positions angulaires des articulations exprimées en degrés à chaque instant. Les articulations concernées par le recueil de données cinématiques durant toute la durée de l'expérimentation étaient celles des coudes, des épaules, du dos, des hanches, des genoux et des chevilles. Cependant, seules certaines articulations ont été analysées en fonction de la pertinence avec la tâche réalisée. Il est à noter que nous avons utilisé les centrales inertielles « Tech Ergo Appliquées-CAPTIV » car plusieurs études ont validé ce matériel dans l'étude des mouvements corporels, avec des erreurs absolues inférieures à 5° pour tous les mouvements angulaires mesurés. Ces erreurs peuvent augmenter dans le cas de mouvements rapides et complexes, mais il n'y en avait pas dans notre protocole. Il a donc été possible d'effectuer une analyse motrice utilisant ce dispositif qui couplait à la fois RV et mesures du mouvement lors de situations simulant des activités du quotidien [265, 266].

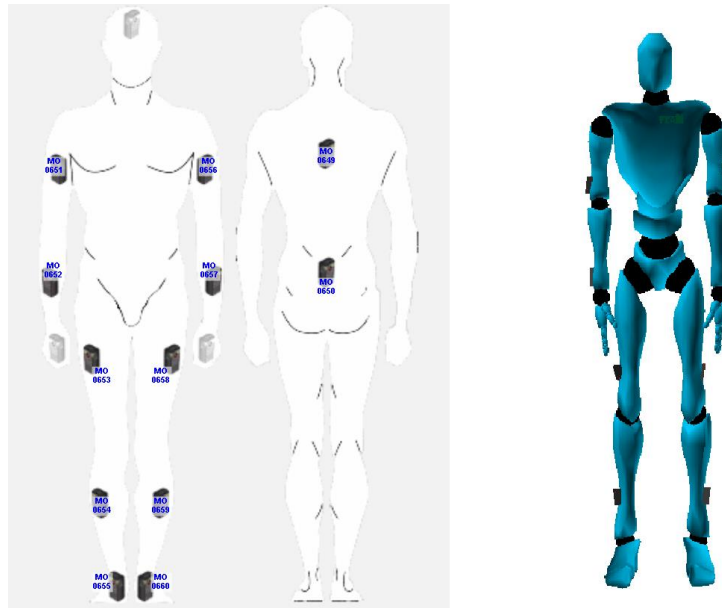


Figure 31. Placement des centrales inertielle sur le participant associé à l'avatar numérique

En résumé, pour chaque condition, des indicateurs automatisés de référence et spécifiques (Figure 32) ainsi que des variables cinématiques d'intérêt ont été recueillies :

- Indicateurs automatisés de référence, mesurés au cours des 7 conditions :
 - Temps
 - Nombre de pas

- Indicateurs automatisés spécifiques aux tâches effectuées :
 - Stratégie de franchissement d'obstacles : tentative réussie, tentative manquée ou contournement.
 - Marge de franchissement d'obstacles (Figure 33). Une marge positive signifie que l'obstacle a été franchi avec succès par le participant, sans le toucher, tandis qu'une marge négative souligne un trébuchement virtuel dans l'obstacle et donc un échec.
 - Temps d'attention (Figure 34) : temps passé à orienter le visiocasque vers chacun des éléments de l'environnement immersif (obstacles, tableaux, tasse).
 - Réponse à la tâche attentionnelle : réussite ou échec.
 - Inclinaison maximale de la tasse

| Indicateurs | Atter | Demi-tour | Rebut | Réponse tâche cognitive | Global | |
|-----------------------------|----------------------------------|------------------------|-------|-------------------------|--------|--------|
| Temps | Durée | 14.15s | 4.68s | 25.41s | 3.65s | 42.29s |
| Pied droit | Nombre de pas | 5 | 0 | 4 | 5 | 8 |
| | Longueur max | 1.11m | | 1.12m | | 1.17m |
| | Longueur moyenne | 0.76m | | 0.83m | | 0.79m |
| | Hauteur max | 0.22m | | 0.33m | | 0.33m |
| | Hauteur moyenne | 0.08m | | 0.19m | | 0.13m |
| Pied gauche | Nombre de pas | 5 | 0 | 5 | | 10 |
| | Longueur max | 1.07m | | 0.98m | | 1.07m |
| | Longueur moyenne | 0.74m | | 0.80m | | 0.72m |
| | Hauteur max | 0.19m | | 0.30m | | 0.30m |
| | Hauteur moyenne | 0.07m | | 0.15m | | 0.10m |
| Franchissement d'obstacle B | Premier pied à franchir | Pied droit | | Pied droit | | |
| | Marge premier pied | 10.09m | | 10.09m | | |
| | Marge second pied | 10.07m | | 10.07m | | |
| Franchissement d'obstacle C | Premier pied à franchir | Pied droit | | Pied droit | | |
| | Marge premier pied | 11.20m | | 10.03m | | |
| | Marge second pied | 11.08m | | 11.03m | | |
| Regard | Obstacle B | Temps passé à regarder | 2.64s | 12.47s | | 15.09s |
| | Obstacle C | Temps passé à regarder | 8.80s | 0s | | 8.80s |
| Franchissement d'obstacle A | Premier pied à franchir | | | Pied gauche | | |
| | Marge premier pied | | | 10.07m | | |
| | Marge second pied | | | 10.04m | | |
| Réponse tâche cognitive | Réponse tâche cognitive correcte | | | | | |
| Campanage objets | | | | | | |

Figure 32. Exemple interface logicielle avec biomarqueurs automatisés lors de la condition attentionnelle avec obstacles

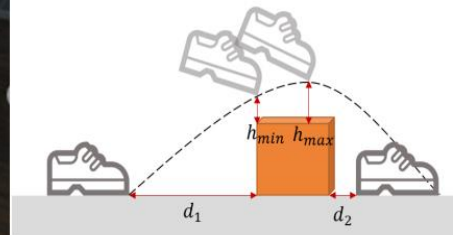
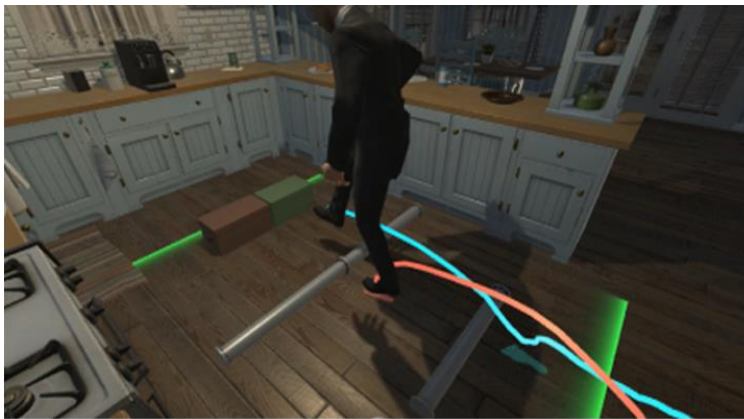


Figure 33. Marge de franchissement d'obstacles.

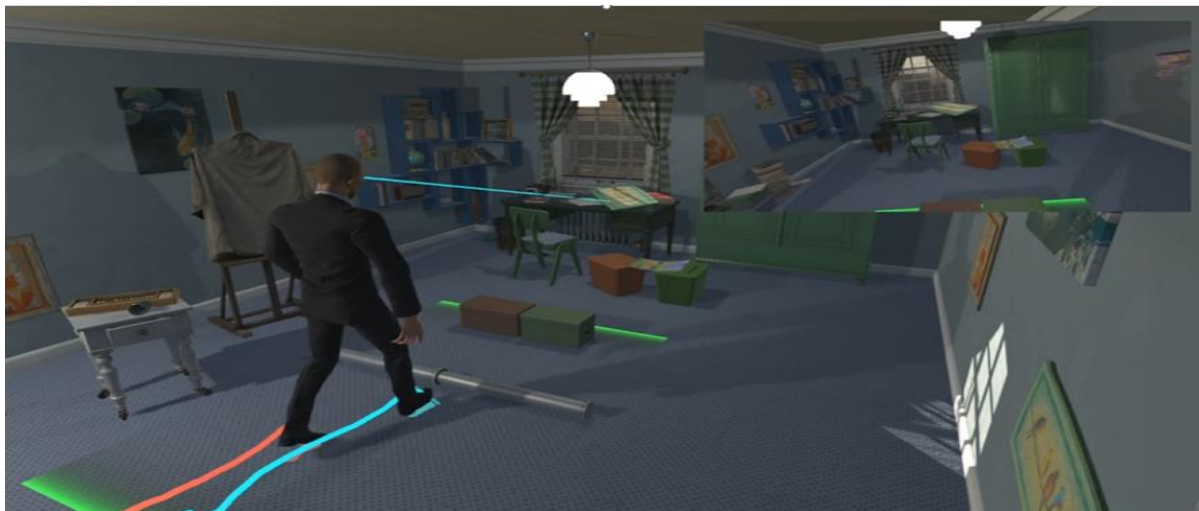


Figure 34. Mesure de l'orientation du visiocasque

- Données cinématiques d'intérêt recueillies :
 - Amplitude articulaire des épaules plan sagittal (Figure 35).
 - Amplitude articulaire des genoux, plan sagittal (Figure 36).
 - Amplitude articulaire des hanches plan sagittal.

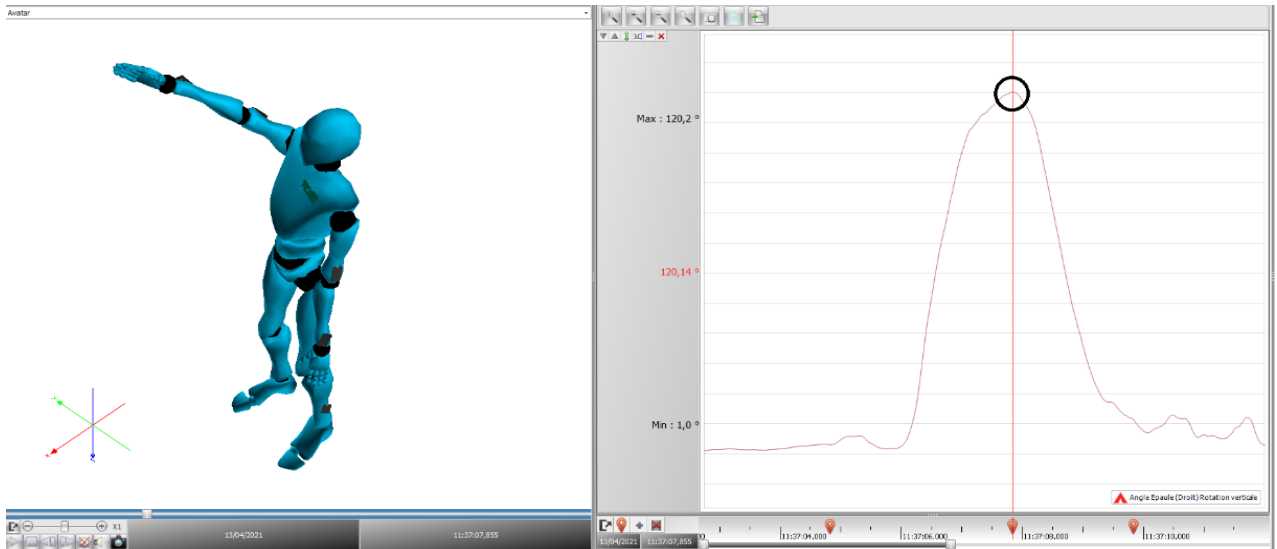


Figure 35. Angle maximal d'antépulsion lors de la saisie de la tasse.

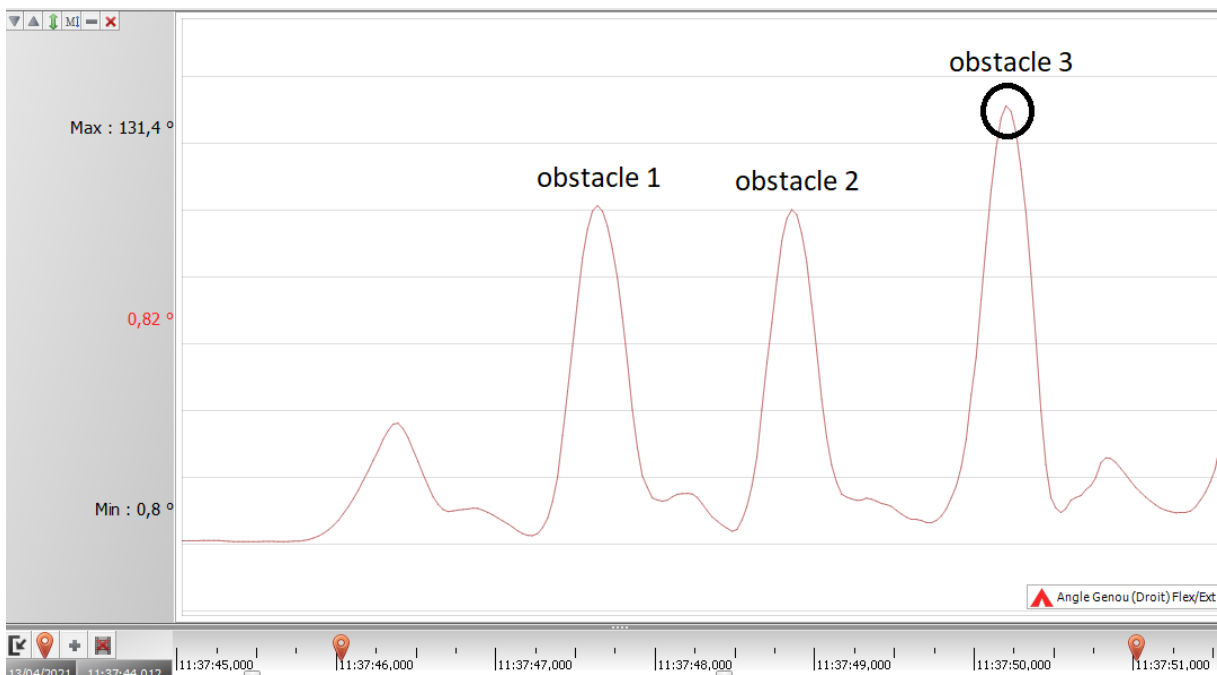


Figure 36. Angle maximal de flexion de genou sur l'ensemble des franchissements d'obstacles.

5.1.4 Questionnaires

Des variables qualitatives ont également été relevées par l'intermédiaire de questionnaires validés dans la littérature scientifique et accompagnés par des questions spécifiques créées par notre équipe de recherche pour renseigner de données pertinentes complémentaires. Ainsi, ils étaient relatifs à la fois, à la peur de chuter, au niveau d'appréhension et à la fois, à la qualité de l'expérience virtuelle vécue en termes de sentiment de présence et de sécurité.

En premier lieu, c'est le questionnaire « Fall Efficacy Scale – International » [267] évaluant la peur de chuter, définie comme une inquiétude permanente à tomber dans les activités quotidiennes, qui a été soumis aux participants dans sa version courte de 7 questions appelé « Fall Efficacy Scale – International short version » [268]. La version courte permet de minimiser le temps d'évaluation et semble plus acceptable pour les participants, d'autant que cette version est validée et recommandée pour la population âgée vivant dans la société [269]. Ce questionnaire a été traduit en français par le Professeur Chantal Piot-Ziegler.

Le sentiment de présence a également été évalué à partir du questionnaire IPQ présenté dans la partie méthodologie 4.2.4 Questionnaire (Figure 13).

Il a été soumis 6 questions informatives que nous avons posées en complément pour avoir une approche plus holistique de l'expérience virtuelle vécue, avec 4 niveaux d'évaluation, 1 = pas du tout d'accord ; 2 = plutôt pas d'accord ; 3 = plutôt d'accord ; 4 = tout à fait d'accord :

- L'environnement vous a-t-il semblé réel ?
- Avez-vous ressenti une sensation de mal de mer ou de vertige ?
- Les équipements vous ont-ils causé un inconfort particulier pendant la séance ?
- L'enchaînement des séquences de réalité virtuelle a-t-il généré de la fatigue ?
- Les instructions vous ont-elles semblé claires ?

Enfin, 2 dernières questions essentielles et incontournables ont été posées sur une échelle de 1 à 10 pour quantifier le sentiment d'appréhension avant l'expérimentation et de sécurité pendant la passation des tests :

- Avant le début de la séance, aviez-vous une appréhension à l'idée d'évoluer dans un environnement virtuel ?
- Avez-vous eu un sentiment de sécurité tout au long de la séance ?

5.3 #Etude 3 : Evolution du score de mobilité fonctionnelle après une exposition prolongée et diversifiée à des tâches immersives.

5.3.1 Objectif de l'étude

Nous avons montré dans les études précédentes qu'il existait des effets RVI sur le comportement moteur qui étaient à la fois dépendants des caractéristiques de l'expérience virtuelle mais aussi dépendants de l'âge. Cependant, ces effets ont été relevés lors d'une première et courte exposition à un environnement virtuel, il semblait donc intéressant de prolonger l'expérience virtuelle et de la diversifier en termes d'interactions pour mesurer si ces effets pouvaient être réduits avec le temps. Cette étude avait ainsi pour objectif de quantifier l'évolution des effets RVI rencontrés dans les études précédentes, à la suite d'un processus de familiarisation et d'habituation à l'expérience virtuelle. Pour répondre à cette problématique, nous avons évalué l'évolution du score de mobilité fonctionnelle entre la tâche de référence effectuée en début de protocole et la tâche de référence effectuée en fin de protocole, c'est-à-dire, après l'exposition continue aux conditions de tâches immersives perceptivo-motrices de complexité croissante.

5.3.2 Participants

Cinquante personnes âgées (38 femmes, 12 hommes, moyenne d'âge de 73.56 ans à ± 6.1) et cinquante jeunes adultes (25 femmes, 25 hommes, moyenne d'âge de 21.08 ans à ± 1.71) ont participé à l'expérience. Les personnes âgées ont été recrutées à l'OHS Florentin de Nancy lorsqu'ils étaient en fin de parcours de réadaptation. Tous étaient volontaires, autonomes, sans affection neurologique ou cognitive pouvant altérer leur mobilité. Les jeunes adultes provenaient de différentes facultés de l'Université de Lorraine et ne présentaient aucun trouble musculosquelettique, neurologique et cognitif pouvant altérer leur capacité de locomotion. Tous les participants étaient recrutés sur le volontariat et ont donné leur consentement écrit pour participer. Ils n'avaient jamais vécu d'expérience de RVI auparavant. L'étude s'inscrit dans le CPP EST-III, N°ID-RCB: 2018-A02637-48.

5.3.3 Traitement des données et analyses statistiques

Tous les traitements de données et traitements statistiques ont été réalisés sur le logiciel MATLAB. Le SMF a été déterminé en suivant la méthodologie présentée dans le paragraphe '4.4.3 Méthodologie de création d'un score de mobilité fonctionnelle', en combinant les variables mesurées « temps » et « nombre de pas » par ACP.

Dans un premier temps, des comparaisons intra individuelles des SMF ont été effectuées pour chaque population entre la première condition de référence et la deuxième condition de référence. Des tests-t pour mesures appariées ont été effectués car les données suivaient une loi normale, avec un seuil de significativité fixé à 0.05.

Dans un second temps, nous avons comparé la variation du SMF entre personnes âgées et jeunes adultes. Cette variation a été calculée en exprimant l'évolution du score en deuxième condition de référence par rapport à la première condition de référence en pourcentage. La normalité a été testée à l'aide du test de Lilliefors. La distribution des données suivait une loi normale. Les comparaisons interindividuelles deux à deux ont donc été réalisées à l'aide du test t de Student pour mesures indépendantes, avec un seuil de significativité fixé à 0,05.

Dans un dernier temps, et uniquement pour les personnes âgées, nous avons réalisé une régression linéaire multiple pour tenter de mettre en relation le niveau d'anxiété ante-expérience, le niveau de sécurité ressenti pendant l'expérience et l'évolution du score de mobilité fonctionnelle pour voir s'il existait des liens de causalité.

5.3.4 Résultats

a) Niveaux d'anxiété et de sécurité, données descriptives

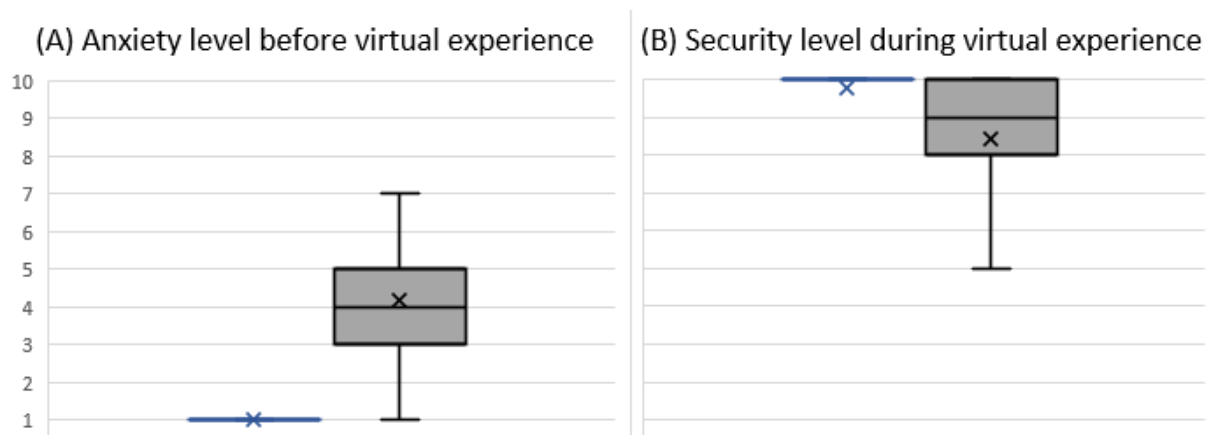


Figure 37. Niveaux d'anxiété avant l'expérience (A) et de sécurité pendant l'expérience (B) chez les jeunes adultes et les personnes âgées.

L'appréhension à l'idée de faire l'expérience virtuelle était à une médiane de 4 chez les personnes âgées contre 1 chez les jeunes adultes. Concernant le sentiment de sécurité pendant la réalisation des tâches en situations immersives, les personnes âgées ont ressenti une sécurité médiane de 9 tandis que les jeunes adultes avaient une sensation maximale de sécurité dans l'environnement virtuel (Figure 37).

b) Score de mobilité fonctionnelle

Chez les personnes âgées, le SMF dans la deuxième condition de référence a significativement augmenté par rapport à la première condition de référence avec $p < 0.001$, signifiant que la performance locomotrice des personnes âgées a été sensiblement améliorée (Figure 38).

Chez les jeunes adultes, le SMF dans la deuxième condition de référence a également été significativement augmenté par rapport à la première condition de référence avec $p < 0.001$, démontrant également une amélioration du comportement locomoteur en fin de protocole (Figure 39).

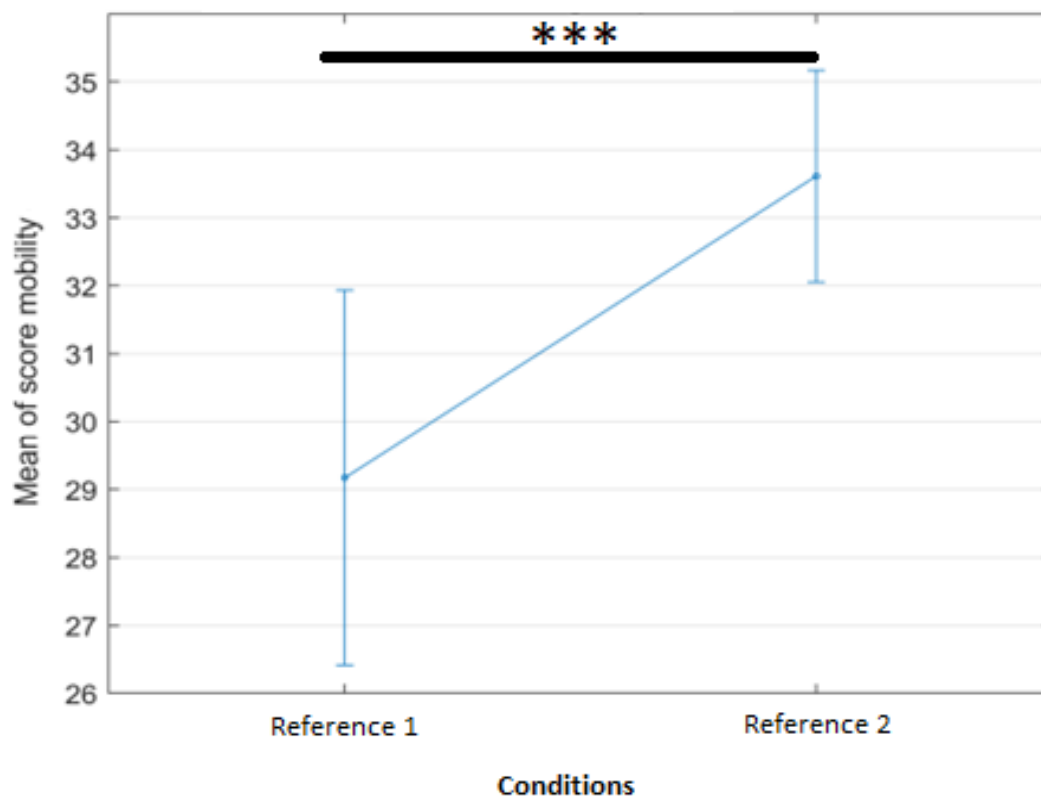


Figure 38. Evolution du score de mobilité fonctionnelle entre la première et la deuxième condition de référence chez les personnes âgées.

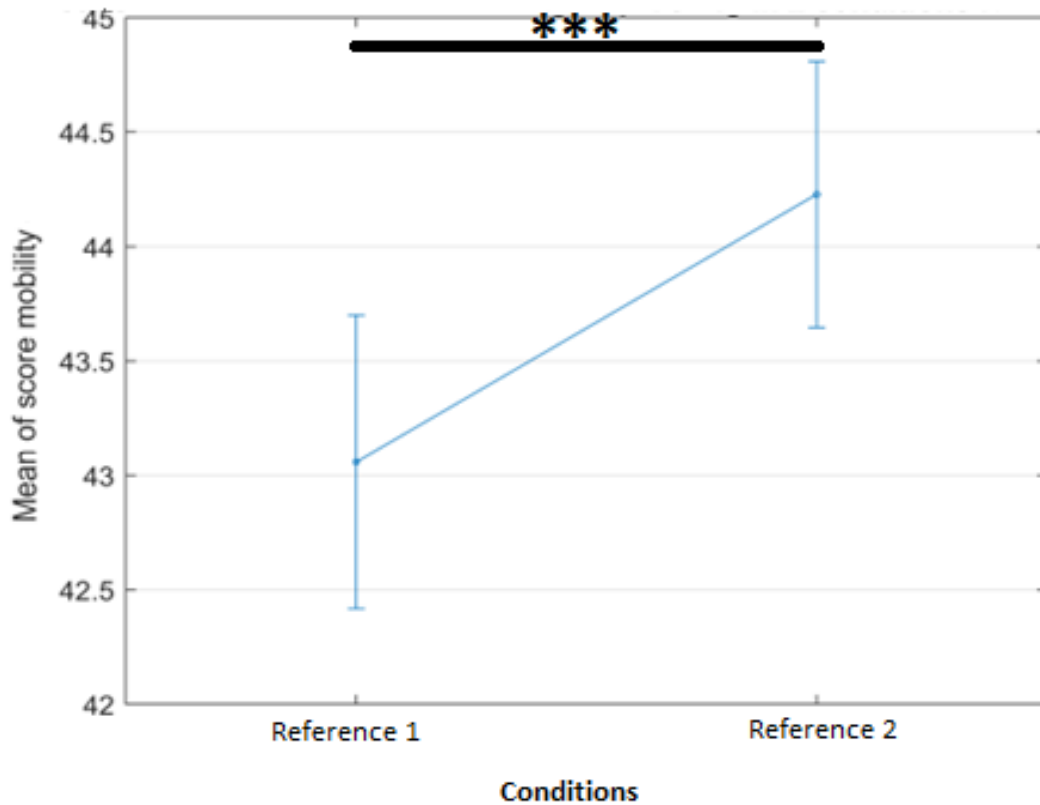


Figure 39. Evolution du score de mobilité fonctionnelle entre la première et la deuxième condition de référence chez les jeunes adultes.

La variation du SMF reflète la différence en pourcentage du SMF dans la deuxième condition de référence par rapport au SMF de la première condition de référence. Une variation positive dénote une amélioration de ce score, ce qui signifie une amélioration de la performance locomotrice. Chez les personnes âgées, l'augmentation médiane était de 14.02% alors que chez les jeunes elle était de 2.61% (Figure 40).

Les résultats du test t-Student comparant la variation du SMF entre les personnes âgées et les jeunes adultes ont montré une différence significative avec $p < 0,001$. Cela signifie que l'effet de familiarisation à l'expérience virtuelle sur le SMF était plus élevé chez les personnes âgées, qui amélioraient plus significativement leur performance locomotrice lors de la réalisation de la tâche en condition finale de référence.

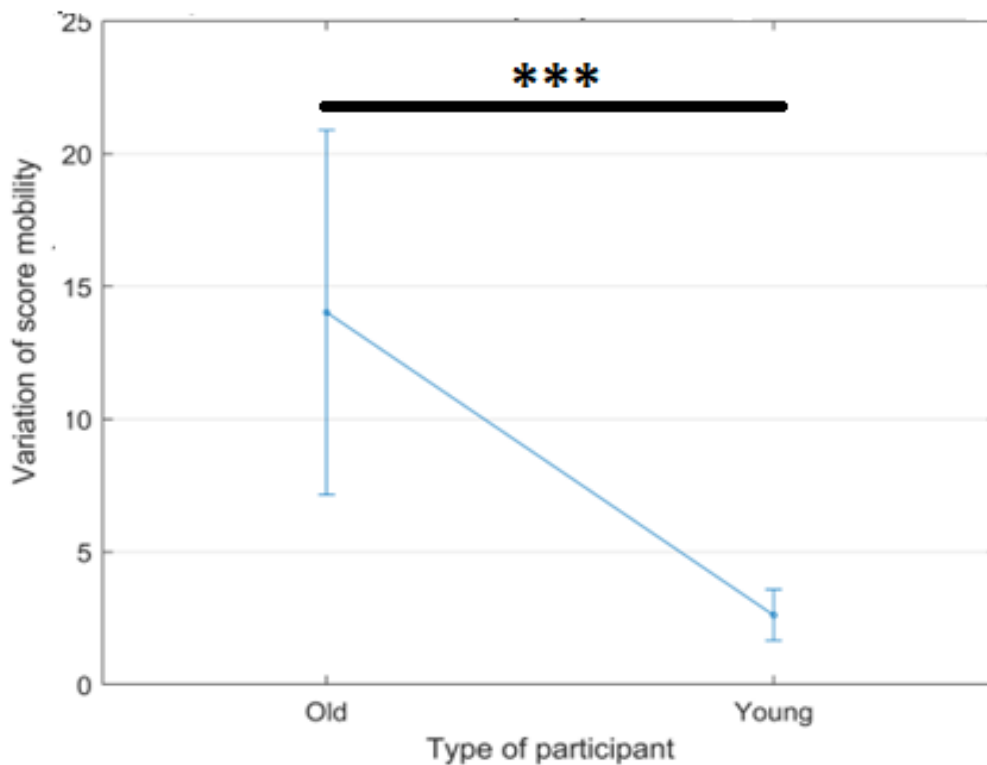


Figure 40. Variation du score de mobilité fonctionnelle due à la familiarisation entre les personnes âgées et les jeunes adultes.

- c) Régression linéaire multiple entre anxiété, sécurité et score de mobilité chez les personnes âgées.

La régression linéaire multiple exprimant la variation du SMF en fonction de l'anxiété et du sentiment de sécurité avait un coefficient de détermination multiple $R = 0.83$, et suivait la formule :

$$\text{Variation du SMF} = -43 + 1.49 * \text{anxiété} + 5.04 * \text{sécurité}.$$

Cela signifie que plus l'individu âgé se sent en sécurité pendant l'expérimentation en RVI, plus il augmente son SMF entre le début et la fin du protocole. L'anxiété joue également un rôle mais dans une moindre mesure. Enfin, il est à noter que plus l'individu se sent anxieux avant mais se sent en sécurité pendant l'expérience virtuelle, plus son SMF augmente. A l'inverse, lorsque l'individu se sent anxieux avant et se sent également en insécurité dans l'environnement virtuel, alors il a tendance à ne pas connaître d'amélioration significative de sa mobilité fonctionnelle en RVI, voire à connaître une diminution de sa performance.

5.3.5 Discussion

Cette étude avait pour objectif de quantifier l'évolution d'un score de mobilité fonctionnelle lors d'une tâche locomotrice simple de référence effectuée au début et à la fin du protocole, c'est-à-dire, après avoir été confronté à différentes tâches perceptivo-motrices de complexité croissante dans des environnements virtuels immersifs simulant des pièces d'une maison. Les principaux résultats montrent que chez les personnes âgées comme chez les jeunes adultes, il existe une amélioration significative du SMF entre la première et la dernière condition de référence, démontrant un effet d'habituation à l'environnement et un engagement plus important lors d'une immersion interactive continue, un résultat cohérent avec une étude qui montrait que l'effet d'apprentissage devait être considéré comme un effet de la RVI, car les participants amélioraient leurs performances au cours du temps [210]. Le résultat le plus instructif réside dans le fait que les personnes âgées connaissent une amélioration significativement plus élevée (14.02%) de leur mobilité que les jeunes adultes (2.61%), soulignant que les effets de familiarisation avec l'environnement sont plus importants chez les personnes âgées, cela s'explique probablement en majorité par le dioptre de la psychologie basée sur une sensation de sécurité dans la réalisation des tâches et par l'accoutumance visuelle à l'environnement proposé.

Tout d'abord, les personnes âgées tendent à adopter une prudence accrue lors de la découverte d'un nouvel environnement ou d'une nouvelle technologie en lien avec une peur plus ou moins importante de chuter, ou plus généralement de se déplacer en terrain inconnu. En effet, toutes les populations âgées, qu'elles craignent de chuter ou non, adoptent par essence une stratégie sécuritaire à la découverte d'activités nouvelles ou potentiellement porteuses de danger à leurs yeux [270]. Dans le cadre de cette étude, les personnes âgées devaient se mouvoir dans un environnement visuel qui leur était familier, à savoir une cuisine et un bureau, dans une maison aisément reconnaissable, mais devaient pour ce faire, porter un visiocasque sur la tête, un dispositif qu'aucun des participants n'avait eu l'occasion d'expérimenter dans sa vie. Cela a pu conduire à une anxiété à l'idée de réaliser des tâches motrices dans un environnement virtuel tout à fait nouveau, isolé du monde réel et des personnes accompagnantes, dont la présence peut rassurer. A ce titre, l'anxiété à l'idée d'évoluer dans un environnement virtuel avant de réaliser l'expérimentation était nulle à modérée, évaluée à une médiane de 4/10 pour l'ensemble de l'échantillon des personnes âgées, mais avec une forte variabilité intra-population. Chez les jeunes adultes, aucune anxiété à l'idée de faire l'expérience n'a été relevée, tous étaient très confiants. On peut donc supposer qu'avec une appréhension plus prononcée chez les personnes

âgées, ces dernières, confrontées à la première condition de référence en RVI, ont adopté une stratégie de prudence, en diminuant leur performance motrice par rapport à leur potentiel réel. Cette hypothèse est corroborée par les résultats de nos études précédentes qui avaient montré qu'à tâche locomotrice équivalente entre réel et RV lors d'une première courte exposition, les personnes âgées ralentissaient drastiquement leur mobilité [226], cela était également vrai chez des adultes qui réduisaient leur mobilité en lien avec les caractéristiques de l'expérience virtuelle mais de moindre mesure que les adultes âgés [271], (étude #2).

Il est communément admis que les caractéristiques environnementales sont des facteurs influençant grandement la mobilité, au même titre que les capacités personnelles [272]. Le comportement adaptatif lors de la réalisation de différentes tâches est d'ailleurs le fruit d'un équilibre entre les capacités personnelles et la demande environnementale [273]. La peur de se déplacer définie comme « une préoccupation durable à l'égard de la chute qui conduit l'individu à éviter les activités qu'il reste capable d'effectuer » [274], peut ainsi être la conséquence de la perception d'un déséquilibre entre ces deux notions. Cette peur est d'autant plus présente chez les personnes âgées qui expriment une anxiété de se déplacer, impliquant une importante limitation de leur mobilité dans un environnement inhabituel. Ici, il faut considérer que l'environnement est qualifié à la fois par le dispositif technologique lui-même, et par le scénario visuel qu'il propose, cela est donc totalement nouveau. Il est possible donc, que les personnes ayant révélé de l'anxiété à l'idée de faire l'expérimentation aient perçu cet environnement global comme stressant de premier abord, conduisant ainsi à une réticence de se déplacer avec aisance et automatisme. En effet, si l'on considère que les réactions psychologiques face à un nouvel environnement sont similaires en RV et en réel, il est démontré que les caractéristiques environnementales perçues comme négatives sont associées à un ralentissement de l'activité, alors qu'à l'inverse, un environnement perçu positivement stimule les personnes à être plus mobiles et à bouger plus naturellement [275, 276, 277, 278, 279, 280].

En première exposition donc, l'environnement virtuel a pu être perçu comme stressant et a pu affecter la motricité des personnes âgées de manière significative. En revanche, grâce à l'exposition continue dans l'environnement virtuel pendant laquelle les personnes âgées ont réalisé différentes tâches perceptivo-motrices comme se servir une tasse de café, franchir des obstacles, compter des tableaux, l'anxiété s'est atténuée et a laissé place à un sentiment de sécurité important, évalué en fin de protocole à une médiane de 9/10, un score très élevé. Les personnes âgées sujettes à cette étude ont ainsi toutes sans exception, réussi à effectuer l'ensemble des tâches demandées, sans déséquilibre ni inconfort particulier lié aux situations immersives. Cela peut donc expliquer l'amélioration du SMF entre la première tâche de

référence et la dernière tâche de référence en fin de protocole. La corrélation linéaire multiple montre d'ailleurs que le facteur principal et très majoritaire d'amélioration de la mobilité dans l'environnement virtuel est lié au sentiment de sécurité. Au quotidien, les personnes âgées sont d'ailleurs en recherche prioritaire d'un environnement sûr et sécuritaire, surtout quand elles se sentent vulnérables [281], cela joue grandement sur leur manière d'agir et d'interagir dans le milieu dans lequel elles évoluent. Par conséquence, le simple fait de se sentir en sécurité dans l'environnement virtuel, et d'y avoir été immergées de manière continue pendant plusieurs minutes sans difficulté a fortement contribué au fait que les personnes âgées affectées par davantage d'anxiété que les jeunes adultes ont augmenté significativement plus leur mobilité dans l'environnement virtuel. Ce dernier a finalement été perçu comme positif et accessible. Les personnes âgées ont ainsi pu s'affranchir de la sensation d'isolement au monde réel qui pouvait être source de stress, et ont agi en toute sérénité comme s'il s'agissait d'un environnement réel physique. Concernant les jeunes adultes, tous ont également approuvé une sécurité maximale et se sont sentis tout à fait à l'aise avec l'environnement. Associé à l'absence totale d'anxiété avant l'expérimentation, l'aspect psychologique de peur de se déplacer et de réduire leur mobilité ne semble donc pas mis en jeu chez eux dans l'évolution du score de mobilité.

D'autre part, la nature des tâches demandées aux participants entre la première et la dernière condition de référence a certainement contribué à avoir une amélioration significative du SMF entre le début et la fin de l'expérimentation. En effet, les participants ont effectué entre ces deux conditions, cinq autres conditions dans un ordre de difficulté croissant décrit en méthodologie (5.2.2 Tâches), consistant à effectuer des doubles tâches et des multitâches alliant à la fois de la motricité fine comme tenir un objet en main, de la motricité complexe comme franchir des obstacles et aussi des capacités perceptives et attentionnelles. Ces conditions étaient donc beaucoup plus contraignantes du point de vue perceptivo-moteur que les tâches de référence, et ont sollicité le principe de locomotion adaptative. Il s'agit de modifier les schémas de mouvement de base en réponse aux contraintes environnementales, dans le but d'ajuster son mouvement et de naviguer dans un environnement semé d'embûche [31]. Ainsi, ces tâches ont nécessité un contrôle moteur plus fin et plus exigeant que les conditions de référence. Une récente étude montre d'ailleurs qu'il est nécessaire de confronter les personnes âgées à des situations diversifiées pour les former à se comporter de façon sécuritaire mais également efficace, c'est-à-dire, en recourant à des stratégies d'adaptation pertinentes au regard d'une situation. Ce n'est que rarement le cas chez les personnes âgées qui adoptent par nature et

souvent, uniquement une stratégie prudente les empêchant d'ajuster leur comportement à des modifications environnementales, ce qui entraîne à terme, une capacité réduite d'adaptation locomotrice adaptative [282]. Certaines études ont même rapporté un apprentissage de compétences et d'adaptations motrices plus efficaces pour des tâches progressivement exigeantes que pour des tâches générales au cours desquelles la difficulté reste inchangée [283, 284, 285]. Par conséquent, le fait d'avoir positionné des tâches exigeantes entre les deux conditions de référence a permis aux personnes âgées d'être challengées sur des tâches auxquelles elles n'ont plus forcément l'habitude d'être soumises au quotidien par restriction d'activités, contrairement aux jeunes adultes pour qui l'ensemble des tâches, quelle que soit leur difficulté, étaient facilement réalisables. Dans le cadre des conditions de référence à l'inverse, on peut considérer d'un point de vue purement moteur, qu'il s'agissait de tâches familières nécessitant moins de sensibilisation aux caractéristiques environnementales et pendant lesquelles réaliser un aller et retour sans double tâche s'est fait de manière aisée et sans attention particulière pour l'ensemble des participants [228]. Il faut néanmoins apporter une nuance à ce propos concernant la première condition, en particulier chez les personnes âgées, pour lesquelles nous avons montré qu'elles étaient affectées par la découverte du nouvel environnement dans lequel faire cette simple tâche nécessitait probablement des capacités attentionnelles et cognitives accrues en lien avec la volonté d'adopter une stratégie de sécurité. Mais concernant la dernière condition, lorsque la mobilité était significativement améliorée, on peut supposer que cela se faisait de manière naturelle et sans attention supplémentaire, expliquant l'amélioration de la performance locomotrice. Finalement, le fait d'avoir réalisé et réussi des tâches motrices exigeantes, a permis aux personnes âgées d'accroître leur confiance dans l'interaction avec l'environnement virtuel et de se familiariser rapidement avec les situations immersives. Ainsi, lorsqu'elles se sont retrouvées à faire de nouveau la tâche locomotrice simple de référence en fin de protocole, cela leur a certainement paru beaucoup plus simple qu'au début, et cela a contribué, en plus du sentiment de sécurité, à s'engager plus naturellement dans la tâche et à améliorer significativement leurs capacités de mobilité. Une étude a confirmé ce phénomène et a montré qu'il existait un effet d'apprentissage en RVI, qui se traduisait par une amélioration pour interagir dans l'environnement virtuel lors de la réalisation d'une succession de tâches, effet important à prendre en compte [210]. On peut imaginer que c'est également l'influence de cet effet d'apprentissage qui a conduit les jeunes adultes à être plus performants entre la première et la dernière condition de référence.

Enfin, une dernière explication pourrait provenir des caractéristiques de l'expérience virtuelle, au premier rang desquels l'habituation au dispositif avec le port du visiocasque sur la tête qui peut être perturbant en début d'expérimentation. Le poids sur la tête nécessite un temps d'adaptation et ce sont surtout les informations visuelles de l'environnement virtuel immersif dispensées par le visiocasque qui sont réduites par rapport à un environnement réel, en lien avec la réduction du champ de vision. Il est nécessaire d'avoir un temps d'adaptation pour s'accoutumer, à la fois pour les jeunes adultes mais aussi et surtout pour les personnes âgées comme nous l'avons montré dans l'étude précédente. Il est largement reconnu que les personnes âgées dépendent davantage de la rétroaction visuelle pour contrôler leur posture durant la locomotion, contrairement aux jeunes adultes qui pondèrent davantage l'ensemble des informations sensorielles [286, 287]. En effet, les jeunes adultes sont capables de déplacer leur dépendance entre les voies sensorielles lors d'un manque d'information visuelle, alors que les personnes âgées continuent de pondérer la vision plus lourdement même lorsqu'il s'agit d'une situation inappropriée [288]. En plus de dépendre davantage des stimuli visuels pour maintenir l'équilibre, les personnes âgées ont tendance à s'adapter plus lentement et de manière incomplète aux environnements visuels nouveaux et inhabituels [286, 287, 289, 290]. Ici, même si les informations visuelles étaient fiables puisque simulant un environnement réel sans perturbation visuelle particulière, on peut supposer qu'en première exposition à la condition de référence, les personnes âgées ont eu besoin d'un temps d'accoutumance à la scène visuelle réduite. Cela vient en accord avec des études qui montrent que les adultes âgés, confrontés à des environnements visuels nouveaux, marchent plus lentement comme stratégie sécuritaire pour maintenir l'équilibre tandis que les jeunes adultes, plus confiants, réagissent de manière plus rapide et plus forte, ils s'engagent directement dans le nouvel environnement [119, 291]. Grâce à l'immersion visuelle continue dans les pièces virtuelles restant les mêmes, les personnes âgées ont pu s'appuyer sur des repères visuels constants leur permettant d'être avec le temps, plus performantes dans la locomotion et dans l'équilibre postural et d'occulter la réduction du champ de vision périphérique en se concentrant principalement sur les informations en vision centrale.

Pour terminer, de nombreuses études ont accordé une importance particulière à avoir la présence d'une représentation corporelle colocalisée aux segments corporels du participant à travers l'utilisation d'un avatar pour améliorer les degrés d'immersion et de précision dans l'interaction avec l'environnement virtuel [181]. Cela permet aux participants d'avoir des retours visuels des mouvements de leurs propres segments corporels lors de la réalisation des tâches. Cela semble être une condition nécessaire chez les personnes âgées pour assurer une

performance motrice habituelle avec des repères visuels et proprioceptifs de leur corps dans l'espace. Lors de la première condition, elles n'ont peut-être pas perçu la présence de cet avatar du fait que le champ de vision du visiocasque était limité, ce qui a pu ralentir leur locomotion. En revanche, après la réalisation des tâches avec une sollicitation de motricité fine et complexe, ils se sont rendu compte qu'ils pouvaient avoir un retour visuel sur leurs propres mouvements en prenant la tasse à café ou en franchissant les obstacles, leur donnant accès à plus de retours visuels et donc plus d'assurance dans la réalisation des tâches. L'habituation à la scène visuelle dans l'environnement virtuel a donc permis au fil du temps, d'améliorer la mobilité des participants, qui en première instance, a certainement été réduite en lien avec la réduction du champ de vision.

5.3.6 Conclusion

Pour conclure, il est important de considérer un temps suffisant d'immersion dans un environnement immersif interactif dans lequel des tâches sont à réaliser pour refléter le potentiel perceptivo-moteur des personnes. En effet, les personnes âgées tout comme les jeunes adultes améliorent significativement leur mobilité après une exposition continue à des situations immersives. Ceci est d'autant plus exacerbé chez les personnes âgées qui ont un instinct de protection et de prudence en première exposition mais qui se familiarisent vite avec l'environnement virtuel et s'accoutument aisément à la technologie, permettant d'augmenter leur mobilité et leur engagement dans les situations proposées. Il serait désormais intéressant de décortiquer les résultats de manière individuelle pour évaluer avec précision l'ensemble des tâches proposées pour chaque individu. Des biomarqueurs identifiés pourraient être évalués dans le but de déterminer le degré de locomotion adaptative dans un environnement immersif et de s'en servir comme support pour l'évaluation des capacités fonctionnelles.

5.4 #Etude 4 : Création d'un modèle d'évaluation des capacités fonctionnelles reposant sur des biomarqueurs du comportement en situations immersives.

5.4.1 Objectif de l'étude

Cette étude s'inscrit davantage dans un cadre méthodologique de faisabilité et de développement d'un nouveau modèle d'évaluation des capacités fonctionnelles. Nous l'avons évoqué en introduction, les tests actuels d'évaluation du degré d'autonomie en société, essentiels pour évaluer l'état de santé global d'un individu et lui proposer un accompagnement adapté, restent encore à l'heure actuelle, dépourvus de mesures objectives et de contextualisation aux situations rencontrées au quotidien. Ils manquent donc très probablement de précision et de fidélité quant aux capacités réelles de la personne évaluée. L'utilisation de la RVI comme support d'immersion pourrait donc pallier ce manque en confrontant physiquement un individu à des tâches de complexités variées, dans des environnements virtuels reproductibles, standardisés et sécurisés tout en analysant de manière chiffrée et objective les stratégies et biomarqueurs du comportement moteur utilisés pour les réaliser. Cela est d'autant plus réalisable que nos études précédentes ont permis de circonscrire les principaux effets liés à l'expérience virtuelle sur le comportement moteur et nous permettent donc désormais de les prendre en considération.

Dans ce cadre, cette étude avait pour objectif de créer une modélisation innovante d'évaluation des capacités fonctionnelles d'un individu en se basant sur différents biomarqueurs perceptivo-moteurs du comportement, évalués lors de la passation des différentes conditions du protocole en RVI. Il s'agit finalement des prémices d'une étude de faisabilité associée au développement d'un premier prototype d'outil d'aide à la décision souhaité.

5.4.2 Participants

Cinquante personnes âgées (38 femmes, 12 hommes, moyenne d'âge de 73.56 ans à ± 6.1) et cinquante jeunes adultes (25 femmes, 25 hommes, moyenne d'âge de 21.08 ans à ± 1.71) ont participé à l'expérimentation. Les personnes âgées ont été recrutées à l'OHS Florentin de Nancy lorsqu'ils étaient en fin de parcours de réadaptation. Tous étaient volontaires, autonomes, sans affection neurologique ou cognitive pouvant altérer leur mobilité. Les jeunes adultes provenaient de différentes facultés de l'Université de Lorraine et étaient en

pleine possession de leurs moyens, ils ne présentaient aucun trouble musculosquelettique ou neurologique pouvant altérer leur capacité de locomotion. Tous les participants étaient recrutés sur le volontariat et ont donné leur consentement écrit pour participer. Ils n'avaient jamais vécu d'expérience de RVI auparavant. L'étude s'inscrit dans le CPP EST-III, N°ID-RCB: 2018-A02637-48.

5.4.3 Méthodologie de création de scores de capacités fonctionnelles

La création d'un score de capacités fonctionnelles (SCF) a pour finalité de renseigner à travers une mesure chiffrée, le niveau de capacités fonctionnelles global d'un individu à un instant t. Les capacités fonctionnelles reflètent ici les aptitudes à réaliser de manière efficiente des tâches et activités pour lesquelles un individu peut être confronté dans sa vie quotidienne et auxquelles il doit répondre pour être indépendant et autonome. Ce score a été pensé comme la synthèse et la somme de différents autres scores. Ces derniers ont chacun évalué des modalités spécifiques du comportement perceptivo-moteur et étaient dans un premier temps, exprimés selon une échelle arbitraire sans signification. Les échelles arbitraires ont ensuite été normalisées en pourcentage pour faciliter la compréhension, la méthodologie d'analyse des données est clarifiée dans le paragraphe « 5.4.4 Traitement des données ». La modélisation du SCF s'est appuyée sur des coefficients *a priori* de valeurs égales pour chaque facteur.

a) Score de mobilité fonctionnelle

Fortement utilisé dans les différentes études précédemment évoquées (étude #2 et étude #3), le SMF est créé sur une échelle arbitraire en combinant « temps » et « nombre de pas » pour chacune des conditions excepté « Ref1 ». Il tente de refléter les capacités locomotrices d'un individu.

$$Sc_1 = ACP (\text{temps, nombre de pas})$$

b) Score de franchissement d'obstacles

Le score de franchissement d'obstacles reflète la capacité d'un individu à franchir correctement un obstacle. Pour cela, nous avons considéré l'ensemble des conditions avec obstacles, à savoir les conditions « Obs », « ManObs » et « CogObs ». Pour chaque obstacle franchi pris en compte, un score de -10, 0 ou 10 était attribué :

- Le score de -10 correspond à une marge de franchissement négative, c'est-à-dire que le participant a tenté de franchir l'obstacle mais a virtuellement buté dedans et aurait donc chuté si l'obstacle était physique. Il s'agit d'un échec.
- Le score de 0 correspond à un contournement de l'obstacle, le participant n'a pas tenté de le franchir. Ce score neutre ne dévalorise ni ne valorise cette stratégie employée, dans le sens qu'il est préférable de contourner un obstacle plutôt que d'essayer obstinément de le franchir et d'être en échec.
- Le score de 10 correspond à une marge de franchissement positive, c'est-à-dire que le participant a réussi à franchir l'obstacle sans le toucher. C'est une réussite.

$$Sc_2 = 10 * x_{réussite} - 10 * y_{échec}$$

Il est à noter que seulement un obstacle bas et un obstacle haut étaient pris en compte par condition dans ce calcul.

c) Score Attentionnel

Ce score plus axé sur le côté perceptif et attentionnel tente de révéler l'aptitude de l'individu à affecter une partie de ses capacités vers l'exploration et la mémorisation efficace des informations visuelles présentes dans l'environnement tout en étant en mouvement. Ce score a ainsi été évalué lors des tâches « Cog » et « CogObs » et a été déterminé par rapport au temps mis pour répondre à la tâche, mais aussi à la réussite ou à l'échec de cette dernière :

- Le score réponse de -20 était attribué pour une mauvaise réponse à la tâche attentionnelle, signifiant que le participant s'est trompé dans le décompte des tableaux. Il s'agit d'un échec.
- Le score réponse de 20 était attribué pour une bonne réponse à la tâche attentionnelle, c'est-à-dire que le tableau le plus présent dans l'environnement était correctement sélectionné. Il s'agit d'une réussite.

Nous avons choisi de soustraire le temps de réponse au score de la réponse afin de nuancer et de pondérer certains résultats. En effet, certains participants mettaient de longues secondes avant de donner leur réponse, ils n'étaient donc pas certains de ce qu'ils avaient vu dans l'environnement immersif, on peut dès lors imaginer que la réponse finale pouvait être le fruit du hasard. Ainsi, si la réponse donnée au hasard était juste mais avec un long temps de réflexion, le score attentionnel restait faible et ne dénaturait pas les réelles capacités

attentionnelles de la personne. Ainsi, pour refléter plus fidèlement l'aptitude du participant à répondre correctement à la tâche, le score a été déterminé suivant ce calcul :

$$Sc_3 = 20 * x_{réussite} - 20 * y_{échec} - TempsRéponse$$

d) Score cinématique d'amplitudes de mouvement

Le score cinématique reflète les capacités d'amplitudes de mouvement des participants. Ce sont des articulations d'intérêt par rapport aux tâches demandées qui ont été prises en compte, à savoir hanches, genoux et épaules dans le plan sagittal. Les amplitudes maximales de mouvement sont intéressantes à évaluer car elles renseignent de la mobilité articulaire possible et de l'aptitude musculo-tendineuse à acquiescer l'amplitude ostéoarticulaire. Pour franchir un obstacle haut, il est nécessaire d'avoir des flexions de hanches, de genoux et éventuellement de chevilles suffisantes pour passer avec réussite. De la même manière, pour aller chercher un objet le plus haut possible sans être en déséquilibre, avoir une mobilité articulaire du membre supérieur est essentiel, c'est pourquoi nous les avons évaluées. Pour créer le score cinématique, nous avons pondéré chaque articulation par un coefficient afin que leur importance dans le calcul soit équivalente. Ce coefficient a été déterminé par rapport à la valeur médiane des valeurs maximales d'amplitude de mouvement de chaque articulation chez les jeunes adultes :

$$Sc_4 = 0,39 * Hanches + 0,24 * Genoux + 0,37 * Epaules$$

D'autre part et en complément, nous avons analysé au cours de la marche, les articulations de genoux et de hanches dans le plan sagittal en phase d'oscillation. D'après la littérature, les valeurs normales attendues sont de l'ordre de 60° pour les genoux et de 40° pour les hanches [35]. Ces valeurs n'ont pas été prise en compte dans le calcul du score global mais peuvent être analysées à titre informatif.

e) Score de capacités fonctionnelles

Le SCF correspond à la somme de l'ensemble des scores précédemment définis. Il prend donc en compte à la fois un SMF, relatif à des capacités locomotrices ; un score de franchissement d'obstacles, relatif aux capacités de franchir des obstacles au sol ; un score attentionnel, relatif aux capacités d'allouer des capacités attentionnelles pour obtenir et

mémoriser des informations présentes dans l'environnement ; et un score cinématique, relatif à des capacités articulaires. L'ensemble des biomarqueurs mesurés sont essentiels et sollicités en permanence pour évoluer de manière autonome au quotidien.

$$\text{Score de Capacités Fonctionnelles} = \frac{1}{4} * \sum_{i=1}^4 Sc_i$$

5.4.4 Traitement des données

Nous l'avons stipulé au préalable, chaque score était exprimé selon une échelle arbitraire, permettant de pouvoir comparer les individus entre eux, mais sans avoir une signification interprétable. Pour faciliter la lecture, la compréhension et l'interprétation des scores, nous avons décidé de les normaliser en pourcentage, selon une méthode bien spécifique.

D'une part, nous avons considéré que ce nouvel outil d'évaluation des capacités fonctionnelles serait davantage prédisposé à être soumis à des personnes âgées et d'autre part, que les jeunes adultes étaient par essence, à leur niveau de développement physiologique maximal, avec des capacités perceptivo-motrices optimales. En plaçant ces deux aspects au cœur de notre logique, nous avons décidé d'exprimer en pourcentage, les capacités de chaque individu âgé en fonction des capacités optimales attendues. Pour ce faire, nous avons déterminé pour chaque score calculé, une valeur seuil de référence considérée comme capacités optimales, équivalente à 100%. Cette valeur n'est ni plus ni moins que la médiane des performances des jeunes adultes. Par exemple, pour le SMF, les jeunes adultes ont un score médian de 272, cette valeur est alors considérée comme capacités optimales attendues et prend une valeur de référence de 100%. Cela est valable pour l'ensemble des scores. Nous avons choisi de retenir la valeur médiane pour chaque score car la valeur de l'indice de dispersion était la plus faible.

Une fois les valeurs référence déterminées pour chaque score, nous avons exprimé en pourcentage de la valeur de référence, la performance de l'ensemble des individus âgés puis de manière plus ciblée, les performances individualisées de chaque personne âgée.

De la visualisation de données a ensuite été réalisée pour chaque individu âgé dans le but de traduire les données collectées en outils visuels didactiques. Des représentations graphiques adaptées de type « spider multiple plot » ont alors été effectuées.

5.4.5 Résultats

a) Données descriptives des différents scores

Tableau 1. Médianes et écarts interquartiles (échelles arbitraires) des différents scores pour les jeunes adultes et les personnes âgées.

| | Young adults | Elderly people |
|----------------------------|----------------|----------------|
| Functional Mobility Score | 271,98 (10,69) | 221,1 (34,56) |
| Obstacle Clearance Score | 60 (0) | 35 (25) |
| Range of Motion Score | 393,01 (43,14) | 295,76 (35,9) |
| Attentional Score | 39,02 (3,57) | 22,11 (18,67) |
| Functional Abilities Score | 755,48 (49,86) | 565,01 (70,07) |

b) Exemples de visualisation des données sous forme de spider plot

Le 25^e participant âgé se situe globalement dans la moyenne des capacités fonctionnelles d'une personne âgée, et ce, quelle que soit la modalité évaluée (Figure 41).

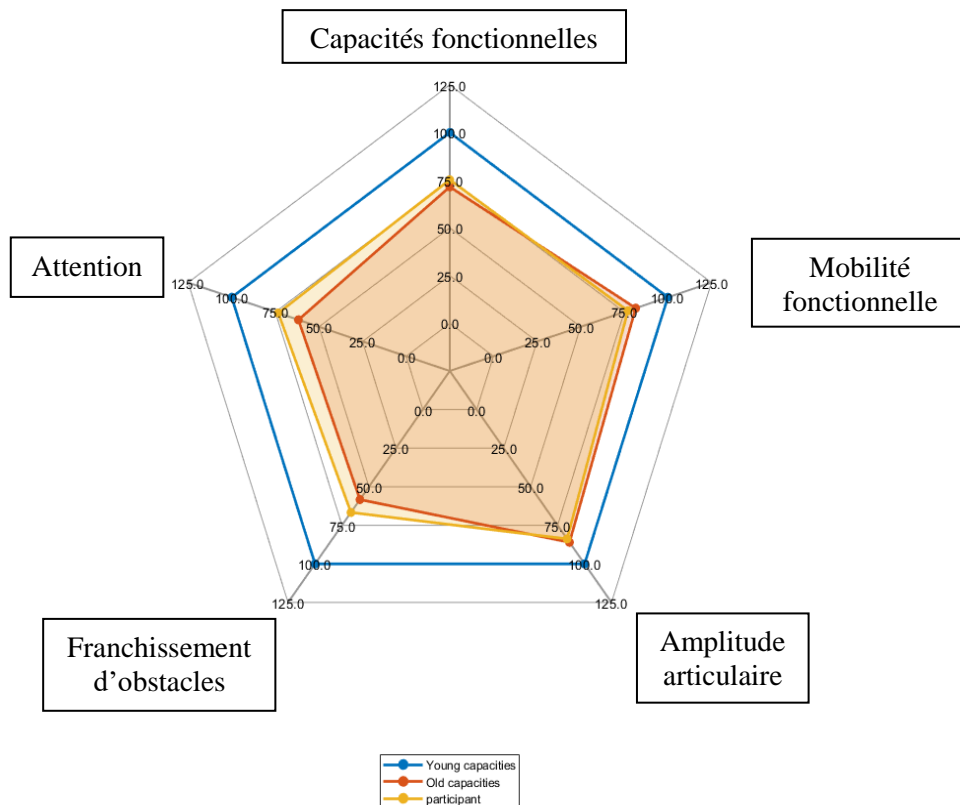


Figure 41. Spider plot des évaluations du 25^e participant âgé à l'expérience virtuelle.

Certains participants ont un SCF qui se situe dans la médiane des personnes âgées mais dont les modalités évaluées peuvent être hétérogènes. Les différents scores semblent ici très pertinents pour apprécier de manière précise et indépendante, les modalités semblant normales, les modalités plutôt dégradées et les modalités performantes. Ces profils nécessitent ainsi un accompagnement et une prise en charge sur des critères perceptivo-moteurs bien ciblés.

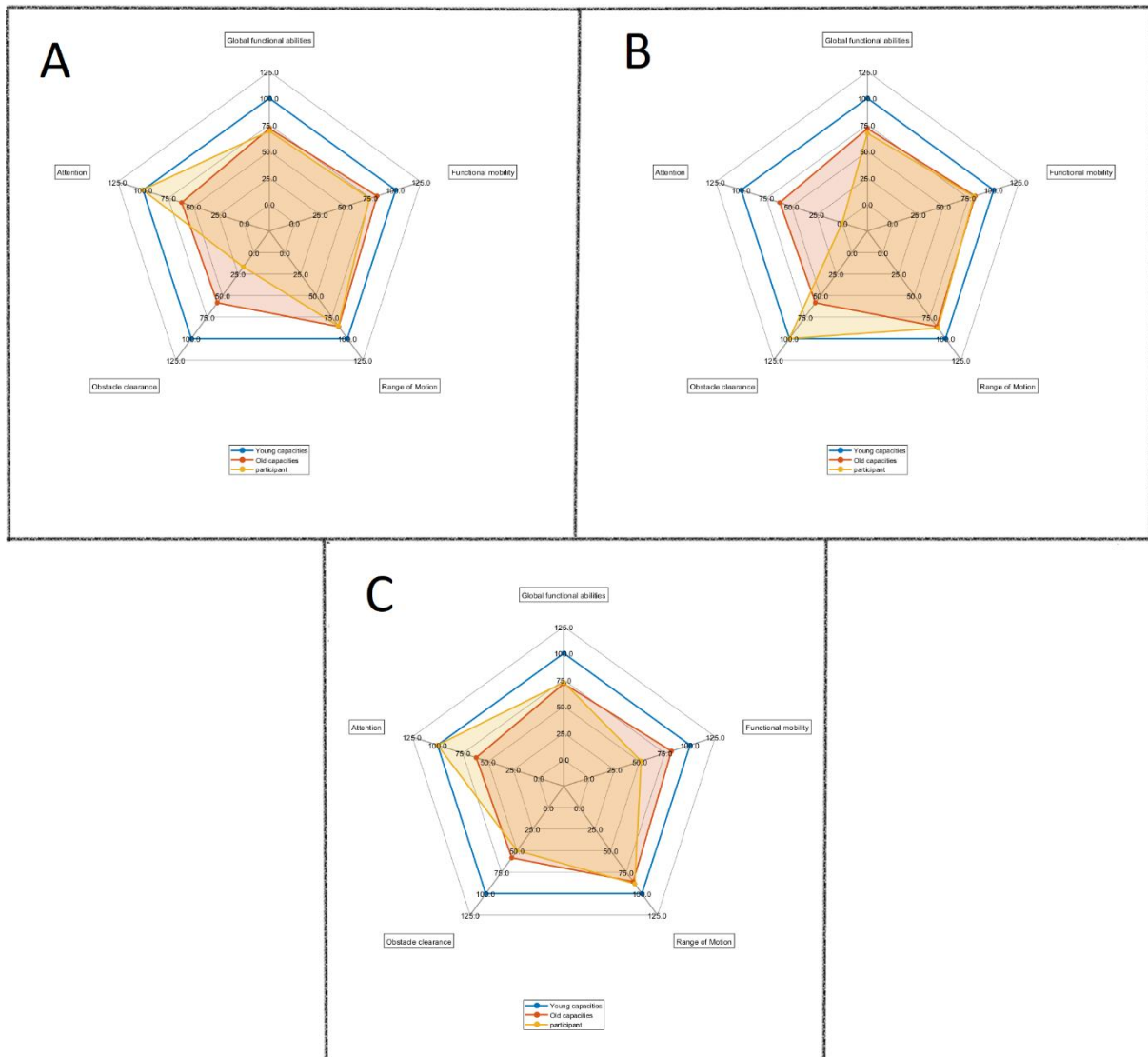


Figure 42. Spider plot des évaluations des 4e (A), 38e (B) et 7e (C) participants âgés à l'expérience virtuelle.

Dans le cas du participant A (Figure 42A), nous pouvons constater qu'il se situe dans la médiane pour la mobilité fonctionnelle et les amplitudes de mouvement. En revanche, le franchissement d'obstacles est défaillant, signifiant qu'il a certainement contourné ou buté dans les obstacles. En contrepartie, il a compensé son SCF en étant très performant dans les tâches nécessitant des capacités attentionnelles, atteignant le score médian des jeunes adultes.

Dans le cas du participant B (Figure 42B), il semble également dans la médiane pour la mobilité fonctionnelle et pour les amplitudes articulaires, mais pour les deux autres modalités, c'est l'exact contraire du participant précédent. Nous pouvons en effet visuellement constater un manque de réussite aux tâches attentionnelles, mais apprécier des capacités optimales de franchissement d'obstacles.

Dans le cas du participant C (Figure 42C), c'est la modalité mobilité fonctionnelle qui semble plus affectée par une dégradation par rapport à la médiane. En contrepartie, ce participant est très efficace quand il s'agit de réaliser des tâches de nature attentionnelle.

Certains participants ont un SCF très dégradé et l'ensemble des modalités évaluées sont en deçà des valeurs médianes d'une population de personnes âgées. Ce sont des profils qui pourraient présenter des risques accrus de perte d'autonomie et de risque de chute (Figure 43).

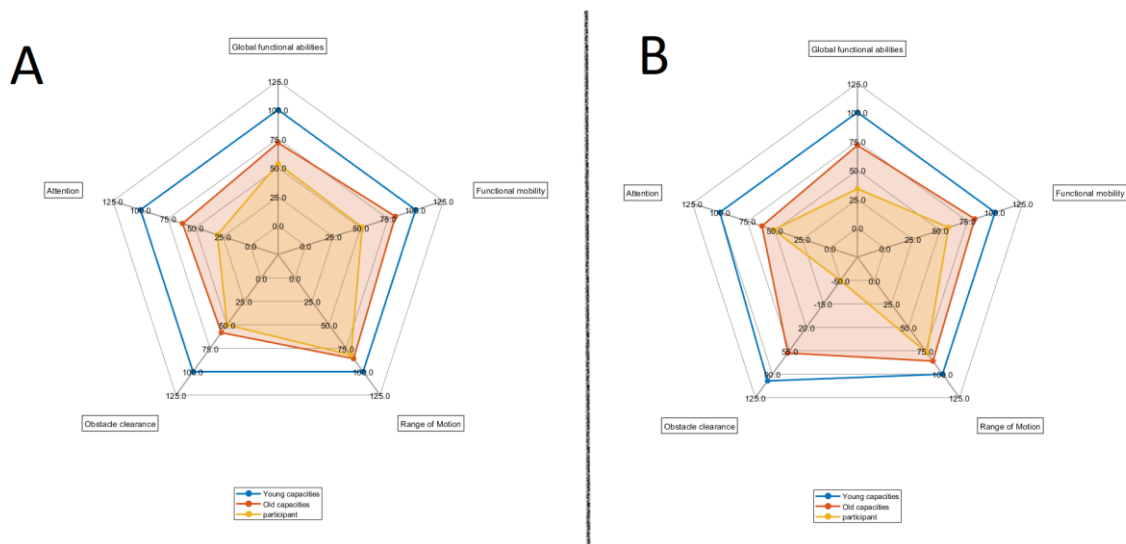


Figure 43. Spider plot des évaluations des 10e (A) et 14e (B) participants âgés à l'expérience virtuelle.

Enfin, certains participants ont un SCF très élevé et l'ensemble des modalités évaluées sont au-dessus des valeurs médianes d'une population de personnes âgées. Ce sont des profils qui ne semblent présenter aucun risque (Figure 44).

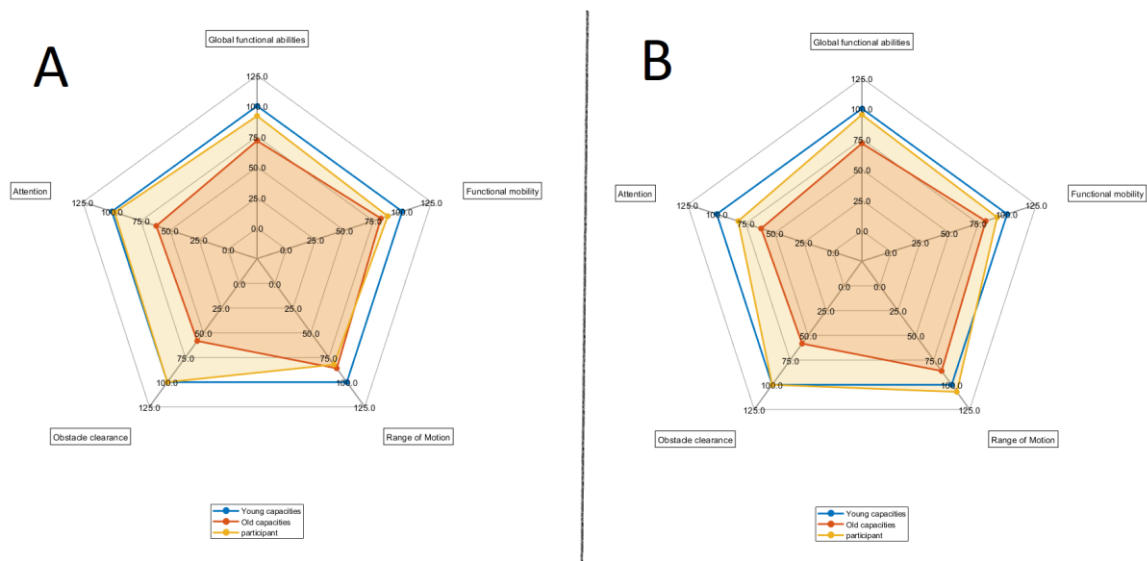


Figure 44. Spider plot des évaluations des 43e (A) et 50e (B) participants âgés à l'expérience virtuelle.

5.4.6 Discussion et interprétation

Il faut envisager cette étude comme une opportunité d'analyser l'intérêt et la faisabilité d'utiliser un dispositif de RVI comme support d'immersion pour évaluer des capacités perceptivo-motrices et également de mettre en œuvre une première version de modèle incluant des données multimodales basiques et reconnues. Un récent travail de recherche sur cette thématique a d'ailleurs conclu que la RVI pouvait être un outil puissant utilisé pour tester les personnes âgées en ce qui concerne les AVQ et aider à détecter le déclin fonctionnel et cognitif [210]. C'est ce que nous avons mis en œuvre et nous avons ainsi posé les bases méthodologiques de cet outil au regard de la littérature, en modélisant différents scores mais il faudra sans nul doute, comparer, affiner et améliorer ce modèle.

Tout d'abord, nous avons souhaité mesurer des variables spatio-temporelles pour caractériser les capacités locomotrices, ce qui a abouti à la création d'un SMF (Sc_1), déjà utilisé dans les études #2 et #3. La marche est le moyen de locomotion utilisé au cours de nos activités quotidiennes, il s'agit d'un indicateur global de santé générale reflétant l'autonomie d'une personne à travers sa mobilité [292]. Il existe un nombre illimité de variables disponibles à analyser mais certains paramètres spatio-temporels ciblés sont plus adaptés pour discriminer des capacités locomotrices entre une population saine et pathologique. Une revue de littérature incluant 65 articles a ainsi déterminé que la vitesse de marche, la cadence, et la longueur de pas

étaient les paramètres spatio-temporels les plus pertinents à évaluer lorsqu'on analyse la mobilité [42]. Dans le SMF, nous avons combiné les variables temps et nombre de pas, indicateurs automatisés facilement mesurables à travers un dispositif de RVI, qui représentaient indirectement ces paramètres puisque nous avons une distance fixe connue. En moyenne, les personnes âgées avaient un score de 78.74, c'est-à-dire que les capacités de mobilité moyenne des personnes âgées correspondaient à 78.74% des capacités optimales obtenues par des jeunes adultes. Cela est cohérent avec la littérature qui montre que les personnes âgées modifient leur vitesse de marche, et augmentent leur nombre de pas pour se déplacer, d'autant plus en conditions de double tâche [63]. Ainsi, ce SMF est un outil prometteur pour quantifier, identifier et influencer un accompagnement préventif individualisé d'une personne âgée, car plus il y a des diminutions de la vitesse de marche, de la cadence et de la longueur de pas, plus il y a une incidence élevée d'être en situation de fragilité et de perte d'autonomie [120, 293, 294].

Les capacités à franchir des obstacles sont également nécessaires à évaluer car les personnes âgées peuvent être confrontées dans leur quotidien à devoir enjamber un trottoir, ou un objet au sol entravant leur passage. Un rapport canadien a montré que 44% des chutes de sa population âgée était conséquente à un trébuchement sur un obstacle [295] et plus globalement, le trébuchement fait partie des deux causes majeures de chute avec les déséquilibres à la marche [296]. C'est en partant de ce constat que l'importance donnée à la capacité d'éviter efficacement un obstacle est devenue capitale, la capacité d'enjambement en locomotion adaptative étant primordiale pour maintenir une vie quotidienne sûre [297]. De nombreuses études à ce sujet ont été menées pour évaluer les marges de franchissement, à la fois en hauteur mais aussi en distance de décollage et d'atterrissage par rapport à l'obstacle prises par les personnes âgées. Ces études ont par ailleurs montré des stratégies de franchissement différentes avec les jeunes adultes. Les personnes âgées ont des marges de franchissement différentes entre décollage et atterrissage, mais surtout, réduisent leur vitesse pour limiter les risques de déséquilibre et adopter une stratégie sécurisante [127, 128, 298, 299]. Un score de franchissement d'obstacles a alors été créé prenant en compte à la fois la stratégie employée de franchissement ou de contournement et également la marge de franchissement en hauteur (Sc_2). L'avantage conséquent de la RVI réside dans la possibilité d'avoir des obstacles adaptables mais surtout, qui ne présentent *a priori* aucun danger pour la personne évaluée, puisqu'ils n'existent pas physiquement [300, 301]. Cela permet ainsi d'évaluer si la personne a franchi correctement l'obstacle ou a virtuellement buté dedans tout en restant en sécurité. A ce titre, il est plus judicieux de contourner un obstacle que de vouloir absolument le franchir, prendre un risque,

et trébucher dedans. Chez les personnes âgées, il est préférable pour un franchissement sûr, de contrôler le mouvement des membres de manière conservatrice que de l'ajuster pour l'efficacité énergétique [302, 303]. Enfin, la RVI permet de modifier l'environnement visuel dans lequel le franchissement d'obstacles se déroule, pouvant ainsi être évalué dans différents contextes.

Puis, nous avons évalué les capacités attentionnelles et de mémorisation des participants (Sc_3). Selon l'HAS, le déclin cognitif d'une personne se caractérise en premier lieu par des plaintes autour de la mémoire et de signes annonciateurs de changements durables de comportements ou d'activités. Actuellement, les troubles cognitifs correspondent à une altération d'une ou plusieurs fonctions cognitives et sont évalués en médecine générale par des entretiens ou des tests relativement basiques associés aux évaluations d'autonomie fonctionnelle (échelles AIVQ et AVQ présentées dans le paragraphe 2.1.4.2.a « a) L'échelle des activités de la vie quotidienne et activités instrumentales »). Dans le cadre des troubles attentionnels, on retrouve en commun dans les tests validés (Mini Mental State Examination [304], General Practitioner Cognition [305], 6-Item Impairment Test, Memory Impairment Screening, Codex ou encore les 5 mots du Dubois), une tâche pour laquelle il est demandé au sujet évalué de mémoriser des éléments (mots, adresses, chiffres,...) et de les rappeler en différé, la mémoire de travail est donc sollicitée. Nous avons ainsi reproduit cette même sollicitation mais dans un environnement immersif où des tableaux étaient disposés à différents endroits, le participant devait explorer visuellement l'environnement, les compter lors de son déplacement dans la pièce et s'en souvenir au moment de donner la réponse, évaluant sa capacité à traiter plusieurs informations en même temps. Cette tâche était réalisée avec et sans obstacles pour la complexifier et évaluer l'allocation des ressources sur la partie plutôt locomotrice ou plutôt attentionnelle, il est admis qu'effectuer deux tâches simultanées est très difficile pour les personnes rencontrant des difficultés attentionnelles [103]. Cette évaluation pourrait ainsi être utilisée comme diagnostic pour les difficultés d'exploration spatiale, de mémoire ou comme indicateur de capacités cognitives. La RVI offre l'avantage de reproduire une scène visuelle similaire pour chaque participant mais peut aussi permettre de complexifier et de modifier la tâche, en y ajoutant des informations ou des tableaux supplémentaires par exemple. Nos résultats montrent que les personnes âgées ont une performance bien inférieure à celle des jeunes adultes, démontrant qu'il y a une détérioration des capacités cognitives avec l'âge avancé. Cependant, c'est bien l'analyse individualisée de chaque individu qui semble être d'importance.

Pour terminer, nous avons mesuré des données cinématiques lors de la réalisation des différentes tâches. Nos scores précédents se sont attelés à évaluer des tâches fonctionnelles, qui sollicitent l'ensemble de la boucle du contrôle moteur. Dans ce dernier score, ce sont davantage des données chiffrées précises d'amplitudes de mouvement qui ont été relevées (Sc_4). Ces dernières sont régulièrement évoquées et étudiées dans la littérature pour discriminer des amplitudes dites normales de situations dites à risque ou pathologiques. Dans le cadre de l'analyse de la marche à travers une AQM par exemple, ce sont essentiellement les valeurs d'amplitudes articulaires des hanches, genoux et chevilles dans le plan sagittal qui sont analysées, et particulièrement, les valeurs maximales de flexion en phase d'oscillation du membre inférieur [35, 306]. Nous avons donc pris en considération ces valeurs pour les analyser, car il est possible de relever des éventuelles positions altérées, un manque ou un excès d'amplitude, une asymétrie ou des pics anormaux au niveau de ces articulations. De manière analogue, des études ont montré que la trajectoire du membre inférieur franchissant l'obstacle en premier était modulée par la hauteur de l'obstacle, c'est-à-dire que cela conduisait à des adaptations importantes du degré de flexion de la hanche, du genou et de la cheville [123, 127, 128]. Il est à noter que cela modulait également la cinématique du membre arrière [307, 308]. Dans ce cadre, nous avons évalué les amplitudes de mouvement maximales pour franchir les obstacles. La dernière amplitude de mouvement d'intérêt que nous avons mesurée est celle de l'élévation maximale du membre supérieur, qui est considérée comme une variable capitale pour réaliser la majorité des activités du quotidien [309, 310, 311].

5.4.7 Limites et perspectives

Il faut rappeler qu'il s'agit ici d'une méthode exploratoire pour évaluer les capacités fonctionnelles. Ce modèle est donc améliorable et devra être comparé pour être validé, les scores devront être affinés en lien avec les indicateurs nécessaires pour les praticiens de santé. Le dispositif mis en place permettait ainsi d'étudier de nombreuses variables mais choix a été fait de rester sur des indicateurs globaux facilement mesurables et interprétables pour les professionnels de santé de médecine générale qui doivent pouvoir l'effectuer aisément en consultation si l'on imagine un jour, déployer ce dispositif à grande échelle. Il existe par ailleurs déjà des outils précis qui permettent chacun dans leur domaine, d'évaluer de manière extrêmement précise une modalité du contrôle moteur souhaitée. L'outil créé dispose ici d'un

avantage conséquent d'évaluer dans un même temps, des aspects globaux et multimodaux du comportement humain.

Pour autant, bien que l'analyse reste globale, certains scores déterminés pourraient gagner en précision avec les innovations technologiques actuelles. On pourrait par exemple inclure dans le score attentionnel, l'analyse de la prise d'information à travers un eye-tracker directement intégré dans le visiocasque, ce qui permettrait de vérifier que la personne évaluée a exploré de manière exhaustive et adaptée l'environnement, et n'a pas donné une réponse au hasard. Au cours de notre expérimentation, des données d'orientation du visiocasque étaient relevées, permettant d'évaluer l'orientation de la tête et par extrapolation celle du regard. Cependant, cette donnée ne dissociait pas par principe, l'orientation de la tête et du regard, pouvant ainsi conduire à une erreur angulaire de plus de 20° dans l'interprétation de l'exploration visuelle, une incertitude trop importante pour être prise en considération.

D'autre part, les données anthropométriques de chaque individu n'étaient pas prises en considération pour le franchissement d'obstacles, il semble ainsi plus difficile pour une personne de petite taille de franchir l'obstacle de 0.25m plutôt qu'un grand gabarit. Ces données devront être prises en compte dans le développement d'une future version logiciel. A ce niveau, on peut également imaginer que les trajectoires du centre de masse, des amplitudes articulaires du membre inférieur au cours du franchissement d'obstacles puissent être analysées sur l'ensemble du cycle de franchissement d'obstacles, cela permettrait de confondre des données individualisées avec des données normées et de mettre en évidence de potentielles anomalies dans la stratégie motrice utilisée. Il s'agirait simplement de s'inspirer de ce qui est déjà réalisée dans l'analyse cinématique de la marche, effectuée lors d'un cycle de marche pour évaluer le pattern locomoteur.

Dans un dernier temps, nous souhaitons associer les valeurs recueillies à notre test avec les valeurs de tests reconnus. D'une part, avec la grille AGGIR, cependant, une limite importante de notre recrutement repose sur le fait que les personnes âgées incluses dans ce protocole étaient exclusivement des personnes en fin de parcours de réadaptation motrice sans aucune déficience cognitive avérée, signifiant qu'elles avaient toutes des capacités cognitivo-motrices assez proches sur les tests effectués en sortie de soin. D'autre part, avec le test TUG classique, mais tous les participants ne l'avaient pas effectué en fin de parcours de soin et nous n'avons pas prévu de le faire réaliser dans ce protocole de recherche, ce qui aurait finalement été très pertinent pour pouvoir comparer. La pluralité des profils d'une population âgée n'était donc pas respectée fidèlement, nous n'avons donc pas pu faire de comparaisons entre nos résultats et des tests validés actuellement. Il serait intéressant de pouvoir évaluer des personnes

avec différents niveaux de fragilité et d'autonomie pour avoir suffisamment de données associées à différents profils. Cela permettrait, lorsqu'une nouvelle personne effectue le test et dont on ne connaît pas le niveau d'autonomie et de fragilité, de l'associer avec un profil à risque ou non.

5.4.8 Conclusion

Le modèle d'évaluation des capacités fonctionnelles créé permet d'analyser différentes modalités du contrôle moteur lors de tâches fonctionnelles immersives, et permet dans sa forme, d'être un outil d'aide à la décision pour le professionnel de santé. Utiliser la RVI comme support d'immersion permet d'avoir des conditions d'évaluation valides et faciles à utiliser dans des environnements virtuels simulant des activités du quotidien. Les biomarqueurs mesurés au cours des différentes tâches de locomotion adaptative pourront servir de support pour orienter un parcours de soin individualisé et adapté aux capacités perceptivo-motrices de la personne, grâce à l'expertise d'un praticien de santé. Cet outil devra être comparé pour être validé et pourquoi pas, utilisé à plus grande échelle, il devra également sans nul doute être affiné et précisé en étant soumis à plus de personnes âgées ayant des profils de fragilité et d'autonomie différents. Cet outil pourrait alors devenir à terme, un modèle prédictif grâce à de l'intelligence artificielle.

VI) Discussion générale

La finalité de ce projet doctoral était d'étudier l'intérêt et la faisabilité d'utiliser un dispositif de RVI dans l'évaluation des capacités fonctionnelles d'un individu. La RVI est un dispositif aux avantages très prometteurs dans le domaine de la santé, déjà très utilisé et reconnu dans le domaine de la rééducation en particulier, et qui sera sans nul doute, de plus en plus intégré dans les processus d'évaluations du comportement humain. C'est dans cette philosophie que ces travaux de recherche ont été menés. Il s'agit d'une technologie apportant des situations immersives reproductibles, standardisées, maîtrisées, modifiables et adaptables aux enjeux poursuivis. Cela permet ainsi d'évaluer les capacités des individus de manière objective et chiffrée lorsqu'ils sont confrontés à des environnements immersifs simulant des activités quotidiennes. Cette thématique a néanmoins soulevé plusieurs problématiques. La première question naïve posée par les plus pragmatiques concernant la simulation d'environnements du quotidien est « pourquoi ne pratiquez-vous pas ces évaluations en situations réelles ? ». Cette question était tout à fait légitime et même pertinente. En effet, nous pourrions réaliser ces évaluations dans des environnements réels, sans les contraintes associées à la RVI, mais les tâches demandées d'un praticien à l'autre ne seraient pas standardisées, ne seraient pas réalisées dans les mêmes exactes conditions, les données recueillies seraient donc peu objectivables et comparables d'un individu à l'autre. Et puis, d'un point de vue purement organisationnel, comment évaluer les capacités d'individus face à des environnements totalement différents (cuisine, bureau, parc, train, ...) et ce, dans un même lieu et dans un temps court de consultation ? Autrement dit, l'avantage majeur en RVI repose sur le fait que toutes les tâches sont numérisées, applicables à tout instant et à tout moment, elles sont exactement similaires et standardisées d'un praticien à l'autre, les conditions de passation des tests sont ainsi reproductibles dans n'importe quel cabinet de médecine générale ou de centre de rééducation, ce qui n'est pas le cas avec des environnements réels. De plus, la RVI permet d'adapter et de modifier les environnements aux objectifs poursuivis tout en assurant une sécurité maximale.

Une fois cet aspect envisagé, d'autres interrogations en ont découlé « Le comportement moteur humain dans ces environnements immersifs est-il le même que celui dans des environnements physiques réels ? » et « le dispositif est-il accepté et les environnements perçus réalistement par les utilisateurs ? ». A ces questions, il était difficile de répondre avec autant d'affirmation que la question précédente, les études étant très rares lorsque ce projet de thèse a été élaboré. Les quelques résultats montraient qu'il y avait une baisse globale de la performance

motrice dans des environnements de RVI comparés à leurs équivalents en réel, mais que les personnes âgées n'éprouvaient pas de mal être à utiliser ce dispositif. A ce propos, il s'agissait surtout de personnes âgées qui étaient évaluées sur une première courte exposition, et non pas l'ensemble d'une population. Les effets de familiarisation à l'environnement n'avaient pas été évalués non plus. Nous avons donc mené des études successives pour répondre à ces questions qui étaient laissées partiellement sans réponse.

Ce travail de thèse a ainsi suivi une ligne directrice tout au long de son déroulement, pertinente et logique, pour laquelle chaque étude successive apportait sa contribution scientifique pour mener la suivante. Les deux premières études menées ont confirmé que l'utilisation d'un dispositif de RVI avait une influence significative sur le comportement moteur lors de la réalisation d'une tâche locomotrice de type TUG avec une augmentation du temps et du nombre de pas, à la fois chez une population âgée, mais également chez des jeunes adultes en pleine capacité. Cependant, cette baisse de la performance locomotrice évoquée à travers un score de mobilité fonctionnelle, était significativement plus marquée au sein de la population âgée, démontrant que le processus de vieillissement accentuait cette diminution. Cela nous a conduit à conclure que la baisse significative de la mobilité était dépendante à la fois des caractéristiques de l'expérience virtuelle mais aussi dépendante de l'âge. L'expérience immersive peut engendrer une sensation d'isolement au monde réel, des repères visuels diminués, et aussi un manque de stimulations multimodales auxquels nous ne sommes pas habitués. Outre ces limitations technologiques, le simple fait de découvrir un environnement numérique nouveau et inconnu, lors d'une exposition courte et sans être familiarisé avec, peut-être perturbant et en particulier chez les personnes âgées, affectées par la peur de chuter. Pour autant, ces études ont montré que les centres de programmation et d'exécution de la locomotion semblaient fonctionner de la même manière pour se déplacer en RVI, que l'on soit jeune ou âgé, les pattern moteurs généraux seraient conservés mais paramétrés différemment, se traduisant par une adaptation des stratégies motrices utilisées. L'utilisation de cette technologie semble donc pertinente dans l'évaluation de la mobilité.

Ces deux études ayant pour objectif de comparer les capacités locomotrices lors d'une tâche de type TUG entre un environnement réel et un environnement immersif ont été exposées à plusieurs limites apparentes. La première est d'avoir utilisé comme environnement immersif, un train virtuel plutôt que d'avoir simulé de manière similaire la pièce physique d'expérimentation. Le cas échéant, cela aurait permis d'évaluer uniquement l'impact du dispositif de RVI sans influence de l'environnement immersif lui-même. Pour autant, ce cas de

figure aurait été valable si tout visiocasque commercialisé avait les mêmes caractéristiques techniques et tout software était de qualité équivalente à l'utilisation. N'étant pas le cas, nous avons considéré ici l'utilisation de la RVI comme un ensemble indissociable composé des équipements RVI et de l'environnement numérique immersif. D'autre part, le visiocasque utilisé au cours de l'expérimentation était filaire, obligeant une personne tierce à suivre le participant pour qu'il ne trébuche pas dans le câble. Cette présence permanente à proximité de l'individu a certainement contribué à une certaine réserve dans l'engagement. Enfin, l'expérience virtuelle proposée n'incluait pas de représentation corporelle à travers l'utilisation d'un avatar virtuel, les études ont confirmé depuis l'importance de cette représentation corporelle colocalisée dans la précision des interactions avec l'environnement. Nos résultats ont d'ailleurs suggéré que ce manque pouvait être délétère pour les personnes âgées qui sont davantage visuo-dépendantes et qui ont besoin de feedback corporels visuels et proprioceptifs pour se déplacer et agir dans l'espace. Ces lacunes et limites ont dès lors été corrigées dans le développement des environnements immersifs utilisés dans la poursuite du projet de recherche.

Nous avons pour la suite de nos études et pour atteindre la finalité de ce projet de recherche, développé un nouvel environnement immersif se basant bien évidemment sur les résultats et limites des études précédentes. Nous avons alors proposé des situations immersives considérablement enrichies, en ne se contentant plus de ne réaliser que des déplacements simples en locomotion automatisée, mais en réalisant également des manipulations et des interactions avec l'environnement, tout en sollicitant des capacités de locomotion adaptative. Une représentation corporelle colocalisée était cette fois disponible sous la forme d'un avatar humanoïde. Ces environnements, dans la même philosophie que pour le scénario train, évolutifs et modulables, représentaient des scènes familières du quotidien, à savoir une cuisine et un bureau. Cela a permis d'évaluer le comportement moteur dans des environnements diversifiés, contextualisés et porteurs de sens pour la personne.

Les résultats de nos deux premières études ont fait émerger l'hypothèse qu'un processus d'apprentissage et de familiarisation au dispositif de RVI puisse améliorer la performance motrice au cours du temps et réduise l'écart entre les stratégies locomotrices utilisées en réel et en RVI, ce qui justifierait encore plus de son utilisation dans l'évaluation des capacités d'un individu. C'est donc un élément que nous avons évalué. Les résultats ont montré qu'il existait en effet une amélioration significative de la performance motrice lors d'une exposition prolongée et diversifiée à des situations immersives, sous-tendant un effet de familiarisation et/ou d'apprentissage. Cela est d'autant plus marqué chez les personnes âgées qui amélioreraient

significativement plus leur score de mobilité fonctionnelle que les jeunes adultes. Si l'on met en parallèle ces résultats avec les résultats de l'étude #2, cela semble cohérent, puisque les jeunes adultes réduisaient de base, significativement moins leur performance motrice en première exposition à de la RVI que les personnes âgées, il est donc logique que leur amélioration après une familiarisation soit moins importante que celles des personnes âgées. D'autres éléments s'ajoutent à cela, en particulier, l'aspect psychologique qui semble avoir joué un rôle crucial. En effet, les personnes âgées en première exposition à de la RVI peuvent subir une anxiété et une peur de chuter qui les contraignent à adapter leur stratégie locomotrice pour la rendre plus sécurisée, moins risquée. Lors d'une exposition prolongée, un fort sentiment de sécurité s'installe, ainsi qu'une accoutumance à l'environnement visuel proposé, contribuant à transformer l'image perçue d'un environnement virtuel nouveau et inconnu en un environnement immersif familier, stable et rassurant, la peur de chuter diminue alors, et l'engagement dans la tâche augmente.

Les résultats associés des études #1, #2 et #3 sont dès lors absolument essentiels à prendre en considération dans l'interprétation d'une évaluation motrice d'un individu basé sur l'utilisation d'un dispositif de RVI. En effet, une évaluation réalisée lors d'une première courte exposition à la RVI doit considérer que la performance motrice est à la fois liée à la découverte du dispositif et à la fois aux capacités de la personne. Plus concrètement, la performance motrice mesurée en première exposition est plus basse que les capacités réelles de la personne. En revanche, une évaluation réalisée après une période prolongée de familiarisation avec un environnement virtuel diversifié, à haut niveau d'immersion et d'interaction, représente de manière beaucoup plus fidèle les capacités de la personne, les effets liés à la découverte du dispositif sur le contrôle moteur étant largement atténués. Cela étant d'autant plus vrai pour les personnes âgées, comme nous l'avons décrit précédemment. Dans notre dernière étude #4, ces résultats ont partiellement été pris en compte pour créer le modèle d'évaluation des capacités fonctionnelles puisque ce sont les données des mêmes participants qui ont été traitées dans les études #3 et #4. Nous pouvons donc considérer que le début d'expérience était biaisé par le manque de familiarisation avec le dispositif de RVI, c'est pourquoi nous n'avons pas inclus la première condition de référence dans la création de notre modèle pour tenter de pallier cette limite.

Grâce aux études précédemment citées, nous avons circonscrit un nombre important d'effets liés à l'utilisation d'un dispositif de RVI sur le comportement, et ce, en fonction de l'âge et savons désormais les quantifier pour les prendre en compte. La dernière étude avait

plutôt pour objectif d'évaluer l'intérêt concret d'utiliser la RVI à des fins d'évaluation du comportement perceptivo-moteur. En effet, pour rappel, l'objectif final de ce projet de thèse était de savoir si la RVI pouvait permettre de mettre en œuvre des conditions d'évaluation du comportement, valides et réalisables, en proposant des situations immersives contextualisées à des situations du quotidien. Les expérimentations en étude #4 ont confirmé que ce dispositif était facilement utilisable et fortement accepté, tous les participants ayant réussi à accomplir l'ensemble des tâches jusqu'au bout, sans être physiquement et psychiquement incommodés et sans se mettre en danger. Ces constatations ont été primordiales puisque sans acceptabilité envers ce dispositif, aucun modèle n'aurait pu être créé. L'outil utilisé étant destiné aux praticiens de santé mais aussi et surtout, au service du patient. Les prérequis étant validés, nous avons pu effectuer l'ensemble des conditions prévues et créer *a posteriori*, une modélisation quantifiant différents aspects du comportement moteur associés insidieusement à un niveau d'autonomie.

En effet, l'ensemble des tâches fonctionnelles proposées étaient ainsi faites que les différentes modalités, perception, décision et action du contrôle moteur étaient sollicitées pour les réaliser, en particulier dans les situations de multitâches. Cela nous a permis d'évaluer des capacités de mobilité fonctionnelle, recourant à des stratégies de locomotion automatique et adaptative au cours d'un déplacement, d'évaluer des capacités de franchissement d'obstacles, recourant à des stratégies d'évitement ou de contournement, d'évaluer des capacités attentionnelles, à travers des stratégies d'exploration visuelle et de mémorisation ; et enfin de quantifier des mobilités articulaires maximales de segments corporels d'intérêt au cours de la réalisation de ces différentes tâches. Le niveau de réussite à ces tâches permettait alors de désigner un niveau de capacités fonctionnelles global, qui représente finalement un degré d'autonomie à réaliser des activités du quotidien.

L'inclusion de 50 jeunes en pleine santé et 50 personnes âgées a ainsi permis de déterminer des valeurs seuils de référence. Une limite est néanmoins persistante dans notre inclusion, concernant l'échantillon de personnes âgées. Nous aurions aimé comparer nos résultats avec des tests existants et validés dans la littérature, cependant cela n'a pas été possible car l'ensemble des participants âgés avaient des résultats similaires ou inconnus sur ces tests reconnus. Etant donné que chaque participant inclus était en fin de programme de réadaptation, prêt à sortir du parcours de soin et donc fonctionnellement apte à maîtriser les activités basiques du quotidien, les résultats à leurs évaluations étaient plus ou moins équivalents, les profils étaient donc assez homogènes. Une pluralité de profil sera nécessaire pour affiner le modèle et

associer les valeurs mesurées à des profils de fragilité et d'autonomie variables. L'outil devra donc être validé par comparaisons des résultats avec d'autres tests existants et par réplicabilité.

Pour finir, nous avons utilisé les environnements immersifs dans un but d'évaluation des capacités à un instant t mais nous pourrions très bien l'envisager comme outil de réadaptation, les activités virtuelles pourraient servir de support d'apprentissage répétées plusieurs fois, car il s'agit d'entraînements moteurs engageants, interactifs et spécifiques. L'apprentissage moteur serait en effet favorisé par des contextes environnementaux changeants, des exigences physiques variables, des résolutions de problèmes ou la présentation aléatoire de tâches. Il faudrait néanmoins évaluer comment les compétences acquises se transfèrent et se généralisent au monde réel, mais la RVI a tous les potentiels pour être aussi utilisée comme outil d'apprentissage, et en particulier son caractère ludique et plaisant qui maintient la motivation et l'engagement dans le temps.

VII) Perspectives

7.1 Outil diagnostique et/ou prédictif

Ce travail de thèse a ouvert beaucoup d'intérêt et de perspectives dans la poursuite de ce que nous avons engagé et créé. Il serait en effet extrêmement intéressant et pertinent d'associer les résultats des évaluations perceptivo-motrices proposées de chaque individu, à un accompagnement et parcours de soin personnalisé, individualisé et orienté en fonction du niveau déterminé pour chaque modalité évaluée ainsi que le niveau global de capacités fonctionnelles. Plus concrètement, cet outil pourrait permettre aux praticiens de santé, d'analyser des modalités précises de la boucle du contrôle moteur, lors de tâches fonctionnelles sollicitant des déplacements, des manipulations, des prises d'informations et de décisions. Cela permettrait d'avoir des résultats différenciés dans le but d'orienter le plus pertinemment possible le parcours de soin nécessaire à la personne pour maintenir ou gagner en autonomie. Un participant ayant des lacunes sur les conditions de nature attentionnelle avec toutes les capacités motrices serait par exemple, orienté vers un accompagnement visant à limiter la perte de capacités cognitives. Dans la même optique, ce dispositif pourrait également servir d'outil diagnostique pour la maladie d'Alzheimer par exemple. En effet, si le dispositif permet de montrer que la personne a correctement exploré l'environnement visuel, a pris correctement les informations à mémoriser mais au moment de la réponse, s'est trompé, alors il y a certainement

une altération des capacités de mémoire de travail. Cet outil diagnostic se révèle véritablement prometteur à différents égards et nécessitera très certainement, une collaboration avec les professionnels de santé spécialisés pour développer cet aspect.

Dans une philosophie analogue, cet outil pourrait devenir une méthode prédictive du risque de chute, mais il faudrait un nombre conséquent de participants pour définir et agrémente le modèle. Pour cela, il serait nécessaire de connaître l'historique de chutes à différentes temporalités des individus ayant réalisé l'expérimentation et d'associer les mesures effectuées avec des profils de chute. Cela permettrait d'avoir une base de données, associée à des patients numériques, qui pourrait contribuer à déterminer des indicateurs pertinents du risque de chute. Il s'agirait d'utiliser une méthode algorithmique d'apprentissage dite « *machine learning* », basée sur de l'apprentissage supervisé probabiliste. Plus concrètement, les mesures effectuées au cours de l'expérimentation, en termes de mobilité, de franchissement d'obstacles, d'attention ou d'amplitudes de mouvement constitueraient les données d'entrées et seraient alors associées à une donnée de sortie que serait l'historique de chutes post-expérimentation. A terme, dans l'hypothèse d'un modèle prédictif robuste, l'intelligence artificielle pourrait déterminer si un participant effectuant l'ensemble des évaluations est à risque de chute ou non. Une grille d'évaluation automatisée prenant en compte la pondération des modalités perception-cognition-décision-action du contrôle moteur pourrait également être proposée. On peut imaginer exactement la même réflexion avec la détermination d'un niveau de fragilité, pour prédire si la personne est à risque ou non.

7.2 Expérience virtuelle et sentiment de présence

Le sentiment de présence, non évoqué jusqu'alors mais que nous avons mesuré, semble également être un élément essentiel à prendre en compte au cours d'une expérience virtuelle pour simuler des tâches du quotidien. Ce dernier qualifie la qualité perçue de l'expérience virtuelle vécue, il a été évalué chez les personnes âgées et chez les jeunes adultes au cours des deux protocoles de RVI. Les résultats étaient extrêmement intéressants et instructifs et c'est pourquoi nous devons les évoquer (Figure 45 et Figure 46). Bien que les échantillons évalués sont différents d'un protocole à l'autre, les résultats semblent nous démontrer que l'enrichissement global de l'expérience virtuelle, à travers l'augmentation importante des interactions avec l'environnement, la pluralité des situations et tâches immersives effectuées, mais aussi les améliorations techniques du visiocasque et la présence d'un avatar, ont permis d'augmenter sensiblement le sentiment de présence, et ce, dans tous les domaines, que ce soit

en termes de réalisme, de présence spatiale mais surtout d'implication. Cela signifie que plus l'expérience virtuelle est enrichie, avec des déplacements et des interactions multimodales, plus la sensation d'agir dans l'environnement virtuel concourt à se sentir comme dans un environnement habituel. Ces éléments semblent donc essentiels à prendre en compte dans le développement d'environnements immersifs utilisés dans l'évaluation du comportement moteur.

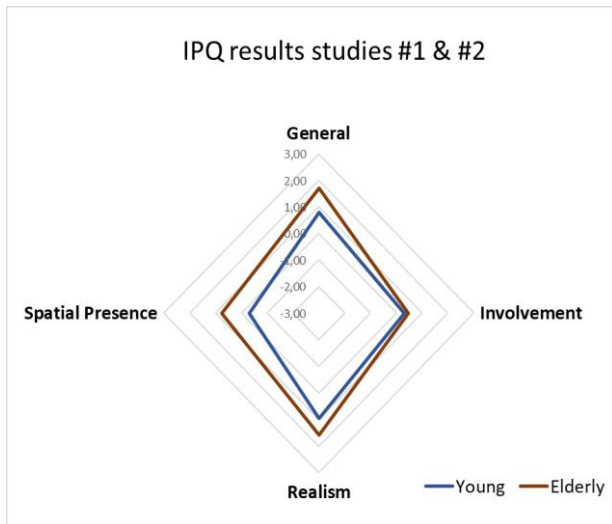


Figure 45. Résultats IPQ des études 1 et 2.

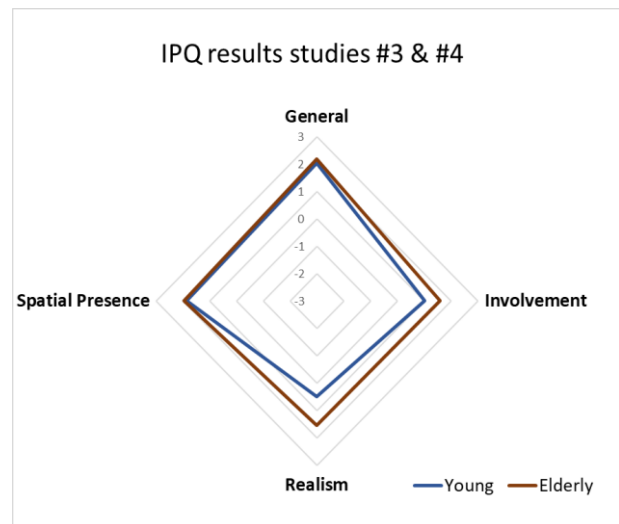


Figure 46. Résultats IPQ des études 3 et 4.

Le développement actuel des visiocasques autonomes devrait favoriser grandement ce sentiment de présence. Il s'agit de dispositifs très légers, peu contraignants, qui se trackent de manière autonome et surtout, qui ne nécessitent pas d'être liés à un ordinateur, ils ont leur propre processeur et afficheur intégré. Ils sont donc très mobiles, avec des possibilités de déplacements et d'interactions beaucoup plus élargies, permettant plus de libertés dans l'environnement virtuel proposé. Ces visiocasques devraient ainsi très probablement être utilisés dans les futures expériences virtuelles pour leur facilité d'utilisation et leur qualité d'immersion.

Les dispositifs innovants de RVI ont donc des pistes d'amélioration et d'évolution qu'il faudra suivre dans les années futures pour les intégrer dans le cadre d'évaluation du comportement perceptivo-moteur.

VIII) Conclusions

Les études consécutives que nous avons réalisées ont permis de quantifier les principaux effets liés à l'utilisation d'un dispositif de RVI sur le comportement moteur et nous sommes donc désormais capables de les intégrer et de les prendre en compte dans le cadre d'une évaluation motrice basée sur la réalisation de tâches en situations immersives. En effet, nous avons mis en lumière que lors d'une première et courte exposition à un environnement virtuel, une baisse de la performance motrice était mesurée quel que soit l'âge, signifiant que les caractéristiques de l'expérience virtuelle conduisaient à réduire la mobilité de prime abord. Cette baisse était néanmoins accentuée par le processus de vieillissement, démontrant un effet supplémentaire dépendant de l'âge. Pour autant, nous avons montré que cet écart de performance pouvait être significativement réduit par une exposition diversifiée et prolongée à des situations immersives, permettant de transformer l'image d'un environnement nouveau et inconnu en l'image d'un environnement virtuel sécurisé et rassurant. Cet effet de familiarisation permet en effet de s'engager plus naturellement dans l'environnement virtuel et d'améliorer la mobilité, en particulier chez les personnes âgées. Ces résultats sont essentiels à prendre en compte dans la perspective d'une évaluation motrice basée sur une immersion en RVI, avant laquelle une période de familiarisation est conseillée afin d'atténuer significativement les conséquences de l'appréhension et de découverte du dispositif sur le comportement moteur.

Enfin, ce projet de recherche a démontré l'intérêt d'utiliser un dispositif de RVI pour analyser le comportement perceptivo-moteur en situations immersives simulant des activités du quotidien. Nous l'avons employé dans un objectif d'évaluation, mais nous pourrions très bien l'envisager comme outil de prédiction ou de réadaptation. Les situations immersives sont maîtrisées, numérisées et modifiables mais surtout, les tâches proposées sont engageantes, interactives et spécifiques. Cela permet de confronter les utilisateurs à des environnements diversifiés, nécessitant des capacités d'adaptation, des biomarqueurs du comportement peuvent être aisément évalués. La RVI permet donc à ce niveau, de faire varier à l'infini les expériences virtuelles et d'adapter de manière individualisée les situations proposées au regard des objectifs poursuivis. Les dispositifs de RVI peuvent alors être utilisés par les professionnels de santé en complément des outils déjà existants.

Bibliographie

- [1] **Hess, W.**, “Teleokinetisches und ereismatisches Kräftesystem in der Biomotorik,” *Helv Physiol Pharmacol Acta*, (1943)
- [2] **Kerlirzin, Y., G. Dietrich, and S. Vieilledent**, “Le contrôle moteur: organisation et contrôle du mouvement,” Presses universitaires de France, Paris (2009).
- [3] **Leplat, J., and J. Pailhous**, “L’acquisition Des Habiletés Mentales: La Place Des Techniques,” *Le Travail Humain*, **44** (2), pp. 275–282 (1981)
- [4] **Sherrington, C.**, “The integrative action of the nervous system,” New Haven: Yale University Press ed., (1906).
- [5] **Rigal, R.**, “Motricité humaine: fondements et applications pédagogiques,” 3e éd ed., Presses de l’Université du Québec, Sainte-Foy (2002).
- [6] **Paillard, J.**, “Cognitive Versus Sensorimotor Encoding of Spatial Information,” in P. Ellen and C. Thinus-Blanc, eds., , “Cognitive Processes and Spatial Orientation in Animal and Man: Volume II Neurophysiology and Developmental Aspects,” Springer Netherlands, Dordrecht, pp. 43–77 (1987).
- [7] **Danion, F., and L. Marin**, “Neurosciences comportementales: contrôle du mouvement et apprentissage moteur,” 2e éd ed., Ellipses, Paris (2019).
- [8] **Hicheur, H.**, “Contrôle et guidage de la locomotion humaine,” 2006. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00161881>
- [9] **Winter, D.**, “Human balance and posture control during standing and walking,” *Gait & Posture*, **3** (4), pp. 193–214 (1995)
- [10] **Deliagina, T.G., P.V. Zelenin, and G.N. Orlovsky**, “Encoding and decoding of reticulospinal commands,” *Brain Research Reviews*, **40** (1), pp. 166–177 (2002)
- [11] **Roll, R., A. Kavounoudias, and J.-P. Roll**, “Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness,” *NeuroReport*, **13** (15), pp. 1957–1961 (2002)
- [12] **Paillard, T.**, “Posture et équilibration humaines,” De Boeck Supérieur, (2016).
- [13] **Horak, F.B.**, “Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?,” *Age and Ageing*, **35** (suppl_2), pp. ii7–ii11 (2006)
- [14] **Massion, J.**, “Postural control system,” *Current Opinion in Neurobiology*, **4** (6), pp. 877–887 (1994)
- [15] **Bouisset, S.**, “Relationship between postural support and intentional movement: biomechanical approach,” *Archives Internationales De Physiologie, De Biochimie Et De Biophysique*, **99** (5), pp. A77-92 (1991)
- [16] **Bouisset, S., and M. Zattara**, “A sequence of postural movements precedes voluntary movement,” *Neuroscience Letters*, **22** (3), pp. 263–270 (1981)

- [17] **Bouisset, S., and M. Zattara**, “Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement,” *Journal of Biomechanics*, **20** (8), pp. 735–742 (1987)
- [18] **Massion, J.**, “Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination,” *Progress in Neurobiology*, **38** (1), pp. 35–56 (1992)
- [19] **Belen’kii, V.E., V.S. Gurfinkel’, and E.I. Pal’tsev**, “Control elements of voluntary movements,” *Biofizika*, **12** (1), pp. 135–141 (1967)
- [20] **Le Bozec, S., S. Bouisset, and C. Ribreau**, “Postural control in isometric ramp pushes: the role of Consecutive Postural Adjustments (CPAs),” *Neuroscience Letters*, **448** (3), pp. 250–254 (2008)
- [21] **Earhart, G.M.**, “Dynamic control of posture across locomotor tasks,” *Movement Disorders*, **28** (11), pp. 1501–1508 (2013)
- [22] **Purves, D., G.J. Augustine, D. Fitzpatrick, W. Hall, A.-S. LaMantia, and L. White**, “Neurosciences,” De Boeck Supérieur, (2019).
- [23] **Paillard, T.**, “Cerveau, posture & mouvement,” De Boeck supérieur, Louvain-la-Neuve (2021).
- [24] **Zwergal, A., C. la Fougère, S. Lorenzl, et al.**, “Functional disturbance of the locomotor network in progressive supranuclear palsy,” *Neurology*, **80** (7), pp. 634–641 (2013)
- [25] **Clark, D.J.**, “Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies,” *Frontiers in Human Neuroscience*, **9**, (2015)
- [26] **Zwergal, A., J. Linn, G. Xiong, T. Brandt, M. Strupp, and K. Jahn**, “Aging of human supraspinal locomotor and postural control in fMRI,” *Neurobiology of Aging*, **33** (6), pp. 1073–1084 (2012)
- [27] **Nutt, J.G., F.B. Horak, and B.R. Bloem**, “Milestones in gait, balance, and falling,” *Movement Disorders*, **26** (6), pp. 1166–1174 (2011)
- [28] **Herold, F., P. Wiegel, F. Scholkmann, A. Thiers, D. Hamacher, and L. Schega**, “Functional near-infrared spectroscopy in movement science: a systematic review on cortical activity in postural and walking tasks,” *Neurophotonics*, **4** (4), p. 041403 (2017)
- [29] **Takakusaki, K.**, “Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control,” *Journal of Movement Disorders*, **10** (1), pp. 1–17 (2017)
- [30] **Mirelman, A., I. Maidan, H. Bernad-Elazari, et al.**, “Increased frontal brain activation during walking while dual tasking: an fNIRS study in healthy young adults,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, **11** (1), p. 85 (2014)
- [31] **Higuchi, T.**, “Visuomotor Control of Human Adaptive Locomotion: Understanding the Anticipatory Nature,” *Frontiers in Psychology*, **4**, (2013)
- [32] **Auvinet, B.**, “Traité de la marche et de la démarche: la marche, un biomarqueur des maladies neurodégénératives,” Sauramps médical, Montpellier (2021).

- [33] **Hollman, J.H., E.M. McDade, and R.C. Petersen**, “Normative spatiotemporal gait parameters in older adults,” *Gait & Posture*, **34** (1), pp. 111–118 (2011)
- [34] **Lord, S.E., P.W. Halligan, and D.T. Wade**, “Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale,” *Clinical Rehabilitation*, **12** (2), pp. 107–119 (1998)
- [35] **Carcreff, L., A. Bonnefoy-Mazure, G.D. Coulon, and S. Armand**, “Analyse quantifiée de la marche,” *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, (93), pp. 7–21 (2016)
- [36] **Noonan, K.J., S. Halliday, R. Browne, S. O’Brien, K. Kayes, and J. Feinberg**, “Interobserver Variability of Gait Analysis in Patients With Cerebral Palsy,” *Journal of Pediatric Orthopaedics*, **23** (3), pp. 279–287 (2003)
- [37] **Skaggs, D.L., S.A. Rethlefsen, R.M. Kay, S.W. Dennis, R.A.K. Reynolds, and V.T. Tolo**, “Variability in Gait Analysis Interpretation,” *Journal of Pediatric Orthopaedics*, **20** (6), pp. 759–764 (2000)
- [38] **Laudanski, A., B. Brouwer, and Q. Li**, “Measurement of Lower Limb Joint Kinematics using Inertial Sensors During Stair Ascent and Descent in Healthy Older Adults and Stroke Survivors,” *Journal of Healthcare Engineering*, **4**, pp. 555–576 (NaN/NaN/NaN)
- [39] **Mazuquin, B.F., J.P. Batista, L.M. Pereira, et al.**, “Kinematic Gait Analysis Using Inertial Sensors with Subjects after Stroke in Two Different Arteries,” *Journal of Physical Therapy Science*, **26** (8), pp. 1307–1311 (2014)
- [40] **Bertoli, M., A. Cereatti, D. Trojaniello, et al.**, “Estimation of spatio-temporal parameters of gait from magneto-inertial measurement units: multicenter validation among Parkinson, mildly cognitively impaired and healthy older adults,” *BioMedical Engineering OnLine*, **17** (1), p. 58 (2018)
- [41] **Howcroft, J., J. Kofman, and E.D. Lemaire**, “Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, **10** (1), p. 91 (2013)
- [42] **Roberts, M., D. Mongeon, and F. Prince**, “Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait,” *Physical Therapy and Rehabilitation*, **4** (1), p. 6 (2017)
- [43] **Di Rosa, M., J.M. Hausdorff, V. Stara, et al.**, “Concurrent validation of an index to estimate fall risk in community dwelling seniors through a wireless sensor insole system: A pilot study,” *Gait & Posture*, **55**, pp. 6–11 (2017)
- [44] **Nuzik, S., R. Lamb, A. VanSant, and S. Hirt**, “Sit-to-Stand Movement Pattern: A Kinematic Study,” *Physical Therapy*, **66** (11), pp. 1708–1713 (1986)
- [45] **Aissaoui, R., and J. Dansereau**, “Biomechanical analysis and modelling of sit to stand task: a literature review,” *IEEE SMC’99 Conference Proceedings. 1999 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (Cat. No.99CH37028)*, (1999), 141–146 vol.1.

- [46] **Imms, F.J., and O.G. Edholm**, “Studies of Gait and Mobility in the Elderly,” *Age and Ageing*, **10** (3), pp. 147–156 (1981)
- [47] **Podsiadlo, D., and S. Richardson**, “The Timed ‘Up & Go’: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons,” *Journal of the American Geriatrics Society*, **39** (2), pp. 142–148 (1991)
- [48] **Vienne, A., R.P. Barrois, S. Buffat, D. Ricard, and P.-P. Vidal**, “Inertial Sensors to Assess Gait Quality in Patients with Neurological Disorders: A Systematic Review of Technical and Analytical Challenges,” *Frontiers in Psychology*, **8**, (2017)
- [49] **Katz, S., A.B. Ford, R.W. Moskowitz, B.A. Jackson, and M.W. Jaffe**, “Studies of Illness in the Aged: The Index of ADL: A Standardized Measure of Biological and Psychosocial Function,” *JAMA*, **185** (12), pp. 914–919 (1963)
- [50] **Katz, S., T.D. Downs, H.R. Cash, and R.C. Grotz**, “Progress in Development of the Index of ADL1,” *The Gerontologist*, **10** (1_Part_1), pp. 20–30 (1970)
- [51] **Lawton, M.P., and E.M. Brody**, “Assessment of older people : self-maintaining and instrumental activities of daily living,” *Nursing Research*, **19** (3), p. 278 (1970)
- [52] **Mlinac, M.E., and M.C. Feng**, “Assessment of Activities of Daily Living, Self-Care, and Independence,” *Archives of Clinical Neuropsychology*, **31** (6), pp. 506–516 (2016)
- [53] **Boyle, P.A., R.A. Cohen, R. Paul, D. Moser, and N. Gordon**, “Cognitive and motor impairments predict functional declines in patients with vascular dementia,” *International Journal of Geriatric Psychiatry*, **17** (2), pp. 164–169 (2002)
- [54] **Cahn-Weiner, D.A., S.T. Farias, L. Julian, et al.**, “Cognitive and neuroimaging predictors of instrumental activities of daily living,” *Journal of the International Neuropsychological Society*, **13** (5), pp. 747–757 (2007)
- [55] **Farias, S.T., L.Q. Park, D.J. Harvey, et al.**, “Everyday Cognition in Older Adults: Associations with Neuropsychological Performance and Structural Brain Imaging,” *Journal of the International Neuropsychological Society*, **19** (4), pp. 430–441 (2013)
- [56] **Broe, G.A., A.F. Jorm, H. Creasey, et al.**, “Impact of chronic systemic and neurological disorders on disability, depression and life satisfaction,” *International Journal of Geriatric Psychiatry*, **13** (10), pp. 667–673 (1998)
- [57] **Millán-Calenti, J.C., J. Tubío, S. Pita-Fernández, et al.**, “Prevalence of functional disability in activities of daily living (ADL), instrumental activities of daily living (IADL) and associated factors, as predictors of morbidity and mortality,” *Archives of Gerontology and Geriatrics*, **50** (3), pp. 306–310 (2010)
- [58] **Gaugler, J.E., S. Duval, K.A. Anderson, and R.L. Kane**, “Predicting nursing home admission in the U.S: a meta-analysis,” *BMC Geriatrics*, **7** (1), p. 13 (2007)
- [59] **Moore, D.J., B.W. Palmer, T.L. Patterson, and D.V. Jeste**, “A review of performance-based measures of functional living skills,” *Journal of Psychiatric Research*, **41** (1), pp. 97–118 (2007)

- [60] **Marois, R., and J. Ivanoff**, “Capacity limits of information processing in the brain,” *Trends in Cognitive Sciences*, **9** (6), pp. 296–305 (2005)
- [61] **Hall, C.D., K.V. Echt, S.L. Wolf, and W.A. Rogers**, “Cognitive and Motor Mechanisms Underlying Older Adults’ Ability to Divide Attention While Walking,” *Physical Therapy*, **91** (7), pp. 1039–1050 (2011)
- [62] **Hausdorff, J.M., A. Schweiger, T. Herman, G. Yogev-Seligmann, and N. Giladi**, “Dual Task Decrements in Gait among Healthy Older Adults: Contributing Factors,” *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, **63** (12), pp. 1335–1343 (2008)
- [63] **Hollman, J.H., F.M. Kovash, J.J. Kubik, and R.A. Linbo**, “Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking,” *Gait & Posture*, **26** (1), pp. 113–119 (2007)
- [64] **Al-Yahya, E., H. Dawes, L. Smith, A. Dennis, K. Howells, and J. Cockburn**, “Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis,” *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, **35** (3), pp. 715–728 (2011)
- [65] **Yogev-Seligmann, G., J.M. Hausdorff, and N. Giladi**, “The role of executive function and attention in gait,” *Movement Disorders*, **23** (3), pp. 329–342 (2008)
- [66] **Montero-Odasso, M., A. Casas, K.T. Hansen, et al.**, “Quantitative gait analysis under dual-task in older people with mild cognitive impairment: a reliability study,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, **6** (1), pp. 1–6 (2009)
- [67] **Muir, S., M. Speechley, J. Wells, M. Borrie, K. Gopaul, and M. Montero-Odasso**, “Gait assessment in mild cognitive impairment and Alzheimer’s disease: The effect of dual-task challenges across the cognitive spectrum,” *Gait & posture*, **35**, pp. 96–100 (2011)
- [68] **Al-Yahya, E., W. Mahmoud, D. Meester, P. Esser, and H. Dawes**, “Neural Substrates of Cognitive Motor Interference During Walking; Peripheral and Central Mechanisms,” *Frontiers in Human Neuroscience*, **12**, (2019)
- [69] **Vergheze, J., G. Kuslansky, R. Holtzer, et al.**, “Walking While Talking: Effect of Task Prioritization in the Elderly,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **88** (1), pp. 50–53 (2007)
- [70] **Schaefer, S., M. Schellenbach, U. Lindenberger, and M. Woollacott**, “Walking in high-risk settings: Do older adults still prioritize gait when distracted by a cognitive task?,” *Experimental Brain Research*, **233** (1), pp. 79–88 (2015)
- [71] **Institut national de la santé et de la recherche médicale**, “Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées · Inserm, La science pour la santé,” 2015. <https://www.inserm.fr/expertise-collective/activite-physique-et-prevention-chutes-chez-personnes-agees/>
- [72] **Vellas, B.**, “Fragilité des personnes âgées et prévention de la dépendance,” *Bulletin de l’Académie Nationale de Médecine*, **197** (4–5), pp. 1009–1019 (2013)

- [73] **Fried, L.P., C.M. Tangen, J. Walston, et al.**, “Frailty in older adults: evidence for a phenotype,” *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, **56** (3), pp. M146-156 (2001)
- [74] **ROCKWOOD, K., K. STADNYK, C. MACKNIGHT, L. MCDOWELL, R. HEBERT, and D.B. HOGAN**, “A brief clinical instrument to classify frailty in elderly people,” *A brief clinical instrument to classify frailty in elderly people*, **353** (9148), pp. 205–206 (1999)
- [75] **Lipsitz, L.A.**, “Physiological Complexity, Aging, and the Path to Frailty,” *Science of Aging Knowledge Environment*, **2004** (16), pp. pe16–pe16 (2004)
- [76] **Manor, B., and L.A. Lipsitz**, “Physiologic complexity and aging: Implications for physical function and rehabilitation,” *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry*, **45**, pp. 287–293 (2013)
- [77] **Cruz-Jentoft, A.J., J.P. Baeyens, J.M. Bauer, et al.**, “Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People,” *Age and Ageing*, **39** (4), pp. 412–423 (2010)
- [78] **Paillard, T.**, “Vieillissement et Condition Physique,” Ellipses, (2009).
- [79] **Doherty, T.J., A.A. Vandervoort, and W.F. Brown**, “Effects of Ageing on the Motor Unit: A Brief Review,” *Canadian Journal of Applied Physiology*, **18** (4), pp. 331–358 (1993)
- [80] **Larsson, L., G. Grimby, and J. Karlsson**, “Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology,” *Journal of Applied Physiology*, **46** (3), pp. 451–456 (1979)
- [81] **Buford, T.W., S.D. Anton, A.R. Judge, et al.**, “Models of accelerated sarcopenia: Critical pieces for solving the puzzle of age-related muscle atrophy,” *Ageing Research Reviews*, **9** (4), pp. 369–383 (2010)
- [82] **Munro, H.N.**, “Adaptation of body protein metabolism in adult and aging man,” *Clinical Nutrition*, **1** (2), pp. 95–108 (1982)
- [83] **Barin, K., and E.E. Dodson**, “Dizziness in the Elderly,” *Otolaryngologic Clinics of North America*, **44** (2), pp. 437–454 (2011)
- [84] **Peck, W.A.**, “Consensus development conference: diagnosis, prophylaxis, and treatment of osteoporosis,” *The American Journal of Medicine*, **94** (6), pp. 646–650 (1993)
- [85] **Tortora, G., and B. Derrickson**, “Anatomie et physiologie humaines,” 6e éd ed., De Boeck, (2022).
- [86] **Tella, S.H., and J.C. Gallagher**, “Prevention and treatment of postmenopausal osteoporosis,” *The Journal of Steroid Biochemistry and Molecular Biology*, **142**, pp. 155–170 (2014)

- [87] **Jackson, R.D., and W.J. Mysiw**, “Insights into the Epidemiology of Postmenopausal Osteoporosis: The Women’s Health Initiative,” *Seminars in Reproductive Medicine*, **32** (6), pp. 454–462 (2014)
- [88] **Oswald, A.E., S.R. Pye, T.W. O’Neill, et al.**, “Prevalence and associated factors for falls in women with established inflammatory polyarthritis,” *The Journal of Rheumatology*, **33** (4), pp. 690–694 (2006)
- [89] **Agathos, C.P., D. Bernardin, K. Baranton, C. Assaiante, and B. Isableu**, “Drifting while stepping in place in old adults: Association of self-motion perception with reference frame reliance and ground optic flow sensitivity,” *Neuroscience*, **347**, pp. 134–147 (2017)
- [90] **Klein, B.E.K., S.E. Moss, R. Klein, K.E. Lee, and K.J. Cruickshanks**, “Associations of visual function with physical outcomes and limitations 5 years later in an older population: The Beaver Dam eye study,” *Ophthalmology*, **110** (4), pp. 644–650 (2003)
- [91] **Menant, J.C., R.J. St George, R.C. Fitzpatrick, and S.R. Lord**, “Impaired Depth Perception and Restricted Pitch Head Movement Increase Obstacle Contacts When Dual-Tasking in Older People,” *The Journals of Gerontology: Series A*, **65A** (7), pp. 751–757 (2010)
- [92] **Cruickshanks, K.J., T.L. Wiley, T.S. Tweed, et al.**, “Prevalence of Hearing Loss in Older Adults in Beaver Dam, Wisconsin: The Epidemiology of Hearing Loss Study,” *American Journal of Epidemiology*, **148** (9), pp. 879–886 (1998)
- [93] **Hull, R.H., and S.R. Kerschen**, “The Influence of Cardiovascular Health on Peripheral and Central Auditory Function in Adults: A Research Review,” *American Journal of Audiology*, **19** (1), pp. 9–16 (2010)
- [94] **Clark, D.J., E.A. Christou, S.A. Ring, J.B. Williamson, and L. Doty**, “Enhanced Somatosensory Feedback Reduces Prefrontal Cortical Activity During Walking in Older Adults,” *The Journals of Gerontology: Series A*, **69** (11), pp. 1422–1428 (2014)
- [95] **Mold, J.W., S.K. Vesely, B.A. Keyl, J.B. Schenk, and M. Roberts**, “The Prevalence, Predictors, and Consequences of Peripheral Sensory Neuropathy in Older Patients,” *The Journal of the American Board of Family Practice*, **17** (5), pp. 309–318 (2004)
- [96] **Manning, H., and F. Tremblay**, “Age differences in tactile pattern recognition at the fingertip,” *Somatosensory & Motor Research*, **23** (3–4), pp. 147–155 (2006)
- [97] **Norman, J.F., A.M.L. Kappers, A.M. Beers, A.K. Scott, H.F. Norman, and J.J. Koenderink**, “Aging and the haptic perception of 3D surface shape,” *Attention, Perception, & Psychophysics*, **73** (3), pp. 908–918 (2011)
- [98] **Zalewski, C.K.**, “Aging of the Human Vestibular System,” *Seminars in Hearing*, **36** (3), pp. 175–196 (2015)
- [99] **Furman, J.M., Y. Raz, and S.L. Whitney**, “Geriatric vestibulopathy assessment and management,” *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, **18** (5), pp. 386–391 (2010)

- [100] **Hoffstaedter, F., C. Grefkes, C. Roski, S. Caspers, K. Zilles, and S.B. Eickhoff**, “Age-related decrease of functional connectivity additional to gray matter atrophy in a network for movement initiation,” *Brain Structure and Function*, **220** (2), pp. 999–1012 (2015)
- [101] **Li, K.Z.H., L. Bherer, A. Mirelman, I. Maidan, and J.M. Hausdorff**, “Cognitive Involvement in Balance, Gait and Dual-Tasking in Aging: A Focused Review From a Neuroscience of Aging Perspective,” *Frontiers in Neurology*, **9**, (2018)
- [102] **Lemaire, P.**, “Vieillissement cognitif et adaptations stratégiques,” De Boeck Supérieur, (2015).
- [103] **Salthouse, T.**, “Consequences of age-related cognitive declines,” *Annual Review of Psychology*, **63**, pp. 201–226 (2012)
- [104] **Guénard, H., and S. Rouatbi**, “Aspects physiologiques du vieillissement respiratoire,” *Revue des Maladies Respiratoires*, **21** (5, Part 3), pp. 13–24 (2004)
- [105] **Barbieri, G., A.-S. Gissot, and D. Pérennou**, “Ageing of the postural vertical,” *AGE*, **32** (1), pp. 51–60 (2010)
- [106] **Goldie, P.A., T.M. Bach, and O.M. Evans**, “Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, **70** (7), pp. 510–517 (1989)
- [107] **Abrahamová, D., and F. Hlavačka**, “Age-related changes of human balance during quiet stance,” *Physiological Research*, pp. 957–964 (2008)
- [108] **Du Pasquier, R.A., Y. Blanc, M. Sinnreich, T. Landis, P. Burkhard, and F.J.G. Vingerhoets**, “The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study,” *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, **33** (5), pp. 213–218 (2003)
- [109] **Sheldon, J.H.**, “The Effect of Age on the Control of Sway,” *Gerontologia Clinica*, **5** (3), pp. 129–138 (1963)
- [110] **Pyykkö, I., P. Jäntti, and H. Aalto**, “Postural Control in the Oldest Olds,” *Neurophysiology of the Vestibular System*, **41**, pp. 146–151 (1988)
- [111] **Corbeil, P., J.-S. Blouin, F. Bégin, V. Nougier, and N. Teasdale**, “Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue,” *Gait & Posture*, **18** (2), pp. 92–100 (2003)
- [112] **Yaggie, J.A., and S.J. McGregor**, “Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **83** (2), pp. 224–228 (2002)
- [113] **Tang, P.-F., M.H. Woollacott, and R.K.Y. Chong**, “Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity,” *Experimental Brain Research*, **119** (2), pp. 141–152 (1998)

- [114] **Tinetti, M.E.**, “Preventing Falls in Elderly Persons,” *New England Journal of Medicine*, **348** (1), pp. 42–49 (2003)
- [115] **Murphy, J., and B. Isaacs**, “The Post-Fall Syndrome,” *Gerontology*, **28** (4), pp. 265–270 (1982)
- [116] **Hauer, K., (on Behalf of The Profane-Group), S.E. Lamb, et al.**, “Systematic review of definitions and methods of measuring falls in randomised controlled fall prevention trials,” *Age and Ageing*, **35** (1), pp. 5–10 (2006)
- [117] **Horak, F.B., C.L. Shupert, and A. Mirka**, “Components of postural dyscontrol in the elderly: A review,” *Neurobiology of Aging*, **10** (6), pp. 727–738 (1989)
- [118] **Woollacott, M.H.**, “Editorial: Systems Contributing to Balance Disorders in Older Adults,” *The Journals of Gerontology: Series A*, **55** (8), pp. M424–M428 (2000)
- [119] **Woollacott, M.H., and P.-F. Tang**, “Balance Control During Walking in the Older Adult: Research and Its Implications,” *Physical Therapy*, **77** (6), pp. 646–660 (1997)
- [120] **Abellan Van Kan, G., Y. Rolland, S. Andrieu, et al.**, “Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force,” *The journal of nutrition, health & aging*, **13** (10), pp. 881–889 (2009)
- [121] **Hall, W.J.**, “Update in Geriatrics,” *Annals of Internal Medicine*, **145** (7), pp. 538–543 (2006)
- [122] **Bohannon, R.W.**, “Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20–79 years: reference values and determinants,” *Age and Ageing*, **26** (1), pp. 15–19 (1997)
- [123] **Winter, D.A.**, “Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological - 2nd edition,” (1991).
- [124] **Barak, Y., R.C. Wagenaar, and K.G. Holt**, “Gait Characteristics of Elderly People With a History of Falls: A Dynamic Approach,” *Physical Therapy*, **86** (11), pp. 1501–1510 (2006)
- [125] **Kovacs, C.R.**, “Age-Related Changes in Gait and Obstacle Avoidance Capabilities in Older Adults: A Review,” *Journal of Applied Gerontology*, **24** (1), pp. 21–34 (2005)
- [126] **Auvinet, B., G. Berrut, C. Touzard, et al.**, “Gait Abnormalities in Elderly Fallers,” *Journal of Aging and Physical Activity*, **11** (1), pp. 40–52 (2003)
- [127] **Patla, A.E., S.D. Prentice, C. Robinson, and J. Neufeld**, “Visual control of locomotion: Strategies for changing direction and for going over obstacles,” *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, **17**, pp. 603–634 (1991)
- [128] **Chen, H.-C., J.A. Ashton-Miller, N.B. Alexander, and A.B. Schultz**, “Stepping Over Obstacles: Gait Patterns of Healthy Young and Old Adults,” *Journal of Gerontology*, **46** (6), pp. M196–M203 (1991)

- [129] **Ennuyer, B.**, “Les malentendus de l’« autonomie » et de la « dépendance » dans le champ de la vieillesse,” *Le Sociographe*, **Hors-série 6** (5), pp. 139–157 (2013)
- [130] **Colin, C.**, “L’autonomie des personnes de 80 ans et plus,” *Gérontologie et société*, **24 / 98** (3), pp. 37–48 (2001)
- [131] **Shumway-Cook, A., and M.H. Woollacott**, “Motor Control: Theory and Practical Applications,” Williams & Wilkins, (1995).
- [132] **Shumway-Cook, A., P.N. Matsuda, and C. Taylor**, “Investigating the Validity of the Environmental Framework Underlying the Original and Modified Dynamic Gait Index,” *Physical Therapy*, **95** (6), pp. 864–870 (2015)
- [133] **Patla, A.E., and A. Shumway-Cook**, “Dimensions of Mobility: Defining the Complexity and Difficulty Associated with Community Mobility,” *Journal of Aging and Physical Activity*, **7** (1), pp. 7–19 (1999)
- [134] **Forsberg, A., M. Andreasson, and Y.E. Nilsagård**, “Validity of the Dynamic Gait Index in People With Multiple Sclerosis,” *Physical Therapy*, **93** (10), pp. 1369–1376 (2013)
- [135] **Tuomela, J., J. Paltamaa, and A. Häkkinen**, “Reliability of the Dynamic Gait Index (Finnish version) in individuals with neurological disorders,” *Disability and Rehabilitation*, **34** (19), pp. 1657–1664 (2012)
- [136] **Tinetti, M.E.**, “Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients,” *Journal of the American Geriatrics Society*, **34**, pp. 119–126 (1986)
- [137] **Mathias, S., U.S. Nayak, and B. Isaacs**, “Balance in elderly patients: the ‘get-up and go’ test,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, **67** (6), pp. 387–389 (1986)
- [138] **Beauchet, O., B. Fantino, G. Allali, S.W. Muir, M. Montero-Odasso, and C. Annweiler**, “Timed up and go test and risk of falls in older adults: A systematic review,” *The journal of nutrition, health & aging*, **15** (10), pp. 933–938 (2011)
- [139] **Shumway-Cook, A., S. Brauer, and M. Woollacott**, “Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test,” *Physical Therapy*, **80** (9), pp. 896–903 (2000)
- [140] **Lundin-Olsson, L., L. Nyberg, and Y. Gustafson**, “Attention, Frailty, and Falls: The Effect of a Manual Task on Basic Mobility,” *Journal of the American Geriatrics Society*, **46** (6), pp. 758–761 (1998)
- [141] **Alexandre, T.S., D.M. Meira, N.C. Rico, and S.K. Mizuta**, “Accuracy of Timed Up and Go Test for screening risk of falls among community-dwelling elderly,” *Brazilian Journal of Physical Therapy*, **16**, pp. 381–388 (2012)
- [142] **Barry, E., R. Galvin, C. Keogh, F. Horgan, and T. Fahey**, “Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta- analysis,” *BMC Geriatrics*, **14** (1), p. 14 (2014)

- [143] **Oliver, D., F. Daly, F.C. Martin, and M.E.T. McMurdo**, “Risk factors and risk assessment tools for falls in hospital in-patients: a systematic review,” *Age and Ageing*, **33** (2), pp. 122–130 (2004)
- [144] **Kim, T., and S. Xiong**, “Comparison of seven fall risk assessment tools in community-dwelling Korean older women,” *Ergonomics*, **60** (3), pp. 421–429 (2017)
- [145] **Butland, R.J., J. Pang, E.R. Gross, A.A. Woodcock, and D.M. Geddes**, “Two-, six-, and 12-minute walking tests in respiratory disease.,” *British Medical Journal (Clinical research ed.)*, **284** (6329), pp. 1607–1608 (1982)
- [146] **Benaim, C., J. Froger, B. Compan, and J. Pélissier**, “Évaluation de l’autonomie de la personne âgée,” *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, **48** (6), pp. 336–340 (2005)
- [147] **Mahoney, F.I., and D.W. Barthel**, “FUNCTIONAL EVALUATION: THE BARTHEL INDEX,” *Maryland State Medical Journal*, **14**, pp. 61–65 (1965)
- [148] **Keith, R.A., C.V. Granger, B.B. Hamilton, and F.S. Sherwin**, “The functional independence measure: a new tool for rehabilitation,” *Advances in Clinical Rehabilitation*, **1**, pp. 6–18 (1987)
- [149] **Minaire P**, “Journal de réadaptation médicale, 11, 3. La mesure d’indépendance fonctionnelle (M.I.F.). Historique, présentation, perspectives,” (1991).
- [150] **Coutton, V.**, “Évaluer la dépendance à l’aide de groupes iso-ressources (GIR): une tentative en France avec la grille aggir,” *Gérontologie et société*, **24 / 99** (4), pp. 111–129 (2001)
- [151] **Cattan, G.**, “Réalité Virtuelle : Définition et Engouement,” IBM, (2021).
- [152] **Pimentel, K., and K. Teixeira**, “Virtual Reality through the New Looking Glass,” *Windcrest, NY, CUMINCAD* (1993).
- [153] **Brooks, F.P.**, “What’s real about virtual reality,” *IEEE Computer Graphics and Applications*, **19** (6), pp. 16–27 (1999)
- [154] **Fuchs, P.**, “Les interfaces de la réalité virtuelle,” éditeur AJIIMD, (1996).
- [155] **Fuchs, P., B. Arnaldi, and J. Tisseau**, “La réalité virtuelle et ses applications.,” “Le traité de la réalité virtuelle,” , pp. 3–52 (2003).
- [156] **Yoh, M.-S.**, “The reality of virtual reality,” *Proceedings Seventh International Conference on Virtual Systems and Multimedia*, (2001), 666–674.
- [157] **Bowman, D.A., and R.P. McMahan**, “Virtual Reality: How Much Immersion Is Enough?,” *Computer*, **40** (7), pp. 36–43 (2007)
- [158] **Slater, M., V. Linakis, M. Usoh, and R. Kooper**, “Immersion, presence and performance in virtual environments: an experiment with tri-dimensional chess,” *Proceedings of the ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology*, Association for Computing Machinery (1996), 163–172.

- [159] **Slater, M., and S. Wilbur**, “A Framework for Immersive Virtual Environments (FIVE): Speculations on the Role of Presence in Virtual Environments,” *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, **6** (6), pp. 603–616 (1997)
- [160] **Pittara, M., M. Matsangidou, K. Stylianides, N. Petkov, and C.S. Pattichis**, “Virtual Reality for Pain Management in Cancer: A Comprehensive Review,” *IEEE Access*, **8**, pp. 225475–225489 (2020)
- [161] **Ma, M., and H. Zheng**, “Virtual Reality and Serious Games in Healthcare,” in S. Brahnam and L. C. Jain, eds., , “Advanced Computational Intelligence Paradigms in Healthcare 6. Virtual Reality in Psychotherapy, Rehabilitation, and Assessment,” Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 169–192 (2011).
- [162] **Ouramdane, N., S. Otmane, and M. Mallem**, “Interaction 3D en Réalité Virtuelle - Etat de l’art,” *Revue des Sciences et Technologies de l’Information - Série TSI : Technique et Science Informatiques*, **28** (8), pp. 1017–1049 (2009)
- [163] **Held, R., and N. Durlach**, “Telepresence, time delay, and adaptation,” “Spatial Displays and Spatial Instruments,” IICA Biblioteca Venezuela, (1989).
- [164] **Mestre, D., P. Fuchs, A. Berthoz, and J.L. Vercher**, “Immersion et présence,” “Le traité de la réalité virtuelle,” Paris, pp. 309–338 (2006).
- [165] **Heilig, M.L.**, “Sensorama simulator,” Patent, US (1961).
- [166] **Fisher, S.S., M. McGreevy, J. Humphries, and W. Robinett**, “Virtual environment display system,” *Proceedings of the 1986 workshop on Interactive 3D graphics*, Association for Computing Machinery (1987), 77–87.
- [167] **Bouvier, P.**, “La présence en réalité virtuelle, une approche centrée utilisateur,” 2009. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00581550>
- [168] **Lee, K.M.**, “Presence, Explicated,” *Communication Theory*, **14** (1), pp. 27–50 (2004)
- [169] **Fuchs, P.**, “Théorie de la réalité virtuelle - Les véritables usages,” Presses des Mines ed., (2018).
- [170] **Schubert, T., F. Friedmann, and H. Regenbrecht**, “The Experience of Presence: Factor Analytic Insights,” *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, **10** (3), pp. 266–281 (2001)
- [171] **Blanke, O., and T. Metzinger**, “Full-body illusions and minimal phenomenal selfhood,” *Trends in Cognitive Sciences*, **13** (1), pp. 7–13 (2009)
- [172] **Blanke, O.**, “Multisensory brain mechanisms of bodily self-consciousness,” *Nature Reviews Neuroscience*, **13** (8), pp. 556–571 (2012)
- [173] **Botvinick, M., and J. Cohen**, “Rubber hands ‘feel’ touch that eyes see,” *Nature*, **391** (6669), pp. 756–756 (1998)

- [174] **Lloyd, D.M.**, “Spatial limits on referred touch to an alien limb may reflect boundaries of visuo-tactile peripersonal space surrounding the hand,” *Brain and Cognition*, **64** (1), pp. 104–109 (2007)
- [175] **Ehrsson, H.H., C. Spence, and R.E. Passingham**, “That’s My Hand! Activity in Premotor Cortex Reflects Feeling of Ownership of a Limb,” *Science*, **305** (5685), pp. 875–877 (2004)
- [176] **Tsakiris, M., and P. Haggard**, “The Rubber Hand Illusion Revisited: Visuotactile Integration and Self-Attribution,” *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, **31**, pp. 80–91 (2005)
- [177] **Petkova, V.I., and H.H. Ehrsson**, “If I Were You: Perceptual Illusion of Body Swapping,” *PLoS ONE*, **3** (12), p. e3832 (2008)
- [178] **Petkova, V.I., M. Khoshnevis, and H.H. Ehrsson**, “The Perspective Matters! Multisensory Integration in Ego-Centric Reference Frames Determines Full-Body Ownership,” *Frontiers in Psychology*, **2**, (2011)
- [179] **Slater, M., B. Spanlang, M.V. Sanchez-Vives, and O. Blanke**, “First Person Experience of Body Transfer in Virtual Reality,” *PLoS ONE*, **5** (5), p. e10564 (2010)
- [180] **Maselli, A., and M. Slater**, “The building blocks of the full body ownership illusion,” *Frontiers in Human Neuroscience*, **7**, (2013)
- [181] **Pan, Y., and A. Steed**, “How Foot Tracking Matters: The Impact of an Animated Self-Avatar on Interaction, Embodiment and Presence in Shared Virtual Environments,” *Frontiers in Robotics and AI*, **6**, (2019)
- [182] **Steed, A., Y. Pan, F. Zisch, and W. Steptoe**, “The impact of a self-avatar on cognitive load in immersive virtual reality,” *2016 IEEE Virtual Reality (VR)*, (2016), 67–76.
- [183] **Mohler, B.J., S.H. Creem-Regehr, W.B. Thompson, and H.H. Bühlhoff**, “The Effect of Viewing a Self-Avatar on Distance Judgments in an HMD-Based Virtual Environment,” *Presence*, **19** (3), pp. 230–242 (2010)
- [184] **Sheridan, T.B.**, “Musings on Telepresence and Virtual Presence,” *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, **1** (1), pp. 120–126 (1992)
- [185] **Bowman, D.**, “Interaction Techniques For Common Tasks In Immersive Virtual Environments - Design, Evaluation, And,” *Computer Science*, (1999)
- [186] **Hand, C.**, “A Survey of 3D Interaction Techniques,” *Computer Graphics Forum*, **16** (5), pp. 269–281 (1997)
- [187] **Mine, M.**, “Virtual Environment Interaction Techniques,” (1995)
- [188] **Sternberger, L.**, “Interaction en réalité virtuelle,” (2006). <https://www.theses.fr/2006STR13227>
- [189] **Rabardel, P.**, “Les hommes et les technologies; approche cognitive des instruments contemporains,” Armand Colin, (1995).

- [190] **Borrego, A., J. Latorre, M. Alcañiz, and R. Llorens**, “Comparison of Oculus Rift and HTC Vive: Feasibility for Virtual Reality-Based Exploration, Navigation, Exergaming, and Rehabilitation,” *Games for Health Journal*, **7** (3), pp. 151–156 (2018)
- [191] **Piaget, J., N. Chomsky, M. Piattelli-Palmarini, and Centre Royaumont pour une science de l’homme, eds.**, “Théories du langage, théories de l’apprentissage: le débat entre Jean Piaget et Noam Chomsky,” Éditions du Seuil, Paris (1979).
- [192] **Tieri, G., G. Morone, S. Paolucci, and M. Iosa**, “Virtual reality in cognitive and motor rehabilitation: facts, fiction and fallacies,” *Expert Review of Medical Devices*, **15** (2), pp. 107–117 (2018)
- [193] **Fink, P.W., P.S. Foo, and W.H. Warren**, “Obstacle avoidance during walking in real and virtual environments,” *ACM Transactions on Applied Perception*, **4** (1), pp. 2-es (2007)
- [194] **Bühler, M.A., and A. Lamontagne**, “Locomotor circumvention strategies in response to static pedestrians in a virtual and physical environment,” *Gait & Posture*, **68**, pp. 201–206 (2019)
- [195] **Gérin-Lajoie, M., C.L. Richards, J. Fung, and B.J. McFadyen**, “Characteristics of personal space during obstacle circumvention in physical and virtual environments,” *Gait & Posture*, **27** (2), pp. 239–247 (2008)
- [196] **Janeh, O., N. Katakis, J. Tong, and F. Steinicke**, “Infinity Walk in VR: Effects of Cognitive Load on Velocity during Continuous Long-Distance Walking,” *ACM Symposium on Applied Perception 2019*, Association for Computing Machinery (2019), 1–9.
- [197] **Martelli, D., B. Xia, A. Prado, and S.K. Agrawal**, “Gait adaptations during overground walking and multidirectional oscillations of the visual field in a virtual reality headset,” *Gait & Posture*, **67**, pp. 251–256 (2019)
- [198] **Mirelman, A., B.L. Pattriti, P. Bonato, and J.E. Deutsch**, “Effects of virtual reality training on gait biomechanics of individuals post-stroke,” *Gait & Posture*, **31** (4), pp. 433–437 (2010)
- [199] **Elkind, J.S., E. Rubin, S. Rosenthal, B. Skoff, and P. Prather**, “A simulated reality scenario compared with the computerized Wisconsin card sorting test: an analysis of preliminary results,” *Cyberpsychology & Behavior: The Impact of the Internet, Multimedia and Virtual Reality on Behavior and Society*, **4** (4), pp. 489–496 (2001)
- [200] **Newman, M., B. Gatersleben, K.J. Wyles, and E. Ratcliffe**, “The use of virtual reality in environment experiences and the importance of realism,” *Journal of Environmental Psychology*, **79**, p. 101733 (2022)
- [201] **Freitas, J.R.S., V.H.S. Velosa, L.T.N. Abreu, et al.**, “Virtual Reality Exposure Treatment in Phobias: a Systematic Review,” *Psychiatric Quarterly*, **92** (4), pp. 1685–1710 (2021)

- [202] **Baghaei, N., V. Chitale, A. Hlasnik, L. Stemmet, H.-N. Liang, and R. Porter**, “Virtual Reality for Supporting the Treatment of Depression and Anxiety: Scoping Review,” *JMIR Mental Health*, **8** (9), p. e29681 (2021)
- [203] **Delgado, F., and C. Der Ananian**, “The Use of Virtual Reality Through Head-Mounted Display on Balance and Gait in Older Adults: A Scoping Review,” *Games for Health Journal*, **10** (1), pp. 2–12 (2021)
- [204] **Masseti, T., T.D. da Silva, T.B. Crocetta, et al.**, “The Clinical Utility of Virtual Reality in Neurorehabilitation: A Systematic Review,” *Journal of Central Nervous System Disease*, **10**, p. 1179573518813541 (2018)
- [205] **Chamilothori, K., J. Wienold, and M. Andersen**, “Adequacy of Immersive Virtual Reality for the Perception of Daylit Spaces: Comparison of Real and Virtual Environments,” *LEUKOS*, **15** (2–3), pp. 203–226 (2019)
- [206] **Berthoz, A.**, “Le sens du mouvement,” Editions O. Jacob, Paris (1997).
- [207] **Le Chénéchal, M., and J. Chatel-Goldman**, “HTC Vive Pro time performance benchmark for scientific research,” *ICAT-EGVE 2018*, (2018).
- [208] **Niehorster, D.C., L. Li, and M. Lappe**, “The Accuracy and Precision of Position and Orientation Tracking in the HTC Vive Virtual Reality System for Scientific Research,” *i-Perception*, **8** (3), p. 204166951770820 (2017)
- [209] **Ito, K., M. Tada, H. Ujike, and K. Hyodo**, “Effects of the Weight and Balance of Head-Mounted Displays on Physical Load,” *Applied Sciences*, **11** (15), p. 6802 (2021)
- [210] **Kauer Brazil, C.**, “Exploring the implementation of virtual reality technology for the assessment of daily living activities,” (2022)
- [211] **Delbes, L., N. Mascret, C. Goulon, and G. Montagne**, “Validation of an immersive virtual reality device accepted by seniors that preserves the adaptive behavior produced in the real world,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, **10**, p. 917486 (2022)
- [212] **Hollman, J.H., R.H. Brey, R.A. Robb, T.J. Bang, and K.R. Kaufman**, “Spatiotemporal gait deviations in a virtual reality environment,” *Gait & Posture*, **23** (4), pp. 441–444 (2006)
- [213] **Agethen, P., V.S. Sekar, F. Gaisbauer, T. Pfeiffer, M. Otto, and E. Rukzio**, “Behavior Analysis of Human Locomotion in the Real World and Virtual Reality for the Manufacturing Industry,” *ACM Transactions on Applied Perception*, **15** (3), p. 20:1-20:19 (2018)
- [214] **Hauk, N., J. Hüffmeier, and S. Krumm**, “Ready to be a Silver Surfer? A Meta-analysis on the Relationship Between Chronological Age and Technology Acceptance,” *Computers in Human Behavior*, **84**, pp. 304–319 (2018)
- [215] **Saldana, S.J., A.P. Marsh, W.J. Rejeski, et al.**, “Assessing balance through the use of a low-cost head-mounted display in older adults: a pilot study,” *Clinical Interventions in Aging*, **12**, pp. 1363–1370 (2017)

- [216] **Appel, L., E. Appel, O. Bogler, et al.**, “Older Adults With Cognitive and/or Physical Impairments Can Benefit From Immersive Virtual Reality Experiences: A Feasibility Study,” *Frontiers in Medicine*, **6**, (2020)
- [217] **Zygouris, S., K. Ntovas, D. Giakoumis, et al.**, “A Preliminary Study on the Feasibility of Using a Virtual Reality Cognitive Training Application for Remote Detection of Mild Cognitive Impairment,” *Journal of Alzheimer’s Disease*, **56** (2), pp. 619–627 (2017)
- [218] **Chau, P.H., Y.Y.J. Kwok, M.K.M. Chan, et al.**, “Feasibility, Acceptability, and Efficacy of Virtual Reality Training for Older Adults and People With Disabilities: Single-Arm Pre-Post Study,” *Journal of Medical Internet Research*, **23** (5), p. e27640 (2021)
- [219] **Mascret, N., L. Delbes, A. Voron, J.-J. Temprado, and G. Montagne**, “Acceptance of a Virtual Reality Headset Designed for Fall Prevention in Older Adults: Questionnaire Study,” *Journal of Medical Internet Research*, **22** (12), p. e20691 (2020)
- [220] **Rosales, A., and M. Fernández-Ardèvol**, “Smartphone Usage Diversity among Older People,” in S. Sayago, ed., , “Perspectives on Human-Computer Interaction Research with Older People,” Springer International Publishing, Cham, pp. 51–66 (2019).
- [221] **Muhla, F., K. Duclos, F. Clanché, et al.**, “Does the Management of Visual and Audible Motion Information during an Immersive Virtual Reality Timed Up and Go Test Impact Locomotor Performance in the Elderly?,” *Gerontology*, **68** (4), pp. 456–464 (2022)
- [222] **Huxham, F., R. Baker, M.E. Morris, and R. Ianseck**, “Head and trunk rotation during walking turns in Parkinson’s disease,” *Movement Disorders*, **23** (10), pp. 1391–1397 (2008)
- [223] **Bajelan, S., and M.R. Azghani**, “Musculoskeletal modeling and simulation of three various Sit-to-Stand strategies: An evaluation of the biomechanical effects of the chair-rise strategy modification,” *Technology and Health Care*, **22** (4), pp. 627–644 (2014)
- [224] **Hollman, J.H., R.H. Brey, T.J. Bang, and K.R. Kaufman**, “Does walking in a virtual environment induce unstable gait?,” *Gait & Posture*, **26** (2), pp. 289–294 (2007)
- [225] **Canessa, A., P. Casu, F. Solari, and M. Chessa**, “Comparing Real Walking in Immersive Virtual Reality and in Physical World using Gait Analysis,” *Proceedings of the 14th International Joint Conference on Computer Vision, Imaging and Computer Graphics Theory and Applications*, SCITEPRESS - Science and Technology Publications (2019), 121–128.
- [226] **Muhla, F., F. Clanché, K. Duclos, et al.**, “Impact of using immersive virtual reality over time and steps in the Timed Up and Go test in elderly people,” *PLOS ONE*, **15** (3), p. e0229594 (2020)
- [227] **Schmidt, R.A.**, “A schema theory of discrete motor skill learning,” *Psychological Review*, **82** (4), pp. 225–260 (1975)
- [228] **Patla, A.E.**, “How Is Human Gait Controlled by Vision,” *Ecological Psychology*, **10** (3–4), pp. 287–302 (1998)

- [229] **de la Peña, N., P. Weil, J. Llobera, et al.**, “Immersive Journalism: Immersive Virtual Reality for the First-Person Experience of News,” *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, **19** (4), pp. 291–301 (2010)
- [230] **Franěk, M.**, “Environmental Factors Influencing Pedestrian Walking Speed,” *Perceptual and Motor Skills*, **116** (3), pp. 992–1019 (2013)
- [231] **Patterson, R., M.D. Winterbottom, and B.J. Pierce**, “Perceptual Issues in the Use of Head-Mounted Visual Displays,” *Human Factors*, **48** (3), pp. 555–573 (2006)
- [232] **Brument, H., I. Podkosova, H. Kaufmann, A.H. Olivier, and F. Argelaguet**, “Virtual vs. Physical Navigation in VR: Study of Gaze and Body Segments Temporal Reorientation Behaviour,” *2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, IEEE (2019), 680–689.
- [233] **Gibson, J.J.**, “The visual perception of objective motion and subjective movement.,” *Psychological Review*, **61** (5), pp. 304–314 (1954)
- [234] **Lamontagne, A., J. Fung, B.J. McFadyen, and J. Faubert**, “Modulation of Walking Speed by Changing Optic Flow in Persons with Stroke,” *2006 International Workshop on Virtual Rehabilitation*, IEEE (2006), 24–29.
- [235] **O’Connor, S.M., and J.M. Donelan**, “Fast visual prediction and slow optimization of preferred walking speed,” *Journal of Neurophysiology*, **107** (9), pp. 2549–2559 (2012)
- [236] **Prokop, T., M. Schubert, and W. Berger**, “Visual influence on human locomotion Modulation to changes in optic flow: Modulation to changes in optic flow,” *Experimental Brain Research*, **114** (1), pp. 63–70 (1997)
- [237] **Pailhous, J., A.-M. Ferrandez, M. Flückiger, and B. Baumberger**, “Unintentional modulations of human gait by optical flow,” *Behavioural Brain Research*, **38** (3), pp. 275–281 (1990)
- [238] **Chou, Y. -h., R.C. Wagenaar, E. Saltzman, et al.**, “Effects of Optic Flow Speed and Lateral Flow Asymmetry on Locomotion in Younger and Older Adults: A Virtual Reality Study,” *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, **64B** (2), pp. 222–231 (2009)
- [239] **Forhan, M., and S.V. Gill**, “Obesity, functional mobility and quality of life,” *Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism*, **27** (2), pp. 129–137 (2013)
- [240] **Studenski, S., P.W. Duncan, J. Chandler, et al.**, “Predicting Falls: The Role of Mobility and Nonphysical Factors,” *Journal of the American Geriatrics Society*, **42** (3), pp. 297–302 (1994)
- [241] **Agethen, P., V.S. Sekar, F. Gaisbauer, T. Pfeiffer, M. Otto, and E. Rukzio**, “Behavior Analysis of Human Locomotion in the Real World and Virtual Reality for the Manufacturing Industry,” *ACM Transactions on Applied Perception*, **15** (3), pp. 1–19 (2018)

- [242] **Almajid, R., C. Tucker, W.G. Wright, E. Vasudevan, and E. Keshner**, “Visual dependence affects the motor behavior of older adults during the Timed Up and Go (TUG) test,” *Archives of Gerontology and Geriatrics*, **87**, p. 104004 (2020)
- [243] **Fink, P.W., P.S. Foo, and W.H. Warren**, “Obstacle avoidance during walking in real and virtual environments,” *ACM Transactions on Applied Perception*, **4** (1), p. 2 (2007)
- [244] **Menegoni, F., G. Albani, M. Bigoni, et al.**, “Walking in an Immersive Virtual Reality,” *Annual Review of Cybertherapy and Telemedicine*, pp. 72–76 (2009)
- [245] **Morel, M., B. Bideau, J. Lardy, and R. Kulpa**, “Advantages and limitations of virtual reality for balance assessment and rehabilitation,” *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, **45** (4), pp. 315–326 (2015)
- [246] **Bühler, M.A., and A. Lamontagne**, “Locomotor circumvention strategies in response to static pedestrians in a virtual and physical environment,” *Gait & Posture*, **68**, pp. 201–206 (2019)
- [247] **Gérin-Lajoie, M., C.L. Richards, J. Fung, and B.J. McFadyen**, “Characteristics of personal space during obstacle circumvention in physical and virtual environments,” *Gait & Posture*, **27** (2), pp. 239–247 (2008)
- [248] **Fuchs, P.**, “Théorie de la réalité virtuelle: les véritables usages,” Presses des Mines-Transvalor, (2018).
- [249] **Barak, Y., R.C. Wagenaar, and K.G. Holt**, “Gait Characteristics of Elderly People With a History of Falls: A Dynamic Approach,” *Physical Therapy*, **86** (11), pp. 1501–1510 (2006)
- [250] **Muhla, F., K. Duclos, F. Clanché, et al.**, “Does the Management of Visual and Audible Motion Information during an Immersive Virtual Reality Timed Up and Go Test Impact Locomotor Performance in the Elderly?,” *Gerontology*, pp. 1–9 (2021)
- [251] **Renaux, A., F. Muhla, F. Clanché, et al.**, “Effects of using immersive virtual reality on time and steps during a locomotor task in young adults,” *PLOS ONE*, **17** (10), p. e0275876 (2022)
- [252] **Turano, K.A., A.T. Broman, K. Bandeen-Roche, B. Munoz, G.S. Rubin, and S.K. West**, “Association of Visual Field Loss and Mobility Performance in Older Adults: Salisbury Eye Evaluation Study:,” *Optometry and Vision Science*, **81** (5), pp. 298–307 (2004)
- [253] **Marigold, D.S.**, “Role of Peripheral Visual Cues in Online Visual Guidance of Locomotion,” *Exercise and Sport Sciences Reviews*, **36** (3), pp. 145–151 (2008)
- [254] **Warren, W.H.**, “Self-Motion,” “Perception of Space and Motion,” Elsevier, , pp. 263–325 (1995).
- [255] **Horak, F., C. Shupert, and A. Mirka**, “Components of postural dyscontrol in the elderly: A review,” *Neurobiology of Aging*, **10** (6), pp. 727–738 (1989)

- [256] **Anderson, P.G., B. Nienhuis, T. Mulder, and W. Hulstijn**, “Are Older Adults More Dependent on Visual Information in Regulating Self-Motion Than Younger Adults?,” *Journal of Motor Behavior*, **30** (2), pp. 104–113 (1998)
- [257] **Patla, A.E.**, “Understanding the roles of vision in the control of human locomotion,” *Gait & Posture*, **5** (1), pp. 54–69 (1997)
- [258] **Gibson, J.J., and L. Carmichael**, “The senses considered as perceptual systems,” (1966).
- [259] **Vitório, R., E. Lirani-Silva, F. Pieruccini-Faria, R. Moraes, L.T.B. Gobbi, and Q.J. Almeida**, “Visual cues and gait improvement in Parkinson’s disease: Which piece of information is really important?,” *Neuroscience*, **277**, pp. 273–280 (2014)
- [260] **Lee, D.N.**, “The functions of vision.,” Psychology Press, (1978).
- [261] **Chapman, G.J., and M.A. Hollands**, “Age-related differences in stepping performance during step cycle-related removal of vision,” *Experimental Brain Research*, **174** (4), pp. 613–621 (2006)
- [262] **Pan, Y., and A. Steed**, “Avatar Type Affects Performance of Cognitive Tasks in Virtual Reality,” *25th ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology*, ACM (2019), 1–4.
- [263] **Graci, V., D.B. Elliott, and J.G. Buckley**, “Peripheral visual cues affect minimum-foot-clearance during overground locomotion,” *Gait & Posture*, **30** (3), pp. 370–374 (2009)
- [264] **Personeni, G., F. Clanche, A. Renaux, F. Muhla, T. Bastogne, and G. Gauchard**, “Évaluation en réalité virtuelle du risque de chutes chez les personnes âgées,” (2021)
- [265] **Steinebach, T., E.H. Grosse, C.H. Glock, J. Wakula, and A. Lunin**, “Accuracy evaluation of two markerless motion capture systems for measurement of upper extremities: Kinect V2 and Captiv,” *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, **30** (4), pp. 291–302 (2020)
- [266] **Peeters, T., S. Verwulgen, R. Garimella, K. Beyers, and S. Truijen**, “Full Body Three Dimensional Joint Angles Validation Using TEA Ergo Inertial Measurement Units,” in T. Ahram, W. Karwowski and R. Taiar, eds., , “Human Systems Engineering and Design,” Springer International Publishing, Cham, pp. 879–884 (2019).
- [267] **Yardley, L., N. Beyer, K. Hauer, G. Kempen, C. Piot-Ziegler, and C. Todd**, “Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I),” *Age and Ageing*, **34** (6), pp. 614–619 (2005)
- [268] **Kempen, G.I.J.M., L. Yardley, J.C.M. Van Haastregt, et al.**, “The Short FES-I: a shortened version of the falls efficacy scale-international to assess fear of falling,” *Age and Ageing*, **37** (1), pp. 45–50 (2008)
- [269] **Dewan, N., and J.C. MacDermid**, “Fall Efficacy Scale - International (FES-I),” *Journal of Physiotherapy*, **60** (1), p. 60 (2014)

- [270] **Suzuki, M., N. Ohyama, K. Yamada, and M. Kanamori**, “The relationship between fear of falling, activities of daily living and quality of life among elderly individuals,” *Nursing & Health Sciences*, **4** (4), pp. 155–161 (2002)
- [271] **Renaux, A., F. Muhla, F. Clanché, et al.**, “Effects of using immersive virtual reality on time and steps during a locomotor task in young adults,” *PLOS ONE*, **17** (10), p. e0275876 (2022)
- [272] **Zijlstra, G.A.R., J.C.M. van Haastregt, J.Th.M. van Eijk, E. van Rossum, P.A. Stalenhoef, and G.I.J.M. Kempen**, “Prevalence and correlates of fear of falling, and associated avoidance of activity in the general population of community-living older people,” *Age and Ageing*, **36** (3), pp. 304–309 (2007)
- [273] **Eisdorfer, C., M.P. Lawton, and American Psychological Association, eds.**, “The Psychology of adult development and aging,” American Psychological Association, Washington (1973).
- [274] **Tinetti, M.E., and L. Powell**, “Fear of falling and low self-efficacy: A cause of dependence in elderly persons,” *Journal of Gerontology*, **48**, pp. 35–38 (1993)
- [275] **Booth, M.L., N. Owen, A. Bauman, O. Clavisi, and E. Leslie**, “Social–Cognitive and Perceived Environment Influences Associated with Physical Activity in Older Australians,” *Preventive Medicine*, **31** (1), pp. 15–22 (2000)
- [276] **Dawson, J., M. Hillsdon, I. Boller, and C. Foster**, “Perceived Barriers to Walking in the Neighborhood Environment: A Survey of Middle-Aged and Older Adults,” *Journal of Aging and Physical Activity*, **15** (3), pp. 318–335 (2007)
- [277] **Gong, Y., J. Gallacher, S. Palmer, and D. Fone**, “Neighbourhood green space, physical function and participation in physical activities among elderly men: the Caerphilly Prospective study,” *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, **11** (1), p. 40 (2014)
- [278] **Hovbrandt, P., A. Ståhl, S. Iwarsson, V. Horstmann, and G. Carlsson**, “Very old people’s use of the pedestrian environment: functional limitations, frequency of activity and environmental demands,” *European Journal of Ageing*, **4** (4), pp. 201–211 (2007)
- [279] **Levasseur, M., J. Desrosiers, and D. St-Cyr Tribble**, “Do quality of life, participation and environment of older adults differ according to level of activity?,” *Health and Quality of Life Outcomes*, **6** (1), p. 30 (2008)
- [280] **Rantakokko, M., S. Iwarsson, E. Portegijs, A. Viljanen, and T. Rantanen**, “Associations Between Environmental Characteristics and Life-Space Mobility in Community-Dwelling Older People,” *Journal of Aging and Health*, **27** (4), pp. 606–621 (2015)
- [281] **Fonad, E., T.-B.R. Wahlin, K. Heikkila, and A. Emami**, “Moving to and Living in a Retirement Home,” *Journal of Housing For the Elderly*, **20** (3), pp. 45–60 (2006)
- [282] **Kondo, Y., K. Fukuhara, Y. Suda, and T. Higuchi**, “Training older adults with virtual reality use to improve collision-avoidance behavior when walking through an aperture,” *Archives of Gerontology and Geriatrics*, **92**, p. 104265 (2021)

- [283] **Malfait, N., and D.J. Ostry**, “Is Interlimb Transfer of Force-Field Adaptation a Cognitive Response to the Sudden Introduction of Load?,” *Journal of Neuroscience*, **24** (37), pp. 8084–8089 (2004)
- [284] **Sawers, A., V.E. Kelly, and M.E. Hahn**, “Effects of Gradual Versus Sudden Training on the Cognitive Demand Required While Learning a Novel Locomotor Task,” *Journal of Motor Behavior*, **45** (5), pp. 405–414 (2013)
- [285] **Torres-Oviedo, G., and A.J. Bastian**, “Natural error patterns enable transfer of motor learning to novel contexts,” *Journal of Neurophysiology*, **107** (1), pp. 346–356 (2012)
- [286] **Franz, J.R., C.A. Francis, M.S. Allen, S.M. O’Connor, and D.G. Thelen**, “Advanced age brings a greater reliance on visual feedback to maintain balance during walking,” *Human Movement Science*, **40**, pp. 381–392 (2015)
- [287] **Berard, J., J. Fung, and A. Lamontagne**, “Impact of aging on visual reweighting during locomotion,” *Clinical Neurophysiology*, **123** (7), pp. 1422–1428 (2012)
- [288] **Keshner, E.A., R.V. Kenyon, and J. Langston**, “Postural responses exhibit multisensory dependencies with discordant visual and support surface motion,” *Journal of Vestibular Research*, **14** (4), pp. 307–319 (2004)
- [289] **Berard, J.R., J. Fung, B.J. McFadyen, and A. Lamontagne**, “Aging affects the ability to use optic flow in the control of heading during locomotion,” *Experimental Brain Research*, **194** (2), pp. 183–190 (2009)
- [290] **Jeka, J.J., L.K. Allison, and T. Kiemel**, “The Dynamics of Visual Reweighting in Healthy and Fall-Prone Older Adults,” *Journal of Motor Behavior*, **42** (4), pp. 197–208 (2010)
- [291] **Martelli, D., F. Aprigliano, P. Tropea, G. Pasquini, S. Micera, and V. Monaco**, “Stability against backward balance loss: Age-related modifications following slip-like perturbations of multiple amplitudes,” *Gait & Posture*, **53**, pp. 207–214 (2017)
- [292] **Schmid, S., K. Schweizer, J. Romkes, S. Lorenzetti, and R. Brunner**, “Secondary gait deviations in patients with and without neurological involvement: a systematic review,” *Gait & Posture*, **37** (4), pp. 480–493 (2013)
- [293] **Brown, M., D.R. Sinacore, E.F. Binder, and W.M. Kohrt**, “Physical and Performance Measures for the Identification of Mild to Moderate Frailty,” *The Journals of Gerontology: Series A*, **55** (6), pp. M350–M355 (2000)
- [294] **Montero-Odasso, M., M. Schapira, E.R. Soriano, et al.**, “Gait Velocity as a Single Predictor of Adverse Events in Healthy Seniors Aged 75 Years and Older,” *The Journals of Gerontology: Series A*, **60** (10), pp. 1304–1309 (2005)
- [295] **Stinchcombe, A., N. Kuran, and S. Powell**, “Report Summary - Seniors’ Falls in Canada: Second Report: key highlights,” *Chronic Diseases and Injuries in Canada*, **34** (2/3), pp. 171–174 (2014)

- [296] **Chou, L.S., K.R. Kaufman, R.H. Brey, and L.F. Draganich**, “Motion of the whole body’s center of mass when stepping over obstacles of different heights,” *Gait & Posture*, **13** (1), pp. 17–26 (2001)
- [297] **Hollands, M., K. Hollands, and S. Rietdyk**, “Visual Control of Adaptive Locomotion and Changes Due to Natural Ageing,” in F. A. Barbieri and R. Vitório, eds., , “Locomotion and Posture in Older Adults: The Role of Aging and Movement Disorders,” Springer International Publishing, Cham, pp. 55–72 (2017).
- [298] **Weerdesteyn, V., B. Nienhuis, and J. Duysens**, “Advancing age progressively affects obstacle avoidance skills in the elderly,” *Human Movement Science*, **24** (5–6), pp. 865–880 (2005)
- [299] **Lowrey, C.R., A. Watson, and L.A. Vallis**, “Age-related changes in avoidance strategies when negotiating single and multiple obstacles,” *Experimental Brain Research*, **182** (3), pp. 289–299 (2007)
- [300] **Maillot, P., A. Dommes, N.-T. Dang, and F. Vienne**, “Training the elderly in pedestrian safety: Transfer effect between two virtual reality simulation devices,” *Accident; Analysis and Prevention*, **99** (Pt A), pp. 161–170 (2017)
- [301] **Cavallo, V., A. Dommes, N.-T. Dang, and F. Vienne**, “A street-crossing simulator for studying and training pedestrians,” *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, **61**, pp. 217–228 (2019)
- [302] **Patla, A.E., and S.D. Prentice**, “The role of active forces and intersegmental dynamics in the control of limb trajectory over obstacles during locomotion in humans,” *Experimental Brain Research*, **106** (3), pp. 499–504 (1995)
- [303] **Sakurai, R., K. Kodama, and Y. Ozawa**, “Adaptive locomotion during subtle environmental changes in younger and older adults,” *Scientific Reports*, **12** (1), p. 12438 (2022)
- [304] **Tombaugh, T.N., and N.J. McIntyre**, “The Mini-Mental State Examination: A Comprehensive Review,” *Journal of the American Geriatrics Society*, **40** (9), pp. 922–935 (1992)
- [305] **Brodaty, H., N.M. Kemp, and L.-F. Low**, “Characteristics of the GPCOG, a screening tool for cognitive impairment,” *International Journal of Geriatric Psychiatry*, **19** (9), pp. 870–874 (2004)
- [306] **Roberts, M., D. Mongeon, and F. Prince**, “Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait,” *Physical Therapy and Rehabilitation*, **4** (1), p. 6 (2017)
- [307] **Chou, L.S., and L.F. Draganich**, “Placing the trailing foot closer to an obstacle reduces flexion of the hip, knee, and ankle to increase the risk of tripping,” *Journal of Biomechanics*, **31** (8), pp. 685–691 (1998)
- [308] **Chou, L.S., and L.F. Draganich**, “Stepping over an obstacle increases the motions and moments of the joints of the trailing limb in young adults,” *Journal of Biomechanics*, **30** (4), pp. 331–337 (1997)

- [309] **Magermans, D.J., E.K.J. Chadwick, H.E.J. Veeger, and F.C.T. van der Helm**, “Requirements for upper extremity motions during activities of daily living,” *Clinical Biomechanics*, **20** (6), pp. 591–599 (2005)
- [310] **Boone, D.C., and S.P. Azen**, “Normal range of motion of joints in male subjects.,” *JBJS*, **61** (5), p. 756 (1979)
- [311] **Chapman, R.M., M.T. Torchia, J.-E. Bell, and D.W. Van Citters**, “Assessing Shoulder Biomechanics of Healthy Elderly Individuals During Activities of Daily Living Using Inertial Measurement Units: High Maximum Elevation Is Achievable but Rarely Used,” *Journal of Biomechanical Engineering*, **141** (4), (2019)

Valorisation

Publications:

- **2022**

Renaux, A., Muhla, F., Clanché, F., Meyer, P., Maïaux, S., Colnat-Coulbois, S., & Gauchard, G. (2022). Effects of using immersive virtual reality on time and steps during a locomotor task in young adults. *Plos one*, 17(10), e0275876., <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0275876>

- **2023**

Renaux, A., Clanché, F., Muhla, F., Duclos, K., Meyer, P., Colnat-Coulbois, S., & Gauchard, G. (2023). Age-related decrease in functional mobility score when performing a locomotor task in an immersive environment, *Frontiers in bioengineering and biotechnology – Biomechanics*. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1141507>

Personeni, G., Clanché, F., Bastogne, T., Renaux, A., Muhla, F. & C. Gauchard, G. (2023). Évaluation en réalité virtuelle du risque de chutes chez les personnes âgées. *Hegel*, 1, 45-53. <https://doi.org/10.3917/heg.131.0045>

Communication à colloques:

- **Octobre 2021**

Présentation des résultats des études #1 et #2 à l'ACAPS de Montpellier.

- **Novembre 2021**

Présentation et ateliers des outils de réalité virtuelle immersive au service de l'évaluation de risque de chute au Colloque « Seniors et Prévention Santé » à l'occasion des 50 ans de l'Office Nancéens des Personnes Agées, à Nancy.

- **Mai 2021**

Présentation en visioconférence de la méthodologie de l'étude #4 au JetSan sur la thématique « Solutions numériques pour l'autonomie des personnes ».

- **Novembre 2022**

Présentation orale de la méthodologie et des résultats préliminaires de l'étude #4 au GetCop sur la thématique « l'âge : concepts, avatars et innovations » à Nancy.

Communication à séminaires et workshop :

- **Avril 2022**

Atelier et présentation des outils de réalité virtuelle immersive au service de l'évaluation de risque de chute au Salon Laval Virtual, à Laval.

- **Février 2022 et Mars 2023**

Présentation orale des résultats des études #3 et #4 devant le comité scientifique de la direction « Fondation Maif pour la Recherche » à Paris.

- **Juin 2023**

Présentation orale de l'outil développé dans l'étude #4 à la conférence internationale « Association of Computing Machinery International Conference on Interactive Media Experiences, CARE IMX 2023: Future immersive healthcare experience in medical and home setting » à Nantes.

Résumé :

La réalité virtuelle immersive est une technologie qui permet de plonger un individu dans un environnement numérique pouvant simuler une situation du quotidien, ouvrant le champ des possibles dans l'évaluation du degré d'autonomie, de risque de chute ou d'état de santé global d'un individu. En effet, l'expérience virtuelle permet d'apporter reproductibilité, adaptabilité et contextualisation d'une tâche par rapport aux objectifs recherchés, tout en pouvant contrôler en temps réel les interactions réalisées, en sécurité. L'objectif central de ce projet de thèse est de savoir si la réalité virtuelle immersive pourrait permettre de mettre en œuvre les conditions appropriées d'évaluation des capacités fonctionnelles d'un individu en proposant des situations immersives contextualisées à des situations du quotidien. Dans un premier temps, nous avons quantifié les effets d'un environnement immersif sur la mobilité fonctionnelle lors d'une tâche locomotrice reconnue. Les résultats ont montré que lors d'une première et courte expérience virtuelle, le pattern locomoteur semblait conservé mais adapté avec une baisse significative de la performance locomotrice, accentuée par le processus de vieillissement. En parallèle et dans un second temps, nous avons montré qu'à la suite d'une exposition continue et diversifiée à un environnement immersif, la performance locomotrice s'améliorait significativement et la baisse initiale liée à la découverte était atténuée, en particulier chez les personnes âgées, démontrant ainsi la nécessité d'un temps de familiarisation avec le dispositif pour refléter davantage leurs capacités. Enfin, nous avons créé un nouveau modèle d'évaluation des capacités fonctionnelles en soumettant les participants à différentes tâches perceptivo-motrices de complexité croissante en situations immersives. Cela a abouti à la mise en œuvre d'un outil d'évaluation et d'aide à la décision qui pourrait être utilisé pour évaluer le niveau d'autonomie et orienter une prise en charge individualisée. Cet outil devra être comparé, affiné et validé pour être déployé à plus grande échelle.

Mots clés : Réalité virtuelle immersive, tâches motrices, mobilité, capacités fonctionnelles, outil d'évaluation, effets d'âge.

Abstract:

Immersive virtual reality is a technology that allows an individual to be immersed in a digital environment that can simulate everyday situations, opening up new possibilities for assessing an individual's degree of autonomy, risk of falling, or overall health status. Virtual experience provides reproducibility, adaptability, and contextualization of a task in relation to the desired objectives, while allowing real-time control of interactions performed safely. The central objective of this thesis project is to determine whether immersive virtual reality could provide the appropriate conditions for assessing an individual's functional abilities by offering contextualized immersive situations to everyday situations. Initially, we quantified the age-related effects of an immersive environment on functional mobility during a recognized locomotor task. The results showed that during a first and short exposure to an immersive situation, the locomotor pattern seemed to be preserved but adapted with a significant decrease in locomotor performance, accentuated by aging process. Subsequently, we showed that following continuous and diversified exposure to an immersive environment, locomotor performance improved significantly, and the initial decrease associated with exploration was attenuated, particularly in older people, thus requiring a time of habituation with the device to better reflect their abilities. Finally, we created a new model for assessing functional abilities by subjecting participants to different perceptivo-motor tasks of increasing complexity in immersive situations. It led to the implementation of an evaluation and decision-support tool that could be used to assess the level of autonomy and guide individualized care. This tool will need to be compared, refined, and validated to be deployed on a larger scale.

Key words: Immersive virtual reality, motor tasks, mobility, functional abilities, assessment tool, age-related effects.